

## Seguimiento en fase aguda de catéteres electrodos de estimulación endocavitaria permanente: Comparación de tres modelos

Patricia Frangini S, Ismael Vergara S, Rolando González A, Alejandro Fajuri N, Mariana Baeza L<sup>a</sup>.

### *Comparison of three brands of intracardiac pacemaker leads*

**Background:** Electrode lead design and materials influence their performance, stability and manipulation characteristics. In our laboratory, we use straight intracardiac, active fixation, steroid eluting leads. These features are shared by three brands of pacemaker distributors. **Aim:** To compare the short term results of three brands of leads used in our laboratory in patients requiring the implant of a pacemaker or cardioverter. **Material and methods:** One hundred and four patients (mean age 70 years, 59 males) subjected to a pacemaker or cardioverter implant were studied and followed during the first three months post implant. In these patients, 49 Guidant Flexrend<sup>®</sup> 4087 or 4088, 27 Saint Jude Tendril<sup>®</sup> 1488T and 10 Medtronic Capsurefix<sup>®</sup> 5076 leads were implanted in the right atrium and 60 Guidant Flexrend<sup>®</sup> 4087 or 4088, 29 Saint Jude Tendril<sup>®</sup> 1488T and 19 Medtronic Capsurefix<sup>®</sup> 5076 leads were implanted in the right ventricle. **Results:** Implant parameters were adequate for all leads. A sub-acute rise in ventricular stimulation threshold was detected in one Flexrend<sup>®</sup> lead. Three atrial leads (two Flexrend<sup>®</sup> and one Capsurefix<sup>®</sup>) and one Capsurefix<sup>®</sup> ventricular lead experienced an acute displacement. One patient with a Flexrend<sup>®</sup> lead, had a cardiac tamponade caused by an atrial perforation. **Conclusions:** The three brands of leads tested can be successfully implanted with comparable parameters and without differences in the evolution of patients during the first three months (Rev Méd Chile 2006; 134: 1427-35). **(Key words:** Cardiac pacemaker, artificial; Defibrillators, implantable; Heart block)

Recibido el 16 de junio, 2005. Aceptado el 18 de mayo, 2006.

Laboratorio de Electrofisiología Cardíaca, Departamento de Enfermedades Cardiovasculares, Facultad de Medicina, Pontificia Universidad Católica de Chile. Santiago de Chile.

<sup>a</sup>Enfermera Universitaria

El diseño y los materiales de los catéteres electrodos influyen en su desempeño, estabilidad y características de manipulación. Se ha

descrito que la tasa global de complicaciones relacionadas al implante de electrodos endocavitarios es de 2% a 5%<sup>1,2</sup>. Se sabe que desde el momento del implante, hasta aproximadamente los primeros 3 meses, los parámetros medidos de sensado y umbral de estimulación pueden modifi-

Correspondencia a: Dr. Ismael Vergara S. Marcoleta 367 2º piso. Teléfono: 3546402. Fax: 6327306. E mail: ivergara@med.puc.cl

carse debido al fenómeno inflamatorio que acompaña al implante de electrodos endocavitarios<sup>3</sup>. En nuestro laboratorio se privilegia el uso de catéteres electrodos de estimulación endocavitaria, rectos, de fijación activa y con esteroides. Los tres principales proveedores de marcapasos en el mundo han diseñado catéteres electrodos que cumplen con estas características: Flexlend<sup>®</sup> modelo 4087 y 4088 de Guidant Corporation<sup>®</sup>, Tendril<sup>®</sup> modelo 1488T de Saint Jude Medical Inc<sup>®</sup> y Capsurefix Novus<sup>®</sup> modelo 5076 de Medtronic Inc<sup>®</sup>, los cuales fueron comercializados en Chile a partir de febrero de 2002, marzo de 2000 y agosto 2002, respectivamente. Estos modelos de catéteres electrodos se utilizan rutinariamente en los implantes realizados en nuestro laboratorio y las especificaciones técnicas de cada uno de ellos se detallan en la Tabla 1.

El objetivo de este trabajo es comparar los resultados del implante y los parámetros de estimulación en fase aguda de los tres modelos de catéteres electrodos utilizados en los pacientes sometidos a implante de marcapaso o desfibrilador en el Laboratorio de Electrofisiología Cardíaca del Hospital Clínico de la Pontificia Universidad Católica de Chile.

MATERIAL Y MÉTODO

*Pacientes.* Se identificó a todos los pacientes sometidos a implante de marcapaso o desfibrilador entre febrero de 2002 y mayo de 2003. Se analizó en forma retrospectiva los datos clínicos y del implante en cada paciente. La selección del modelo de marcapaso, marca y electrodo utilizado no fue randomizada, y estuvo influida por la preferencia del operador y costo del dispositivo.

*Implante.* Los implantes se realizaron en el Laboratorio de Electrofisiología Cardíaca, con anestesia local con lidocaína al 2% y bajo sedación con midazolam y fentanyl. El generador fue implantado en la región prepectoral izquierda en todos los pacientes. Los catéteres electrodos se implantaron mediante punción de la vena axilar izquierda con técnica de Seldinger (punción doble en el caso de los marcapasos bicamerales y triple en los resincronizadores biventriculares), realizada bajo visión radioscópica y durante venograma en todos los pacientes. Para avanzar los catéteres electrodos a nivel de la circulación venosa central, se utilizaron introductores 8 French en los catéteres electrodos Flexlend<sup>®</sup> 4087 y 4088 y Tendril<sup>®</sup> 1488T, e intro-

**Tabla 1. Especificaciones técnicas de los tres modelos de catéteres electrodos endocavitarios**

	Flexlend <sup>®</sup> 4087/4088 (Guidant Corp <sup>®</sup> )	Tendril <sup>®</sup> 1488T (St Jude Medical <sup>®</sup> )	Capsurefix Novus <sup>®</sup> 5076 (Medtronic <sup>®</sup> )
Tipo de electrodo	Bipolar transvenoso	Bipolar transvenoso	Bipolar transvenoso
Longitud	52 cm/59 cm	52 y 58 cm	52 y 58 cm
Diámetro externo	2,4 mm	2,1 mm	2,0 mm
Tamaño introductor	8 French	7 French	7 French
Superficie activa punta	5,7 mm <sup>2</sup>	8,0 mm <sup>2</sup>	4,2 mm <sup>2</sup>
Superficie activa anillo	35 mm <sup>2</sup>	16 mm <sup>2</sup>	22 mm <sup>2</sup>
Distancia entre polos	11,0 mm	13,8 mm	10,0 mm
Tipo de fijación	Activa	Activa	Activa
Tamaño hélix retráctil	1,9 mm	1,8 mm	1,8 mm
Hélix activo	Sí	Sí	Sí
Aislamiento externo	Silicona	Silicona	Silicona
Tipo de conector	IS-1	IS-1	IS-1
Esteroides	Acetato dexametasona	Dexametasona fosfato	Acetato dexametasona

ductores 7 French para los catéteres electrodos Capsurefix Novus® 5076. Al momento del implante, se midió el umbral de estimulación, la amplitud de la señal sensada, la impedancia de estimulación, y si los valores eran adecuados, se realizó estimulación con 10 V para descartar estimulación frénica o intercostal.

*Seguimiento.* A las 24 h postimplante, se chequeó el umbral de sensado, el umbral de estimulación y la impedancia de estimulación de cada electrodo, y se controló radiografía de tórax y ECG en todos los pacientes.

Todos fueron citados y controlados en nuestra clínica de marcapaso a los 15, 45 y 90 días postimplante.

*Estadística.* Se realizó un análisis descriptivo de los datos. Para el análisis comparativo se utilizaron los test de Anova, chi cuadrado y Wilcoxon, y se consideró significativo un valor P ≤0,05.

RESULTADOS

*Características de los pacientes.* Se incluyeron 104 pacientes consecutivos, 59 eran hombres (57%), con una media de 70 años de edad (19-92). No hubo diferencias significativas respecto a la distribución por sexo y edad en los tres grupos (Tabla 2).

Se implantaron 77 marcapasos bicamerales, 14 unicamerales, 7 resincronizadores biventriculares, 2 desfibriladores y en 4 pacientes se realizó implante de catéter electrodo asociado a reemplazo de generador de marcapaso. Se utilizó un total de 184 catéteres electrodos: 109 Flextend® (45 modelo 4087 y 64 modelo 4088), 56 Tendril® 1488T y 19 Capsurefix Novus® 5076. La distribución del número de catéteres electrodos según la cámara cardíaca estimulada y el modelo de catéter electrodo utilizado se muestra en la Figura 1.

*Implante.* Todos los implantes fueron exitosos. Los parámetros medidos al momento del implante

Tabla 2. Características de los pacientes

	Flextend® 4087/4088 (n =61)	Tendril® 1488T (n =31)	Capsurefix Novus® 5076 (n =12)	Valor P
Edad (años)	71,0±13,2	67,8±19,5	72,6±8,6	0,54 (NS)
Mujeres/Hombres (%)	36,1/63,9	58,1/41,9	41,7/58,3	0,13 (NS)

NS: no significativo.

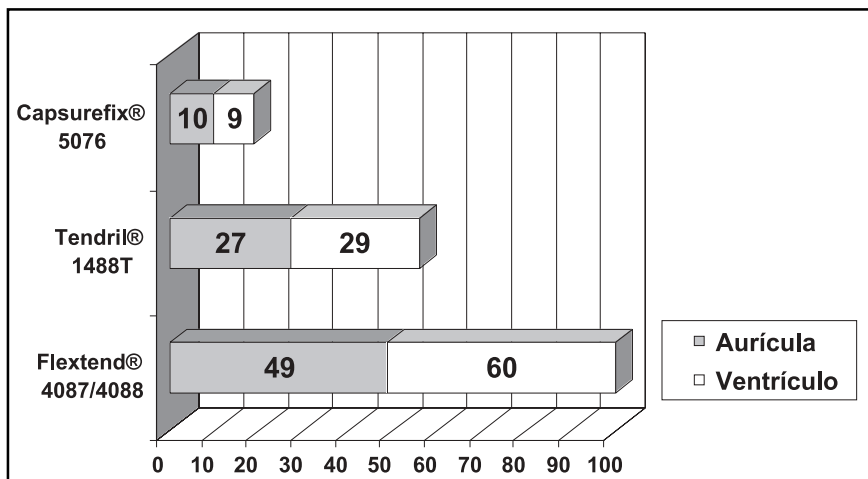


Figura 1. Distribución del número de catéteres electrodos según la cámara cardíaca estimulada y el modelo de catéter electrodo utilizado.

de los catéteres electrodos en posición auricular y ventricular, se muestran en las Tablas 3 y 4, respectivamente. No hubo diferencias significativas entre los catéteres electrodos analizados.

Un paciente en quien se utilizó un catéter electrodo Flextend® modelo 4088 en la aurícula

presentó perforación cardíaca y debió ser operado de urgencia por tamponamiento cardíaco (Tabla 5).

No hubo neumotórax en relación a los implantes.

*Seguimiento.* Los valores promedio de los parámetros medidos a los 1, 15, 45 y 90 días de los

**Tabla 3. Parámetros medidos al momento del implante de los distintos modelos de catéteres electrodos en posición auricular**

	Flextend® 4087/4088	Tendril® 1488T	Capsurefix Novus® 5076	Valor P
Onda P sensada (mV)	2,6±1,2	2,8±0,9	2,6±0,9	0,7
Umbral estimulación (V)	0,9±0,3	0,7±0,2	0,9±0,4	0,06
Impedancia (Ohms)	528±62	540±100	593±80	0,06

Valor P= no significativo.

**Tabla 4. Parámetros medidos al momento del implante de los distintos modelos de catéteres electrodos en posición ventricular**

	Flextend® 4087/4088	Tendril® 1488T	Capsurefix Novus® 5076	Valor P
Onda R sensada (mV)	9,5±3,4	9,9±4,5	12,4±5,9	0,19
Umbral estimulación (V)	0,7±0,2	0,7±0,3	0,6±0,2	0,29
Impedancia (Ohms)	739±138	725±129	795±136	0,4

Valor P = no significativo.

**Tabla 5. Complicaciones asociadas al implante de los distintos modelos de catéteres electrodos endocavitarios**

	Flextend® 4087/4088 (n =109)	Tendril® 1488T (n =56)	Capsurefix® 5076 (n =19)
Desplazamiento auricular	2	0	1
Desplazamiento ventricular	0	0	1
Perforación	1(*)	0	0
Neumotórax	0	0	0
Alza aguda de umbral	0	0	0
Alza subaguda de umbral	1(**)	0	0
Fractura	0	0	0
Trombosis vena subclavia	1	0	0
Infección	0	0	0

(\*) Aurícula. (\*\*) Alza de umbral a los 45 días.

Valor P =0,1 (no significativo).

distintos modelos de catéteres electrodos en posición auricular, se muestran en las Figuras 2 y 3, respectivamente. Los valores promedio de los parámetros medidos a los 1, 15, 45 y 90 días de los distintos modelos de catéteres electrodos en posición ventricular, se muestran en las Figuras 4 y 5, respectivamente. No hubo diferencias estadísticamente significativas entre los distintos modelos de catéteres electrodos comparados.

En cuatro pacientes se produjo desplazamiento agudo del catéter electrodo (Tabla 5), tres en posición auricular (2 Flextend® modelo 4087 y 1 Capsurefix Novus®) y uno en posición ventricular (Capsurefix Novus®). Los cuatro pacientes fueron reoperados y todos los catéteres electrodos se reposicionaron exitosamente.

En un paciente con catéter electrodo Flextend® modelo 4088 en posición ventricular, se detectó alza subaguda de umbral de estimulación a los 45 días de seguimiento (umbral de 2,4 V a 0,4 ms de ancho de pulso, con sentido e impedancia de estimulación adecuados), y se

decidió reposicionar el catéter electrodo, procedimiento que se realizó sin complicaciones.

Un paciente en quien se implantó un marcapaso bicameral, con catéteres electrodos Flextend® modelo 4087 en la aurícula y modelo 4088 en ventrículo, desarrolló trombosis de la vena axilar izquierda y necesitó tratamiento anticoagulante (Tabla 5). En esta serie no hubo otras complicaciones detectadas en el seguimiento.

El análisis comparativo de los catéteres electrodos no mostró diferencias estadísticamente significativas en la tasa global de complicaciones observadas.

### DISCUSIÓN

En el Hospital Clínico de la Pontificia Universidad Católica de Chile los implantes de marcapasos y desfibriladores son realizados indistintamente por el equipo de cirugía cardiovascular y el equipo de electrofisiología cardíaca, por lo que los resulta-

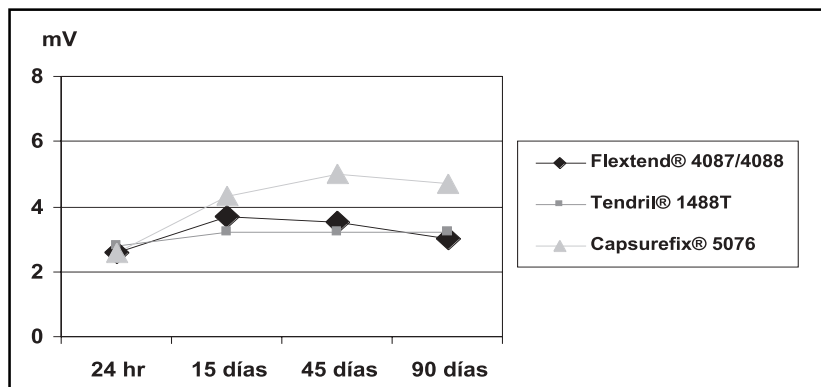


Figura 2. Comportamiento del sentido auricular (onda P) según el modelo de catéter electrodo.

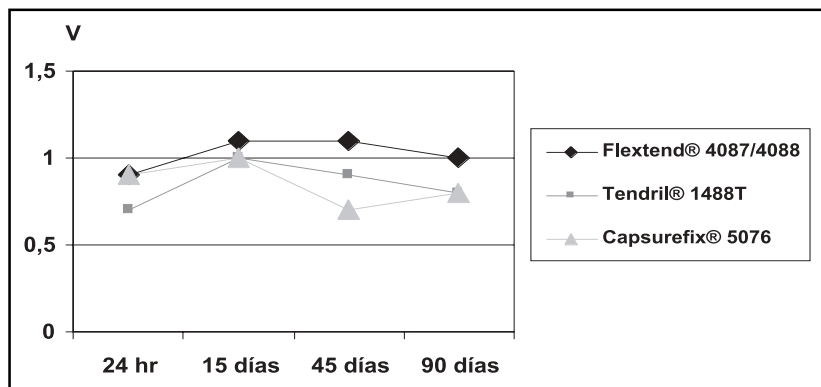


Figura 3. Comportamiento del umbral auricular (voltaje medido a 0,4 ms de ancho de pulso) según el modelo de catéter electrodo.

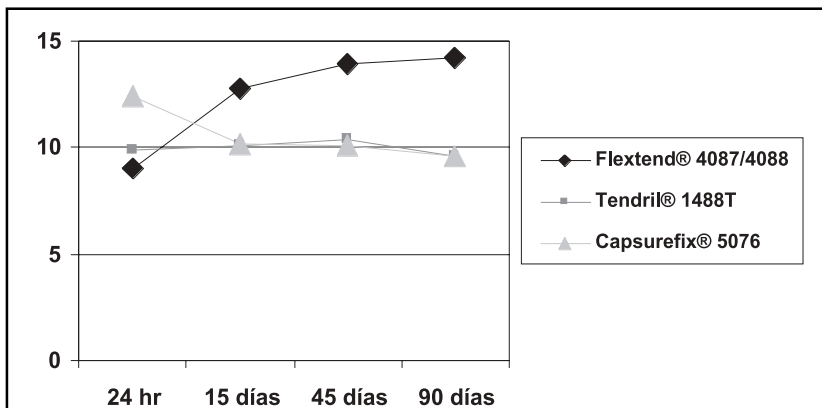


Figura 4. Comportamiento del sensado ventricular (onda R) según el modelo de catéter electrodo.

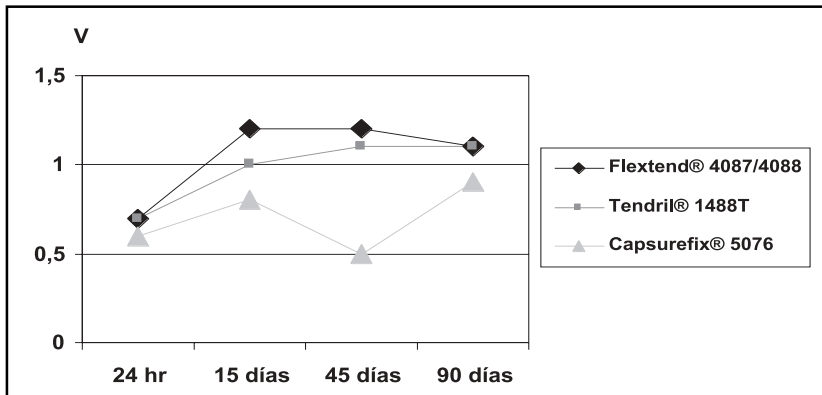


Figura 5. Comportamiento del umbral ventricular (voltaje medido a 0,4 ms de ancho de pulso) según el modelo de catéter electrodo.

dos de esta serie clínica representan sólo a una parte de la experiencia global de nuestro hospital, en un período de tiempo determinado. Los pacientes incorporados en este estudio no fueron randomizados, y el número de implantes y la selección del modelo de marcapaso y catéter electrodo estuvo sujeto a múltiples variables como la preferencia del operador, características técnicas específicas del generador, y costo del dispositivo.

En el Laboratorio de Electrofisiología Cardíaca se privilegia el uso de catéteres electrodos rectos, con fijación activa y liberación de esteroides, debido a que éstos favorecen el implante en

posiciones que resultarían inestables para un electrodo de fijación pasiva, permitiendo que el implante sea exitoso en corazones miocardiopáticos con áreas de tejido no estimable o con señales sensadas inadecuadas<sup>4,5</sup>. Los tres modelos de electrodos analizados en esta serie cumplen con estas características, asociado a que el sistema de fijación activa es retráctil. El electrodo Guidant® modelo Flextend® 4087 y 4088 fue incorporado al mercado nacional en febrero de 2002 y el primer implante en Sudamérica se realizó en nuestro laboratorio el 7 de febrero de 2002. El electrodo Medtronic® modelo Capsurefix Novus® 5076 fue introducido en Chile en agosto de 2002 y

nuestro primer implante de este modelo ocurrió el 30 de agosto de ese año. El electrodo Saint Jude modelo Tendril® 1488T ha sido utilizado en nuestro país desde marzo de 2000. Esta secuencia cronológica también influyó en la distribución porcentual de cada electrodo en la serie. El objetivo de este trabajo fue evaluar y comparar el comportamiento y resultado del implante en fase aguda de estos tres modelos de electrodos que presentan algunas diferencias en su diseño. Se optó por comparar hasta un plazo de 90 días postimplante porque se considera que en este tiempo se completa el período de "maduración" del electrodo, alcanzando lo que se denomina parámetros crónicos de estimulación y sensado<sup>3</sup>.

El diseño y los materiales de los catéteres electrodos influyen en su desempeño, estabilidad y características de manipulación. Todos estos catéteres electrodos son bipolares, es decir, tienen dos electrodos en la punta, en que el electrodo distal es el cátodo y el electrodo del anillo proximal es el ánodo, con un diseño coaxial en su interior. Se sabe que la configuración de sensado bipolar tiene más probabilidad de restringir la zona de sensado a un área del miocardio, disminuyendo la posibilidad de eventos como la inhibición por miopotenciales y el *cross-talk*<sup>6-10</sup>. Además, en la medida que el ánodo sea más grande, la impedancia de estimulación tiende a ser menor, por lo que se espera impedancias de estimulación menores en los catéteres electrodos programados en modalidad unipolar en que la carcasa del generador representa al ánodo. Impedancias de estimulación más bajas aumentan el drenaje de energía y acortan la vida útil de la batería<sup>11-13</sup>. Factores como la distancia interelectrodos, el tamaño del cátodo, y el material de aislamiento influyen sobre la rigidez del catéter y la transmisión de fuerza sobre la pared miocárdica, provocando traumatismo, inflamación y hasta perforación cardíaca.

El uso de nuevas formas de poliuretano y silicona para el aislamiento ha permitido desarrollar catéteres electrodos más flexibles y fáciles de manipular. Los tres modelos de esta serie tienen aislamiento de silicona, y con ninguno experimentamos problemas relacionados con su coeficiente de fricción<sup>14-16</sup>.

Respecto al sistema de fijación, todos tienen un sistema retráctil, con un tornillo que es eléctri-

camente activo. El traumatismo endomiocárdico provocado por este sistema no afectó el desempeño de ninguno de los modelos de catéteres electrodos, aunque esto no fue comparado contra un catéter electrodo de fijación pasiva. El tornillo activado más largo corresponde al modelo Flex-tend® de Guidant Corporation®, pero esto no se asoció a un incremento estadísticamente significativo de complicaciones como pericarditis clínica o perforación cardíacas.

La liberación de esteroides ha demostrado su utilidad en relación a los umbrales de estimulación, y al ser una característica compartida por los tres modelos, se explica en parte que los parámetros sean adecuados y estables en la serie, y comparables con lo descrito en la literatura<sup>17-22</sup>.

La tasa de complicaciones de esta serie está en concordancia con la experiencia publicada mundialmente, y no puede ser atribuida al uso de un modelo de catéter electrodo en particular<sup>15,19,21,23,24</sup>. La trombosis venosa está relacionada al traumatismo de la punción y la obliteración parcial del lumen venoso por dos catéteres electrodos, y no al diseño específico de éstos. En esta serie no hubo neumotórax, pero éste está relacionado a la punción y no al tipo de catéter electrodo. Respecto a la incidencia de perforación cardíaca, ésta es una complicación mayor que no es exclusiva de los catéteres electrodos de fijación activa, y que ha sido reportada con una incidencia de 0,3% a 1% en series de implantes de marcapaso definitivo<sup>25-28</sup>. Hay publicaciones de mayor incidencia de pericarditis aguda sintomática en pacientes sometidos a implante con catéteres electrodos de fijación activa en la aurícula<sup>29-31</sup>. Esta complicación no se registró en nuestra serie de enfermos, aunque debemos reconocer que no hubo una búsqueda dirigida de casos subclínicos mediante ecocardiografía.

Los resultados del implante agudo y del seguimiento a 90 días muestran que estos tres modelos de catéteres electrodos son seguros de usar, fáciles de manipular, se pueden implantar en forma exitosa, con parámetros estables, sin demostrar superioridad de algún modelo sobre los otros en este período de seguimiento en esta serie. El limitado número de pacientes evaluados podría resultar insuficiente para establecer diferencias sutiles con significancia estadística.

Finalmente, en esta serie de pacientes, los catéteres electrodos ventriculares fueron implanta-

dos preferentemente en posición septoapical. Actualmente, dada la cantidad de información en relación a los efectos deletéreos de la estimulación ventricular derecha apical<sup>32-38</sup>, nuestro grupo privi-

legia la localización del catéter electrodo en la región septoventricular del ventrículo derecho. Para estimular desde esta posición en forma confiable, se requiere de un catéter electrodo de fijación activa.

#### REFERENCIAS

1. PAVIA S, WILKOFF B. The management of surgical complications of pacemaker and implantable cardioverter-defibrillators. *Curr Opin Cardiol* 2001; 16: 66-71.
2. HAYES D, HOLMES D, FURMAN S. Permanent pacemaker implantation. En: Furman S, ed. *A Practice of cardiac pacing*. New York: Editorial Futura Publishing Company, Inc, 1993: 261-307.
3. FURMAN S. Basic concepts. En: Furman S, ed. *A Practice of cardiac pacing*. New York: Editorial Futura Publishing Company, Inc, 1993; 29-88.
4. KATSIVAS A, MANOLIS AG, LAZARIS E, VASSILOPOULOS C, LOUVROS N. Atrial septal pacing to synchronize atrial depolarization in patients with delayed interatrial conduction. *Pacing Clin Electrophysiol* 1998; 21: 2220-5.
5. BUCKINGHAM TA. Right ventricular outflow tract pacing. *Pacing Clin Electrophysiol* 1997; 20: 1237-42.
6. MOND HG. Unipolar versus bipolar pacing-poles apart. *Pacing Clin Electrophysiol* 1991; 14: 1411-24.
7. WIEGAND UK, BODE F, BONNEMEIER H, TOLG R, PETERS W, KATUS HA. Incidence and predictors of pacemaker dysfunction with unipolar ventricular lead configuration. Can we identify patients who benefit from bipolar electrodes? *Pacing Clin Electrophysiol* 2001; 24: 1383-8.
8. WIEGAND UK, BODE F, PETERS W, HAASE H, BONNEMEIER H, KATUS HA ET AL. Efficacy and safety of bipolar sensing with high atrial sensitivity in dual chamber pacemakers. *Pacing Clin Electrophysiol* 2000; 23: 427-33.
9. BRANDT J, WORZEWSKI W. Far-field QRS complex sensing: prevalence and timing with bipolar atrial leads. *Pacing Clin Electrophysiol* 2000; 3: 315-20.
10. FROHLIG G, HELWANI Z, KUSCH O, BERG M, SCHIEFFER H. Bipolar ventricular far-field signals in the atrium. *Pacing Clin Electrophysiol* 1999; 22: 1604-13.
11. BERGER T, ROITHINGER FX, ANTRETTER H, HANGLER H, PACHINGER O, HINTRINGER F. The influence of high versus normal impedance ventricular leads on pacemaker generator longevity. *Pacing Clin Electrophysiol* 2003; 26: 2116-20.
12. SCHERER M, EZZIDDIN K, KLESIUS A, SKUPIN M, HELMS S, MORITZ A ET AL. Extension of generator longevity by use of high impedance ventricular leads. *Pacing Clin Electrophysiol* 2001; 24: 206-11.
13. MORACCHINI PV, CORNACCHIA D, BERNASCONI M, TESORIERI MC, FABBRI M, MARZEGALLI M ET AL. High impedance low energy pacing leads: long-term results with a very small surface area steroid-eluting lead compared to three conventional electrodes. *Pacing Clin Electrophysiol* 1999; 22: 326-34.
14. CORNACCHIA D, FABBRI M, PUGLISI A, MORACCHINI P, BERNASCONI M, NASTASI M ET AL. Latest generation of unipolar and bipolar steroid eluting leads: long-term comparison of electrical performance in atrium and ventricles. *Europace* 2000; 2: 240-4.
15. GLIKSON M, HYBERGER LK, HITZKE MK, KINCAID DK, HAYES DL. Clinical surveillance of a tined, bipolar, steroid-eluting, silicone-insulated ventricular pacing lead. *Pacing Clin Electrophysiol* 1999; 22: 765-8.
16. HAYES DL, GRAHAM KJ, IRWIN M, VIDAILLET H, DISLER G, SWEESY M ET AL. Multicenter experience with a bipolar tined polyurethane ventricular lead. *Pacing Clin Electrophysiol* 1995; 18: 999-1004.
17. MOND HG, STOKES KB. The electrode tissue-interface: The revolutionary role of steroid elution. *Pacing Clin Electrophysiol* 1992; 15: 95-107.
18. HIDDEN-LUCET F, HALIMI F, GALLAIS Y, PETITOT JC, FONTAINE G, FRANK R. Low chronic pacing thresholds of steroid-eluting active-fixation ventricular pacemaker leads: a useful alternative to passive-fixation leads. *Pacing Clin Electrophysiol* 2000; 23: 1798-800.
19. HUA W, MOND HG, STRATHMORE N. Chronic steroid-eluting lead performance: a comparison of atrial and ventricular pacing. *Pacing Clin Electrophysiol* 1997; 20: 17-24.



20. MOND HG, STOKES KB. The steroid-eluting electrode: A 10-year experience. *Pacing Clin Electrophysiol* 1996; 19: 1016-20.
21. MOND HG, HUA W, WANG CC. Atrial pacing leads: the clinical contribution of steroid elution. *Pacing Clin Electrophysiol* 1995; 18: 1601-8.
22. SCHUCHERT A, KUCK KH. Effects of local steroid elution on chronic pacing threshold and impedance of endocardial pacemaker leads. *Cardiology* 1993; 83: 240-3.
23. TRIGANO AJ, TARAMASCO V, PAGANELLI F, GERARD R, LEVY S. Incidence of perforation and other mechanical complications during dual active fixation. *Pacing Clin Electrophysiol* 1996; 19: 1828-31.
24. LINK MS, ESTES NA 3<sup>RD</sup>, GRIFFIN JJ, WANG PJ, MALONEY JD, KIRCHHOFFER JB ET AL. Complications of dual chamber pacemaker implantation in the elderly. Pacemaker Selection in the Elderly (PASE) Investigators. *J Interv Card Electrophysiol* 1998; 2: 175-9.
25. CHAUHAN A, GRACE AA, NEWELL SA, STONE DL, SHAPIRO LM, SCHOFIELD PM ET AL. Early complications alter dual chamber versus single chamber pacemaker implantation. *Pacing Clin Electrophysiol* 1994; 17: 2012-15.
26. AGGARWAL RK, CONNELLY DT, RAY SG, BALL J, CHARLES RG. Early complications of permanent pacemaker implantation no difference between dual and single chamber systems. *Br Heart J* 1995; 73: 571-75.
27. KIVINIEMI MS, PIRNES MA, ERANEN JK, KETTUNEN RVJ, HARTIKAINEN JEK. Complications related to permanent pacemaker therapy. *Pacing Clin Electrophysiol* 1999; 22: 711-20.
28. LINK MS, ESTES NA III, GRIFFIN JJ, WANG PJ, MALONEY JD, KIRCHHOFFER JB ET AL. Complications of dual chamber pacemaker implantation in the elderly. Pacemaker selection in the elderly (PASE) investigators. *J Interv Card Electrophysiol* 1988; 2: 175-9.
29. ELLENBOGEN KA, WOOD MA, SHEPARD RK. Delayed complications following pacemaker implantation. *Pacing Clin Electrophysiol* 2002; 25: 1155-8.
30. SIVAKUMARAN S, IRWIN ME, GULAMHUSEIN SS, SENARATNE MP. Postpacemaker implant pericarditis: incidence and outcomes with active-fixation leads. *Pacing Clin Electrophysiol* 2002; 25: 833-7.
31. GREENE TO, PORTNOW AS, HUANG SK. Acute pericarditis resulting from an endocardial active fixation screw-in atrial lead. *Pacing Clin Electrophysiol* 1994; 17: 21-5.
32. FROHLIG G, SCHWAAB B, KINDERMANN M. Selective site pacing: the right ventricular approach. *Pacing Clin Electrophysiol* 2004; 27: 855-61.
33. KARPAWICH PP. Chronic right ventricular pacing and cardiac performance: the pediatric perspective. *Pacing Clin Electrophysiol* 2004; 27: 844-9.
34. KARPAWICH PP, RABAH R, HAAS JE. Altered cardiac histology following apical right ventricular pacing in patients with congenital atrioventricular block. *Pacing Clin Electrophysiol* 1999; 22: 1372-7.
35. OWEN CH, ESPOSITO DJ, DAVIS JW, GLOWER DD. The effects of ventricular pacing on left ventricular geometry, function, myocardial oxygen consumption, and efficiency of contraction in conscious dogs. *Pacing Clin Electrophysiol* 1998; 21: 1417-29.
36. NIELSEN J, KRISTENSEN L, ANDERSEN H, MORTENSEN P, PEDERSEN O, PEDERSEN A. A randomized comparison of atrial and dual-chamber pacing in 177 consecutive patients with sick sinus syndrome. *J Am Coll Cardiol* 2003; 42: 614-23.
37. KARPAWICH PP, MITAL S. Comparative left ventricular function following atrial, septal, and apical single chamber heart pacing in the young. *Pacing Clin Electrophysiol* 1997; 20: 1983-8.
38. GIUDICI MC, THORNBURG GA, BUCK DL, COYNE EP, WALTON MC, PAUL DL ET AL. Comparison of right ventricular outflow tract and apical lead permanent pacing on cardiac output. *Am J Cardiol* 1997; 79: 209-12.