

Cardiodesfibrilador automático implantable por vía transvenosa y subcutánea

MARIA ELINA VALERO, MARIANO FAVALORO, ELENA SZTYGLIC,
DANIEL JAGODNIK, JOSE LUIS GONZALEZ, RICARDO PESCE

Fundación Favaloro, Buenos Aires

Trabajo recibido para su publicación: 2/93. Aceptado: 5/93

Dirección para separatas: Cerviño 3454, Buenos Aires, Argentina

El sistema transvenoso-subcutáneo para el implante de un cardiodesfibrilador puede obviar la toracotomía. Se analizaron 6 pacientes con edades que oscilaron entre 53 y 69 años (\bar{X} 60), 4 con cardiopatía coronaria y 2 con cardiopatía chagásica. La fracción de eyección en reposo varió entre 17 y 36% (\bar{X} 25%). Todos padecieron taquicardia ventricular clínica y/o fibrilación ventricular. Cada uno fue refractario a 2 o 3 drogas antiarrítmicas (\bar{X} 2,5 drogas/paciente). En el 83,4% de los casos se lograron umbrales adecuados para revertir la taquicardia y fibrilación ventriculares (entre 18 y 22 J). En el caso en que el umbral estuvo por encima de 24 J, se implantó un electrodo epicárdico por toracotomía. En todos el choque fue secuencial. Un paciente tuvo desplazamiento del catéter de vena cava superior y rotación del generador que obligó a la recolocación. El avance de la tecnología ha permitido que el cardiodesfibrilador siga el camino de los marcapasos en cuanto a la vía de implante, pasando de la toracotomía obligada a la posibilidad de realizar implantes endocavitarios subcutáneos, lo que disminuye el riesgo quirúrgico.

Prenost y Battelli¹ demostraron en el siglo pasado que las contracciones fibrilares inducidas por la electricidad podían abolirse por otra descarga más poderosa de corriente directa o alterna. Sin embargo, el tema permaneció sin avanzar hasta 1932, cuando Kouwenhoven y colaboradores² emplean un aparato desfibrilador combinado con masaje cardíaco y administración de drogas. A pesar de éstos y otros trabajos posteriores,³⁻⁵ recién en 1947 Beck y colaboradores⁶ emplean por primera vez el método en un paciente que padeció una fibrilación ventricular en la sala de operaciones y que fue resucitado de manera exitosa.

En 1953, Zacouto y colaboradores⁷ inventan un sistema automático de desfibrilación. Más adelante, se desarrollaron otros equipos y en 1956 Zoll y colaboradores⁸ presentan el desfibrilador de corriente alterna, que tuvo mayor difusión. Lown, Neuman (un argentino) y Amarasinghan⁹ realizan aplicaciones que llevan a la difusión del método por corriente directa y al desarrollo de las unidades coronarias.

En 1967, Mirowski desarrolla la idea del desfibrilador tal como lo conocemos en la actualidad y culmina en 1980 con el primer implante en el hombre.¹⁰ Este implante se realiza por toracotomía con la colocación de dos parches

epicárdicos. El riesgo quirúrgico es relativamente alto por tratarse de pacientes gravemente enfermos. Con el tiempo se evoluciona hacia toracotomías mínimas, subcostales o subxifoideas, implantando un solo parche epicárdico y un electrodo endocavitario en vena cava superior.¹¹⁻¹³ En 1982, Coumel y colaboradores realizan el primer implante en Europa.¹⁴ En 1986 implantamos el primer equipo en América Latina;¹⁵ ese mismo año aparece la configuración transvenosa subcutánea.¹⁶ En 1990, Bardy¹⁷ realiza un implante totalmente transvenoso colocando un catéter en el seno coronario. De este modo, se continúa con los desfibriladores una evolución parecida a la de los marcapasos tres décadas atrás.

Aquí se analizan 6 casos implantados con sistema endocavitario subcutáneo por constituir un adelanto en nuestro medio y el primero en América Latina.

MATERIAL Y METODO

En 6 pacientes se intentó un sistema de cardioversión-desfibrilación transvenosa-subcutánea (tabla 1). Las edades oscilaron entre 53 y 69 años (\bar{X} 60 años); 4 sujetos presentaban cardiopatía coronaria y 2 chagásica. La fracción de eyección en reposo variaba entre 17 y 36%

Tabla 1

N	Nombre	Edad	Cardiopatía	Fracción eyección	TV/FV	Drogas inefectivas
1	RP	53	CC	23 %	Sí	2
2	JP	61	CC	23 %	Sí	2
3	LI	69	CC	36 %	Sí	3
4	AC	58	CCH	25 %	Sí	3
5	CN	63	CC	17 %	Sí	3
6	BC	58	CCH	16 %	Sí	2

CC: cardiopatía coronaria. CCH: cardiopatía chagásica.

(\bar{X} 25%). Todos padecieron taquicardia ventricular (TV) o fibrilación ventricular (FV) clínicas y en todos la arritmia fue inducible en el estudio electrofisiológico. Cada uno fue refractario a 2 o 3 drogas antiarrítmicas (\bar{X} 2,5 drogas/paciente).

El sistema marcapasos-cardioversor-desfibrilador consiste en un generador y un sistema de electrodos constituido por un catéter para ubicar en la punta del ventrículo derecho, otro en vena cava superior y un parche subcutáneo en el tejido celular de la pared lateral del tórax.

Generador

En todos los casos se implantó un Medtronic PCD, modelo 7217 B, que pertenece a la tercera generación de aparatos.

La detección programable de la TV está basada en parámetros de frecuencia, longitud del ciclo, duración, estabilidad y variación brusca de la frecuencia. La terapéutica puede consistir en un sistema de marcapaseo antibradicardia y antitaquicardia. Este último incluye terapéuticas como trenes (en que los intervalos entre los pulsos son iguales) o marcapaseo auto-decremental, en el cual los intervalos entre los pulsos se acortan de acuerdo con un porcentaje programable. Por último, hay una cardioversión sincronizada (entre 0,2 y 34 J con distintos anchos de pulso).

Para tratar la FV el aparato emplea una ener-

gía de hasta 34 J. Un sistema de telemetría bidireccional permite la programación e interrogación. A través del mismo se puede realizar un estudio electrofisiológico con estimulación programada para desencadenar TV o FV. Se imprimen los datos de la programación, la terapéutica, los eventos ocurridos en tipo y número, y electrogramas locales.

Electrodos (tabla 2)

A) Un catéter monopolar 8F (Medtronic, modelo 6963) con 90 mm² de superficie sin medio de fijación (ni activa ni pasiva) para ubicar en la vena cava superior o en el seno coronario.

B) Un catéter electrodo tripolar 11F (Medtronic, modelo SP 2100) para colocar en la punta del ventrículo derecho (VD) con un medio de fijación activo. El tornillo de la punta se emplea como cátodo.

C) Un parche subcutáneo con una superficie conductora de 660 mm² (Medtronic, modelo 6895).

Técnica quirúrgica

Los implantes se realizaron en quirófano y los catéteres fueron puestos en posición adecuada con control fluoroscópico, introduciéndolos por disección de la vena cefálica y yugular izquierda. Primero, el catéter del ventrículo derecho y luego la vena cava superior. La ubicación correcta del catéter del VD fue evaluada por imagen

Tabla 2

Electrodo	Diámetro	Superficie eléctricamente activa	Número de electrodos	Fijación activa
1. Vena cava superior o seno coronario	8 F	90 mm ²	Monopolar	No
2. Ventrículo derecho	11 F	426 mm ²	Tripolar	Sí
3. Subcutáneo		660 mm ²	Monopolar	No

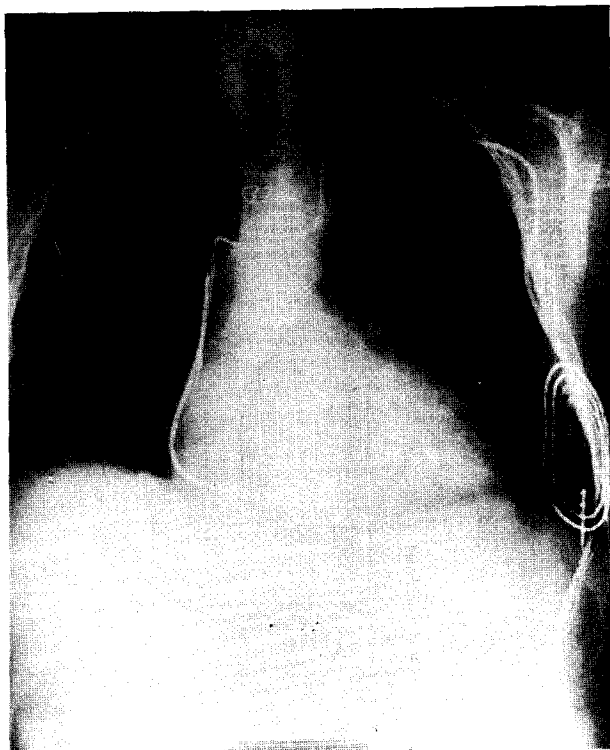


Fig. 1. Rx de tórax, frente, mostrando dos catéteres electrodo, uno en vena cava superior y otro en punta del ventrículo derecho. En la cara lateral izquierda del tórax está implantado el parche subcutáneo.



Fig. 2. Rx de tórax, perfil, se observa un catéter en vena cava superior y otro tripolar en la punta del ventrículo derecho; el parche subcutáneo en la cara lateral izquierda del tórax.

anatómica y mediciones del umbral de marca-paseo y sensado de electrodos en forma bipolar.

Para implantar el parche subcutáneo se hizo una incisión de piel y celular subcutáneo hasta el plano aponeurótico en la cara lateral del hemitórax izquierdo, a nivel del sexto espacio intercostal entre la línea axilar anterior y media. Se labró un bolsillo adecuado al tamaño del parche (figs. 1 y 2).

La implantación del generador se efectuó mediante una incisión epigástrica izquierda transversal sobre la zona del recto anterior y se diseccionó un bolsillo preaponeurótico adecuado al tamaño del equipo (fig. 3).

Se tunelizaron todos los conectores llevándolos hacia el bolsillo abdominal. Mediante un intermediario especialmente diseñado, se conectaron todos los electrodos a un generador externo.

Métodos de reversión

La terapéutica de cardioversión y desfibrilación puede realizarse con tres tipos de choques: por un pulso único, dos pulsos simultáneos o secuenciales. Los tres electrodos (vena cava su-

perior, VD y parche subcutáneo) pueden emplearse indistintamente como electrodo común, pulso 1 o pulso 2. La corriente circula desde el pulso 2 al electrodo común en el choque único (fig. 4); desde el pulso 1 al electrodo común y desde el pulso 2 al electrodo común de manera simultánea o secuencial, según el tipo de choque elegido (fig. 5).

Se aplica un choque de 0,6 J para comprobar que todo el sistema está funcionando.

La TV se induce mediante un programador externo y la FV por la aplicación de una corriente de 60 Hz durante 5 a 10 segundos o por el marca-paseo ventricular en rampa ascendente. Al lograr una TV o FV se aplicó un choque entre 18 y 34 J, y en caso de no existir reversión un choque de rescate transtorácico con un desfibrilador externo convencional.

De esta forma se buscaron los umbrales adecuados. Si no se los obtuvo, se cambió la configuración de los electrodos. Se intentaron choques secuenciales, simultáneos o únicos (fig. 6).

Una vez probadas todas las posibilidades de

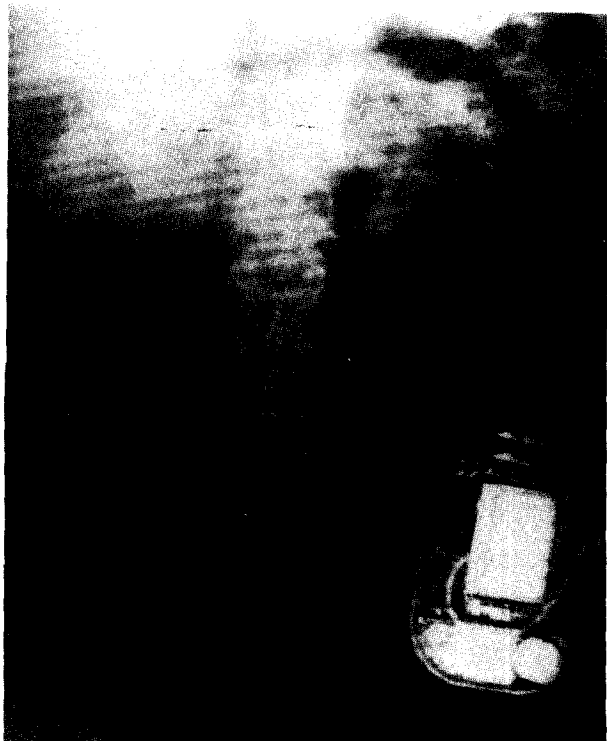


Fig. 3. Rx de abdomen, frente, mostrando el cardiodesfibrilador implantado en la cara anterior del abdomen.

conexión, si no se logra un umbral adecuado se decide implantar un parche epigástrico por toracotomía lateral izquierda. Esto ocurrió en el caso 3 de esta serie.

Por último, se conectó el cardiodesfibrilador definitivo, realizándose una prueba final de inducción de FV por telemetría y su reversión con el aparato ya implantado. Se cerraron todas las incisiones por planos.

RESULTADOS

En los 6 pacientes se intentó el implante por vía endocavitaria subcutánea, lográndose umbrales adecuados en 5 (83,4%) (tabla 3). En ellos los valores oscilaron entre 18 y 22 J (\bar{X} 20,8 J). En un caso el umbral estuvo por encima de 24 J y no se lo consideró apropiado; por esa razón se realizó una toracotomía lateral y se implantó un sistema endocavitario epicárdico.

En todos los casos los choques fueron programados como secuenciales. A pesar de intentar choques únicos o simultáneos, la mejor reversión se logró con choques secuenciales.

En el seguimiento entre 1 y 10 meses (\bar{X} 4,3 meses) 3 de los pacientes tuvieron episodios de arritmia que fueron advertidos por ellos y recibieron choques efectivos que se consideraron

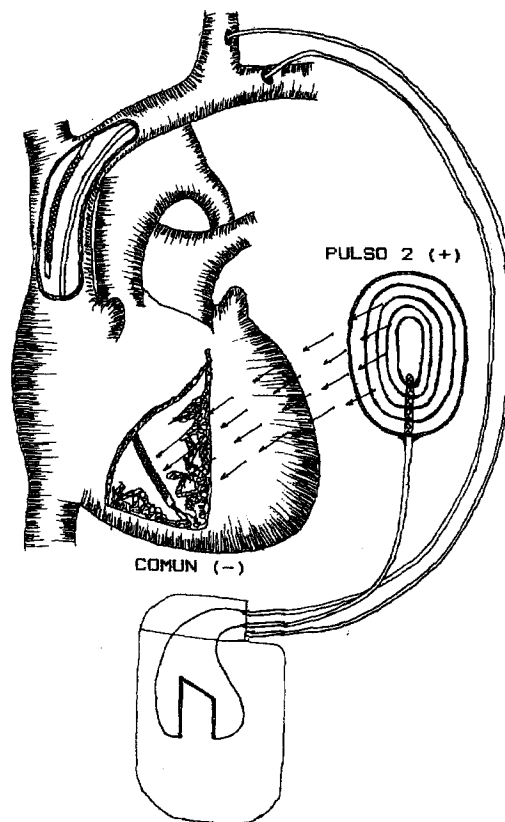


Fig. 4. Rx. Esquema que muestra un electrodo en vena cava superior, otro en punta del ventrículo derecho y el parche en tejido celular subcutáneo. Se envía un pulso único representado en la caja del desfibrilador. La corriente circula desde el pulso 2 hacia el electrodo común negativo.

adecuados por pródromos y telemetría. En un caso se observó desplazamiento del catéter de vena cava superior arrastrado por la rotación del equipo en el abdomen, que obligó a su re colocación.

DISCUSION

Las arritmias graves que comprometen la vida pueden tratarse con drogas antiarrítmicas, ablación quirúrgica o transcáteter del sitio de origen, y con el implante de cardiodesfibriladores automáticos. Este último procedimiento parece arrojar resultados alentadores. La muerte súbita sobre 940 pacientes a quienes se les implantó un cardiodesfibrilador automático fue de sólo el 2% anual y aumentó al 7,7% a los 4 años.¹⁸

Para Critelli y colaboradores,¹⁹ la supervivencia acumulada fue del 98% al año, 97% a los 2 años, 96% a los 3 años y 94% a los 4 y 5 años, valores similares a los publicados por nosotros.²⁰ Esta es una drástica reducción si se la compara con la terapéutica medicamentosa del

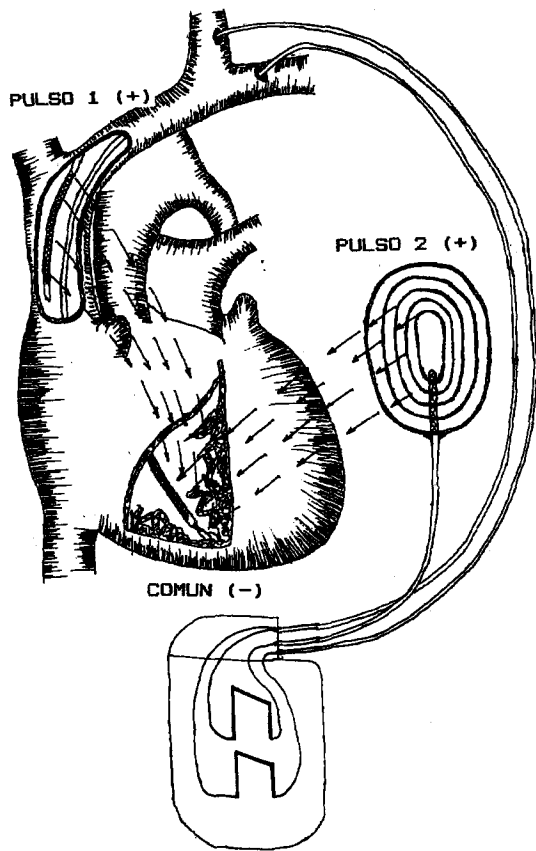


Fig. 5. Esquema similar al de la figura 4; el choque es simultáneo entre el pulso 1 y 2, y el electrodo común.

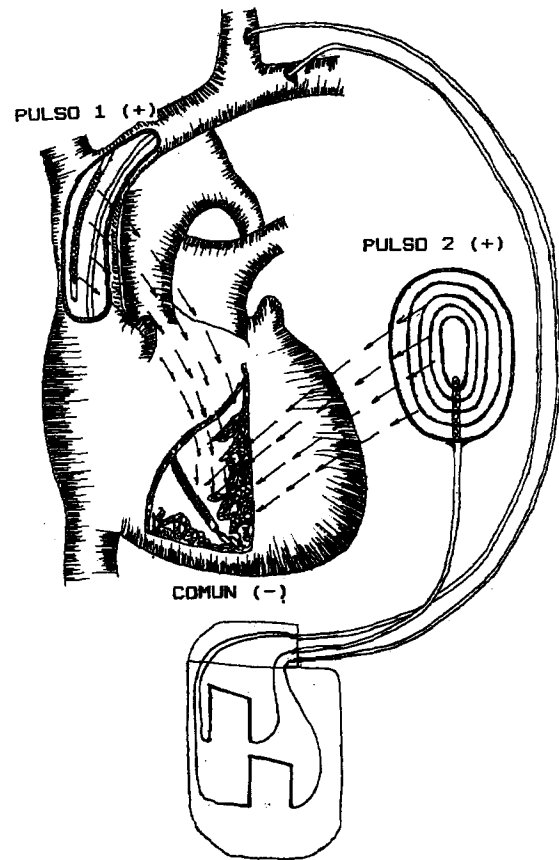


Fig. 6. Esquema similar al de la figura 4; aquí el choque es secuencial primero entre el pulso 1 y el electrodo común, y luego entre el pulso 2 y el electrodo común.

5 al 15% en pacientes con drogas elegidas en el estudio electrofisiológico o por monitoreo Holter, el 6 al 24% en sujetos tratados con amiodarona, el 20 al 50% en quienes reciben drogas en forma empírica y el 8 al 17% de mortalidad operatoria en pacientes con resección subendocárdica guiada por mapeo.²¹⁻²³

Sin embargo, el riesgo quirúrgico para el implante de un desfibrilador es relativamente alto (entre el 1 y el 20%) y se relaciona con la agresión quirúrgica en un paciente, de por sí en grave estado y a menudo con baja fracción de eyección.²⁴⁻²⁷

En el inicio se emplearon dos parches epicárdicos, pero con posterioridad se demostró la posibilidad de obtener buenos umbrales con la sustitución de un parche por un electrodo en espiral en vena cava superior.²⁸ Se utilizaron las vías subxifoidea, subcostal, esternotomía mediana y toracotomía anterior. Los autores emplearon, en un caso con dos cirugías cardíacas previas, una toracotomía bilateral a la altura del quinto espacio intercostal que evolucionó sin

complicaciones. No obstante, estos procedimientos se asocian con complicaciones mayores: neumotórax, derrame pleural, taponamiento cardíaco, erosión de una arteria coronaria y una estadía prolongada en el hospital.^{29,30}

La morbilidad a largo plazo es un factor que debe considerarse. Se ha comunicado reacción fibrosa del pericardio vinculada con el implante de electrodos grandes, que puede actuar en dos sentidos: llevando a pericarditis constrictiva o dificultando la desfibrilación transtorácica.³¹ En un seguimiento promedio de 29,7 meses de 22 pacientes, nosotros no la hemos observado.

En 1986, Saksena¹⁶ realiza los primeros implantes con el empleo de la vía transvenosa y un parche subcutáneo, y en 1989 Yee^{31,32} logra el implante totalmente transvenoso con electrodos en vena cava superior (VCS), seno coronario (SC) y ventrículo derecho (VD).^{28,33-36} Las ventajas de esta técnica totalmente transvenosa o con combinación subcutánea son: a) no requiere toracotomía, b) la anestesia puede de-

Tabla 3

N	Nombre	Configuración transv-subcut	Umbral (Joules)	Choque secuencial	Choques posalta	Fecha implante
1	RP	Sí	18	Sí	No	3/92
2	JP	Sí	20	Sí	Sí	4/92
3	LI	No	Inadecuado	—	Sí	10/92
4	AC	Sí	22	Sí	No	11/92
5	CN	Sí	22	Sí	Sí	12/92
6	BC	Sí	22	Sí	No	12/92

tenerse en planos más superficiales, c) la agresión quirúrgica es menor, d) la recuperación posoperatoria es más rápida y con menores complicaciones, y e) menos tiempo de internación.

Las desventajas consisten en: a) requerimiento de mayor energía, b) elevación del umbral de desfibrilación, c) posible riesgo de rotura o trombosis del seno coronario, o desplazamiento del electrodo del seno coronario, y d) facilidad para el desplazamiento, en especial del catéter de VCS.

En cuanto a la energía, el margen de seguridad aún no ha sido fijado con exactitud; para algunos autores deben existir 10 J entre el umbral de desfibrilación y la energía del desfibrilador,³⁷ y este criterio ha sido aplicado a nuestro trabajo. Otros sugieren umbrales entre 5 y 10 J para electrodos epicárdicos y no mayor de 15 para sistemas transvenosos.^{14, 37-39} El margen de seguridad está vinculado con la elevación del umbral, con el paso del tiempo y con la administración de drogas antiarrítmicas.

En líneas generales se obtienen mejores umbrales con los parches epicárdicos que con los sistemas endocavitarios. En nuestro caso, los umbrales con 2 parches epicárdicos han sido \bar{X} 8,3 J, con un parche epicárdico y un electrodo en vena cava superior \bar{X} 7,5 J, y con sistema endocavitario (VD-VCS)-subcutáneo \bar{X} 20,8 J.

En el trabajo de Bardy y colaboradores se comparan cuatro sistemas que incluyen el seno coronario, el ventrículo derecho y un parche subcutáneo empleando formas de onda mono y bifásicas, y choques con pulso único, secuenciales o simultáneos. Sin que las diferencias pudieran ser estadísticamente significativas, el mejor método resultó el que incluía seno coronario, ventrículo derecho y parche subcutáneo con forma de onda monofásica y pulso secuencial ($14,8 \pm 10,9$ J). Con el método totalmente endocavitario, seno coronario, ventrículo derecho con forma de onda mono o bifásica y pulso único tuvieron umbrales de desfibrilación de

$16,1 \pm 8,2$ y $18,6 \pm 11,6$ J, respectivamente. Pero el sistema epicárdico tuvo un umbral manifiestamente más bajo ($4,9 \pm 3$ J).

McCowan y colaboradores³⁹ emplean un catéter endocavitario tripolar: un electrodo proximal de gran superficie en vena cava superior, un electrodo intermedio en ventrículo derecho y un tercero en la punta del catéter para sensar la frecuencia cardíaca. Cuatro configuraciones distintas incluyen un sistema totalmente transvenoso, dos sistemas que emplean los dos polos del catéter y un parche subcutáneo y otro con el electrodo de ventrículo derecho y el parche subcutáneo. Los autores concluyen que la configuración totalmente endocavitaria puede resultar muy adecuada si se trata de un paciente con menor masa ventricular y mejor función ventricular izquierda. Los resultados no son concluyentes debido al escaso número de casos, pero el éxito oscila entre el 25 y el 70 %.

En una serie de 119 implantes, éstos pudieron realizarse con derivaciones transvenosas en el 77 %; en nuestro pequeño grupo se efectuaron en el 83,4 %. Con el PCD, el 71 % de los pacien-

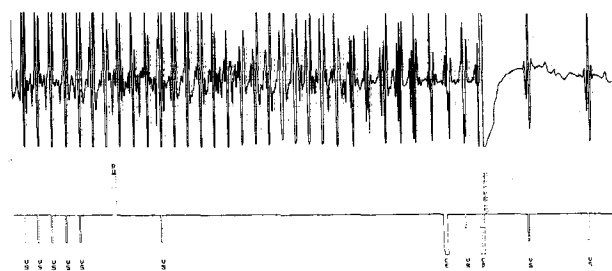


Fig. 7. En el canal superior se inscribe el electrograma endocavitario, el canal inferior ayuda en la interpretación de los eventos. VS: sensado de la actividad ventricular. DU: comienzan a cargarse los capacitadores. CE: final del período de carga. VR: período refractario ventricular. CD: aplicación del choque. El trazado muestra un episodio de aleteo ventricular revertido exitosamente con una energía de 18 J.

tes fueron programados para choques secuenciales, el 25% simultáneos y el 4% con pulso único.⁴⁰

Tal como ocurriera en uno de nuestros casos, se describió desplazamiento de las derivaciones en un 4,3%. Las mismas fueron del seno coronario (0,7%), la vena cava superior (1,8%) y el ventrículo derecho (3%); no ocurrieron en el parche subcutáneo.

No existen diferencias en cuanto a fractura de los electrodos e infección. Es mayor la incidencia de hemorragia, neumotórax y perforación del VD, quizás vinculadas con la punción subclavaria y los catéteres.³⁹ Nuestros resultados, y en especial aquellos tomados de la literatura, evidencian la necesidad de adaptar en forma individual la técnica de la desfibrilación.

No existe un método único que pueda aplicarse a todos los pacientes; puede decirse que un método no es siempre suficientemente superior a otro. Los procesos de enfermedad, la anatomía cardíaca y torácica, el sustrato de las arritmias y la función ventricular por el momento impiden pensar en un método universal de desfibrilación.

SUMMARY

Implantation of the cardioverter defibrillator lead system by a nonthoracotomy approach is feasible, has no significant perioperative complications and is well tolerated by patients. A lead configuration with catheters in superior vena cava, right ventricular apex and a subcutaneous patch was employed. The leads were inserted through the cephalic and jugular vein. Six patients were implanted with ages ranging from 53 and 69 years (\bar{X} 60). The left ventricular ejection fraction varied from 17 to 36% (\bar{X} 25%). The mean defibrillation threshold was 20.8 J (range 18 to 22 J). An effective nonthoracotomy lead system was found in 5 patients (85.4%); one received an epicardial electrode. During the first months a patient had a twiddle syndrome and needed a reoperation. The variation in defibrillation technique and current pathways increases the number of patients suitable for transvenous defibrillation implantation. An effective transvenous defibrillation system could be implanted for prevention of sudden death in high risk patients specially with poor ejection fraction with a lower surgical risk.

BIBLIOGRAFIA

1. Prevost JL, Battelli F: Influence du nombre des periodes sur les effects mortels des courants alternatifs. *J de Physiol et de Pathogen* 1900; 2: 755.
2. Kouwenhoven WB, Hooker DR, Langworthy OR: Current flowing through heart under conditions of electric shock. *Am J Physiol* 1952; 100: 344.
3. Wiggers CJ: Cardiac massage followed by countershock in revival of mammalian ventricles due to coronary occlusion. *Am J Physiol* 1936; 116: 161.
4. Wegria R, Wiggers CJ: Production of ventricular fibrillation by alternating currents. *Am J Physiol* 1940; 131: 119.
5. Ferris LP, King BG, Spence PW, Williams HB: The effect of electric shock on the heart. *Electr Engin* 1936; 55: 498.
6. Beck CS, Pritchard WH, Feil HS: Ventricular fibrillation of long duration abolished by electric shock. *JAMA* 1947; 135: 985.
7. Zacouto F, De Bolssoudy PH: Sur un dispositif electronique permettant de determiner chez les mammiferes le mecanisme d'une syncope cardiaque et de declencher la reanimation correspondante. *CR Soc Biol* 1961.
8. Zoll PM, Linenthal AJ, Normah LR, Paul MH, Gibson W: The effects of external electric currents on the heart. Control of cardiac rhythm and induction and termination of cardiac arrhythmias. *Circulation* 1956; 14: 745.
9. Lown B, Neuman J, Amarasinghan T, Berkovitz BV: Comparison of alternating current with direct current countershock across the closed chest. *Am J Cardiol* 1962; 10: 223.
10. Mirowski M, Reid PR, Mower MM: Termination of malignant ventricular arrhythmias with an implanted automatic defibrillator in human beings. *N Engl J Med* 1980; 303: 322.
11. Watkins L, Mower M, Reid P: Surgical techniques for implanting the automatic implantable defibrillator. *PACE* 1984; 7: 1357.
12. Echt D, Armstrong K, Schmidt P: Clinical experience, complications, and survival in 70 patients with automatic implantable cardioverter/defibrillator. *Circulation* 1985; 71: 289.
13. Olinger G, Chapman P, Troup P: Stratified application of the automatic implantable cardioverter defibrillator. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1988; 96: 141.
14. Coumel P: The management of clinical arrhythmias. An overview on invasive versus noninvasive electrophysiology. *Eur Heart J* 1987; 8: 82.
15. Valero E, Pesce R, Favalaro M, Laforga J, Favalaro R: Taquicardia ventricular sostenida rebelde al tratamiento médico: implante de desfibrilador automático. XIII Congreso Sudamericano y VIII Congreso Uruguayo de Cardiología, Punta del Este, 1987. *Rev Uruguay de Cardiol* 1987; 2: 21.
16. Saksena S, Parsonnet V: Implantation of a cardioverter/defibrillator without thoracotomy using a triple electrode system. *JAMA* 1988; 259: 69.
17. Bardy GH, Allen MD, Mehra R, Johnson G: An effective and adaptable transvenous defibrillation system using the coronary sinus in humans. *J Am Coll Cardiol* 1990; 16: 887.
18. Winkle RA, Thomas A: The automatic implantable cardioverter defibrillator: The US experience. In: Brugada P, Wellens HJJ (eds): *Cardiac Arrhythmias; where to go from here?* Futura Publishing Co Inc, Mount Kisco, NY, 1987; p 663.
19. Critelli G, Greco C, Ambrosini M, Sinatra R, Marino B, Reale A: Unexpected discharge from an implanted defibrillator. *J Electrophysiol* 1987; 1: 330.
20. Valero de Pesce E, Favalaro M, Pesce R, Favalaro R: Cardiodesfibrilador implantable: experiencia 4 años. *Rev Arg Cardiol* 1991; 59: 4.
21. Manolis AS, Uricchio F, Estes NMA III: Prognostic value of early electrophysiologic studies for ventricular tachycardia recurrence in patients with coronary artery disease treated with amiodarone. *Am J Cardiol* 1989; 63: 1052.
22. Garan H, Nguyen K, McGovern B, Buckley M, Ruskin JN: Perioperative and long-term results after electrophysiologically directed ventricular surgery for recurrent ventricular tachycardia. *J Am Coll Cardiol* 1986; 8: 201.
23. Yazaki Y, Haffajee CI, Gold RL, Bishop RL, Alpert JS: Electrophysiologic predictory ventricular tachycardia se-

- condary to coronary artery disease. *Am J Cardiol* 1987; *60*: 263.
24. Rosenthal ME, Josephson ME: Current status of anti-tachycardia devices. *Circulation* 1990; *82*: 1889.
 25. Kelly PA, Cannon DS, Garan H: The automatic implantable cardioverter-defibrillator: Efficacy, complications and survival in patients with malignant ventricular arrhythmias. *J Am Coll Cardiol* 1988; *11*: 1278.
 26. Winkle RA, Mead RH, Ruder MA: Long-term outcome with the automatic implantable cardioverter-defibrillator. *J Am Coll Cardiol* 1989; *13*: 1353.
 27. Marchlinski FE, Flores BT, Buxton AE: The automatic implantable cardioverter-defibrillator: Efficacy, complications, and device failures. *Am Intern Med* 1986; *104*: 481.
 28. Winkle R, Bach S, Mead H: Comparison of defibrillation in humans using a new catheter and superior vena cava spring-left ventricular patch electrodes. *J Am Coll Cardiol* 1988; *11*: 365.
 29. Watkins L, Taylor E: The surgical aspects of automatic implantable cardioverter-defibrillator implantation. *PACE* 1991; *14*: 953.
 30. Thomas A, Moser S, Smutka M: Implantable defibrillation: eight years' clinical experience. *PACE* 1988; *11*: 2053.
 31. Yee R, Klein GJ, Jones DL, Sharma AD, Fujimara O, Boahene KA: Efficacy and safety of transvenous sequential pulse defibrillation using the coronary sinus (Abstract). *Circulation* 1989; *80* (Suppl): II-2114.
 32. Yee R, Klein GJ, Leitch JW, Guiraudon GM, Guiraudon CM, Jones DL, Norris C: A permanent transvenous lead system for an implantable pacemaker cardioverter-defibrillator. *Circulation* 1992; *85*: 196.
 33. Chang M, Inoue H, Kallok M: Double and triple sequential shocks reduce ventricular defibrillation thresholds in dogs with and without myocardial infarction. *J Am Coll Cardiol* 1986; *8*: 1393.
 34. Bach S, Barstad J, Harper N: Initial clinical experience: ENDOTAK implantable transvenous defibrillator system (Abstract). *J Am Coll Cardiol* 1989; *13*: 65.
 35. Saksena S, Calvo R, Pantopoulos D: A prospective evaluation of single and dual current pathways for transvenous cardioversion in rapid ventricular tachycardia. *PACE* 1987; *10*: 1130.
 36. Waspe L, Kim, S, Matos J: Role of catheter lead system for transvenous countershock and pacing electrophysiologic tests: An assessment of the usefulness of catheter shocks for terminating ventricular tachyarrhythmias. *Am J Cardiol* 1983; *52*: 477.
 37. Davy JM, Fain ES, Dorian P, Winkle RA: The relationship between successful and defibrillation and delivered energy in open chest dogs: reappraisal of the defibrillation threshold. *J Am Coll Cardiol* 1984; *113*: 77.
 38. Jones DL, Klein GJ, Guiraudon GM, Sharma AD, Yee R: Prediction of defibrillation success from a single defibrillation threshold measurement with sequential pulses and two current pathways in humans. *Circulation* 1988; *78*: 1144.
 39. McCowan R, Maloney J, Wilkoff B, Simmons T, Khoury D, McAlister H, Morant V, Castle L: Automatic implantable cardioverter-defibrillator implantation without thoracotomy using an endocardial and submuscular patch system. *J Am Coll Cardiol* 1991; *17*: 344.
 40. Mehra R, Norenberg MS, DeGroot P: Multicenter clinical results with an implantable defibrillator utilizing transvenous leads. Tachy Clinical Evaluation Group, PCD Investigators. Medtronic, Inc, Minneapolis, MN, 1992.