

Cardioversores Desfibriladores Implantables

Luis Eduardo Brioso

luisbrioso@hotmail.com

Monografía vinculada a la conferencia del Dr. Walter Reyes sobre "Electrofisiología Cardíaca" del 13 de abril del 2004

Resumen—En el presente trabajo se analiza el funcionamiento de los Cardioversores Desfibriladores Implantables, dispositivos estos surgidos a comienzos de los años ochenta que presentan muchas ventajas en el tratamiento de afecciones cardíacas.

Palabras Clave—desfibrilación, onda bifásica.

I. INTRODUCCIÓN

El sistema cardiovascular es el encargado de conducir el oxígeno y las sustancias nutritivas hacia los tejidos, eliminar los productos residuales y transportar sustancias desde una parte a otra del organismo. Interviene además en la regulación de la temperatura corporal. Para que todas estas funciones se realicen correctamente es necesario que el corazón bombee bien la sangre.

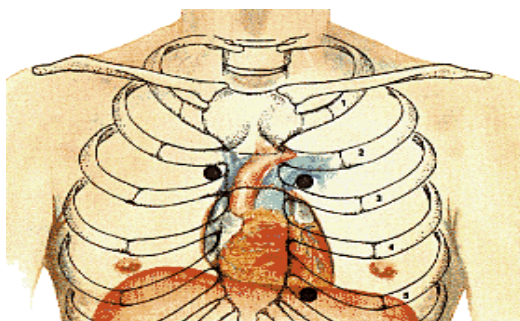


figura 1

El corazón ocupa en la cavidad torácica una posición asimétrica, con el ápex dirigido hacia abajo, hacia delante y hacia la izquierda (figura 1). Está compuesto por cuatro cámaras, dos aurículas (izquierda y derecha) y dos ventrículos (izquierdo y derecho). Éstas cavidades están separadas por las válvulas auriculoventriculares tricúspide y mitral. Además de la estructura valvular y la musculatura de trabajo, existe un tejido especializado, encargado de la producción y conducción del estímulo eléctrico. El tejido de especialización incluye las

siguientes estructuras anatómicas: el nódulo sinusal de Keith-Flack, situado en la aurícula derecha, el nódulo auriculoventricular de Asschoff-Tawara, y el fascículo de His que se divide en dos ramas izquierda y derecha.

II. EL SISTEMA ELÉCTRICO DEL CORAZÓN

En el corazón normal, el impulso eléctrico se origina en el nódulo sinusal y se perpetúa rítmicamente a una frecuencia de 60 a 100 veces por minuto. Desde allí se propaga a la musculatura auricular, en forma directa hacia la aurícula derecha y por intermedio del haz de Bachman hacia la aurícula izquierda. Se produce entonces la contracción auricular, registrado como onda P en el electrocardiograma (ECG). A su vez, el impulso sinusal se transmite rápidamente a lo largo de los haces internodales, hacia el nódulo A-V (auriculoventricular), registrado como onda PR del ECG. Desde allí se transmite rápidamente por el sistema de His Purkinje hacia la musculatura ventricular, complejo QRS del ECG, originando la contracción ventricular (figura 2).

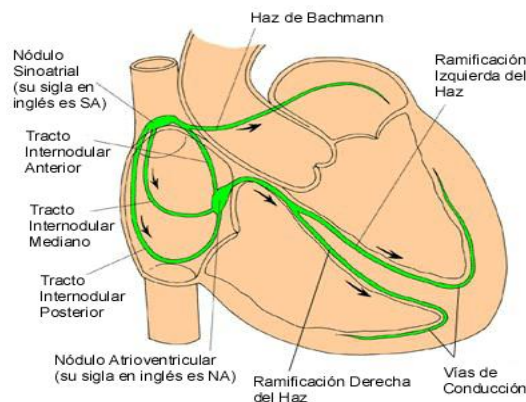


figura 2

III. TRASTORNOS CARDIACOS

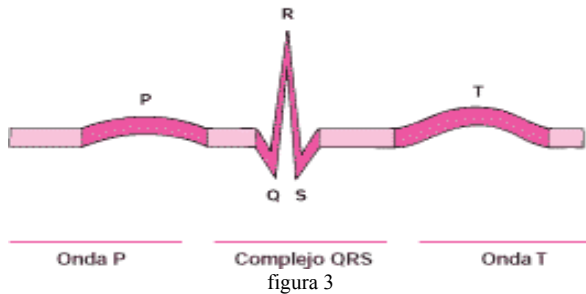
Entre los trastornos en el sistema de conducción cardíaco se pueden encontrar 2 tipos; anomalías en la iniciación del impulso y anomalías en la conducción del impulso. Los cuales se pueden clasificar de la siguiente manera:

Anomalías en la iniciación del impulso:

- Bradicardia (frecuencia < 60 PPM).
- Taquicardia (frecuencia > 100 PPM).
- Detención del seno (no genera impulsos, en ese caso se hace cargo el nodo AV).
- Bloqueo senoauricular.

Anormalidades en la conducción del impulso:

- **Primer grado:** Retraso en la conducción del impulso cuando viaja a través de la aurícula, observable en el ECG como un aumento del intervalo P-R en el ECG (figura 3).
- **Segundo grado:**
 - Tipo I: Retardo en la conducción del impulso generado por el nódulo SA. Esto produce un aumento progresivo del intervalo AV, hasta que se saltea un impulso por superponerse con el periodo refractario, observable en el ECG como una onda P sin su correspondiente QRS (figura 3).
 - Tipo II: El intervalo AV permanece constante en los latidos previos al bloqueo de la onda P (figura 3).
- **Tercer grado:** Interrupción total de la conducción entre las aurículas y los ventrículos (laten en forma independiente).



IV. POSIBLES SOLUCIONES

Si bien en algunos casos no se necesita tratamiento, solo un cambio en el estilo de vida, en otros es necesario otro tipo de acción. Como primera medida, se administra medicación, si no llegara a ser efectiva se efectúan otros tratamientos, como por ejemplo:

- En casos de frecuencia cardíaca baja, se utiliza un *marcapasos* electrónico. Este se implanta quirúrgicamente cerca de la clavícula y las pilas del marcapasos suministran la energía eléctrica que actúa como el marcapasos natural del corazón.
- La *ablación por radiofrecuencia*, procedimiento en el que se utiliza un catéter y un dispositivo que permite obtener un mapa de las vías de conducción eléctrica del corazón. Luego de administrar un relajante al paciente, se introduce un catéter por una vena hasta llegar al corazón. Utilizando ondas electromagnéticas de alta frecuencia, se destruyen las vías de conducción responsables de la arritmia.

- La *ablación quirúrgica*, similar a la ablación por radiofrecuencia, donde los cirujanos pueden descubrir donde se originan los latidos irregulares. A continuación, con una técnica denominada *crioablación*, pueden eliminar el tejido con una sonda fría y destruir las células defectuosas.
- La *cirugía de Cox* (técnica de laberinto) podría ser indicada en casos de fibrilación auricular que no responde a medicamentos ni a descargas eléctricas. Se crea un "laberinto" de nuevas vías de conducción para que los impulsos eléctricos puedan atravesar el corazón sin ser bloqueados.
- La taquicardia ventricular (TV) y la fibrilación ventricular (FV) pueden tratarse mediante la implantación de un C.D.I. (estudiado detalladamente en la próxima sección).

V. EL C.D.I.

Los C.D.I. son dispositivos de reducido tamaño (figura 4) que se instalan debajo de la clavícula y monitorean continuamente el funcionamiento cardíaco, enviando pulsos eléctricos al mismo cuando su funcionamiento es irregular.

Consiste en una fuente de energía, un sistema de detección, un dispositivo de producción y almacenamiento de alta energía, un circuito lógico y un sistema de electrodos. El circuito lógico valora las señales que le llegan desde el sistema de detección y toma una decisión sobre si existe o no un trastorno en el ritmo que deba ser tratado.

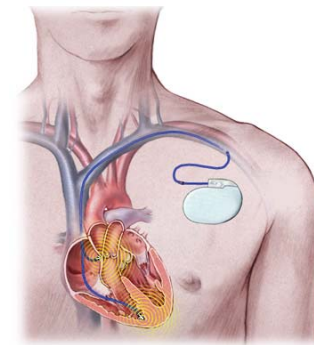


figura 4

Es capaz de decidir el tratamiento a efectuar. Puede ser: antitaquicardia, choques baja energía (cardioversión), choques de alta energía (desfibrilación), estimulación antibradicardia. En la actualidad hay dos tipos de dispositivos, los que permiten únicamente cardioversión y desfibrilación y aquellos que ofrecen además la posibilidad de estimulación antitaquicardia. Tanto unos como otros disponen de estimulación antibradicardia.

Todos los C.D.I. utilizan algoritmos basados en la secuencia temporal de los intervalos R-R, por lo tanto, el primer problema es detectar la presencia de la onda R.

Para detectar una FV, lo primero que hay que hacer es establecer una frecuencia de corte que permita la clasificación de los intervalos R-R en lentos o rápidos. En segundo lugar hay que programar una «ventana de detección» en la que se establecerá que existe FV si hay un número «x» de intervalos rápidos (en torno al 75%) de los últimos «y» intervalos que se han contabilizado. El número de intervalos que se puede elegir para la detección de FV oscila entre 6 y 30, aunque es variable dependiendo del paciente.

Si se satisface el criterio de detección de una FV, comienza la carga de los condensadores de alta energía (7-8 segundos). Cuando termina la carga del condensador comienza un período de reconfirmación de la taquicardia, para verificar que realmente estamos ante una FV, antes de dar la descarga. Si se reconfirma la taquicardia, se administra el choque de alta energía y después del mismo se produce un algoritmo de redetección para comprobar si existe o no reversión a ritmo sinusal. En caso de que la taquicardia termine espontáneamente, la descarga no se libera al paciente sino a una resistencia interna.

¿Cuál es la energía necesaria para desfibrilar el corazón?

El umbral de desfibrilación se define como la mínima energía que es necesario suministrar a un corazón para desfibrilarlo a través de un sistema determinado de electrodos. El umbral es una función probabilística, por lo tanto no existe una mínima energía por encima de la cual podemos asegurar que siempre se producirá la desfibrilación. O sea que es más apropiado hablar de la energía que tiene «x» probabilidad de desfibrilar al corazón. No obstante, clínicamente se llama umbral de desfibrilación a la energía que se determina de la siguiente manera: se induce fibrilación ventricular durante el procedimiento de implantación y se aplica una descarga de determinado valor. Si se consigue la desfibrilación se repite el procedimiento usando cada vez energías menores hasta que no se consigue desfibrilar. En ese momento se aplica un choque de rescate de más alta energía y se contabiliza el umbral de desfibrilación como la mínima de las energías de tal proceso que logró desfibrilar (se suele comenzar este algoritmo con descargas de 20 o 25 julios). Dada la naturaleza probabilística del umbral de desfibrilación, es necesario que exista un margen de seguridad para la desfibrilación, es decir, que el generador sea capaz de suministrar descargas de por lo menos 10 julios superiores al valor encontrado como umbral para poder asegurar en la totalidad de los casos la desfibrilación. Teniendo en cuenta que los generadores disponibles actualmente entregan hasta un máximo de 34 julios, el umbral de desfibrilación debe estar por debajo de los 25 julios. Si no se consigue este valor hay que recolocar el sistema de electrodos (buscar una mejor geometría de descarga), colocar otro electrodo adicional que eventualmente baje los umbrales o, como último recurso, recurrir al sistema de parches epicárdicos. Afortunadamente, en más de un 98% de los casos

se consigue obtener unos umbrales adecuados con la configuración endovenosa más simple y choques bifásicos.

Antes de que estuvieran disponibles los C.D.I. que utilizan la carcasa activa del generador como uno de los electrodos de descarga, lo más frecuente era utilizar una configuración inicial de desfibrilación con un cátodo en ventrículo derecho y un ánodo en la vena cava superior con lo que se conseguía una desfibrilación eficaz en más del 90% de los casos. Si con esta configuración no se consigue un umbral adecuado de desfibrilación puede cambiarse la polaridad de los electrodos. Si estas configuraciones no son efectivas utilizando descargas bifásicas queda la opción de introducir el segundo electrodo de desfibrilación en el seno coronario o añadir un parche subcutáneo.

Uno de los avances tecnológicos más importantes en la reciente historia de los desfibriladores fue la incorporación a principios de los años 90 de los electrodos endocavitarios para poder realizar la desfibrilación (a partir de este momento el procedimiento que se seguía para la colocación de los electrodos era similar al que se lleva a cabo en la implantación de un marcapasos).

Otro avance tecnológico que apareció poco después fue la reducción del tamaño de los generadores que abrió la posibilidad de la implantación pectoral del C.D.I.. Conjuntamente con la implantación pectoral, la aplicación de choques con ondas bifásicas, ha permitido un último avance en el sistema de electrodos para aplicar las descargas utilizar la carcasa metálica del generador como uno de los electrodos de descarga manteniendo el electrodo alojado en el ventrículo derecho como segundo electrodo de desfibrilación. La posición en que se aloja el generador en el pecho es adecuada para que las líneas de corriente atraviesen una gran parte de la masa ventricular, requiriendo una baja energía para desfibrilar (es importante que las líneas de corriente atraviesen la mayor parte posible de la masa ventricular, este choque eléctrico produce una sobreestimulación sincronizada del músculo cardíaco que recobra el ritmo sinusal en pocos segundos una vez que el tejido cardíaco se recupera conjuntamente de la descarga recibida).

En la actualidad, el enorme avance en la eficacia de la desfibrilación, tras la introducción de ondas bifásicas y el uso de electrodos de implantación endocárdica, ha permitido porcentajes de éxito en torno al 98% y una marcada reducción de la mortalidad perioperatoria, que ha pasado de alrededor de un 5-8% con los electrodos de implantación epicárdica a menos de 0,5%. Por este motivo, hoy día, debe intentarse la implantación de sistemas de electrodos endocárdicos en todos los pacientes, así como la utilización de unidades con la opción de ondas bifásicas de desfibrilación.

VI. ONDAS DE DESFIBRILACION

La descarga directa de un condensador consiste en dejar descargar el condensador por la resistencia que ofrece el corazón, aunque este tipo de descarga era eficaz en la clínica,

no se utiliza este tipo de ondas porque la cola de voltaje final tiene efectos proarrítmicos y puede llevar a la refibrilación del corazón.

La forma de onda más adecuada para los aparatos implantables es la onda truncada exponencial. Esta onda se consigue cargando el condensador hasta un voltaje predeterminado y luego permitiendo que se descargue de forma exponencial (como en una descarga directa). Una vez que el voltaje ha caído a un valor predeterminado o que ha pasado un tiempo determinado el condensador se descarga a través de una carga interna o se desconecta abruptamente, evitando de esta forma la cola de bajo voltaje que aparecería si se permitiese al condensador descargar por completo.

El avance real en este campo ha venido con la utilización de ondas bifásicas en la descarga de los condensadores, que son las que han incorporado todos los C.D.I. de última generación. Una onda bifásica es una onda que se compone de dos fases: una primera fase idéntica a la que ya hemos descrito como la descarga truncada de un condensador en la que la descarga se verifica desde un parche o un electrodo marcado como positivo a otro marcado como negativo. Durante la segunda fase se invierte la polaridad y en este caso la descarga sería desde el otro electrodo o parche, en este caso marcado como negativo al positivo. Para generar estas ondas bifásicas, la corriente de desfibrilación es liberada hasta que el voltaje de la onda cae hasta un tercio del voltaje máximo; en este momento se produce una inversión en la polaridad de los electrodos de desfibrilación, lo que origina una onda bifásica con una relación entre el pulso positivo y negativo de 3 a 2. Esto hace que la duración total del pulso de la onda bifásica sea mayor que la duración total del pulso de la onda monofásica, consiguiéndose una mayor efectividad.

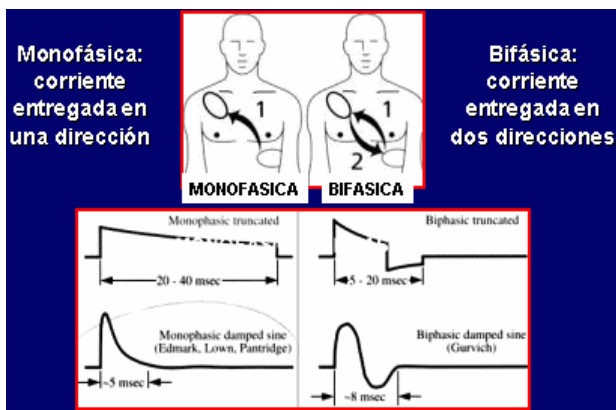


figura 5

Algo trascendente que se ha conseguido con las ondas bifásicas es una considerable reducción de los umbrales de desfibrilación.

VII. OPCIONES TERAPEUTICAS

Los desfibriladores actuales permiten elegir el tratamiento entre diferentes opciones terapéuticas. Las diversas terapias disponibles se programan inicialmente en función del tipo y de

la presentación clínica de la taquicardia, cardiopatía y de los datos recogidos en los estudios electrofisiológicos del paciente, antes de la implantación, durante la misma y en el estudio electrofisiológico prealta. Ellas pueden ser:

- *A. Desfibrilación:* La programación de los choques de desfibrilación se realiza en función de los valores del umbral de desfibrilación calculado durante el implante. Si este es bajo, puede programarse una primera terapia al doble del umbral y el resto, terapias de alta energía. Si el umbral es alto, por ejemplo por encima de 20 J, todas las terapias de desfibrilación se programan con la máxima energía (34 J en la mayor parte de los CDI). El número de terapias de desfibrilación oscila entre 4 y 7.
- *B. Cardioversión:* Sólo se emplea como tratamiento de TV cuando la terapia de estimulación antitaquicardia ha sido inefectiva y puede utilizarse con energías que oscilan entre 0,20 y 34 J.
- *C. Estimulación antitaquicardia:* Existen dos tipos de terapias: trenes de impulsos con longitud de ciclo constante (ráfaga) y trenes de impulsos decrementales (rampa). Dentro de cada terapia de estimulación se programa además el número de secuencias de estimulación y el número de latidos de cada secuencia, así como los decrementos en la longitud de ciclo entre secuencias y entre intervalos dentro de la misma secuencia.
- *D. Estimulación antibradicardia:* Todos los dispositivos actuales disponen de estimulación antibradicardia. Sólo algunos generadores disponen de histéresis y posibilidad de programación de la frecuencia, amplitud y anchura de pulso de un modo independiente en el período postdescarga.

VIII. FUENTES DE ENERGIA

Una de las mayores limitaciones de los desfibriladores actuales surge de la falta de fuentes de energía adecuadas. La salida de energía de los marcapasos es del orden de 25 microjulios (una millonésima de la que necesita una terapia de desfibrilación).

Las fuentes de energía de un desfibrilador deben, ser capaces de proporcionar corrientes del orden de 1-2 amperios por aproximadamente 10 segundos durante la operación de carga de los condensadores de alto voltaje.

La química de las pilas de litio-pentóxido de vanadio se desarrolló en 1968 para las aplicaciones de la NASA constituyó la fuente de energía para los primeros desfibriladores implantables. Estas pilas tienden a mantener su voltaje incluso durante la carga, con ligero declive durante la vida útil de la batería hasta que al final de ésta, el voltaje

disminuye de forma abrupta (40%-50%). Esta propiedad de mantener su voltaje de circuito abierto a lo largo del tiempo hace que pronosticar el fin de la batería sea difícil. Estas pilas han sido sustituidas en los C.D.I. actuales por las de litio-pentóxido de plata de vanadio que poseen más densidad de energía, tienen menos resistencia interna y el voltaje de la batería declina gradualmente a lo largo del tiempo a medida que se descarga la pila.

IX. GENERADORES DE ALTO VOLTAJE

Las baterías proporcionan aproximadamente 3,2 voltios por pila. En los desfibriladores implantables suele haber dos conectadas en serie, de modo que el voltaje total al comienzo de su vida suele ser de 6,4 voltios; debe obtenerse un alto voltaje a través de ellas por medio de un circuito transformador o convertidor DC-DC.

La generación de alto voltaje se realiza aplicando el voltaje de corriente continua de la fuente de energía (batería) a un oscilador, la corriente pulsátil de bajo voltaje se aplica a la espiral primaria de un transformador con un número mucho más elevado de vueltas en el secundario lo que hace que en éste aparezca un voltaje mayor. A continuación la forma de onda que aparece en el secundario es rectificadora. Posteriormente, el condensador de alta frecuencia se carga de modo escalonado mientras que el circuito convertidor DC-DC sigue funcionando. El voltaje del condensador se comprueba con un comparador que cierra el conversor DC-DC cuando se ha alcanzado el voltaje determinado (generalmente 750 V).

X. CONDENSADORES

Los condensadores de alto voltaje son esenciales en los desfibriladores para poder proporcionar los pulsos de alta energía necesarios para conseguir la desfibrilación. Los condensadores electrolíticos presentan las propiedades más adecuadas para ser empleados en términos de tamaño y capacidad de soportar voltajes relativamente altos (en los C.D.I. suele usarse condensadores de aluminio). La carga y descarga a intervalos regulares de tiempo es una maniobra esencial para mantener el buen estado de los condensadores electrolíticos y necesaria, por tanto para una función adecuada del desfibrilador. Si no se realizase esta operación («reforma» del condensador), el tiempo de carga de los condensadores a la hora de aplicar terapia podría alargarse peligrosamente. El voltaje máximo útil de los condensadores electrolíticos individuales es del orden de los 450 voltios, por lo que se utilizan dos condensadores para obtener mayores voltajes.

XI. FUNCIONES DIAGNOSTICAS

En un sistema implantable se hace necesario disponer de las herramientas adecuadas para evaluar tanto la integridad y correcto funcionamiento del sistema como el tipo de arritmias que puede haber sufrido el paciente, sin necesidad de recurrir

a procedimientos invasivos. La comunicación con el desfibrilador se hace por medio de telemetría que se emplea para programar el dispositivo, adecuándolo a las necesidades de cada paciente así como para que envíe información sobre el estado del sistema.

Los primeros desfibriladores implantables disponían de una tecnología muy limitada y sólo eran capaces de suministrar choques de desfibrilación o de cardioversión. Al consultarlos después de un episodio, los C.D.I. de primera generación sólo proporcionaban información del número total de choques diferenciando entre el número de primeros choques y consecutivos, pero no era posible conocer la fecha de los episodios ni almacenaba ningún tipo de trazado de los mismos.

Hoy en día los nuevos C.D.I. permiten obtener información detallada de cada episodio arritmico; es decir, hora de comienzo, frecuencia previa, estabilidad, tipo de terapia utilizada y electrogramas previos al episodio, durante el episodio y después de dar la terapia. Asimismo los contadores del C.D.I. detallan el número de episodios arritmicos registrados, en qué zona, número de descargas, etc.

Esto ha permitido conocer y valorar la eficacia de los distintos tipos de tratamiento programados, analizar la seguridad y el riesgo de proarritmia de la estimulación antitaquicardia o de los choques de baja energía. Todo ello ha contribuido a individualizar y optimizar la programación del C.D.I. durante el seguimiento. Además, ha permitido aproximarse al número real de tratamientos inadecuados del C.D.I. provocados por una interferencia externa o por un mal funcionamiento del dispositivo.

En lo referente al diagnóstico del funcionamiento del sistema, los desfibriladores actuales permiten analizar y comprobar, por medio de la telemetría, los siguientes parámetros:

- Verificar la impedancia del canal de detección y estimulación para comprobar su integridad.
- Impedancia del canal de alto voltaje para verificar su integridad (deben mantenerse en valores normales).
- Revisar los electrogramas del canal de sentido.
- Verificar la calidad de la señal que se obtiene
- Evaluar la integridad de los electrodos.
- Saber que hace el desfibrilador frente a la señal que está detectando (o sea si está viendo ritmo sinusal, TV, FV, si está cargando condensadores, etc).

XII. SONDEO COMERCIAL

Entre los modelos disponibles más recientes de C.D.I., se pueden encontrar (por orden de aparición al mercado):

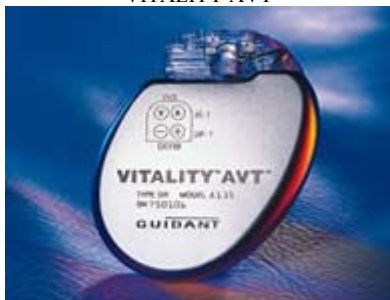
VITALITY 2



- Garantía de 7 años (40 % más).
- Los más pequeños y finos.

Modelo	Medidas (cm) (HxWxD)	Peso (g)	Volumen (cc)
1861	5.5 x 6.5 x 1.2	82	32
T167 (EL)	6.3 x 7.1 x 1.1	90	35

VITALITY AVT



- Excelente combinación medidas-duración.
- Posibilidad de observar tres canales de electrogramas.
- Terapias completas.

VITALITY DS



- Pequeños (30 cc 11 mm).
- Posibilidad de observar tres canales de electrogramas.
- Larga duración (más de 6 años).

VENTAK PRIZM 2 DR



- Historia gráfica de episodios (TV y FV).
- Más de 1,024 intervalos R-R/P-P en memoria.
- Más de 19 minutos de electrogramas.
- Información detallada de parámetros de la detección, terapia y posterior a la terapia.

CONCLUSIONES

Los C.D.I. han sido un gran avance en el tratamiento de afecciones cardíacas, ya que han conseguido una gran reducción de la mortalidad, dado que a partir de su utilización deja de ser necesario tener un desfibrilador externo disponible (cosa que no siempre sucede, dependiendo de dónde sufre la anomalía el paciente).

REFERENCIAS

- [1] <http://www.guidant.com/products>
- [2] <http://www.castellanacardio.es>
- [3] <http://www.guidant.com/webapp/emarketing>
- [4] <http://www.profesorenlinea.cl/Ciencias/SistemaCirculatorio>

Luis E. Brioso nació en Montevideo el 14 de julio de 1980. Cursó sus estudios en el liceo N° 1 "Osimani y Llerena" y en el liceo N° 2 "Antonio Grompone" de la ciudad de Salto. Actualmente es estudiante de la carrera Ingeniería Eléctrica opción Electrónica en la Universidad de la República.