Experiencia en el uso de un nuevo catéter electrodo de estimulación endocavitaria: Seguimiento a un año

Patricia Frangini S, Ismael Vergara S, Rolando González A, Mariana Baeza L^a, Ana María Cambón R^b.

Experience in the use of a new endocardial stimulation electrode

Background: Since February 2002, Flexlend[®] electrode catheters are used at the Cardiovascular Unit of the Catholic University Clinical Hospital. These transvenous catheters have an IS-1 connector, silicone coating, active fixation and retractile helix with dexamethasone acetate. **Aim:** To report early and one year results using Flexlend[®] catheters. **Material and methods:** Retrospective analysis of all patients that received an implant of a Flexlend[®] catheter in the Unit. **Results:** Forty one Flexlend[®] catheters were implanted in 24 patients, without acute displacement or clinical pericarditis. In 18 electrode catheters located in the right atrium the mean values for p wave, stimulation threshold and impedance at the moment of placement, were 2.9 ± 1.4 mV, 0.8 ± 0.4 V and 522 ± 86 Ohms, respectively. The figures 24 hours after placement were 3.6 ± 2.1 mV, 0.8 ± 0.3 V and 612 ± 69 Ohms, respectively. In 23 electrode catheters in the right ventricle, mean values at the moment of placement for R wave, stimulation threshold and impedance were 11.3 ± 3.6 mV, 0.8 ± 0.2 V and 756 ± 108 Ohms, respectively. The figures 24 hours after placement were 3.6 ± 2.1 mV, 0.8 ± 0.3 V and 612 ± 69 Ohms, respectively. In one patient, the stimulation threshold increased two months after placement and required a new intervention. **Conclusions:** Flexlend[®] catheters can be placed successfully with a low rate of complications and stable function parameters on follow up (Rev Méd Chile 2006; 134: 749-53).

(**Key words:** Pacemaker, artificial; Electrodes, implanted)

Recibido el 16 de junio, 2005. Aceptado el 22 diciembre, 2005.

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

^aEnfermera universitaria, Coordinadora Laboratorio Electrofisiología Cardíaca.

^bEnfermera universitaria, Técnico marcapasos Guidant Corporation[®].

Los catéteres electrodos de los marcapasos deben transmitir, de manera eficaz, el estímulo del generador al miocardio y la señal de los potenciales cardíacos hacia el microprocesador. El

diseño y los materiales del electrodo influyen en su desempeño.

En febrero de 2002 la línea Flexlend[®] desarrollada por Guidant Corporation[®], fue aprobada por la Food and Drugs Administration de los Estados Unidos de Norteamérica (FDA) y se autorizó su uso en el mercado norteamericano y europeo. El 7 de febrero de 2002, se realizó en nuestro hospital el primer implante de estos catéteres electrodos en Chile y Sudamérica.

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

Los catéteres electrodos Flextend® son de uso transvenoso, con diámetro externo de 2,4 mm (se debe utilizar introductor 8 French) y aislamiento de silicona. Existen tres modelos 4086, 4087 y 4088, de 45 cm, 52 cm y 59 cm de longitud, respectivamente (Figura 1). Son electrodos bipolares, de fijación activa, con un hélix retráctil de 1,9 mm, con acetato de dexametasona en la punta, y la distancia entre los electrodos es de 11 mm. Utiliza conector IS-1.

Nuestro objetivo es presentar los resultados inmediatos y a un año de seguimiento de los catéteres electrodos Flextend® modelo 4087 y 4088, implantados 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 con catéteres electrodos Flextend® entre el 7 de febrero y el 23 de agosto de 2002. Se revisaron en forma retrospectiva los datos clínicos, los protocolos operatorios y los datos de seguimiento de cada paciente.

Implante. Los implantes se realizaron en el Laboratorio de Electrofisiología Cardíaca, con anestesia local con lidocaína al 2% y bajo sedación de conciencia 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 se utilizaron introductores 8 French para avanzar los catéteres electrodos a nivel de la circulación venosa central. En todos los pacientes se buscó valores adecuados de umbral de sensado, umbral de estimulación e impedancia de estimulación.

Seguimiento. Se chequeó el umbral de sensado, el umbral de estimulación y la impedancia de estimulación de cada catéter electrodo a las 24 h post-implante y a los 15, 45, 90, 120 y 365 días post-implante.

Figura 1. Catéter electrodo Flextend®. Se muestra el catéter electrodo, un esquema y la imagen de fluoroscopia de la marca que permite reconocer que el sistema de fijación está activado o desactivado.

Estadística. Se realizó un análisis descriptivo de los datos, utilizando promedios y medianas, con sus respectivas desviaciones estándar y rangos.

RESULTADOS

Características de los pacientes. Se incluyeron 24 pacientes consecutivos, 17 eran hombres (71%), con una mediana de 75 años de edad (28-86).

Se implantaron 18 marcapasos bicamerales, 4 unicamerales y 2 resincronizadores biventriculares. Las indicaciones fueron enfermedad del nódulo sinusal en 6, bloqueo aurículo-ventricular de alto grado en 5, bloqueo aurículo-ventricular completo en 8, fibrilación auricular con alto grado de bloqueo en 2, insuficiencia cardíaca en 2 y síncope neurocardiogénico en 1.

Se implantó un total de 41 catéteres electrodos Flextend®. En la aurícula derecha se implantaron 18 catéteres electrodos (15 en la orejuela y 3 en la cara lateral), 15 del modelo 4087 y 3 del modelo 4088. En el ventrículo derecho se implantaron 23 catéteres electrodos (20 en ápex y 3 en la región septoinfundibular), todos del modelo 4088.

Resultados inmediatos. Todos los implantes fueron exitosos. Los parámetros medidos al momento del implante, a las 24 h y a los 15 días post-implante de los catéteres electrodos en posición auricular y ventricular, se muestran en las Tablas 1 y 2, respectivamente.

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.

No hubo neumotórax, pericarditis clínica, desplazamiento agudo del catéter electrodo ni otras complicaciones asociadas al implante en esta serie.

Seguimiento alejado. Los valores de seguimiento medidos a los 45, 90, 120 y 365 días post-implante de los catéteres electrodos Flextend® en posición auricular y ventricular, se muestran en las Tablas 3 y 4, respectivamente.

Tabla 1. Parámetros medidos al momento del implante, a las 24 h y a los 15 días post-implante en los catéteres electrodos Flextend® en posición auricular

	Implante	24 h	15 días
Onda P sensada (mV)	2,9±1,4	3,6±2,1	5,1±2,0
Umbral estimulación (V)	0,8±0,4	0,8±0,3	1,2±0,6
Impedancia (Ohms)	522±86	612±69	626±118

Tabla 2. Parámetros medidos al momento del implante, a las 24 h y a los 15 días post-implante en los catéteres electrodos Flextend® en posición ventricular

	Implante	24 h	15 días
Onda R sensada (mV)	11,3±3,6	9,8±3,6	15,6±8,1
Umbral estimulación (V)	0,8±0,2	0,7±0,2	1,0±0,2
Impedancia (Ohms)	756±108	748±145	743±158

Tabla 3. Parámetros medidos a los 45, 90, 120 y 365 días post-implante en los catéteres electrodos Flextend® en posición auricular

	45 días	90 días	120 días	365 días
Onda P sensada (mV)	4,4±2,2	3,8±2,0	3,4±2,1	4,1±2,1
Umbral estimulación (V)	1,0±0,6	0,9±0,1	1,0±0,3	1,1±0,3
Impedancia (Ohms)	624±74	650±82	635±71	667±63

Tabla 4. Parámetros medidos a los 45, 90, 120 y 365 días post-implante en los catéteres electrodos Flextend® en posición ventricular

	45 días	90 días	120 días	365 días
Onda R sensada (mV)	16,0±7,7	15,1±8,4	16,9±7,6	14,1±9,3
Umbral estimulación (V)	1,1±0,6	1,0±0,3	0,9±0,3	1,1±0,3
Impedancia (Ohms)	849±285	779±166	755±135	769±134

En un paciente se detectó alza de umbral de estimulación del catéter electrodo en posición ventricular a los 45 días de seguimiento (umbral de 2,4 V a 0,4 ms de ancho de pulso, con sensado e impedancia de estimulación adecuados), y se decidió reposicionar el catéter electrodo, procedimiento que se realizó sin complicaciones.

En las Figuras 1 y 2 se muestra el comportamiento de los catéteres electrodos Flexlend® en posición auricular y ventricular.

DISCUSIÓN

El catéter electrodo de marcapaso ideal debiese presentar un umbral de estimulación bajo y estable, con capacidad de detectar señales endocavitarias en forma confiable, y con mínimo drenaje de energía¹. El objetivo de esta publicación fue evaluar el comportamiento agudo y a un año de seguimiento de un nuevo modelo de catéter electrodo endocavitario, que posee un

Figura 2. Comportamiento del catéter electrodo Flexlend® en posición auricular. Se observa valores de sensado de la onda P (mV) y de umbral de estimulación auricular (V), estables en el tiempo.

Figura 3. Comportamiento del catéter electrodo Flexlend® en posición ventricular. Se observa valores de sensado de la onda R (mV) y de umbral de estimulación ventricular (V), estables en el tiempo.

sistema de fijación activa retráctil y esteroides en la punta. El diseño de este estudio no incluyó randomización, e incorporó a todos los pacientes sometidos a implante de este modelo de catéter electrodo, ya sea en posición auricular o ventricular, durante el período descrito, en el Laboratorio de Electrofisiología Cardíaca de nuestro hospital. Previamente se han comunicado experiencias clínicas con otros modelos de catéteres electrodos cuyos resultados inmediatos no han sido del todo satisfactorios², lo que justifica someter a evaluación los resultados del uso clínico de cada nuevo modelo de catéter electrodo. La definición de estos resultados no requiere de un grupo control ya que el objetivo de este trabajo no incluye definir si éste es mejor o peor que otros modelos disponibles en la práctica actual, sino sólo validar su uso clínico.

En nuestro grupo de trabajo se ha privilegiado el uso de catéteres electrodos rectos y de fijación activa tanto en aurícula como en ventrículo, dado que permiten posicionarlos en diversas localizaciones que resultarían inestables para catéteres electrodos de fijación pasiva. Además existe evidencia de que la extracción manual de catéteres electrodos crónicos de fijación activa es más fácil³, en un contexto en que la indicación de marcapasos aumenta, abarca poblaciones progresivamente más jóvenes y surgen interacciones con otros dispositivos como los desfibriladores automáticos implantables.

La contribución de los esteroides en la punta del catéter electrodo ha sido demostrada⁴⁻⁶. El umbral de estimulación agudo y crónico depende fundamentalmente de la interacción electrodo-tisular. El electrodo genera una reacción a cuerpo extraño que desarrolla una cápsula de tejido fibroso, no excitable, que aísla eléctricamente al electrodo. Esto puede ser exagerado por el traumatismo inicial de la punta del electrodo sobre el endocardio. Los esteroides probablemente inhiben la liberación de mediadores de inflamación de los componentes celulares de esta cápsula fibrosa, logrando mantener umbrales de estimulación más bajos y estables⁷.

Respecto al uso de fijación activa en la aurícula, algunos autores señalan la aparición de pericarditis aguda como una complicación significativa⁸, sin embargo en nuestro grupo de pacientes esta complicación no se registró, aunque no se realizó ecocardiograma de rutina en todos los pacientes para detectar casos subclínicos.

Nuestra serie muestra que el modelo de catéter electrodo Guidant FlexTend® 4087 y 4088 puede ser implantado en forma segura, con baja tasa de complicaciones agudas, y con parámetros de seguimiento agudos y crónicos estables en relación a los valores obtenidos de sensado, umbral de estimulación e impedancia, tanto en posición auricular como ventricular.

REFERENCIAS

1. RIPART A, MUGICA J. Electrode-heart interface: Definition of the ideal electrode. *Pacing Clin Electrophysiol* 1983; 6: 410-21.
2. 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.
3. MYERS MR, PARSONNET V, BERNSTEIN AD. Extraction of implanted transvenous pacing leads: A review of a persistent clinical problem. *Am Heart J* 1991; 121: 881-8.
4. MOND HG, STOKES KB. The steroid-eluting electrode: A 10-year experience. *Pacing Clin Electrophysiol* 1996; 19: 1016-20.
5. SCHWAAB B, FROHLIG G, BERG M, SCHWERDT H, SCHIEFFER H. Five-year follow-up of a bipolar steroid-eluting ventricular pacing lead. *Pacing Clin Electrophysiol* 1999; 22: 1226-8.
6. CELIKER A, ALEHAN D, OTO A, OZME S. Long term clinical experience with a steroid-eluting active fixation ventricular electrode in children. *Am J Cardiol* 1997; 80: 355-8.
7. MOND HG, STOKES KB. The electrode tissue-interface: The revolutionary role of steroid elution. *Pacing Clin Electrophysiol* 1992; 15: 95-107.
8. GREENE TO, PORTNOW AS, HUANG SKS. Acute pericarditis resulting from an endocardial active fixation screw-in atrial lead. *Pacing Clin Electrophysiol* 1994; 17: 21-5.