

Experiencia Clínica con Marcapasos Programables

Dres.: HORACIO POMES IPARRAGUIRRE, OSCAR OSEROFF, OSVALDO DE SOUZA,
ALBERTO LAPUENTE, HECTOR CRESCIMONE y RUBEN A. POSSE

RESUMEN

En 30 enfermos cuyas edades oscilaron entre 56 y 74 años se implantaron 33 marcapasos del tipo sincrónico ventrículo—inhibido (VI) y ventrículo—disparado (VD), OMNI ECTOCOR, por presentar bloqueo auriculo-ventricular sintomático. La principal característica de estos generadores radica en poder ser programados en forma incruenta, de acuerdo a las necesidades del paciente, en la frecuencia e intensidad del pulso de salida. Esta modificación se hace desde la superficie corporal y mediante un dispositivo especial. Se evaluaron los generadores mediante la aplicación de pulsos rítmicos sobre la superficie corporal en forma cutánea. Para una frecuencia de 67 por minuto de programación con intervalo automático de 890 ms., la duración de los períodos fue: período refractario 330 ms.; período de alerta, con sus componentes VI de 110 ms. y VD de 440 ms. En 1010 meses de marcapaseo el período de funcionamiento de los generadores es de 33 meses con un mínimo de 21 y un máximo de 44 meses. En ningún caso se produjo el agotamiento brusco del generador, habiéndose reemplazado 10 unidades por alargamiento del intervalo automático. El 66% de los pacientes tienen programado su generador a una frecuencia de 70 por minuto y el 33% a 60 por minuto con intensidad de 4 ma. (mínima intensidad programada).

La programación externa incruenta representa un progreso significativo en la tecnología de los marcapasos cardíacos. A pesar de ello y de acuerdo con nuestra experiencia, no ha aumentado en forma manifiesta la duración respecto de los generadores con pilas convencionales sin este sistema de programación.

El reciente advenimiento de los marcapasos programables (1), (2), permite la valoración seriada de los umbrales crónicos de estimulación cardíaca y la adaptación a ellos de la intensidad de corriente entregada por

el generador. Ya que la cantidad de energía producida está en relación directa con el voltaje, la intensidad y la duración del pulso, su conservación puede obtenerse mediante la modificación de cualquiera de estas variables. Teniendo en cuenta que los umbrales de excitabilidad del miocardio suelen estabilizarse en cifras bajas luego del período agudo de implantación —promedio de 1,6ma y ancho de pulso de 1ms (3)—, la posibilidad de un sistema de programación para adaptar la intensidad de estimulación a las reales necesidades del paciente, permitiría, teóricamente, un ahorro en el drenaje de energía, y por lo tanto, una mayor duración del generador y menor frecuencia en las reintervenciones. Por otra parte, el modificar la frecuencia de estimulación permite adecuarlo a las necesidades fisiológicas cambiantes y contar con un medio de control frente a situaciones patológicas de peligro, como por ejemplo las arritmias.

El propósito de este trabajo es evaluar la incidencia del sistema de programación externa sobre la duración de los marcapasos cardíacos, en relación a la vida útil de los generadores convencionales.

MATERIAL Y METODOS

En 30 pacientes portadores de bloqueo A-V sintomático y cuyas edades oscilaron entre 56 y 74 años, se implantaron 33 marcapasos del tipo sincrónico ventrículo-inhibido (VI) y ventrículo-disparado (VD) OMNI ECTOCOR. La principal característica de estos generadores radica en poder ser programa-

Dirección Postal: Servicio de Cardiología, Hospital Nacional Castex, Balcarce 900 - (1650) San Martín, Buenos Aires, Argentina.

Presentado en el XVI Congreso de la Cardiología Argentina, Simposio Internacional de Marcapasos Cardíacos, el 3 de noviembre de 1977.

dos mediante un sistema externo, incruento e instantáneo que permite modificar la frecuencia e intensidad del pulso de salida. Conservan las características de los marcapasos no programables en cuanto que a la disminución de la frecuencia es una expresión del desgaste de las baterías y en que pueden colocarse el imán para medir el intervalo automático asincrónico. La diferencia consiste en que poseen un interruptor magnético que capta la señal emitida por el programador desde la superficie cutánea, transmitiéndola al circuito del generador. Esta señal, en forma de pulsos electromagnéticos de 3 ms de duración, es reconocida y codificada por un contador binario para producir la modificación instantánea en la intensidad y/o frecuencia de estimulación del marcapaso.

La frecuencia de marcapaseo puede ser ajustada entre 60 (+1) y 80 (± 1) pulsos por minuto. Las 4 intensidades programables del sistema Omnicor son de 2,3 ma (test), 4ma (low), 6ma (medium) y 9ma (high). El programador tiene interruptores de control para la frecuencia, la intensidad de corriente y el tipo de generador a ser programado.

del primero está comprendido el período analizador de ruidos, mientras que el segundo tiene dos intervalos funcionales: la fracción A2 en la que funciona como ventrículo-disparado y la fracción A1 en la que se comporta como ventrículo-inhibido.

El 66% de los generadores fueron programados durante la implantación a 70 p.p.m. y el 33% restante a 60 p.p.m., con una intensidad de 4ma (fig. 2).

RESULTADOS

En la figura 3 se ha agrupado a los generadores en función de su vida útil en meses; se pueden observar los límites aproximados de duración, así como apreciar que en la mayoría de los casos la duración estuvo entre los 30 y 40 meses. La duración mínima de los generadores fue de 21 meses y la máxima de 44, con un promedio de 33 meses (fig. 4).

En la figura 5 se ilustra el funcionamiento del sistema de programación. Se observa una tira continua con ritmo de marcapaso comenzando a una frecuencia de estimulación

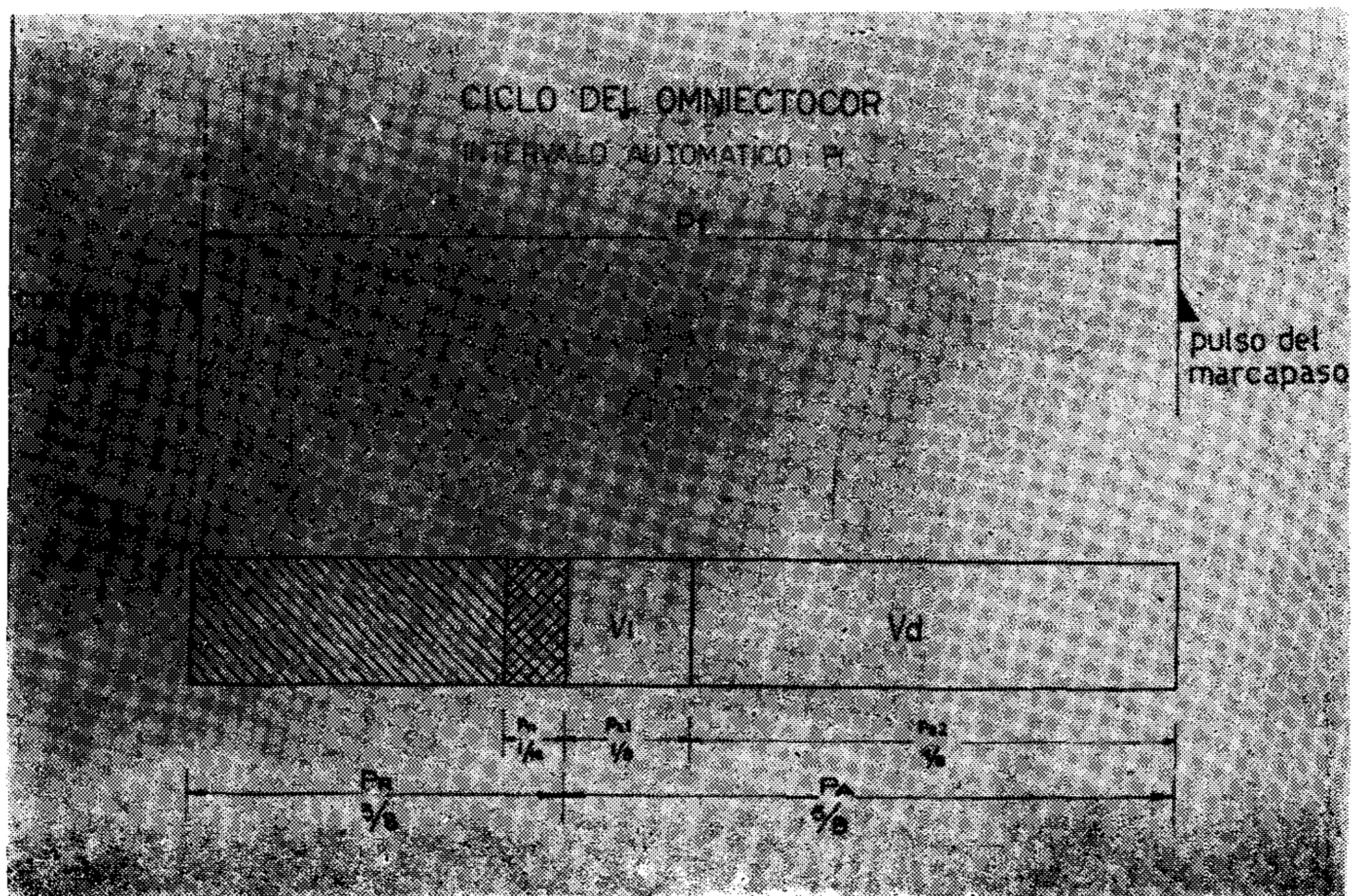


Figura 1: Esquema que ilustra el funcionamiento del generador con referencia a su intervalo automático

En la figura 1 se observa un gráfico para explicar el funcionamiento del generador con referencia a su intervalo automático. Vemos que éste, limitado por dos pulsos consecutivos, se divide en dos segmentos: un período refractario y un período de alerta. Dentro

de 61 por minuto; en donde indica la flecha se programa a 66 p.p.m., luego a 71 y, finalmente, a 80 p.p.m.; como se trata de un paciente con aumento patológico del umbral (aumento de la interfase electrodo-endocardio, probablemente por fibrosis en la

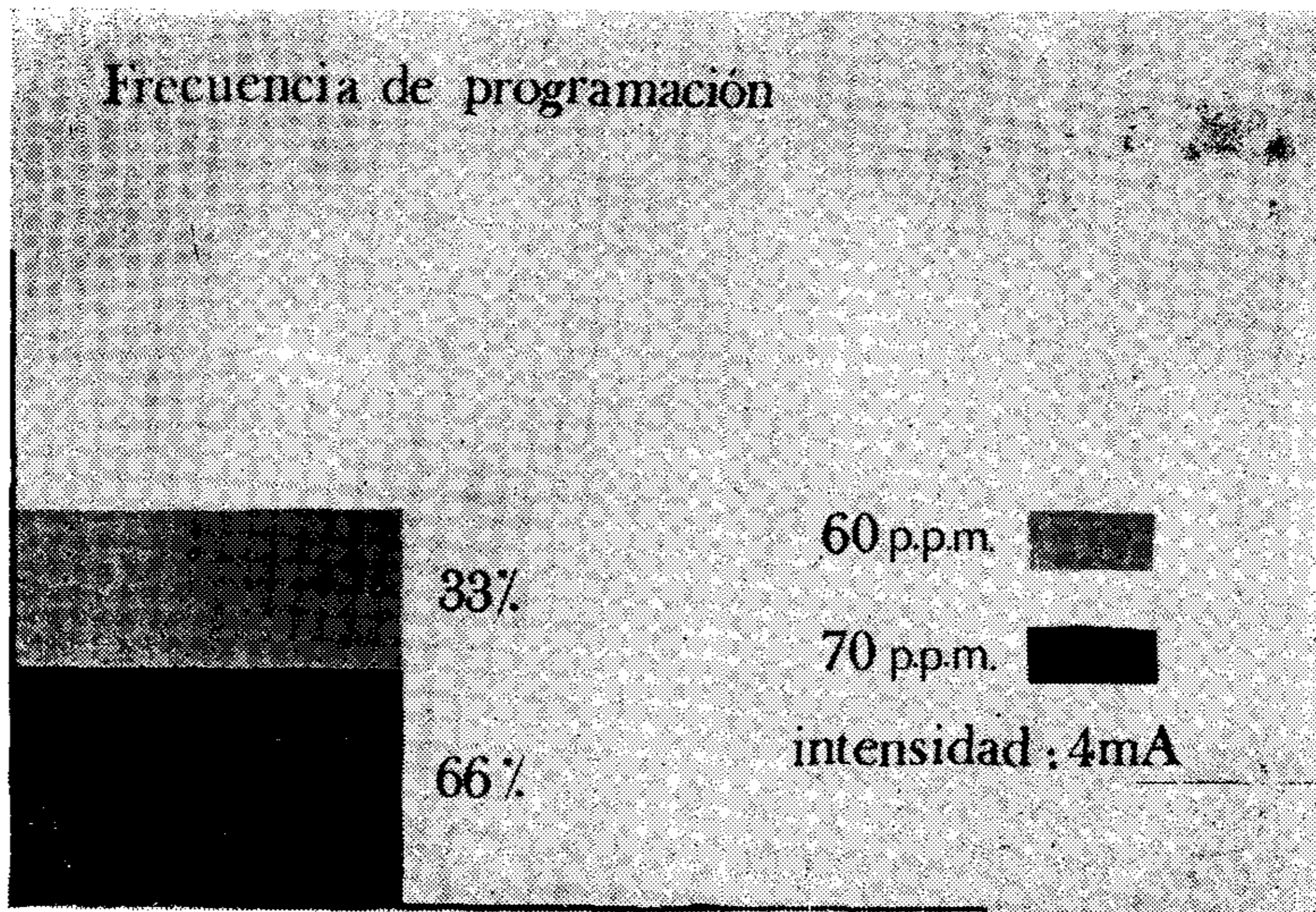


Figura 2: Frecuencia de programación de los generadores

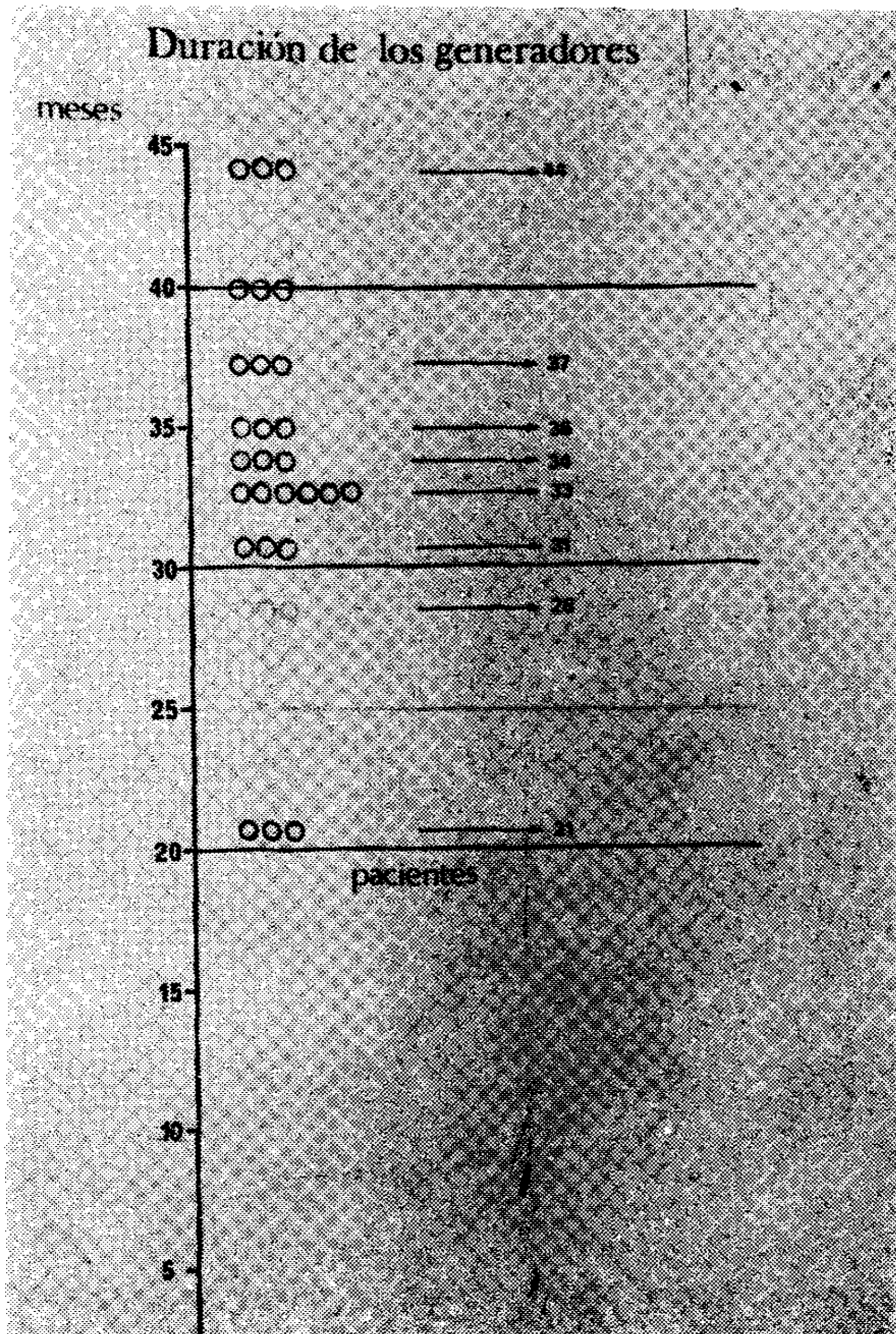


Figura 3: Esquema que agrupa a los generadores en función de su vida útil en meses

zona de contacto), aparecen fallas de captura que pueden explicarse en virtud de que al disminuir el intervalo automático por un elemento de la frecuencia de estimulación,

se reduce la duración del pulso del marcapaso y con ello la cantidad total de energía entregada por el generador. Al reprogramar la frecuencia a 71 y 66 p.p.m. se au-

Duración de los generadores

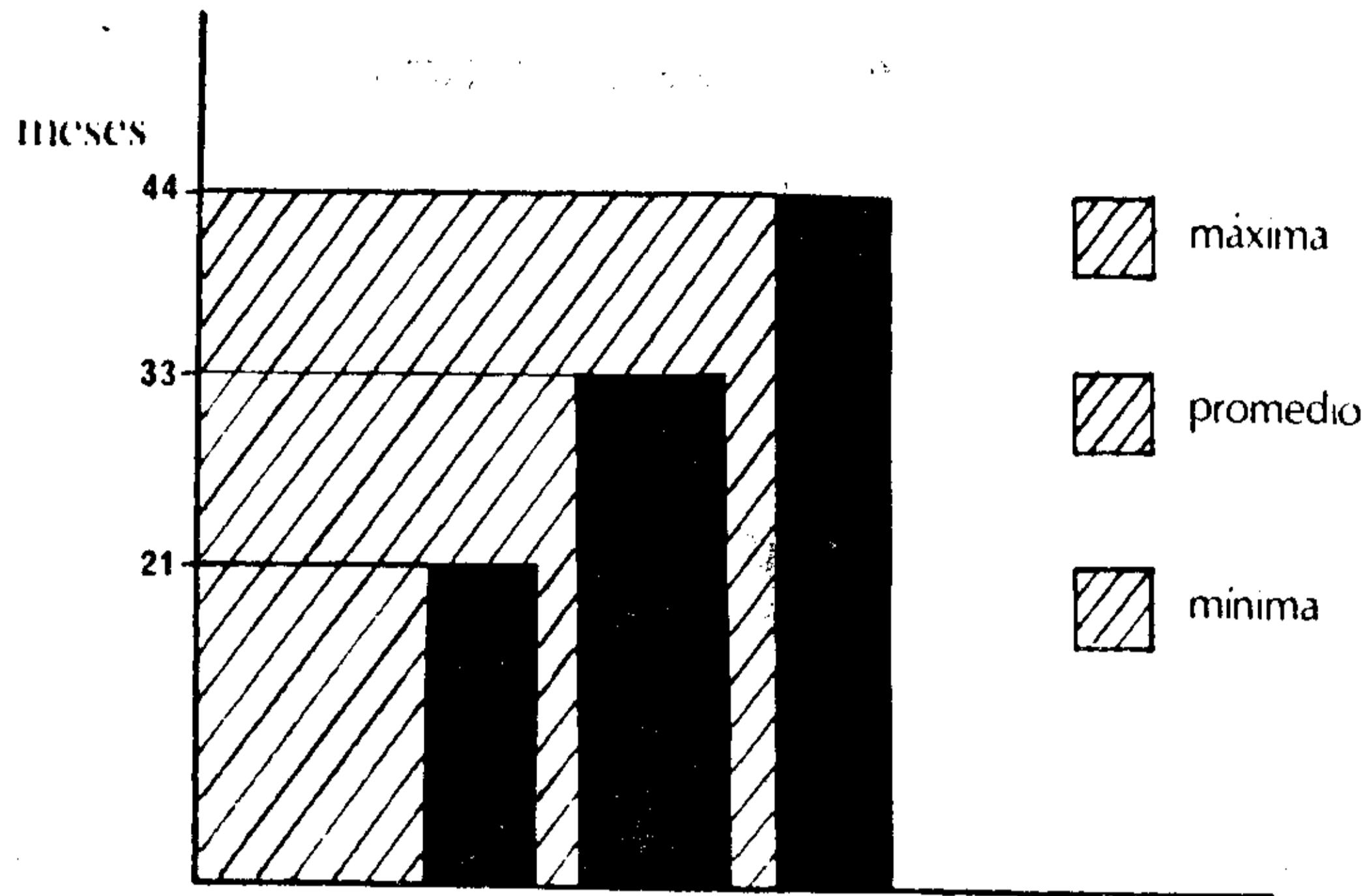


Figura 4: Duración de los generadores en meses

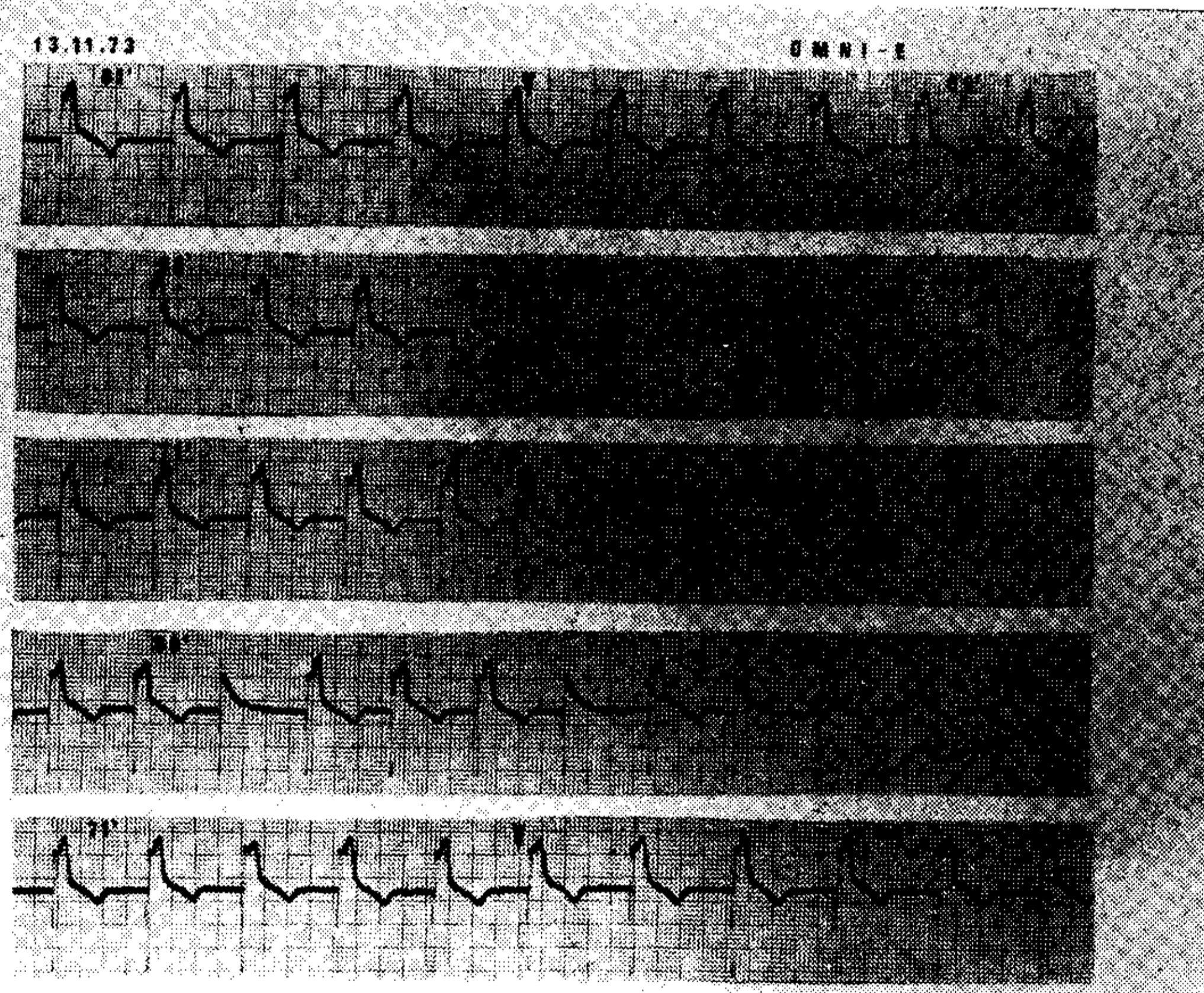


Figura 5: Tira continua con ritmo de marcapaso para ilustrar el funcionamiento del sistema de programación (Ver explicación en el texto)

menta el intervalo automático y el ancho del pulso, volviendo a obtener captura 1:1.

En la figura 6 se aprecia que a una frecuencia de 75 por minuto y con una intensidad de estimulación de 9mA no hay capturas, permitiendo la salida del ritmo sinusal con bloqueo auriculoventricular 2:1 que dispara la espiga del marcapaso. Al disminuir la frecuencia a 61 p.p.m. volvemos a lograr un aumento del ancho del pulso y captura 1:1.

Manteniendo esa frecuencia pero disminuyendo la intensidad a 6mA ya no hay captura y reaparece el ritmo sinusal que permite el funcionamiento del generador como VI y VD. Reprogramando a 9mA (high) se produce, para la misma frecuencia, un mayor ancho de pulso y, nuevamente, una buena captura. Este es el caso de otro paciente en el que un aumento patológico del umbral produjo fallas de captura precozmente luego de la implantación, demostrándose la utili-

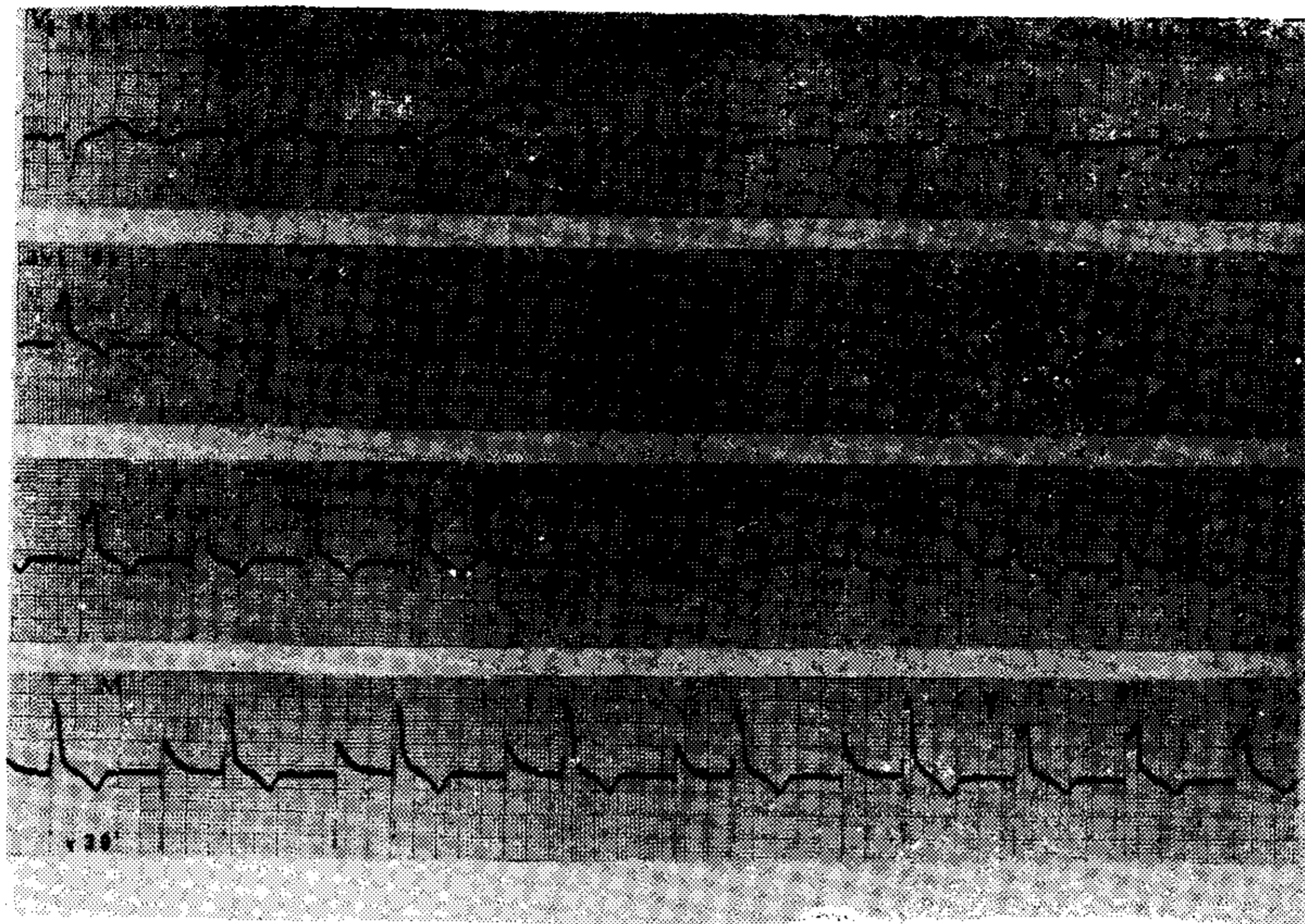


Figura 6: Otro caso con fallas de captura por aumento patológico del umbral, que demuestra la utilidad del sistema de programación. H: high (9mA); M: medium (6mA). (Ver explicación en el texto)

dad del sistema de programación externa para resolver, al menos temporariamente, este tipo de situaciones.

El funcionamiento de los generadores fue evaluado mediante la aplicación de pulsos rítmicos sobre la superficie corporal en forma cutánea (fig. 7 y 8). En la figura 7 se observa el ritmo de MP interno a una frecuencia de 67 p.p.m. con un intervalo automático de 890 ms. Se comienza a descargar pulsos con un MP externo sobre la superficie cutánea a frecuencias progresivamente crecientes, que disparan al MP interno, hasta una frecuencia de 130 p.p.m.; el último pulso externo que incide a 430 ms ya no lo dispara sino que lo inhibe y a partir de entonces totalmente, apareciendo el ritmo propio. Vinculando el intervalo automático con el último intervalo en el cual el pulso externo dispara al MP interno (450ms), se obtiene a duración de la fase VD, que en este caso es de 440ms.

La duración de período refractario y el VI se ilustra en la figura 8. Nuevamente se aplican pulsos externos a frecuencias crecientes que inhiben al MP interno, hasta que una espiga externa lo dispara y la siguiente, a 330 ms, cae en período refractario, de manera que se produce una respuesta alterna 2:1 entre el MP externo y el MP interno.

Queda así determinada la duración del período refractario de 330 ms y, teniendo en cuenta que la fase VD comienza a los 450 ms del intervalo automático, se deduce que a duración de la porción VI es de 110ms.

DISCUSION

Desde el comienzo de la cardioestimulación eléctrica artificial en 1958 (4), la experiencia acumulada ha demostrado que el agotamiento de las baterías es el principal factor que limita la vida útil de los marcapasos cardíacos. En 1975 FURMAN y col. (5) comunicaron un promedio de duración de solamente 32 meses para los generadores con baterías de Zinc-Mercurio. Indudablemente, el tema de la energía liberada continúa siendo el aspecto fundamental y dos son las alternativas que se ofrecen frente al problema de la longevidad de los marcapasos: por un lado, el mejoramiento de las fuentes de poder, a través de la introducción de las baterías de litio, y, por otra parte, la utilización más eficiente de la energía disponible en las baterías convencionales de Zinc-Mercurio.

Esta última posibilidad fue explorada con la introducción de los marcapasos programables en 1972, con lo que se pretendió realizar un manejo más racional de la cantidad de energía, permitiendo adaptarla a las necesidades del paciente y posibilitando, en teoría, un mejoramiento en la vida útil del generador.

El sistema de programación de los marcapasos OMNI ECTOCOR se caracteriza por poseer un emisor de pulsos electromagnéticos que actuando en forma externa, instantánea e instantánea desde la superficie cutánea, permite modificar la frecuencia e

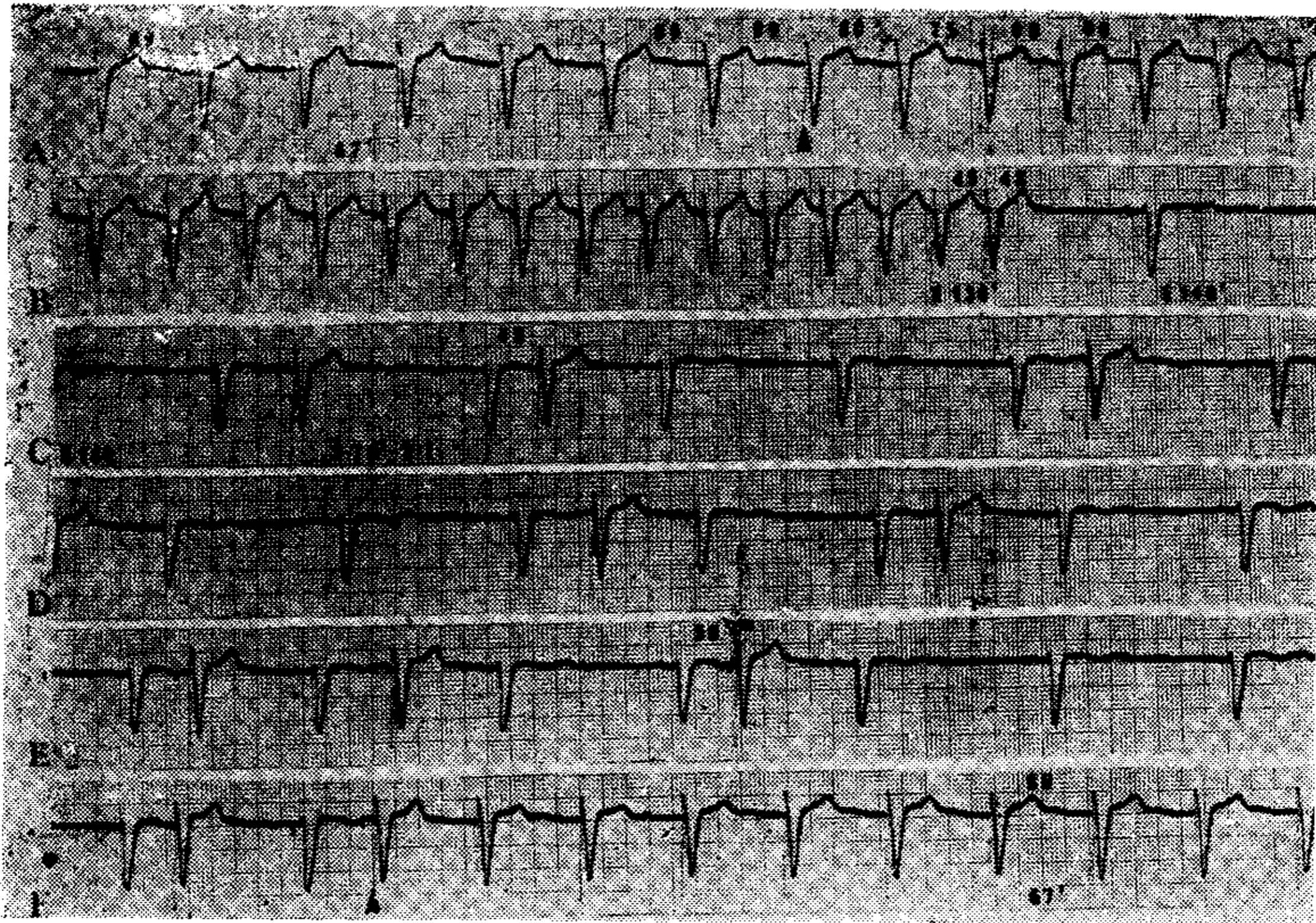


Figura 7: Evaluación del funcionamiento del generador mediante la aplicación de pulsos rítmicos sobre la superficie corporal en forma cutánea; se determina la duración de la fase ventriculo-disparada (VD). (Ver el texto)

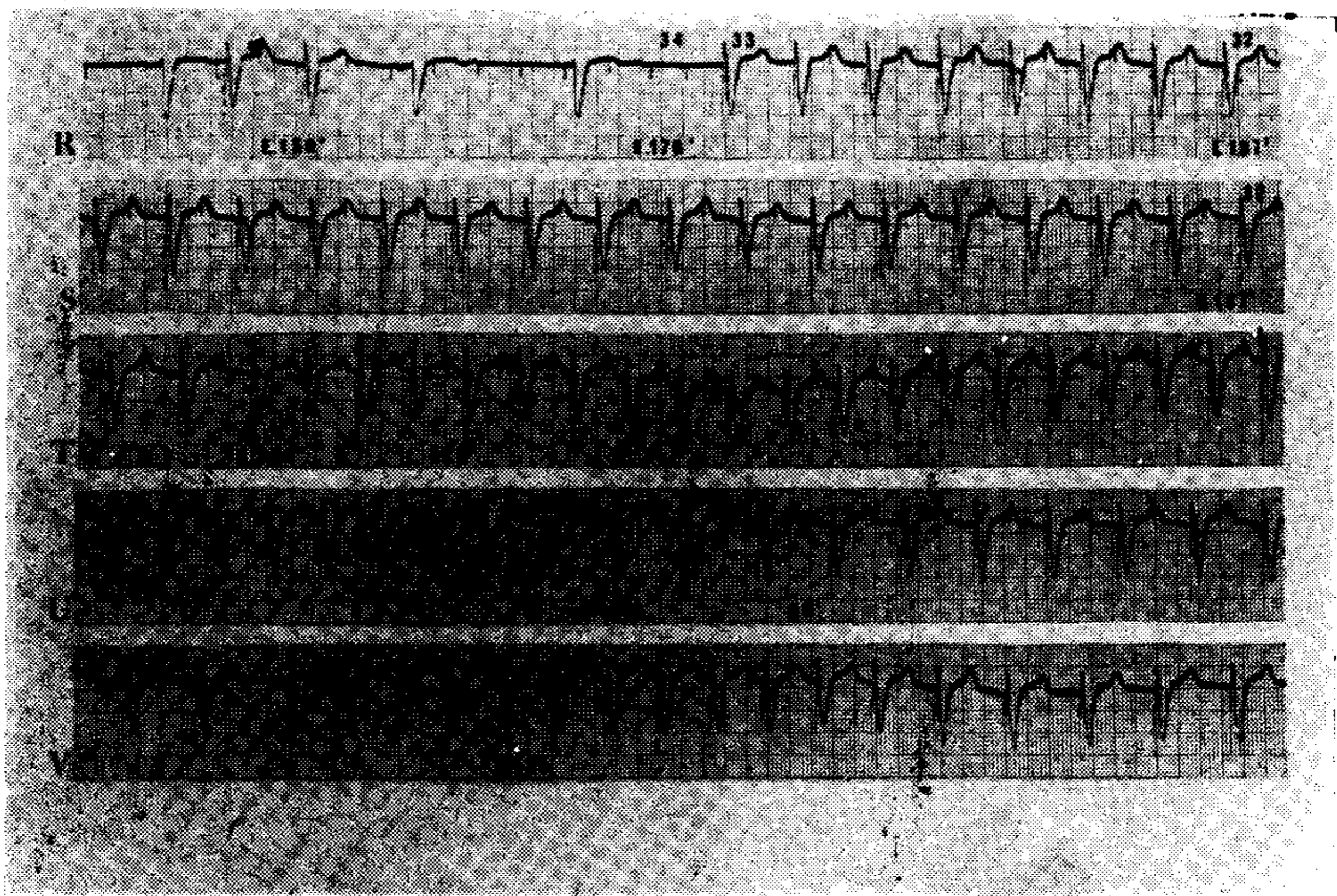


Figura 8: Duración del período refractario y de la fase ventriculo-inhibida (VI) determinada mediante la aplicación de pulsos rítmicos sobre la superficie corporal en forma cutánea. (Ver explicación en el texto)

intensidad de estimulación. Esto plantea la posibilidad del seguimiento de los pacientes que incluye la evolución de los umbrales crónicos de excitabilidad y el ajuste adecuado en la intensidad y frecuencia de marcapaseo. Nosotros hemos implantado este tipo de marcapasos a 30 enfermos portadores de bloqueo auriculoventricular sintomático, de diversas etiologías. El promedio de funcionamiento de los generadores es de 33 meses con un mínimo de 21 y un máximo de 44 meses, lo cual no difiere significati-

vamente de la duración comprobada en los marcapasos convencionales.

La programación externa incruenta constituye un avance importante en el desarrollo de la cardioestimulación eléctrica, por cuanto permite el manejo de situaciones clínicas de urgencia, la evaluación de los umbrales crónicos del miocardio y el ajuste de la intensidad y frecuencia de estimulación a las necesidades reales de cada paciente. No obstante, en nuestra experiencia, no ha mejorado en forma significativa el

tiempo útil de marcapaseo respecto de los generadores tradicionales.

Es probable que la asociación de mejores fuentes de energía con el sistema de programación externa proporcione una alternativa adecuada para el problema de la longevidad de los marcapasos en la estimulación cardíaca artificial.

SUMMARY

CLINIC EXPERIENCE WITH PROGRAMMABLE PACEMAKERS

33 ventricular inhibited (VI) or ventricular-Triggered (VT) OMNI ECTOCOR demand pacemakers were implanted in 30 patients aged between 56 and 74 year old having symptomatic A-V block. The main feature of these generators is their non invasive programming of the frequency and pulse amplitude according to the patient's needs. This is done by means of a special device applied over the body surface.

The generators were evaluated with the introduction of rhythmic pulses over the skin. For a programming frequency of 67 per minute with an automatic interval of 890 msec, the periods we obtained were: refractory period: 330 msec; alarm period: 110 msec (VI type) and 440msec (VT). After 1010 months of control de average lasting of the generators is 33mo, ranging between 21 and 44 mo. No sudden drainings of the generator power were

seen, and 10 replacements were due to lengthening of the automatic interval. The programmed frequencies are 70 p.m. (66% of the patients and 60 p.m. (33%), with a minimum programmed intensity of 4 mA.

The external non-invasive programmable system implies an important advance in pacemakers technology. However, according to our experience, it has not significantly improved the generators' life if compared with other conventional non-programmable pacemakers.

BIBLIOGRAFIA

1. Chardack, W. M.; Baken, E. E.; Bolduc, L.; Gori, F. A. y Gage, A. A.: Magnetically actuated pulse width control for implanted pacemakers: Its significance for follow-up of patients and the reduction of current drain. *Anales de Cardiologie et d'Angéiologie*, 20: 345-355, 1971.
2. Morse, D.; Samuel, A.; Fernández, J.; Lemole, G. y Parsonnet, V.: Preliminary experience with the use of a programmable pacemaker. *Chest*, 67: 544-548, 1975.
3. Furman, S, y Escher, D. J. W.: Transteleprone pacemaker monitoring: five years later. *Annals of Thoracic Surgery*, 20: 326-336, 1975.
4. Thalen, H. J. Th.: Early History of Cardiac Pacing; en: *Boston Colloquium on Cardiac Pacing*, by J. Warren Harthorns and Hilbert Thalen; Martinus Nijhoff Medical Division, 1977.
5. Furman, S.; Garvey, J. y Hurzeler, P.: Pulse duration variation and electrode size as factors in pacemaker longevity. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 69: 382-389, 1975.