

Sensores utilizados para determinar frecuencia de estimulación en marcapasos adaptativos

Pablo Caitano

Facultad de ingeniería, Universidad de la república, Montevideo, Uruguay

Pablocaitano5@gmail.com

Docentes: María José González, Franco Simini, Pedro Arzuaga

Resumen- En esta monografía se pretende abordar algunas de las soluciones tecnológicas al problema del sensado de la actividad del paciente para adaptar la frecuencia de estímulo en los marcapasos adaptativos. Es comúnmente realizado con el acelerómetro. Si se compara el acelerómetro con el resto de los sensores, se destaca su rápida velocidad de respuesta. En la monografía se muestra la buena correlación entre la actividad determinada por el acelerómetro, y la frecuencia cardíaca tomada de un electrocardiograma de una persona sana realizando la actividad física. En el desarrollo tecnológico es posible que el uso del acelerómetro como sensor de actividad -predominante hoy en día en el mercado- sea pasajero como lo fueron todos sus predecesores.

Palabras Clave- marcapasos adaptativos, acelerómetro, minute ventilation, cristales piezoeléctricos, Teros 810, CCC, sensores.

I. INTRODUCCIÓN

En sus primeras versiones los marcapasos estimulaban a una frecuencia fija. Una vez que se comprobó el funcionamiento del marcapasos a frecuencia fija se exploraron opciones más amigables para el usuario. Una de ellas es el marcapasos adaptativo. Los marcapasos adaptativos o sensibles a la frecuencia fueron diseñados para aumentar o disminuir la frecuencia cardíaca dependiendo de las necesidades del paciente, intentando simular el comportamiento natural de un corazón sano, cuya frecuencia de estimulación varía según las necesidades metabólicas durante la actividad física, mental o emocional. El desarrollo de los marcapasos adaptativos se vio especialmente impulsado dado que representa una solución natural para los pacientes con incompetencia cronotrópica. Es decir, aquellos pacientes cuyo corazón es incapaz de aumentar su frecuencia cardíaca en proporción al aumento de la demanda.

Comenzó entonces la investigación para sensar de manera precisa a que frecuencia cardíaca estimular en tiempo real. Es importante destacar que si bien cuando estamos haciendo ejercicio, o cuando estamos subiendo las escaleras, la frecuencia cardíaca debe subir, hay más razones por las cuales la frecuencia cardíaca de una persona sana aumenta. Chu-Pak Lau [1, p.144] menciona como ejemplos el estrés mental, el ejercicio isométrico y la postura

II. SENSORES DISEÑADOS

Volumen minuto ("Minute Ventilation")

Si bien esta técnica de sensado no es usada actualmente, vale la pena mencionarla por ser unas de las primeras en haber sido implementadas. El MV ("minute ventilation" o "volumen minuto") se define como el producto de la frecuencia respiratoria por el volumen tidal.

La idea detrás de estos sensores es utilizar la buena correlación entre el volumen minuto y la frecuencia cardíaca. Esta correlación se debe a que el volumen minuto está relacionado con la demanda metabólica, que a su vez está relacionada con la frecuencia cardíaca. De acuerdo a Bunch [2] existe una relación prácticamente lineal entre la frecuencia cardíaca y la demanda metabólica, hasta aproximadamente el 70% del VO_2 máximo (volumen de oxígeno en sangre que nuestro organismo puede transportar y metabolizar). Este límite experimental debe ser tenido en cuenta en los algoritmos del marcapaso para no sobrepasar la frecuencia cardíaca a estimular. Por ejemplo, en el caso de estar haciendo mucho trabajo físico -donde se pierde la respuesta lineal-.

El sensor de volumen minuto fue diseñado para medir la impedancia de la caja torácica. Al respirar, la impedancia de la caja torácica cambia, por lo que podemos hallar la frecuencia respiratoria, igual a la frecuencia con la que cambia la impedancia de la caja torácica. La amplitud de la impedancia transtorácica varía como el volumen tidal. Por lo tanto si logramos medir la impedancia transtorácica, hemos resuelto el problema del sensado de una variable fisiológica para determinar la frecuencia de estímulo. Por supuesto que es necesario diseñar un algoritmo asociado al marcapasos -que utilizando el sensado de la impedancia, determinará la frecuencia de estímulo-. Además, el algoritmo contemplará los límites de la frecuencia de estímulo y la falta de linealidad una vez superado el 70% del VO_2 máximo.

Para medir la impedancia transtorácica cada 50ms el dispositivo impone una corriente entre la carcasa del marcapasos y el electrodo de anillo. Luego el sensor es capaz de detectar la caída de voltaje generada por el paso de la corriente (Fig. 1) y así calcular la impedancia transtorácica[2].

La razón principal por la cual se dejó de usar el sensor de volumen minuto es que las ventajas que presentaron los marcapasos adaptativos con acelerómetros como sensor de actividad fueron muy superiores. Los sensores con acelerómetro tienen una respuesta mucho más rápida, lo cual resulta en que los pacientes se sienten más cómodos con sensores de ese tipo. Otra desventaja de los sensores de ventilación minuto es que puede ser que estimulen incorrectamente ante una tos, o por problemas respiratorios más serios. La mayor ventaja es la sencillez del sensor y de los programas que usan. El sensor tuvo mucho éxito antes del desarrollo de los acelerómetros.

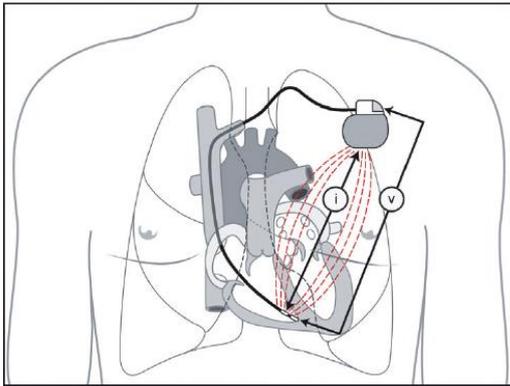


Fig. 1 Medición de impedancia transtorácica. Esta figura fue tomada de Bunch, TJ [2]

Sensores de actividad con cristales piezoeléctricos

Existen materiales que al deformarse se polarizan eléctricamente. A este efecto se le llama *efecto piezoeléctrico*, y es la base de los transductores piezoeléctricos, que utilizan esta polarización para producir una señal eléctrica. Es decir, que los transductores piezoeléctricos son capaces de traducir una vibración en una señal eléctrica.

Cuando estamos ante una actividad física, que requiere un aumento del gasto cardíaco, nuestros movimientos generan vibraciones que se han demostrado son de baja frecuencia, por debajo de los 6Hz [3]. Estos sensores (Fig 2) son muy buenos para detectar este tipo de vibraciones, y utilizando este hecho y la simplicidad del diseño, se colocó un CP - generalmente modificado para mejorar sus características piezoeléctricas- en el generador de pulsos del marcapasos.

Cuando el cuerpo se mueve, las vibraciones se trasladan al torso y el cristal es ligeramente deformado. Con esa pequeña deformación se genera una corriente, luego usada por la electrónica para determinar la frecuencia de estímulo cardíaco. Es importante mencionar que vibraciones no relacionadas con el ejercicio, por ejemplo aquellas que se producen por estar en un auto, tienen componentes de frecuencia a partir de los 10Hz [2] por lo que el análisis de nuestras señales se limitará máximo a 10Hz de frecuencia.

Existe un mínimo de deformación que se debe superar para que se tome una variación de actividad como válida, de modo de mejorar la relación de rechazo al ruido. Esta variación puede ser programada según el paciente lo desee, lo cual le da mucha flexibilidad al diseño.[2] Para determinar la frecuencia

de estímulo se utiliza la cantidad de veces que la señal superó este mínimo de deformación.

Los sensores de actividad con CP tienen la gran ventaja de reaccionar rápidamente al comienzo y final de la actividad física. Sin embargo, la respuesta no es excelente en términos de proporcionalidad. Por ejemplo, al bajar las escaleras generalmente tendremos un mayor incremento de la frecuencia cardíaca que al subirlas, dado que se genera más vibración al bajar las escaleras que al subirlas. La necesidad de un sensor más específico a otras actividades, como puede ser el ciclismo -que no presenta un aumento de la frecuencia cardíaca con los sensores basados en CP- y de un sensor que sea más inmune al ruido, dio lugar a la utilización de acelerómetros como sensores de actividad.

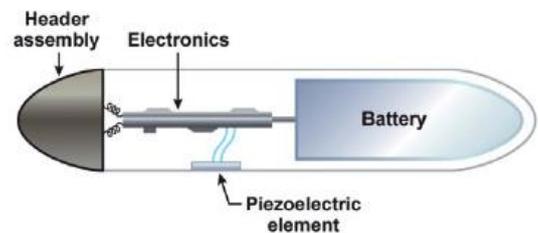


Fig. 2 Esquemático de posicionamiento de cristal piezoeléctrico en el generador de pulsos del marcapasos. Esta figura fue tomada de Bunch, TJ [2]

Sensores de actividad con acelerómetro

Cuando un acelerómetro es sometido a vibración, produce un potencial eléctrico proporcional a la aceleración de la masa que lo comprime. Una gran diferencia con los CP es que los acelerómetros solo sienten las vibraciones perpendiculares al plano del sensor, mejorando considerablemente la relación de rechazo al ruido.

Si el lector desea profundizar sobre cómo pasar de la lectura del acelerómetro al nivel de actividad, le recomendamos la lectura del capítulo "*Activity Recognition from User-Annotated Acceleration Data*" de [4].

El acelerómetro se coloca junto a la electrónica del generador de pulsos del marcapasos (Fig. 3), a diferencia del CP que se coloca pegado al interior de la carcasa del generador de pulsos. Esto es porque el CP siente la vibración de las fuerzas mecánicas transmitidas por el tejido que rodea, mientras que el acelerómetro es independiente de dicho tejido. El acelerómetro se encuentra aislado de dichas fuerzas, dado que se pretende que sea solo dependiente del movimiento del paciente [1].

A diferencia de los cristales piezoeléctricos, que cuentan cuantas veces se supera una cierta barrera de voltaje, los acelerómetros integran el voltaje que se genera en el elemento piezoeléctrico, y el voltaje integrado es el que es procesado por el marcapasos, analizando las amplitudes -y no solo la cantidad de veces que se pasa una cierta barrera- para hallar la frecuencia de estímulo. Esto tiene la ventaja de minimizar los errores por ruido. En particular es capaz de distinguir aceleraciones de alta frecuencia pero baja intensidad, como las que se producen por movimiento en auto, de aquellas de alta intensidad como las que se producen durante la actividad física.[1]

Otra ventaja de los acelerómetros respecto a los cristales piezoeléctricos es que son mucho más precisos en la proporcionalidad de su respuesta. Es decir que a mayor actividad el acelerómetro logra de manera mucho más proporcional dar una respuesta adecuada de estímulo. Aparte, puede responder apropiadamente a actividades como el ciclismo -que no genera muchas vibraciones a nivel del tronco pero sí a nivel del plano anteroposterior, que los acelerómetros son capaces de sensar-[1]

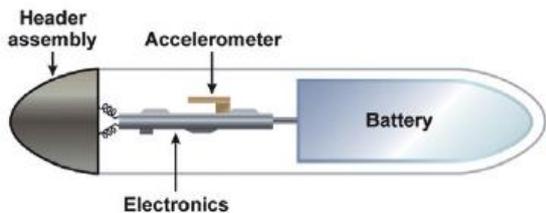


Fig. 3 Esquemático de posicionamiento de acelerómetro en el generador de pulsos del marcapasos. Esta figura fue tomada de Bunch, TJ [2]

Existen muchas variaciones en el procesamiento de las señales con este sensor según el fabricante, y en particular como la programación del marcapasos varía el procesamiento que se le hace a la señal. Por ejemplo la primera generación de marcapasos adaptativos con acelerómetros como sensores de actividad -diseñados por Medtronic- tenían como parámetros programables la mínima amplitud para que la señal sea tenida en cuenta, y la mínima pendiente que debía tener. Con estos parámetros se fija la sensibilidad del acelerómetro[1].

St. Jude Medical optó por un enfoque distinto[1]. Aquí el programador solo tenía que optar por un número para la programación del sensor (1= más sensible 7=menos sensible). Y una gran novedad que incorporó es la posibilidad del ajuste automático de los parámetros. Para ello el sensor procesa información durante 18 horas y estima los parámetros de sensibilidad que más le convienen al paciente en particular.[1]

Con el tiempo se fueron añadiendo parámetros y complejidad a los sensores. Por ejemplo Boston Scientific[1] utilizó los parámetros "response factor" "activity threshold" "reaction time" y "reactivity time", en donde siempre se comparan los parámetros con la "respuesta ideal" del sensor, generada por Boston Scientific basándose en la edad del paciente, el sexo, la frecuencia del ejercicio y la frecuencia cardíaca objetivo durante el ejercicio. Esta respuesta ideal era tenida en cuenta por el programador, o en caso de optar por el ajuste automático de los parámetros dicha respuesta ideal sería la referencia inicial utilizada por el marcapasos.[1]

III. ESTUDIO DEL ACELERÓMETRO COMO SENSOR DE ACTIVIDAD

En los últimos años los diseñadores de marcapasos adaptativos han optado predominantemente por la utilización del acelerómetro como sensor de actividad para sus diseños. La empresa Uruguay CCC desarrolló el marcapasos adaptativo Teros 803. Nos basaremos en el estudio de Fernandez[3] para sacar conclusiones de los acelerómetros

como sensor de actividad. Los autores realizaron un estudio en 22 voluntarios sanos con el modelo Teros 803, en las que se correlacionó su verdadera frecuencia cardíaca con la frecuencia de estímulo que indicaría el algoritmo basado en el sentido del nivel de actividad, para distintos tipos de ejercicios.

Adosaron el marcapasos firmemente sobre la piel de la región subclavicular derecha, y se minimizó el movimiento espontáneo, metodología ya evaluada y avalada en estudios anteriores.

En la publicación que describe el experimento [3] se puede ver el protocolo de ejercicio al detalle. Aquí mencionaremos que los voluntarios se sometieron a un ejercicio protocolizado de cinta deslizante y escaleras.

Se utilizó un programa desarrollado por CCC denominado "Shadow Logger" para recoger los datos del nivel de actividad medido por el marcapasos y electrocardiograma del paciente en tiempo real. A los datos se le aplicó luego un filtro pasabanda en 0.5Hz a 8Hz dado que como fue mencionado previamente estas son las frecuencias vibratorias que se generan durante el ejercicio y el resto para nosotros es ruido (Fig. 4).

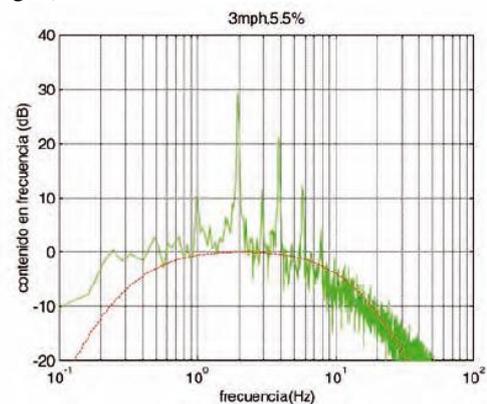


Fig. 4 Componentes de frecuencia de la señal del acelerómetro (Verde) luego filtrada en 0.5-8Hz (rojo). Esta figura fue tomada de Fernandez, Pablo [3]

Una vez que se obtuvieron los datos del nivel de actividad se calcularon las frecuencias de estímulo con el algoritmo de CCC. Se muestra en la Fig. 5 la gráfica del resultado de la frecuencia de estímulo del marcapasos junto con el ritmo cardíaco real del paciente sano obtenido del registro del electrocardiograma.

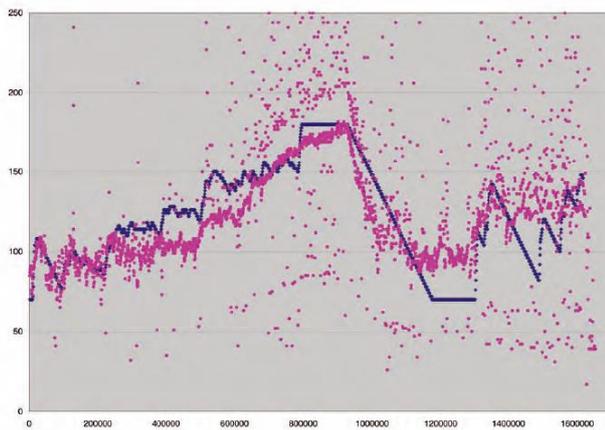


Fig. 5 Gráfica de la frecuencia de estímulo del MP (azul) y de la frecuencia sinusal efectivamente registrada para uno de los voluntarios. Esta figura fue tomada de Fernandez, Pablo [3]

Los resultados del trabajo verifican que el nivel de actividad es creciente con el nivel de esfuerzo de cada ejercicio, y similar en los resultados de todos los voluntarios al mismo ejercicio. Para las escaleras, en el caso de 30 escalones/minuto (esfuerzo menor) hubo poco cambio entre el nivel de actividad de la subida y la bajada. Pero para el caso de 90 escalones/minuto, hubo casos en los que la actividad de bajada fue mayor que en la subida.

Compartimos algunas de las conclusiones del estudio: "En el caso del marcapasos Teros 803, encontramos una buena correlación entre la frecuencia sinusal de los voluntarios jóvenes y el nivel de actividad alcanzado por el dispositivo, tanto para niveles de esfuerzo bajos, 2 a 3 METs, así como para aquellos con una exigencia mayor[...] 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.[...] El estudio muestra que existe una buena correlación entre la frecuencia sinusal y el nivel de actividad en los diferentes protocolos utilizados"[3]

Este estudio tiene sus limitaciones, sobre todo en lo que refiere a la edad de los voluntarios, menor al promedio de edad de los pacientes que utilizan marcapasos adaptativos. Sin embargo es claro que podemos concluir que los resultados con el acelerómetro como sensor de actividad se ajustan muy bien a la frecuencia que tendría un paciente sano.

Los acelerómetros superan en sus ventajas a los cristales piezoeléctricos, pero aún hay problemas por superar. Si consideramos por ejemplo un ejercicio isométrico, el nivel de actividad que detectará el acelerómetro permanece bastante constante, por lo que la frecuencia de estímulo permanecerá bastante constante. Sin embargo es claro que para una persona sana el ritmo cardíaco aumentará conforme pase el tiempo. En general para subidas y bajadas los niveles de actividad suelen ser similares, sin embargo las demandas fisiológicas son mayores para la subida que para la bajada. Por último mencionar que ninguno de los sensores mencionados responde a situaciones de aumento de la frecuencia cardíaca

no relacionadas al ejercicio físico, tales como las emociones.[2][3]

Vale la pena hacer una breve mención de lo que se espera será el futuro de los marcapasos. Como menciona Pedro Arzuaga en [5], en febrero de 2014 St. Jude anunció el primer implante en EEUU de un marcapasos sin cables. Dichos marcapasos son implantados directamente en el corazón a través de una cirugía poco invasiva. "The growth of the leadless pacemakers will be determined by the real advantages that this new technology could demonstrate in the field" [5]

También es posible que los marcapasos mejoren la duración de sus baterías. Un estudio presentado a "American Heart Association's Scientific Sessions" presentó un innovador dispositivo que podría convertir la energía de los latidos del corazón en corriente para cargar el marcapasos.[5]

IV. CONCLUSIONES

La medición de la actividad a través de sensores inofensivos colocados adentro del marcapasos no es una tarea simple. Se han desarrollado varios sensores de los cuales hoy en día la mayoría se han dejado de fabricar, dejando lugar al acelerómetro como sensor de actividad.

En la tabla I podemos ver una comparación cualitativa de 5 tipos de sensores, de los cuales los últimos 4 no se usan más, incluyendo a los sensores de *minute ventilation*.

Tabla I
Esta tabla fue tomada de Ellenbogen, Kenneth A. [1]

TABLE 5-2	Relative Performance of Different Sensors				
	Speed	Proportionality	Specificity	Sensitivity	Reliability
Activity	High	Low	Low	Low	High
Minute ventilation	Moderate	High	Moderate	Low	Moderate
QT interval	Low	Moderate	High	Moderate	Low
PEA	Moderate	Moderate	Moderate	High	Moderate
CLS	Moderate	Moderate	Moderate	High	Moderate

En la tabla I vemos que la variable más importante para nuestro problema, es la velocidad de respuesta del sensor -que es casi inmediata para los sensores de actividad-

Ha habido más variaciones de los sensores de actividad, pero ninguno ha tenido el éxito clínico del acelerómetro[6]. Entre las principales desventajas mencionamos que la respuesta del acelerómetro a un ejercicio isométrico no es buena, y que no responde a cambios en las emociones de la persona. Sin embargo la experiencia con el acelerómetro como sensor de actividad ha sido muy positiva, cambiando para mejor la vida de muchos pacientes con insuficiencia crónotrópica. En el artículo [3] encontramos un ejemplo de un estudio que verifica la buena correlación entre el nivel de actividad sentido por un acelerómetro en un paciente sano y su frecuencia cardíaca, para varios ejercicios.

Dicho esto, quizás mañana se invente un sensor mejor y los acelerómetros dejen de usarse[5]. Pero por ahora, es la mejor solución tecnológica que tenemos.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco especialmente a mi tutor Pedro Arzuaga por toda la ayuda que me brindó para este trabajo. Su disposición y generosidad son muy apreciadas. Quisiera también agradecer a Fernando Silveira por el útil material bibliográfico aportado.

REFERENCIAS

- [1] K. A. Ellenbogen, B. L. Wilkoff, and G. N. Kay, *Clinical Cardiac Pacing, Defibrillation, and Resynchronization Therapy*. 2011.
- [2] T. J. Bunch, D. L. Hayes, C. D. Swerdlow, S. J. Asirvatham, and P. A. Friedman, *Cardiac Pacing, Defibrillation and Resynchronization*. 2013.
- [3] P. Fernandez, L. Diego, I. Javier, S. Fernando, S. Oscar, and A. Pedro, “Experiencia pre-clinica con Marcapasos DDDR con Acelerómetro como Sensor de Actividad,” vol. 21, no. 3, pp. 168–177, 2008.
- [4] J. C. Mitchell, *Lecture Notes in Computer Science*. .
- [5] P. Arzuaga, “Cardiac Pacemakers: Past, Present and Future,” *IEEE Instrum. Meas. Mag.*, pp. 21–27, 2014.
- [6] S. S. Barold, R. X. Stroobandt, and A. F. Sinnaeve, *Cardiac pacemakers and resynchronization step-by-step: an illustrated guide*. 2010.