

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE MEDICINA

ESTUDIOS DE POSGRADO

CENTRO MEDICO NACIONAL " 20 DE NOVIEMBRE "
ISSSTE

**UTILIDAD DE LA AUTOCAPTURA EN CARDIOESTIMULACION
CRONICA**

T E S I S

PARA OBTENER EL TITULO DE

ESPECIALISTA EN C A R D I O L O G I A

P R E S E N T A

DRA. VERONICA AMALIA NAÑEZ OLIVAS

México DF, Agosto 2006.



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

**INSTITUTO DE SEGURIDAD Y SERVICIOS SOCIALES
DE LOS TRABAJADORES DEL ESTADO
CENTRO MEDICO NACIONAL 20 DE NOVIEMBRE**

DRA. MARCELA GONZALEZ DE COSSIO ORTIZ
Subdirectora de enseñanza e Investigación

DR. ENRIQUE GOMEZ ALVAREZ
Profesor Titular del curso de Cardiología

DR. ROGELIO ROBLEDO NOLASCO
Asesor de Tesis

DRA. VERONICA AMALIA NAÑEZ OLIVAS
Autor

AGRADECIMIENTOS

A Dios, a mi Lupita, que en los momentos de obscuridad me han dado luz.

A mis Padres, quienes me han dado absolutamente todo, quienes me enseñaron que cualquier sueño puede alcanzarse si en verdad se desea y se lucha por él.

A Paco, el mejor hermano, mi mejor amigo, mi fortaleza, mi brazo derecho, siempre mi ejemplo a seguir, gracias por tu apoyo, por tu “ inversión”.

A Sol, la mejor hermana, también mi mejor amiga, mi apoyo incondicional, mi segunda mamá. Gracias por estar siempre a mi lado.

A Jorge y a Julio gracias por su apoyo.

A Oscarin, Andy, Clau, Gaby y Pao por su cariño, por ser mi motor.

A mis amigos y compañeros de residencia, por todas las vivencias y sueños compartidos.

A cada uno de mis profesores, a lo largo de este tan largo camino, por sus enseñanzas, por su dedicación.

Al Dr. Enrique Gómez y a la Dra. Adriana Puente por darme la oportunidad de formar parte de este gran servicio de Cardiología.

Al Dr. Rogelio Robledo por su entusiasmo y apoyo para la realización de esta tesis.

Al Dr. Rafael Maciel por su apoyo y compañía durante el transcurso de este proyecto.

Sin olvidar por supuesto a cada uno de mis pacientes, quienes son fuente indiscutible de conocimiento.

Gracias a cada uno, por que sin ustedes simplemente no hubiera sido posible.

Vero Náñez Olivas.

INDICE

<u>CAPITULO</u>	<u>PAGINA</u>
I. Resumen	1
II. Abstract	2
III. Introducción	3
IV. Material y Métodos	5
V. Resultados	7
VI. Discusión	17
VII. Conclusión	20
VIII. Bibliografía	23

I. RESUMEN

ANTECEDENTES: El uso de marcapasos se hace necesario en pacientes con alteraciones en el sistema de conducción, lo cual indica implante de dispositivos de estimulación cardiaca crónica. Sin embargo se requiere monitorización frecuente y sustituciones múltiples de la fuente de estimulación.

OBJETIVO: Valorar si con el algoritmo de Autocaptura (AC) se entrega menor cantidad de energía con seguridad y eficiencia adecuada y por tanto determinar si prolonga la longevidad del marcapaso.

METODOS: Del 2000 al 2006 se revisó el archivo de marcapasos implantados en el departamento de Electrofisiología y en Hemodinamia del CMN 20 de Noviembre ISSSTE. Se colocaron 761, se seleccionaron a los que tienen función de Autocaptura. Se identificó el motivo de implante, modo de estimulación, complicaciones inmediatas y crónicas, umbrales agudos y crónicos y parámetros de estimulación. Los umbrales crónicos fueron obtenidos por telemetría a los 3 meses y posteriormente cada 6 meses.

RESULTADOS: Se incluyeron a 19 pacientes, edad promedio 29.4 ± 31 años. La indicación para marcapasos fue bloqueo auriculoventricular secundario a: cardiopatías congénitas, disfunción de nodo sinusal, ablación de nodo auriculoventricular, miocardiopatía hipertrófica y cardiopatía isquémica en fase dilatada. La programación inmediata incluyó funciones: sueño, autocaptura, curva de aceleración y desaceleración, frecuencia cardiaca mínima y máxima. La estimulación auricular fue nominal. Umbrales de estimulación aguda: ancho de pulso 0.5 ± 0.3 ms, amplitud 0.9 ± 0.7 mV, impedancia 635 ± 137 Ohms, autocaptura 1.3 ± 1.4 mV. En el seguimiento analizamos umbrales de autocaptura, respuesta evocada, polarización y curva tendencial. La energía utilizada para autocaptura crónica en este estudio fue de 0.91 ± 0.4 V.

CONCLUSIONES: La función de autocaptura ha permitido en este estudio entregar menos energía para la estimulación ventricular, consideramos que esto prolongará la longevidad de estos marcapasos.

II. ABSTRACT

INTRODUCTION: The use of pacemakers is necessary in pediatric and adult patients with a disorder in the conduction system of congenital, acquired or degenerative origin, having the indication for a chronic cardiac stimulation device. However they require frequent check ups and multiple replacements of the battery.

OBJETIVE: Evaluate if with the algorithm of *autocapture (AC)* there is a lower delivery in the quantity of energy with adequate safety and efficiency and therefore determine if this prolongs the life of the pacemaker.

METHODS: We reviewed the files of the definitive pacemakers places from 2000 to 2006 in the Electrophysiology and Hemodynamic department of the "CMN 20 de Noviembre ISSSTE". There were 761 pacemakers placed, and we selected the once that had the autocapture function. We identified the cause why the pacemaker was placed, the stimulation mode, the implantation technique, the immediate and chronic complications, the acute and chronic threshold, and the stimulation parameters in each case. The chronic threshold was obtained by telemetry at the third months and after every 6 months.

RESULTS: We included 19 patients, with average age of 29.4 ± 31 years. The indications for the placement of a definitive pacemaker were atrioventricular block secondary to: surgical closure of interventricular communication, sinus node dysfunction, atrioventricular node ablation, hypertrophic miocardiopathy and isquemic cardiopathy in dilated stage. The immediate setting of the pacemaker at the implantation included diverse functions like sleep, autocapture, acceleration and desacceleration curve, minimum and maximum heart rate. The auricular stimulation was set at nominal values. Acute stimulation threshold: pulse wide: 0.5 ± 0.3 ms, amplitude 0.9 ± 0.7 mV, impedance 635 ± 137 Ohms, autocapture 1.3 ± 1.4 mV. During the follow up we measure the autocapture threshold, evocate response, polarinization and tendency curve of autocapture. The energy used for the function of autocapture in our study was of 0.91 ± 0.4 V.

CONCLUSIONS: The autocapture function has permitted in this study the delivery of less energy for the ventricular stimulation and there for we consider that this prolongs the life of this pacemakers.

III. INTRODUCCION

Prolongar la longevidad de los generadores de impulso ha sido un objetivo importante en la estimulación cardíaca crónica.^{1,2,3} Con los avances tecnológicos, los estudios prospectivos han propuesto la reprogramación de los marcapasos con menor entrega de energía, con lo cual la vida del generador puede ser significativamente prolongada de manera segura y eficiente, lo cual se puede verificar por telemetría como monitorización Holter.⁴⁻⁶ La Autocaptura (AC) es una función programable que reconoce la respuesta propia del corazón de un latido nativo o a uno estimulado, a lo cual se le ha llamado como Respuesta Evocada (RE) y en base a esto hace un ajuste automático de la entrega de la cantidad de energía. Diversos estudios han demostrado que la AC, de manera segura, disminuye el consumo de energía, prolonga la longevidad del marcapaso y por tanto el número de intervenciones, posibles complicaciones para el paciente y a su vez reduce los costos.¹

Anteriormente el que el paciente tuviera una dependencia absoluta del marcapasos hacia que en la programación se manejara mayor entrega de energía, así mismo en la estimulación en niños se tenía un mayor gasto de energía debido a la frecuencia cardíaca mayor que tiene esta población.⁶⁻¹⁰ También se tenía que dar mayor salida de voltaje en los pacientes con estimulación epicárdica, tanto en población adulta como pediátrica. Todo lo anterior repercute en menor longevidad de la fuente del marcapaso.

El objetivo del presente trabajo fue valorar si con la AC primeramente se entrega menor cantidad de energía con seguridad y eficiencia adecuada y por tanto determinar si prolonga la longevidad del marcapaso.

IV. Material y Métodos

Se revisó el archivo de marcapasos definitivos implantados en el servicio de Electrofisiología y Hemodinámica de “CMN 20 de noviembre ISSSTE” del 1º de junio del 2000 al 16 de junio del 2006. Se seleccionaron a pacientes a los cuales se les colocó marcapaso con AC. Se valoraron los antecedentes como hipertensión arterial, dislipidemia, diabetes mellitus. Así mismo se identificó el motivo por el cual se indicó la colocación de marcapaso, el modo de estimulación en cada paciente, la técnica de implantación, las complicaciones inmediatas y crónicas, los umbrales agudos y crónicos y los parámetros de estimulación en cada caso. El implante del marcapaso fue con la técnica habitual, bajo anestesia local en la población adulta y en la población infantil se hizo bajo sedación superficial y analgesia. De manera inicial se realizó incisión y disección hasta plano muscular, seguido de punción subclavia, e introducción de electrodos adecuados. En niños se hizo dilatación progresiva con dilatadores 4, 5, 6 y 7 French y posteriormente la introducción del o los electrodos necesarios. Paso siguiente se determinaron umbrales de sensibilidad y estimulación convencional y con la función de AC. La medición de la RE, la polarización y el umbral con autocaptura se midieron una vez conectados los electrodos a la fuente y esta en la bolsa subaponeurótica. Finalmente se fijaron los electrodos y fuente del marcapaso a bolsa aponeurótica, donde previamente se aplicó antibiótico local. Se valoraron complicaciones inmediatas como formación de hematoma, sangrado, neumotórax o compromiso circulatorio de la extremidad. Se realizó radiografía de tórax de control así como monitorización cardíaca continua. Los pacientes fueron egresados en las

primeras horas cuando se incluyeron en corta estancia y las 24 ó 48 hrs. cuando requerían de mayor vigilancia. Todos los pacientes recibieron profilaxis antibiotica oral por 7 días.

Seguimiento.

Los umbrales crónicos fueron obtenidos por telemetría. Así como las funciones de AC; RE, polarización y umbrales con esta función. Lo anterior fue obtenido a los 3 meses y posteriormente cada 6 meses. También se valoraron complicaciones crónicas como infección, arritmias, desplazamiento de electrodo y exteriorizaciones de electrodos o fuente de marcapaso.

IV. RESULTADOS

Del 1º de junio del 2000 al 16 de junio del 2006 se colocaron 761 marcapasos, de los cuales se incluyeron a 19 (2.5%) pacientes con autocaptura, 13 (68%) del sexo masculino, la edad promedio fue de 29.4 ± 31 años (rango de 3 meses a 84 años), ver *Gráfica 1 y 2*. Las características de la población fueron las siguientes: entre los factores de riesgo cardiovascular se documentó hipertensión arterial en 5 (42%) pacientes, diabetes mellitus en 2 (25%) pacientes, dislipidemia en 4 (33%) pacientes. Dentro de las cardiopatías congénitas se encontraron: comunicación interventricular en 7 (64%) pacientes asociada a: conexión anómala de venas pulmonares en 1 (9%) paciente, transposición de grandes vasos en 2 (18%) pacientes, tetralogía de fallot en 1 (9%) paciente. Ver *Tabla 1 y Gráficas 3 y 4*.

La indicación para colocación de marcapaso definitivo fue bloqueo auriculoventricular secundario a: cierre quirúrgico de comunicación interventricular asociada a otras cardiopatías en 7 (41%) pacientes, disfunción del nodo sinusal en 5 (29%) pacientes, ablación del nodo auriculoventricular en 2 (12%) pacientes (uno por reentrada intranodal y uno por fibrilación auricular), miocardiopatía hipertrófica en 2 (12%) pacientes y cardiopatía isquémica en fase dilatada (6%). Ver *Gráfica 5*.

El modo de estimulación utilizado por tipo de marcapasos fue; VVIR 6 (32 %), DDD 2 (10%) y DDDR en 11 (58%) pacientes. Ver *Gráfica 6*. La técnica de implante fue la convencional, con punción de vena subclavia derecha en 62%. Ver *Grafica 7*.

Los umbrales de estimulación aguda de fueron; ancho de pulso 0.5 ± 0.3 ms, amplitud 0.9 ± 0.7 mV, impedancia 635 ± 137 Ohms, umbral de autocaptura 1.3 ± 1.4 mV. Ver *Tabla 2*. Los umbrales de sensado agudo fueron; onda P 1.9 ± 1.2 mV, onda R 10 ± 4.3 mV, Slew Rate 1.2 ± 0.03 mV/s. Ver *Tabla 3*. Por modo de estimulación; VVIR 0.5 ± 0.3 mseg, 0.6 ± 0.2 Volts y 637 ± 197 Ohms, DDD 0.3 ± 0.1 mseg, 1.5 ± 0.5 Volts y 690 ± 70 Ohms, DDDR 0.5 ± 0.3 mseg, 1 ± 0.8 Volts y 619 ± 210 Ohms. Ver *Tabla 4*.

La programación inmediata del marcapaso al implante incluyo las funciones diversas como de sueño, AC, curva de aceleración y desaceleración, frecuencia cardiaca mínima y máxima. La frecuencia cardiaca mínima programada fue 82 ± 24 ppm y máxima de 156 ± 15 ppm. Ver *Tabla 3*. La estimacion auricular se dejo en valores nominales.

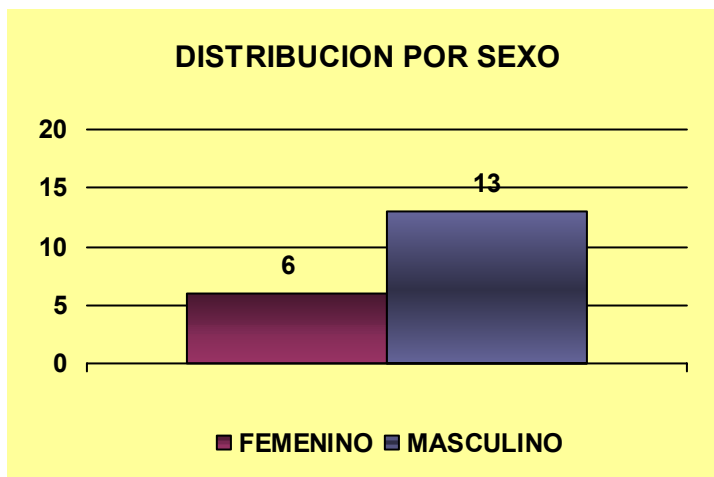
Los umbrales de estimulación crónica fueron; amplitud de la onda R 12.2 ± 0.6 mV, polarización de cable 0.5 ± 0.3 mV, ancho de pulso 0.4 ± 0.2 mseg, voltaje 1.6 ± 0.7 Volts, resistencias 487 ± 130 Ohms, autocaptura 0.9 ± 0.4 mV y energía de impulso 1.3 ± 1.1 μ J. La frecuencia cardica mínima programada fue de 80 ± 16 ppm. Ver *Tabla 5*. La programación auricular fue de 0.4 ± 0.1 mseg, 3.1 ± 1.2 mV. En 2 (10.5%) pacientes no fue posible activar el algoritmo de AC; uno por inadecuada polarización del cable y otro por inestabilidad hemodinamica durante el implante.

Durante el seguimiento, se recoloco en un (5.2%) paciente, un electrodo por microdesplazamiento. Se excluyeron a 2 (10.5%) pacientes por defunción durante el

seguimiento, ambos pediátricos, uno por septicemia y otro por insuficiencia cardiaca secundaria a patología de base.

Durante el seguimiento se tomaron umbrales de AC, respuesta evocada, polarización y curva tendencial de AC como puede observarse en las Gráficas 8, 9 y 10.

Gráfica 1.



Gráfica 2

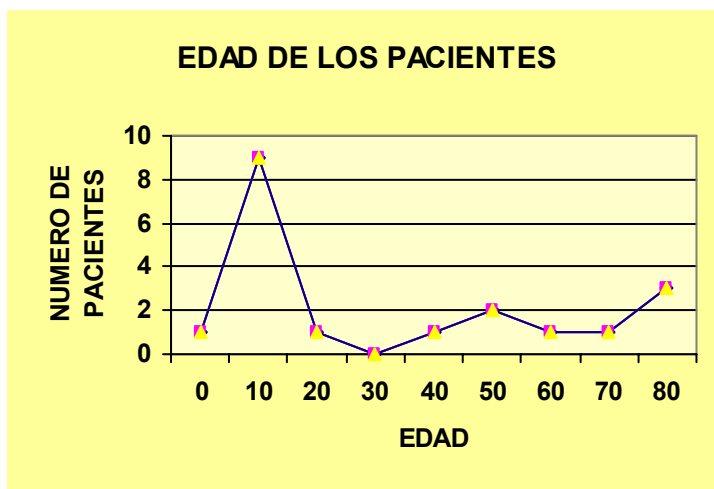
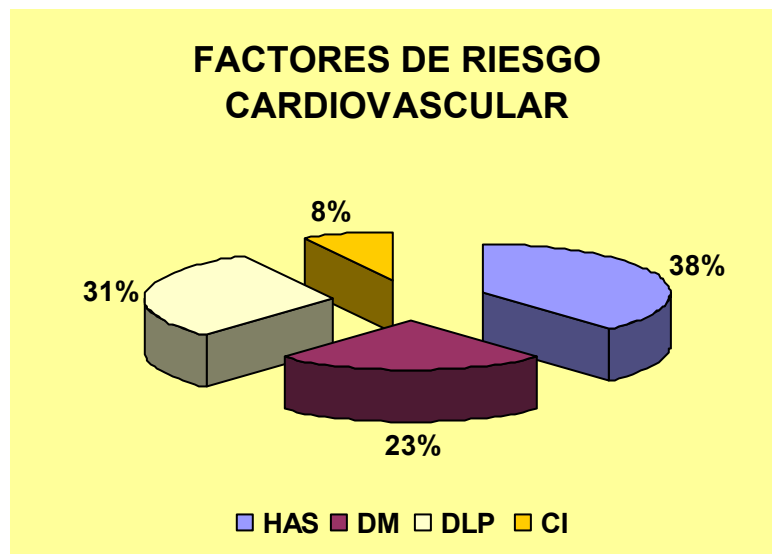


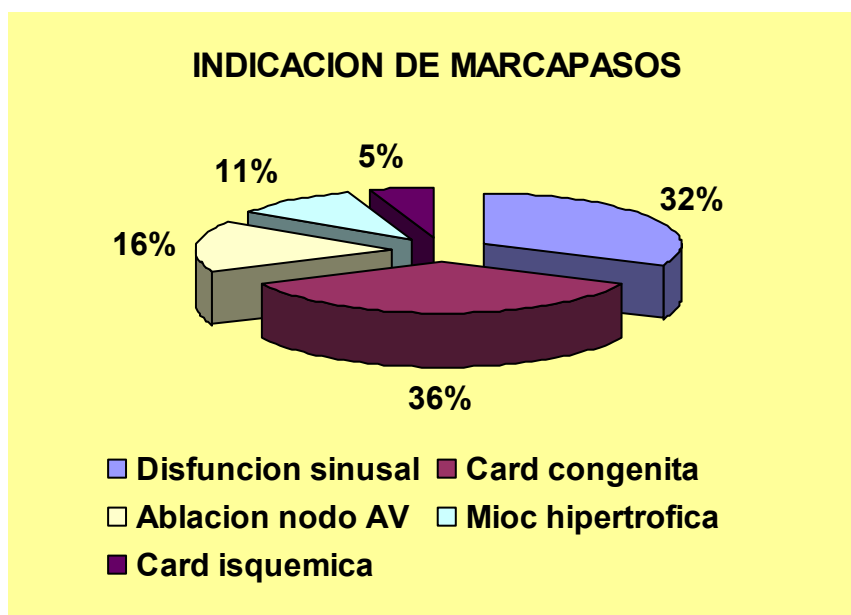
Tabla I. CARACTERISTICAS DE LA POBLACION

Total de pacientes	19
Edad (años)	29.4 ± 31
Sexo	
Masculino (%)	68
Factores de riesgo cardiovascular	
DM (%)	25
HAS (%)	42
DLP (%)	33
Indicaciones	
BAV postquirurgico en cardiopatias congenitas (%)	41
Disfunción del nodo AV (%)	29
BAV secundario a ablación (%)	12
Miocardiopatía hipertrófica (%)	12
Cardiopatía isquemica en fase dilatada (%)	6
Tipo de Cardiopatias Congenitas	
Comunicación interventricular (%)	64
Conexión anómala de venas pulmonares (%)	9
Transposición de grandes vasos (%)	18
Tetralogía de Fallot (%)	6

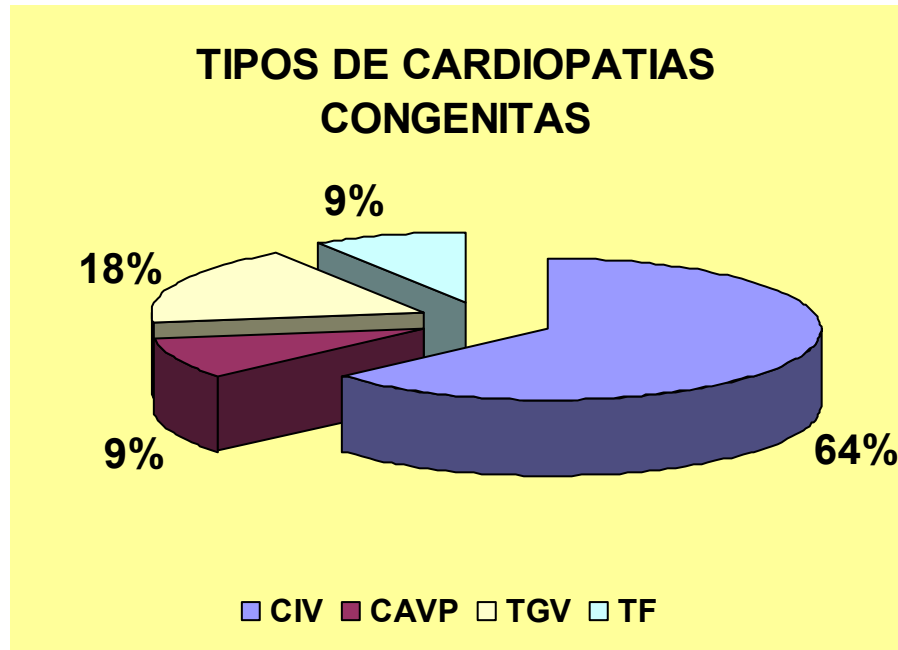
Gráfica 3



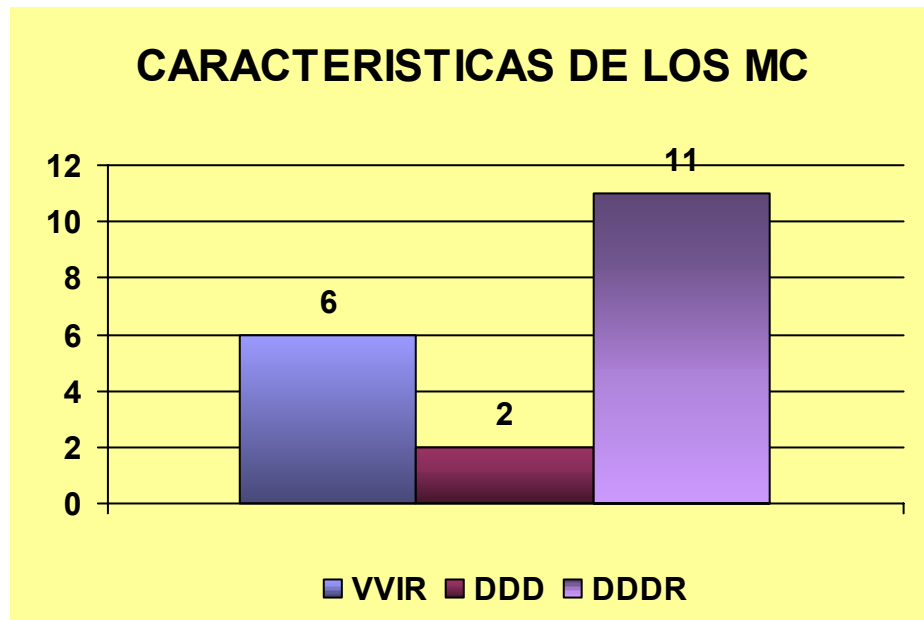
Gráfica 4



Gráfica 5



Gráfica 6



Gráfica 7

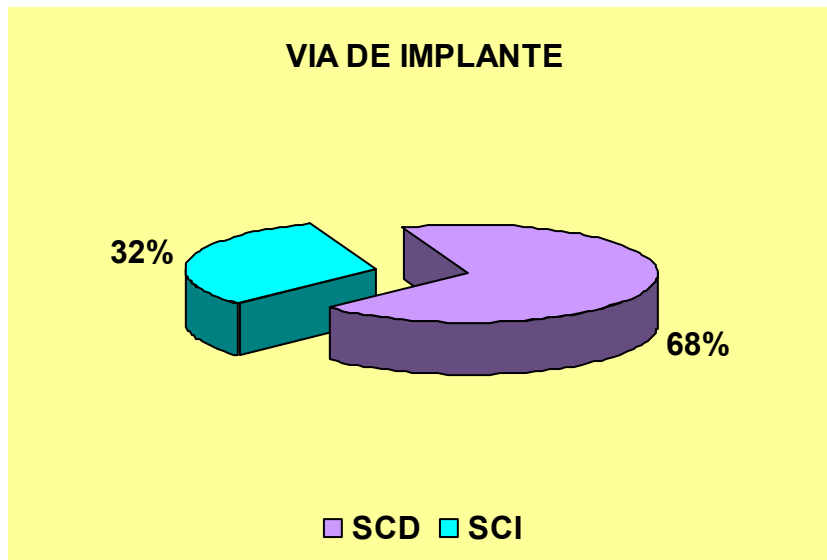


Tabla 2. UMBRALES AGUDOS DE PROGRAMACION Y CENSADO

PARAMETROS	VALORES MEDIDOS
Frecuencia mínima (ppm)	156 ± 15
Frecuencia máxima (ppm)	82 ± 24
Ancho de pulso (ms)	0.5 ± 0.3
Amplitud (Volts)	0.9 ± 0.7
Impedancia (Ohms)	635 ± 137
Umbral de Autocaptura (Volts)	1.3 ± 1.4

Tabla 3. CARACTERISTICAS DE UMBRALES AGUDOS DE SENSIBILIDAD

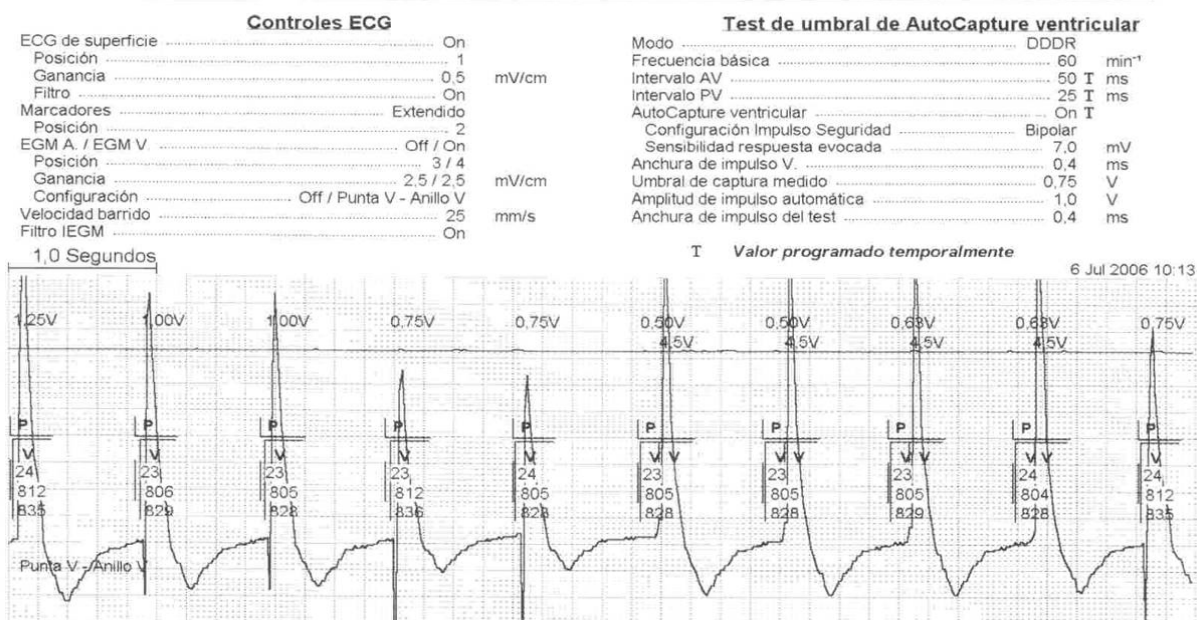
PARAMETROS	VALORES MEDIDOS
Onda P (mV)	1.9 ± 1.2
Onda R (mV)	10 ± 4.3
Slew Rate (mVolts/seg)	1.2 ± 0.03

Tabla 4. CARACTERISTICAS POR MODO DE ESTIMULACION UMBRALES AGUDOS

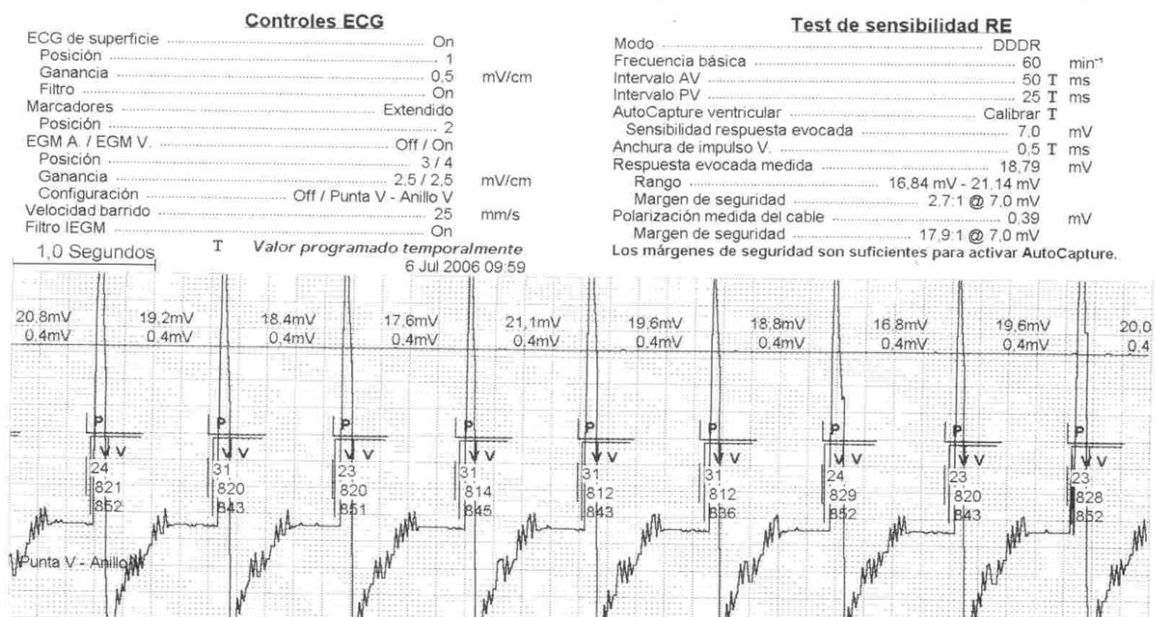
	ANCHO DE PULSO mseg	AMPLITUD Volts	IMPEDANCIA Ohms
VVI	0.5 ± 0.3	0.6 ± 0.1	637 ± 197
DDD	0.3 ± 0.1	1.5 ± 0.5	690 ± 70
DDDR	0.5 ± 0.2	0.9 ± 0.8	619 ± 210

Tabla 5. AUTOCAPTURA Y UMBRALES CRONICOS

PARAMETROS	VALORES PROGRAMADOS
Frecuencia mínima (ppm)	80 ± 16
Respuesta evocada (mV)	12 ± 0.7
Polarización (mV)	0.5 ± 0.3
Ancho de pulso (ms)	0.4 ± 0.2
Voltaje (Volts)	1.6 ± 0.7
Resistencias (Ohms)	487 ± 130
Umbral de Autocaptura (Volts)	0.9 ± 0.4
Energía de impulso (μj)	1.3 ± 1.1



Grafica 8. Se observa la búsqueda de umbral con AC, en los latidos 6 y 7 hay pérdida de captura, por lo que se libera un pulso de alta energía de 4.5 V (por seguridad), el umbral se encontró en 0.75 V.



Gráfica 9. Se presenta la búsqueda de la R evocada y la polarización, las cuales fueron de 18.79 mV, con rango de 16.84 – 21.14 mV, y de 0.39 mV respectivamente

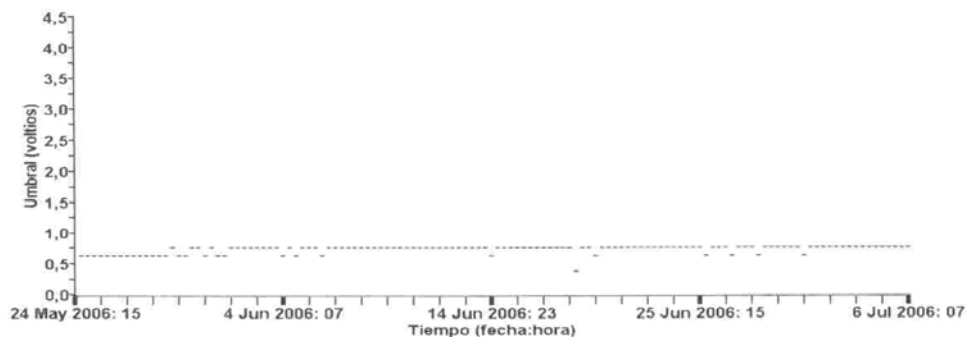
Registro de umbral de AutoCapture ventricular a largo plazo

Modo DDDR
Frecuencia básica 60 min⁻¹
Sensibilidad respuesta evocada 7.0 mV

Nota: Los valores anteriores se obtuvieron al interrogar los datos.

Fecha de lectura: 6 Jul 2006 09:49
Frecuencia de muestreo: 8 horas
N° de eventos: 128

Fecha en que se borró por última vez: 17 Mar 2006 14:59
Amplitud de impulso automática: 1,000 V
Anchura de impulso ventricular: 0,4 ms
I: Inhibido



Gráfica 10. Curva de tendencia de autocaptura, donde se observa que el umbral prácticamente está fijo en 0.7 V.

V. DISCUSION

La AC es un algoritmo que provee la detección de señal de RE ajustando de manera automática umbrales latido a latido. Fue iniciada en 1972 por Funke, y posteriormente se publicó en varios trabajos, pero fue hasta 1993 en donde se realizan los estudios más serios.^{2,3} El algoritmo fue descrito detalladamente por Clark y cols. En términos generales la AC depende principalmente de que se detecta si un estímulo da origen a una despolarización, lo cual los otros marcapasos no pueden realizar, por tanto se busca el umbral, cada 8 hrs., disminuyendo décimas de volts hasta no despolarizar y 60 ms. después se origina un pulso de alta energía (4.5 volts) y nuevamente se incrementa la salida a partir del latido no conducido y finalmente la estimulación queda 0.3 volts por arriba del umbral.⁵⁻⁷ Este programa es manejado por los marcapasos St Jude Medical y recientemente han aparecido algoritmos semejantes en otras marcas como Medtronic, Biotronik y Guidant.¹⁻¹⁰

Hasta este momento la AC solamente tiene cavida en la estimulación ventricular,³ ya que para que funcione el algoritmo se debe tener una RE de cuando menos 6.5 mV y polarización baja. Como se puede ver en nuestros resultados estos parámetros se encontraron con RE de 12.25 ± 0.6 y polarización de 0.51 ± 0.35 mV. La introducción de este algoritmo inicialmente fue pensada para la población infantil⁸⁻¹¹, para tratar de disminuir el numero de recambios de fuentes de MC, por tanto de complicaciones y entonces se busco incremento de la longevidad de las batería; Ribeiro A L P et al en un estudio de 83 pacientes refieren un incremento de la vida media del marcapaso de 2.5 ± 1.5 años,¹⁴ por otra parte Boriani G et al refieren un incremento de la vida media del

marcapaso alrededor de 4 años en 83 pacientes estudiados.¹⁵ En estos dos estudios la cantidad de energía utilizada con AC en los ventrículos fue de 0.9 ± 0.3 V y de 1.25 ± 0.32 V respectivamente. Comparativamente la energía utilizada en nuestra serie de pacientes fue de 0.91 ± 0.4 V, como se puede ver son valores muy parecidos a estos estudios pero en nuestra población se incluyeron pacientes pediátricos de tal forma que el promedio de edad fue de 29.5 ± 31 años. Con el seguimiento promedio de 15.7 ± 14.4 meses, hasta este punto no nos es posible determinar la duración de este tipo de MC pero en base a la energía utilizada seguramente la longevidad será semejante a los estudios antes mencionados.^{14,15}

Nuestra población incluyó a 9 niños de los cuales uno de ellos tuvo menos de un año, por tanto se espera que el número de recambios de la fuente del MC se disminuya a lo largo de la vida de estos pacientes, como es uno de los objetivos que también plantean otros autores.

No se presentaron complicaciones agudas, solamente un paciente presentó microdesplazamiento del electrodo a los 5 meses del implante y el cual fue recolocado. Se tuvieron que excluir a 2 pacientes en el seguimiento, debido a que fallecieron en los primeros dos meses posterior al implante, uno por choque séptico independientemente del procedimiento de implantación y el otro por falla cardíaca, ya era portador de cardiopatía congénita compleja. En nuestra población, y específicamente en el paciente que presentó microdesplazamiento del electrodo pudimos darnos cuenta durante el

seguimiento debido a que la curva de estimulación variaba desde voltajes muy bajos hasta salidas de 4.5 V.

En un 2 (10.5%) pacientes no fue posible activar la AC debido a inadecuada polarización del electrodo y a inestabilidad hemodinamica durante el implante respectivamente, estos resultados conciden con lo reportado en la literatura, en la cual la AC no puede ser activada del 5 al 7%.¹⁴

VI. CONCLUSIONES

La función de AC permite en este estudio entregar menos energía para la estimulación ventricular y por tanto creemos que esto prolongará la longevidad de estos marcapasos. Por otra parte es una arma que se tiene para asegurar la estimulación ventricular, sobre todo en los pacientes dependientes de marcapaso, ya que automáticamente incrementa la salida cuando se incrementan los umbrales en forma mediata o crónica. Así mismo puede servir para hacer el diagnóstico de microdesplazamiento del electrodo y por tanto valorar la necesidad de recolocar este nuevamente.

VII. BIBLIOGRAFIA

1. Ruth Kam Automatic Capture Verification in Pacemakers (Autocapture) – Utility and Problems. Indian Pacing and Electrophysiology Journal 2004; 4:73-78.
2. A Clarke M, Liu B, Schuller H, Binner L, Kennergren C, Guerola M et al. Automatic Adjustment of Pacemaker Stimulation Output Correlated with Continuously Monitored Capture Thresholds: A Multicentre Study. PACE 1998;21:1567-75.
3. Schubert A, Ventura R, Meinertz T. Automatic Threshold Tracking Activation Without the Intraoperative Evaluation of the Evoked Response Amplitude. AUTOCAP Investigators. PACE 2000;23:321-324.
4. Kam R, Tan CS, Teo WS Initial Experience with an Autocapture Pacemaker System. Ann Acad Med Singapore 200;29:732-734.
5. Duru F, Bauersfeld U, Schuller H and Candinas R. Threshold Tracking Pacing Based on Beat by Beat Evoked Response Detection: Clinical Benefits and Potential Problems. Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology 2000;4:511-522.
6. Ching L, Cameron DA, Nishimura SC, Ahern T, Freedman RA, Ellenbogen K et al. A Cardiac Evoked Response Algorithm Providing Threshold Tracking: A North American Multicentre Study. PACE 2000;23:953-959.
7. Suri R, Harthorne JW, Galvin J Automatically optimizing pacing output: an excellent idea, but with potentially lethal pitfalls.. PACE 2001;24: 520-523.
8. P Nowak B, Kampmann C, Schmid FX et al. Pacemaker therapy in premature children with high degree AV block. Pacing Clin Electrophysiol 1998;21:2695-8.

9. Boriani G, Biffi M, Cameron D et al. Atrial Evoked Response Integral for Automatic Capture Verification in Atrial Pacing. *PACE* 2003; 26:243-252.
10. J.H. Nürnberg, h. Abdul-Khaliq, P. Ewert et al. Antibradycardia pacing in patients with congenital heart disease: experience with automatic threshold determination and output regulation (Autocapture). *Europace* 2003;5:199-205.
11. Urs Bauersfel, Bernd Nowak, Luciano Molinari et al. Low energy epicardial pacing in children- the benefit of Autocapture. *Ann Thorac Surg*, 1999;68:1380-1383.
12. David Luria, Osnat Gurevitz, David Bar Lev et al. Use of Automatic Threshold Tracking Function with Non-Low Polarization Leads: Risk for Algorithm Malfunction. *PACE* 2004;27:453-459.
13. Ludwig Binner, John Messenger, Johannes Sperzel et al. Autocapture Enhancements: Unipolar and Bipolar Lead Compatibility and Bipolar Pacing Capability on Bipolar Leads. *PACE* 2003;26:221-224.
14. Antonio Luiz P. Ribeiro, Leonor G. Rincónm Bruna G. Oliveira et al. Automatic adjustment of pacing output in the clinical setting. *Am Heart J* 2004;147:127-31.
15. Giuseppe Boriani, Luigui Rusconi, Mauro Biffi et al. Role of ventricular autocapture function in increasing longevity of DDDR pacemakers: a prospective study. *Europace* 2006 8,216-220.
16. A. Schuchert, J. Voitk, B. Liu et al. Autocapture compatibility in patients with the MembraneEx lead and Affinity pulse generators. *Europace* 2001;3:332-335.
17. Janneke A.E, Kammeraad, Eric Rosenthal et al. Endocardial Pacemaker Implantation in Infants Weighing ≤ 10 Kilograms. *PACE* 2004;27:1466-1474.

18. Gertie C. M, Beaufort-Krol, Henk Mulder. Comparison of Longevity, Pacing, and Sensing Characteristics of Steroid-Eluting Epicardial versus Conventional Endocardial Pacing Leads in Children. *J. Thorac Cardiovasc Surg* 1999;117:523-8.
19. Lai Chow Kok, George P. Hanna, Sheldon Brownstein et al. Effect of Short Pulse Width Programming in AutoCapture Devices. *PACE* 2005;28:S70-S72.
20. J. Sperzel, H.F Pitschner, T. Schwarz et al. Automatic capture verification in ICD lead systems using intracardiac ventricular evoked response and reduced coupling capacitance. *Europace* 2003;5:83-89.
21. Sperzel, Johannes, Kennergren Charles, Biffi Mauro et al. Clinical Performance of a Ventricular Automatic Capture Verification Algorithm. *Pacing and Clinical Electrophysiology* 2005;28:933-937.
22. Sajeev C, Roy TN, Francis J. Autocapture stimulus simulating atriventricular sequential pacing. *Heart* 2002;88:155
23. Duru Frat, Bauersfeld Urs, Schuller Hans et al. Threshold Tracking Pacing Based on Beat by Beat Evoked Response Detection: Clinical Benefits and Potential Problems. *Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology* 2000;4:511-522.
24. Brockers Christine, Rahn-Shonbeck Mariette, Duru Firat et al. Impact of Automatic Adjustment of Stimulation Outputs on Pacemaker Longevity in a New Dual-Chamber Pacing. *Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology* 2003;8:45-48.