

# Experiencia Pre-Clínica con Marcapaso DDDR con Acelerómetro como Sensor de Actividad

Pablo FERNANDEZ BANIZI<sup>(1)</sup> Diego LUPANO<sup>(1)</sup> Javier IGUINIZ<sup>(2)</sup> Fernando SILVEIRA<sup>(2)</sup>  
Oscar SANZ<sup>(2)</sup> Pedro ARZUAGA<sup>(2)</sup>

Relampa 78024-454

Fernandez Banizi P, Lupano D, Iguiniz J, Silvera F, Sanz O, Arzuaga P. Experiencia pre-clínica con marcapaso DDDR con acelerómetro como sensor de actividad. Relampa 2008; 21(3): 168-177.

**RESUMEN:** En los últimos años en los marcapasos (MP) con respuesta en frecuencia se está utilizando de manera mayoritaria como sensor un acelerómetro. CCC desarrolló modelos con respuesta en frecuencia (Teros 603 - Teros 803) utilizando también un acelerómetro como sensor. Se realizó un estudio en 22 voluntarios sanos con el modelo Teros 803 correlacionando la frecuencia sinusal de los voluntarios con el nivel de actividad del sensor en diferentes tipos de ejercicio. Este trabajo resume el procesamiento y algoritmos utilizados por el marcapasos para determinar el nivel de actividad, la metodología empleada para este estudio y los resultados obtenidos. Se utilizó un protocolo para cinta deslizante y otro para subir y descender escaleras. Se evaluó también la herramienta que posee el MP como ayuda para el médico para adaptar los parámetros del MP a la frecuencia a la que se planea llegar de acuerdo al nivel de actividad del sensor. Se encontró una muy buena correlación en la cinta deslizante en los diferentes niveles de ejercicio. La correlación en la subida y bajada de escaleras, si bien no es tan estrecha, muestra una buena relación en los niveles de actividad normales (60 escalones por minuto). Concluimos que el acelerómetro y procesamiento utilizado por los MP CCC Teros permiten tener una respuesta en frecuencia con una buena correlación con el nivel de actividad del paciente.

**DESCRIPTORES:** acelerómetro, respuesta en frecuencia, nivel de actividad.

## INTRODUCCIÓN

En pacientes añosos con marcapaso (MP), un aumento del gasto cardíaco durante el ejercicio viene dado mayormente por un aumento de la frecuencia cardíaca<sup>1-11</sup>.

Las primeras ideas de variaciones de la frecuencia cardíaca en marcapasos implantados tienen más de 20 años. Las generaciones iniciales de MP con respuesta en frecuencia utilizaban un cristal piezoeléctrico adosado a la caja del MP que podía convertir vibraciones o sacudidas que estaban presentes durante la realización de un ejercicio en señales eléctricas.

El éxito clínico de estos sistemas se debió en parte a lo sencillo de implantarlos al no requerir de electrodos especiales o adicionales y al fácil seguimiento. Tenían el inconveniente de no responder a ejercicios isométricos o estrés psicológico<sup>12</sup>. También eran susceptibles a vibraciones externas encontradas en varias formas de transporte o un incremento mayor en las señales al bajar que subir escaleras<sup>13-16</sup>.

Aparecieron luego otro tipo de sensores de movimiento, los acelerómetros, que convertían fundamentalmente la aceleración horizontal en señales eléctricas, los cuales mantenían las ventajas de sus

(1) Cardiólogos del equipo de marcapasos del Instituto Nacional de Cirugía Cardíaca (INCC) Montevideo-Uruguay.

(2) Ingenieros del Centro de Construcción de Cardioestimuladores (CCC) Montevideo-Uruguay.

Dirección para correspondencia: Pablo Purriel 3120. CP: 11600 - Montevideo - Uruguay. e-mail: pfernan@netgate.com.uy

Trabalho recibido en 08/2008 y publicado en 06/2008.

predecesores, disminuyendo las influencias de vibraciones extracorporales<sup>2-4,6-9,11,14,15,17-23</sup>.

Inicialmente los sensores de vibración utilizados habían sido construidos para detectar vibraciones o sacudidas en el orden de los 10 a 50 Hz<sup>22,23</sup>.

Se ha visto que los sistemas basados en acelerómetros responden a frecuencias menores. Estudios efectuados muestran que las fuerzas generadas por el movimiento del cuerpo son de baja frecuencia, por debajo de 6 Hz<sup>16</sup>.

El motivo de nuestro estudio es evaluar el acelerómetro, así como el sistema analógico de procesamiento de señales, su respuesta en frecuencia y el algoritmo utilizado para determinar la frecuencia de estimulación de los MP CCC modelos Teros 803, en un grupo de voluntarios sanos, correlacionando los niveles de actividad del sensor y la frecuencia cardíaca (sinusal) alcanzada por los sujetos en estudio frente a diferentes tipos de ejercicio. Se evaluó también, como objetivo secundario, la herramienta que posee el MP Teros 803 para asistir al médico en el ajuste de los parámetros de respuesta en frecuencia en forma manual<sup>1,24-26</sup>.

## MATERIAL Y MÉTODOS

### Grupo de estudio

Previo consentimiento informado se tomaron para el estudio 22 voluntarios sanos, con edades que variaron entre 21 y 52 años con una media de 28.5 años, con diferente grado de entrenamiento. Ocho eran del sexo femenino. La altura varió entre 1,60 m y 1,88 m., y el peso entre 52 kg. y 87 kg (tabla 1).

El MP se adosó firmemente sobre la piel de la región subclavicular derecha, con cintas adhesivas y vendas. El movimiento espontáneo fue minimizado al máximo posible. Esta metodología ya fue evaluada y avalada en estudios anteriores<sup>6-8,14,23,27</sup>.

Se sometieron a un ejercicio protocolizado (cinta deslizante y escaleras). En la cinta deslizante se utilizó un protocolo adaptado a las necesidades de valorar el acelerómetro y no la enfermedad coronaria<sup>6,8,15,28</sup> (tabla 2).

Como parte del protocolo se realizó el ascenso y descenso de las escaleras (tabla 3). A los efectos de mantener un paso constante al subir y bajar las escaleras se utilizó un metrónomo digital que indicaba el ritmo del paso de subida y bajada<sup>8,11,14</sup>.

### Marcapaso y sistemas de adquisición de datos

Se utilizaron para este estudio MP DDDR CCC modelo Teros 803, los cuales poseen un acelerómetro piezoeléctrico para medir la aceleración del torso del paciente.

A los efectos de obtener un indicador del nivel de actividad se realiza el procesamiento siguiente:

En primer lugar, la señal de aceleración que provee el acelerómetro es amplificada y filtrada en la banda de frecuencias de 0.5 a 8 Hz, a diferencia de lo utilizado por algunos sistemas basados en acelerómetros<sup>2,3,16,22,23</sup> en que la sensibilidad más alta se hallaba en el rango de 6-10 Hz. Luego se toma su valor absoluto, pues son de interés tanto las ace-

**TABLA 1**  
DATOS DESCRIPTIVOS DE VOLUNTARIOS SANOS

Sexo	Edad	Peso	Talla
M	36	67	1,83
F	26	52	1,61
F	29	56	1,64
M	24	85	1,77
M	30	75	1,84
M	26	70	1,78
M	52	87	1,7
M	26	71	1,71
F	26	64	1,64
F	33	59	1,6
M	21	80	1,88
F	31	58	1,62
F	33	58	1,65
F	24	52	1,6
M	28	64	1,77
F	26	50	1,63
M	26	70	1,84
M	43	87	1,74
M	24	68	1,73
M	24	83	1,82
M	24	80	1,7
M	42	75	1,74

**TABLA 2**  
PROTOCOLO DE EJERCICIO UTILIZADO EN CINTA DESLIZANTE

Etapas	Velocidad (mph)	Inclinación (%)	Duración (min)	Trabajo (METs)
Reposo	0	0	1	0
I	1	0	2	2
II	2	0	2	2.6
III	2	3.5	2	3.4
IV	3	5.5	2	5.0
V	4	5.5	2	8.0
VI	5	5.5	2	12.0
Reposo	Sentado		8	

**TABLA 3**  
PROTOCOLO DE EJERCICIO UTILIZADO EN PRUEBA DE ESCALERAS ASCENDENTE DESCENDENTE

Frecuencia Escalones/min	Trabajo Mets	Frecuencia Escalones/min	Trabajo METs
30	3.5	30	2.0
60	6.5	60	3.0
90	9.0	90	4.0

leraciones como las desaceleraciones y finalmente se filtra esto con un filtro pasabajos de primer orden y frecuencia de corte de 0.033Hz (lo que es aproximadamente equivalente a tomar el promedio de los últimos 13 segundos de actividad) (figura 1).

El resultado de este procesamiento, al que denominaremos nivel de actividad, es el utilizado en el circuito lógico del MP para generar los cambios deseados en la frecuencia de estimulación. El mismo varía entre 0 y aproximadamente 100. A diferencia de la mayoría de los sistemas conocidos para el cálculo de la frecuencia objetivo, el dispositivo usa solamente un factor de conversión programable (Slope) que traduce el nivel de actividad medido a la frecuencia objetivo. No existe una programación separada del umbral de actividad o sensibilidad (bajo, medio, alto) que filtre las señales por debajo de determinados valores, pero sí un umbral fijo por debajo del cual las señales recibidas por el circuito del sensor principalmente debidas al ruido no son tenidas en cuenta. El MP se programó siempre de la misma manera, en modo DOOR, para evitar cualquier tipo de interferencias, frecuencia básica de 60 ppm, frecuencia máxima del sensor de 180 ppm, coeficiente de aumento de la frecuencia (slope) de 6, tiempo de subida 30 segundos, tiempo de bajada 2 minutos.

Se obtuvieron los datos en un sistema desarrollado por CCC, llamado "Shadow Logger". Este dispositivo permite recoger los datos del nivel de actividad medido por el MP y ECG del paciente en tiempo real. Los datos se vuelcan en una tarjeta de memoria SD estándar. También es posible agregar *marcas* de usuario para señalar ciertos eventos particulares que se recogen.

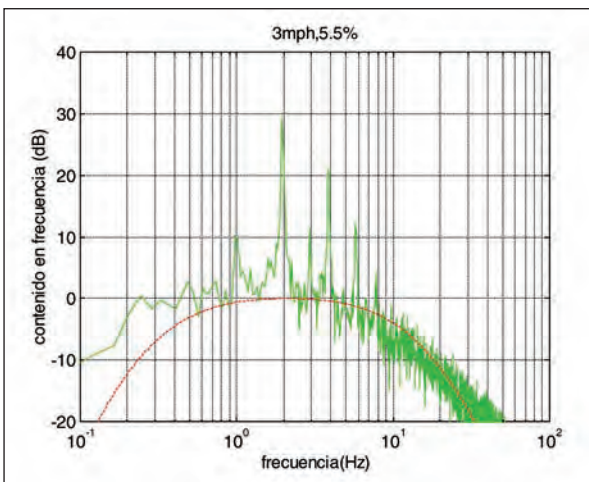


Figura 1 - Componentes de frecuencia de la señal del acelerómetro (luego de filtrada en la banda 0.5 - 8Hz) para la realización de ejercicio en la cinta deslizante a 3.5mph e inclinación de 5.5%. En verde se presenta la señal adquirida y en rojo la respuesta en frecuencia del filtro aplicado en el circuito del MP. Se observa que los principales componentes de frecuencia de la señal se encuentran entre 2 y 6 Hz.

El dispositivo cuenta con un circuito de ECG cuya respuesta en frecuencia tiene ganancia máxima a 5 Hz, cae -3dB a 0.88Hz aprox. y el factor de caída es de 30dB/dec. por debajo de esta frecuencia. Existen filtros a 50Hz y 60Hz para asegurar una ganancia menor que -32 dB a estas frecuencias, la ganancia a 90Hz es aprox. -10dB y, por encima de ésta, el factor de caída es de 5to orden.

La ganancia es ajustable en tres niveles (700, 1600 y 3000).

Las entradas a este circuito son los 3 electrodos (terminales) de ECG estándar (RA - LA - RL) que se conectan al paciente, tomando una derivación similar a V5 (+ manubrio esternal a la altura del 4º espacio intercostal derecho y - 5º espacio intercostal izquierdo a nivel de la línea axilar anterior). En la figura 2, se observa cómo se obtienen mediante este sistema, en forma simultánea, los datos del ECG del sujeto en estudio y del nivel de actividad medido por el MP.

La comunicación del mismo con el MP se hace mediante un cabezal especial que se conecta al Shadow Logger. Con este cabezal se transmiten desde y hacia el MP los datos de forma inalámbrica. En particular para esta prueba, los datos transmitidos por el MP son las medidas del nivel de actividad.

Los datos del registro de ECG se procesan con un programa que identifica los picos del complejo QRS y calcula la correspondiente frecuencia cardiaca a partir de un par de complejos. El programa permite hacer filtrados digitales y definir el umbral para la detección de los picos. Los datos procesados se grafican junto con los valores del nivel de actividad de forma de ver el seguimiento de este último con el ritmo cardíaco (figura 3).

Para evaluar el algoritmo de que dispone el MP Teros 803 para ajustar los datos de respuesta en frecuencia se utiliza una planilla de cálculo que contiene el algoritmo del Teros 803 para determinar la próxima frecuencia de estímulo. Tomando los datos del nivel de actividad como entrada a esta planilla se obtienen los valores de la frecuencia de estímulo objetivo durante toda la actividad de las pruebas.

La planilla de cálculo permite ajustar el instante de comienzo del análisis y los parámetros que son programables en el marcapaso:

- Coeficiente de aumento de la frecuencia
- Tiempo de subida
- Tiempo de bajada
- Frecuencia máxima
- Frecuencia base

Finalmente se grafica el resultado de la frecuencia objetivo del marcapasos, obtenida con la planilla, junto con el ritmo cardíaco obtenido del registro de ECG.

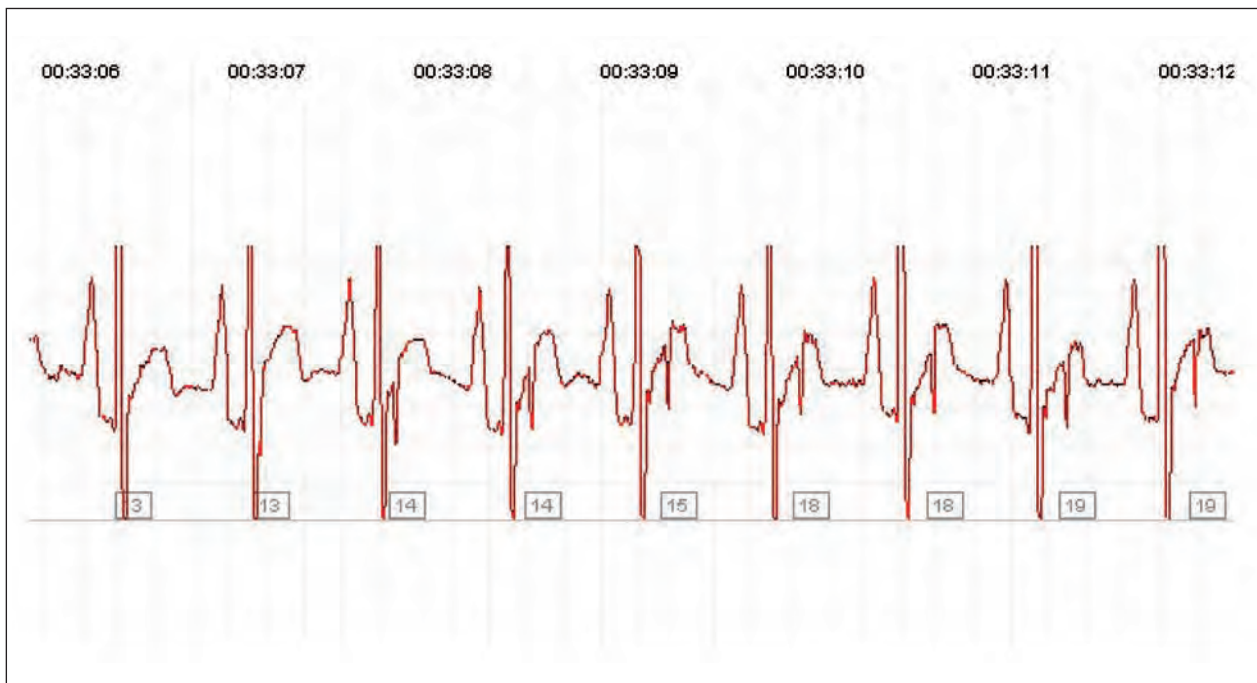


Figura 2 - Adquisición de ECG y nivel de actividad en tiempo real por el sistema Shadow Logger. Los números en los cuadrados marca el nivel de actividad obtenido por el MP a partir del acelerómetro en cada comunicación que se efectúa con el dispositivo.

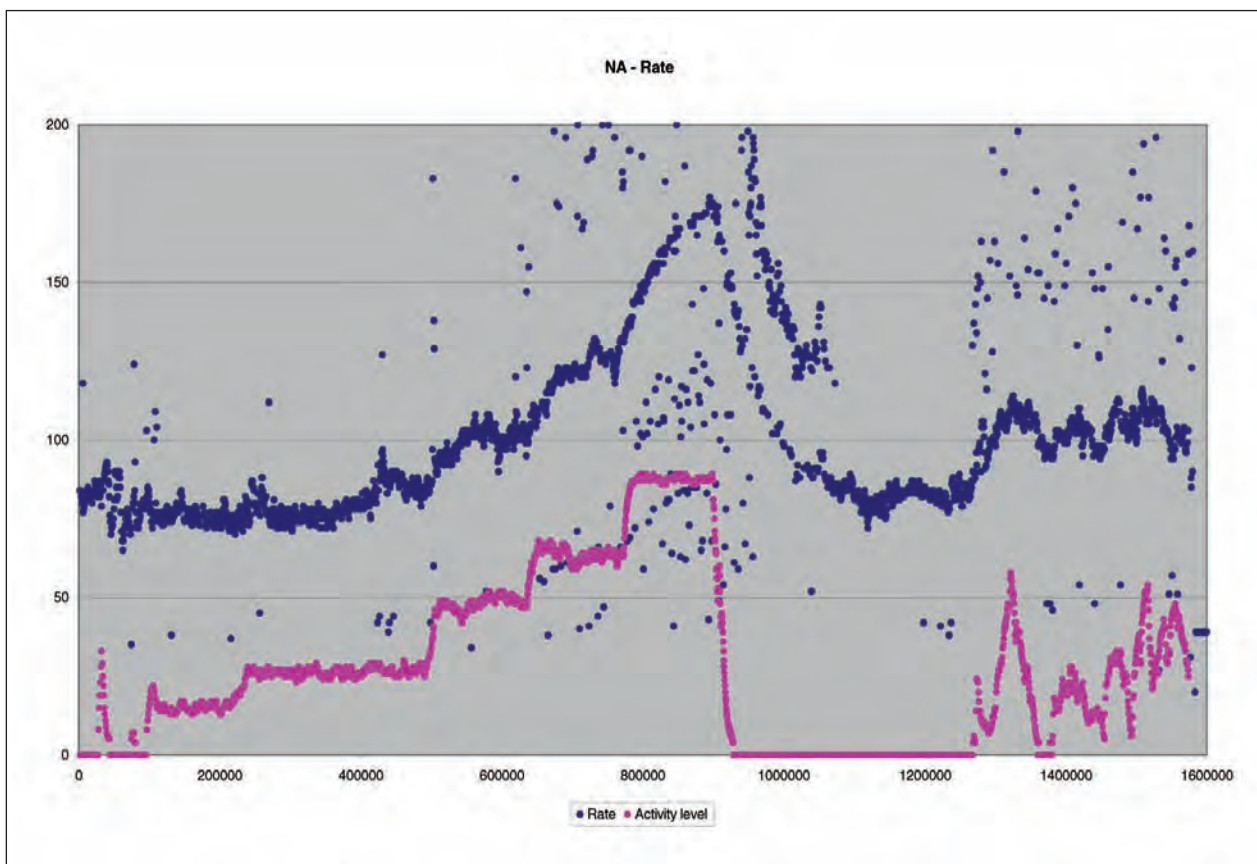


Figura 3 - Gráfica de la frecuencia sinusal y nivel de actividad del acelerómetro. Véase que son curvas concordantes en ambos parámetros.

Se genera un gráfico dinámico que modificará la curva de la frecuencia objetivo según cambien los parámetros de la planilla (figura 4).

El MP Teros 803 consta de una herramienta para asistir al médico en el ajuste de los parámetros que relacionan el nivel de actividad medido con la frecuencia objetivo de estimulación. Esta herramienta permite la adquisición de los datos de 10 medidas del nivel de actividad en un tiempo acotado, que puede ser variado entre 1 minuto y treinta minutos. Se obtiene una gráfica como la que se muestra en la figura 5 donde se observa en la parte superior los niveles de actividad a los que llegó el acelerómetro y en la parte inferior los valores de frecuencia calculados para el programa actual.

Seleccionando la gráfica podemos variar las frecuencias objetivo obteniendo un nuevo coeficiente de actividad (slope) a programar. La herramienta utiliza el mismo método de cálculo que la planilla que mostramos con anterioridad para generar la gráfica dinámica de frecuencia sinusal objetivo a partir del nivel de actividad.

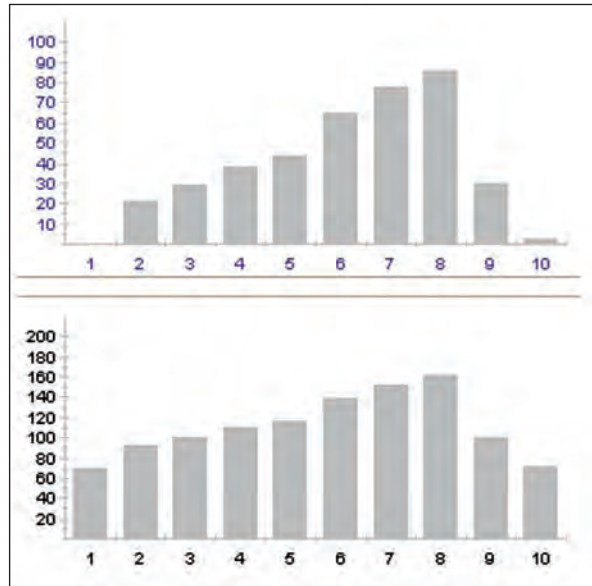


Figura 5 - Gráficas tomadas del programador del MP Teros 803 en uno de los voluntarios mostrando los niveles de actividad y la frecuencia objetivo

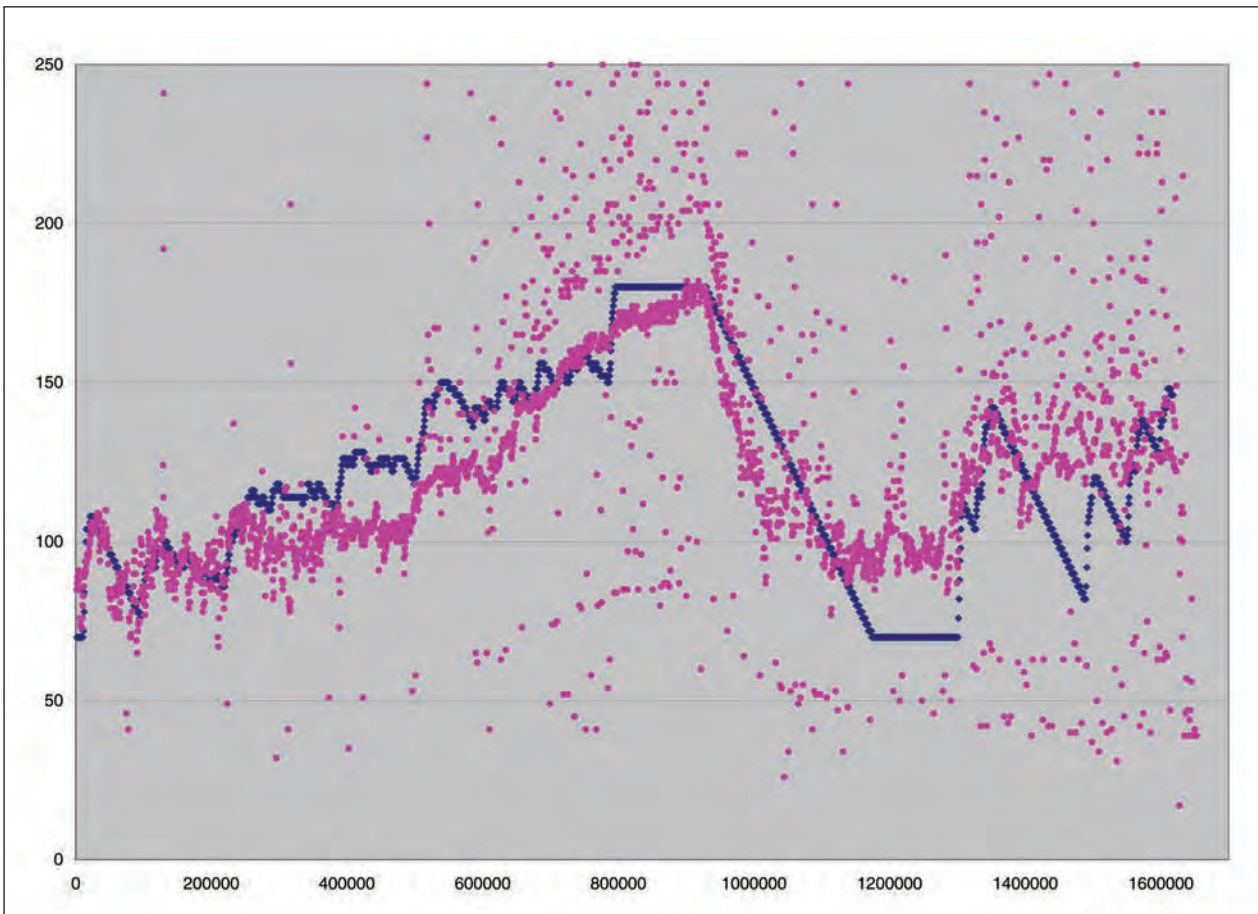


Figura 4 - Gráfico de la frecuencia sinusal objetivo del MP (azul oscuro) de acuerdo al nivel de actividad del acelerómetro y la frecuencia sinusal efectivamente registrada para uno de los voluntarios

## RESULTADOS

Se observó un aumento en cada etapa desarrollada en la cinta deslizante tanto en la frecuencia sinusal del voluntario, así como en el nivel de actividad del acelerómetro, exceptuando entre la segunda y tercera etapa donde solo hubo un aumento en la inclinación de la cinta deslizante sin variaciones en la velocidad (figura 6).

Los resultados promedio de cada una de las etapas tanto del nivel de actividad del acelerómetro como de la frecuencia sinusal del voluntario se observan en la tabla 4, así como en el gráfico de la figura 7.

Nótese que el nivel de actividad es creciente con el nivel de esfuerzo de cada ejercicio y bastante uniforme para cada ejercicio entre los distintos voluntarios.

En la prueba de las escaleras el comportamiento en la subida también mostró un aumento de la actividad del sensor, sin cambios significativos en la frecuencia sinusal de los pacientes debido proba-

blemente a no haber adoptado un reposo suficiente entre subida y bajada. En relación al nivel de actividad medido en subida versus el medido en la bajada, hubo poco cambio en el nivel de actividad con los 30 escalones/min. (nivel de esfuerzo menor). Para el caso de 90 escalones/min. (nivel de esfuerzo mayor), el comportamiento fue dispar presentándose algunos casos en que el nivel de actividad a la bajada fue mayor que en la subida (tabla 5, figura 8).

**TABLA 4**  
RESULTADOS DE NIVEL DE ACTIVIDAD DEL SENSOR (PROMEDIO) Y FRECUENCIA SINUSAL (PROMEDIO) DURANTE PRUEBA DE CINTA DESLIZANTE

Prueba	Etapas	Nivel de Actividad	Frecuencia Sinusal
Treadmill	Reposo Inicial	0	88
	1mph 0%	14,1	90
	2mph 0%	29,4	95
	2mph 3.5%	33,0	98
	3mph 5.5%	51,0	112
	4mph 5.5%	61,7	132
	5mph 5.5%	84,0	144
	Reposo Final	0	110

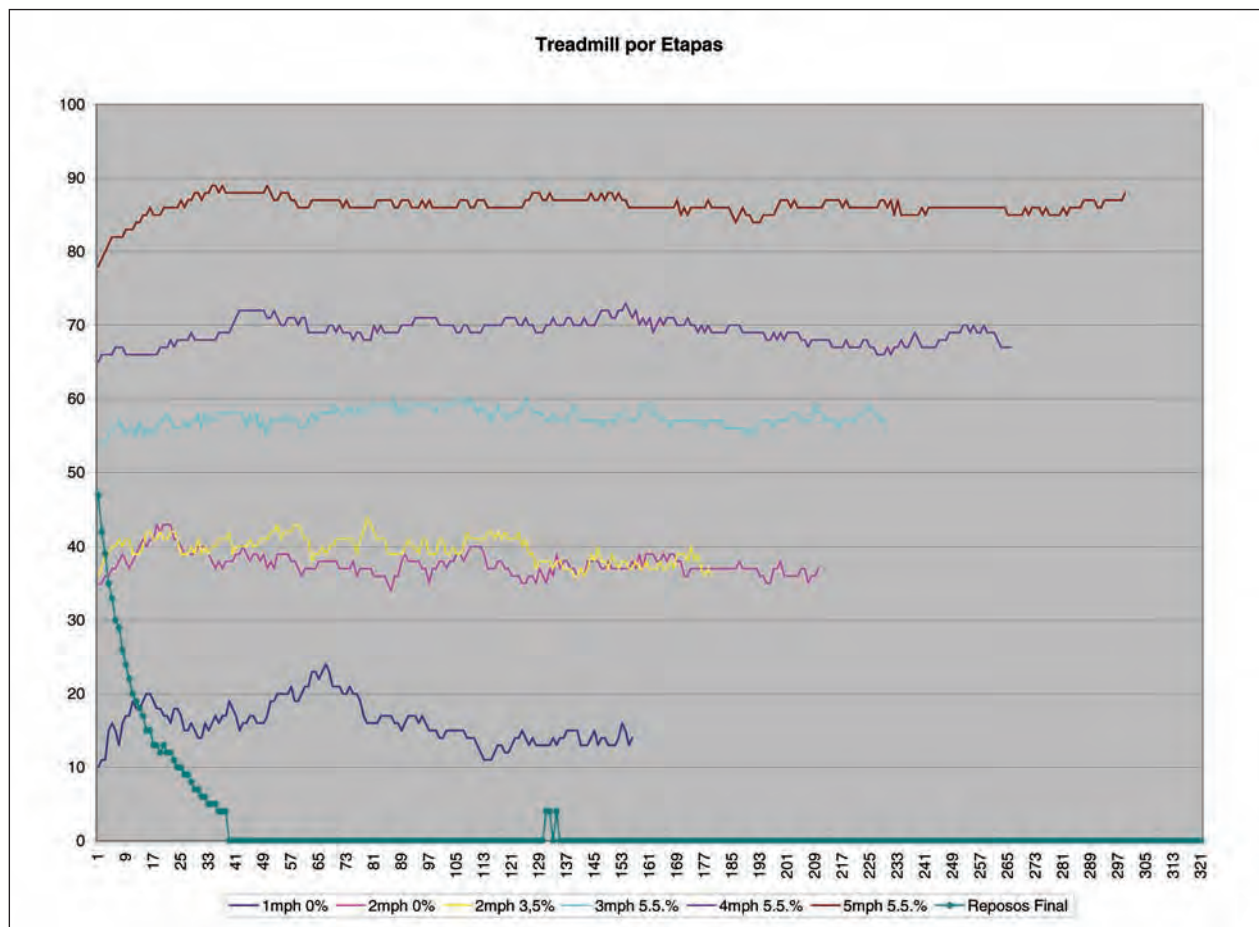


Figura 6 - Gráfico del paciente N° 8 que ejemplifica el comportamiento del acelerómetro (nivel de actividad) en cada etapa. Nótese cómo entre la 2ª y 3ª etapa prácticamente no hay cambios.

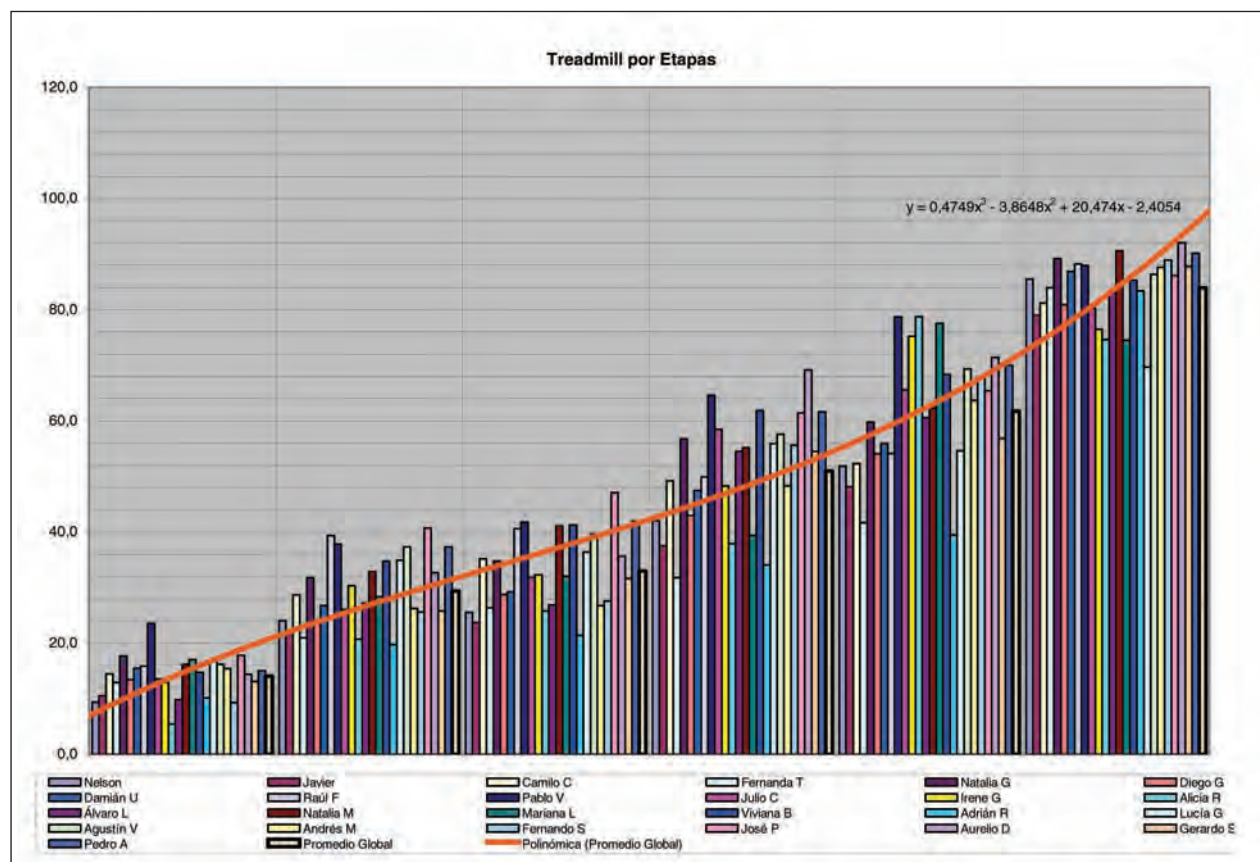


Figura 7 - Gráfica de los niveles de actividad de todos los pacientes en cada una de las etapas del ejercicio en la cinta deslizante

## DISCUSIÓN

Desde ya hace varios años han sido bien documentadas las ventajas que los marcapasos con respuesta en frecuencia tienen en aquellos paciente con incompetencia cronotrópica, aunque el indicador ideal de las demandas metabólicas no ha sido aún establecido.

Varios estudios demostraron que los acelerómetros, sensores no fisiológicos, tienen una respuesta más estrecha a las demandas del paciente que aquellos sensores también de actividad pero controlados sólo por vibraciones<sup>1,4-7,9-11,15,17,19,20</sup>.

La mayoría de los MP actuales del mercado utilizan acelerómetros como sensores por su sencillez en la implantación, fácil programación y buenos resultados. Incluso muchos fabricantes están abandonando el concepto del doble sensor<sup>4,20,29</sup> como mecanismo para mejorar la respuesta al ejercicio en estos dispositivos, en los que de alguna manera se utilizaban dos sensores con características diferentes, aunque siempre involucraban algún sensor de actividad.

En el caso del MP Teros 803, encontramos una buena correlación entre la frecuencia sinusal de los voluntarios jóvenes y el nivel de actividad alcanzado

**TABLA 5**  
RESULTADOS DE NIVEL DE ACTIVIDAD DEL SENSOR (PROMEDIO) Y FRECUENCIA SINUSAL (PROMEDIO) DURANTE PRUEBA DE ESCALERAS

Escalera 30ppm	Promedio Subida	15,5	114
	Promedio Bajada	13,1	112
Escalera 60ppm	Promedio Subida	24,7	119
	Promedio Bajada	21,5	115
Escalera 90ppm	Promedio Subida	26,9	121
	Promedio Bajada	34,9	121

por el dispositivo, tanto para niveles de esfuerzo bajos, 2 a 3 METs, así como para aquellos con una exigencia mayor. No se evidenció una diferencia significativa en el aumento de la actividad medida por el sensor cuando sólo hubo un aumento en la inclinación de la cinta sin aumento en la velocidad. Esto también ya fue analizado por otros autores encontrando que hay una relación más estrecha cuando los cambios son producidos por aceleraciones en sentido horizontal que vertical<sup>16</sup>, lo que es esperable pues el sensor es sensible a aceleraciones en la dirección horizontal.

Las curvas como lo muestran las figuras siempre fueron monótonas con un ascenso paulatino tanto en el nivel de actividad del sensor como en la frecuencia sinusal.

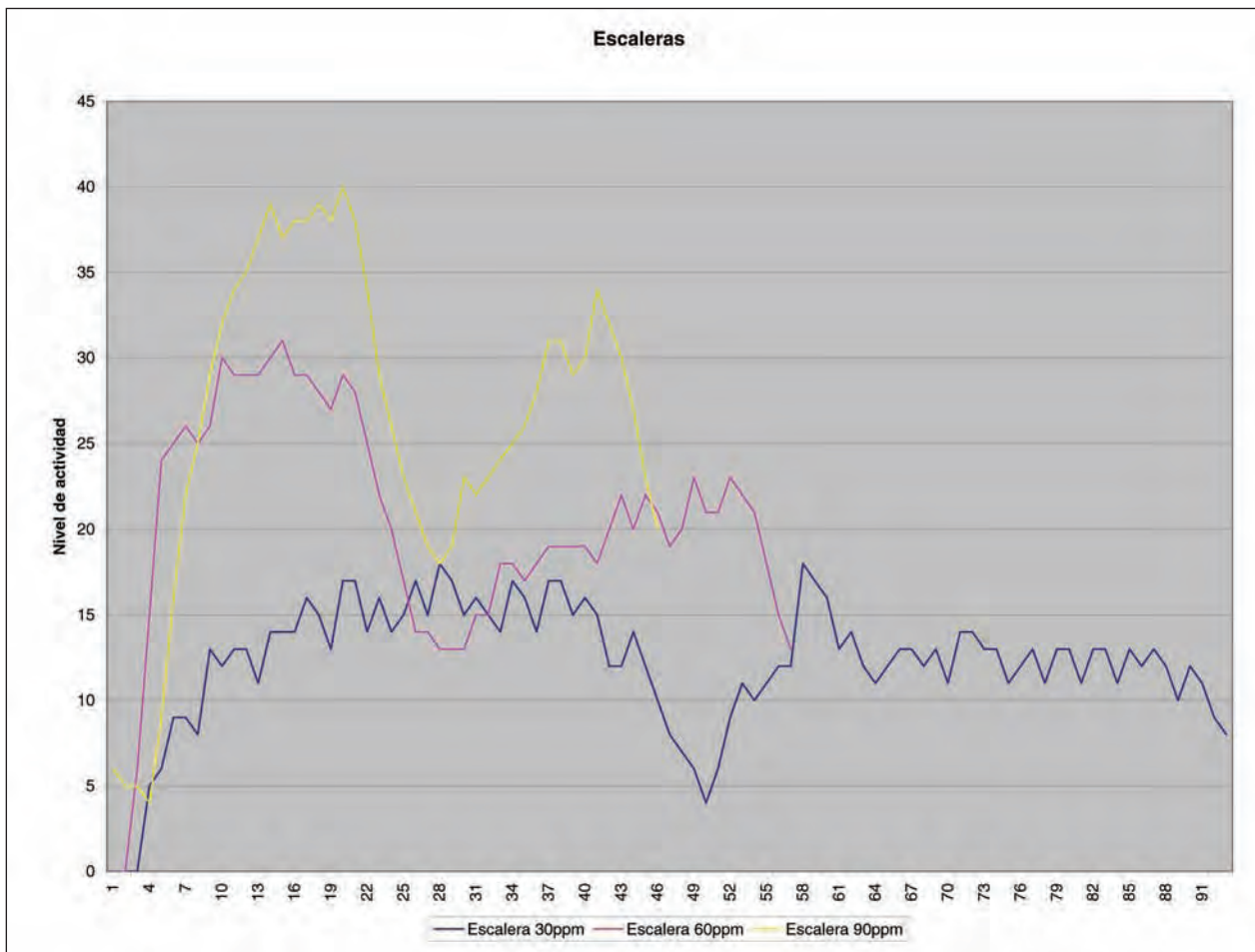


Figura 8 - Gráfica del nivel de actividad en uno de los voluntarios en los tres niveles de ejercicios al subir y bajar escaleras. En este voluntario el nivel de actividad tanto en subida como en bajada fue mayor cuanto mayor fueron los pasos por minuto y para el mismo ritmo de pasos fue mayor siempre en subida que en bajada.

También observamos en la subida y bajada de escalones una correlación más estrecha en el nivel de actividad del sensor al subir que al bajar los escalones<sup>8,14,15</sup>. Esto también podría ser explicado por un mayor movimiento antero-posterior al subir que al bajar escaleras. En la bajada, el nivel de actividad prácticamente era igual que al subir escalones, sobre todo para niveles de actividad menores. Para la bajada de escaleras a un ritmo de 90 escalones por minuto (nivel de mayor actividad), la actividad del sensor fue mayor que en la subida.

El comportamiento a ritmo de 60 escalones que sería el habitual de una población con MP implantado presenta un nivel de actividad más acorde con un aumento a la subida y un menor nivel de actividad a la bajada.

#### LIMITACIONES DEL ESTUDIO

El rango de edades de los individuos en estudio fue entre 21 y 52 años, sensiblemente más jóvenes

que el promedio de edades de la población con MP implantados. Esto puede hacer que tanto las fuerzas de aceleración sean diferentes en individuos más jóvenes, así como que la frecuencia sinusal del individuo en estudio, para un mismo esfuerzo, sea diferente con la edad.

Otra potencial limitación pudiera ser el haber utilizado dispositivos sujetos al dorso del voluntario en vez de MP implantados. Sin embargo, varias publicaciones avalan que con esta metodología las fuerzas de aceleración son equivalentes<sup>6-8,14,23,27</sup>.

#### CONCLUSIÓN

Se reporta la experiencia preclínica con el MP CCC Teros que utiliza un acelerómetro como sensor de actividad. El estudio muestra que existe una buena correlación entre la frecuencia sinusal y el nivel de actividad en los diferentes protocolos utilizados.



Relampa 78024-454

Fernandez Banizi P, Lupano D, Iguiniz J, Silvera F, Sanz O, Arzuaga P. Pre-clinical experience with a DDDR pacemaker with activity sensor based on an accelerometer. *Relampa* 2008; 21(3): 168-177.

**ABSTRACT:** In the last years rate responsive pacemakers (PM) mainly use an accelerometer as activity sensor. CCC has developed rate responsive PM models (Teros 603 - Teros 803) that apply an accelerometer as sensor. A study analyzing the correlation of the sinus frequency of 22 healthy volunteers with the activity level reported by the PM sensor during different kinds of exercises was done. This article summarizes the processing and algorithms used by the PM for determining the activity level, the methodology applied for the study and the obtained results. Two protocols were applied, one for treadmill exercise and one for ascent and descent of stairs. The tool that the PM provides for aiding the physician to set the rate responsive parameters of the PM, so that the desired frequency is reached for a given activity level, was also evaluated. A very good correlation was found in the treadmill tests for the different exercise levels. The correlation in the ascent and descent of stairs, even though it is not so good as in the treadmill test, it shows a good result for normal activity levels (60 steps per minute). As an overall conclusion, the accelerometer and processing implemented in the PM CCC TEROS provide a rate response with good correlation with the patient activity level.

**DESCRIPTORS:** accelerometer, frequency response, activity level.

---

Relampa 78024-454

Fernandez Banizi P, Lupano D, Iguiniz J, Silvera F, Sanz O, Arzuaga P. Experiência pré-clínica com marcapasso DDDR com acelerômetro como sensor de atividade. *Relampa* 2008; 21(3): 168-177.

**RESUMO:** Nos últimos anos, nos marcapassos (MP) com resposta de frequência, está sendo utilizado majoritariamente como sensor um acelerômetro. O CCC (Centro de Construção de Cardioestimuladores) desenvolveu modelos com resposta em frequência (Teros 603 - Teros 803) utilizando também um acelerômetro como sensor. Foi realizado um estudo em 22 voluntários saudáveis com o modelo Teros 803 correlacionando a frequência sinusoidal dos voluntários com o nível de atividade do sensor em diferentes tipos de exercício. Este trabalho resume o processamento e os algoritmos utilizados pelo marcapasso para determinar o nível de atividade, a metodologia empregada para este estudo e os resultados obtidos. Foi utilizado um protocolo para esteira e outro para subir e descer escadas. Foi avaliada também a ferramenta que o MP possui como ajuda ao médico para adaptar os parâmetros do MP à frequência à que se planeja chegar de acordo com o nível de atividade do sensor. Foi encontrada uma correlação muito boa na esteira nos diferentes níveis de exercício. A correlação na subida e descida de escadas, embora não seja tão estreita, mostra uma boa relação nos níveis de atividade normais (60 graus por minuto). Concluímos que o acelerômetro e o processamento utilizado pelos MP CCC TEROS permitem ter uma resposta de frequência com uma boa correlação com o nível de atividade do paciente.

**DESCRITORES:** acelerômetro, resposta de frequência, nível de atividade.

---

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 Charles RG, Heemels JP, Westrum BL, European Excel™ Study Group. Accelerometer-based adaptive-rate pacing: A multicenter study. *PACE* 1993; 16: 418-25.
- 2 Greenhut SE, Shreve EA, Lau CP. A comparative analysis of signal processing methods for motion-based rate responsive pacing. *PACE* 1996; 19: 1230-47.
- 3 Mahaux V, Verboven Y, Waleffe A, Grodent C, Geradin P, Kulbertus H. In vitro evaluation of a sensor sensitive to acceleration forces included in a new rate modulated pacemaker. *PACE* 1992; 15: 1867-72.
- 4 Shukla HH, et al. Clinical and quality of life comparison of accelerometer, piezoelectric crystal, and blended sensors in DDDR-paced patients with sinus node dysfunction in the Mode Selection Trial (MOST). *PACE* 2005; 28: 762-70.
- 5 Lazarus A, Mitchell K. Dromos DR Investigators Group. A prospective multicenter study demonstrating clinical benefit with a new accelerometer-based DDDR pacemaker. *PACE* 1996; 19: 1694-7.
- 6 Alt E, Matula M, Holzer K. Behavior of different activity-based pacemakers during treadmill exercise testing with variable slopes: A comparison of three activity-based systems. *PACE* 1994; 17: 1761-70.
- 7 Bacharach D, et al. Activity-based pacing: comparison of a device using an accelerometer versus a piezoelectric crystal. *PACE* 1992; 15: 188-96.

- 8 Candinas R, Jakob M, Buckingham Mattamann H, Amann W. Vibration, acceleration, gravitation and movement: Activity controlled rate adaptive pacing during treadmill exercise testing and daily life activities. *PACE* 1997; 20: 1777-86.
- 9 Zegelman M, Cieslinski G, Kreuzer J. Rate response during submaximal exercise: Comparison of three different sensors. *PACE* 1988; 11(Pt II) 1888-95.
- 10 Brost U, Siekmeyer G, Maisch B, Kaye S. A new motion responsive pacemaker: first clinical experience with an acceleration sensor pacemaker. *PACE* 1992; 15: 1809-14.
- 11 Greco OT, et al. Estudo multicêntrico comparativo de quatro diferentes tipos de sensores: atividade, acelerómetro, temperatura e período pré-ejeção. *Reblampa* 1996; 9(1): 11-6.
- 12 Menezes Jr. A. Avaliação do sensor de malha fechada durante atividade físicas e psicológicas programadas. *Reblampa* 2001; 14(4): 223-6.
- 13 Lau CP, et al. Limitation of rate response of an activity-sensing rate-responsive pacemaker to different form of activity. *PACE* 1988; 11: 141-50.
- 14 Matula M, Schlegl M, Alt E. Activity controlled cardiac pacemakers during stairwalking: A comparison of accelerometer with vibration guided devices and with sinus rate. *PACE* 1996; 19: 1036-41.
- 15 Erdelitsch-Reiser E, Langenfeld H, Millerhagen J, Kochsiek K. New concept in activity-controlled pacemakers: clinical results with an accelerometer-based rate adaptive pacing system. *PACE* 1992; 15: 2245-9.
- 16 Alt E, et al. The basis for activity controlled rate variable cardiac pacemaker: An analysis of mechanical force in human body induced by exercise and environment. *PACE* 1989; 12: 1667-80.
- 17 Lau CP, Tai YT, Fong PC, Leung SK, Felsa L, Song S. Clinical experience with an activity sensing DDDR pacemaker using an accelerometer sensor. *PACE* 1992; 15: 334-43.
- 18 Roberts DH, Baxter S, Brennan P, Gammage M. Comparison of sinus node response to exercise with responses from two different activity-based rate adaptive pacemakers in healthy subjects of different age groups. *PACE* 1995; 18: 1882-8.
- 19 Lau CP. The range of sensors and algorithms used in rate adaptive cardiac pacing. *PACE* 1992; 15: 1177-211.
- 20 Bacharach W, Hilden T, Millerhagen J, Westrum B, Kelly J. Marcapasso responsivo baseado em atividade: Comparação entre um aparelho que utiliza acelerómetro e um com crystal piezoelétrico. *Reblampa* 1993; 6(1): 15-20.
- 21 Greco OT, Ardito RV. Avaliação clínica de um marcapasso bicameral com novo sensor-acelerómetro gravitacional. *Reblampa* 1997; 10(4): 186-90.
- 22 Schmidt M, et al. Improved accelerometer-based rate adaptive pacing by means of second-generation signal processing. *PACE* 1996; 19: 1698-703.
- 23 Lau CP, Stott J, Toff W, Zrtlein M, Ward D, Camm A. Selective vibration sensing: A new concept for activity-sensing rate-responsive pacing. *PACE* 1988; 11: 1299-309.
- 24 Mahaux V, Verboven Y, Waleffe A, Kulbertus H. Stepwise analysis of the calibration procedure of an accelerometer-based pacemaker. *PACE* 1994; 17: 1955-9.
- 25 Garrigue S, Gentilini C, Hofgartener F, Mouton E, Rousseau A, Clementy J. Performance of a rate responsive accelerometer-based pacemaker with autocalibration during standardized exercise and recovery. *PACE* 2002; 25: 883-7.
- 26 Klonis D, et al. Automatic sensor algorithms expedite pacemaker follow-ups. *PACE* 2003; 26: 225-8.
- 27 Roberts D, Baxter S, Brennan P, Gammage M. Comparison of externally strapped versus implanted accelerometer- or vibration-based rate adaptive pacemakers during various physical activities. *PACE* 1995; 18: 65-9.
- 28 Freedman R, Hopper D, Mah J, Hummel J, Wilkoff B. Assessment of pacemaker chronotropic response: implementation of the Wilkoff mathematical model. *PACE* 2001; 24: 1748-54.
- 29 Bonnet J, Géroux L, Cazeau S. The French Talent DR Pacemaker Investigators. Evaluation of a dual sensor rate responsive pacing system based on a new concept. *PACE* 1998; 21: 2198-203.