



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

11205
64
2oj.

FACULTAD DE MEDICINA

DIVISION DE ESTUDIOS DE POSTGRADO

HOSPITAL ESPAÑOL DE MEXICO

COMPARACION DE LAS VARIACIONES DE FRECUENCIA
SINUSAL EN SUJETOS JOVENES SANOS CON LAS DE
UN MARCAPASO DE FRECUENCIA VARIABLE CON
SENSOR PIEZOELECTRICO

TESIS DE POSTGRADO

QUE PARA OBTENER EL DIPLOMA DE
ESPECIALISTA EN CARDIOLOGIA

P R E S E N T A :

DR. ALFONSO VAZQUEZ MARTINEZ DE VELASCO

1 9 9 2

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



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 está 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.

INDICE

Breve historia de los marcapasos.....	1
Componentes de un marcapaso.....	3
Nomenclatura utilizada en los marcapasos.....	6
Indicaciones para implantar un marcapaso definitivo.....	10
Tipos de marcapasos.....	11
Aspectos hemodinámicos de la estimulación con marcapaso.....	13
Sensores fisiológicos.....	15
Protocolo de Investigación.....	24
Bibliografía.....	35

BREVE HISTORIA DE LOS MARCAPASOS

Los orígenes de la electroterapia se pierden en el tiempo, sin embargo, los primeros reportes de su uso se remontan a la época de los romanos, cuando a un esclavo se le aplicó una anguila eléctrica para el tratamiento de un ataque agudo de gota. Posteriormente se utilizó éste procedimiento para el tratamiento de las hemorroides⁽¹⁾.

Galvani demostró que el paso de corriente eléctrica podía contraer el músculo cardíaco de la rana. Sin embargo éste conocimiento no fué aplicado en la clínica sino hasta hace pocas décadas.

La electroestimulación directa sobre el corazón humano fué estudiada exhaustivamente por Von Ziemssen en 1882 ⁽²⁾.

A pesar de que siempre se ha reconocido al Dr. Albert Hyman como el inventor del primer marcapaso cardíaco, hay evidencia de que el primer dispositivo de este tipo fué diseñado y utilizado por el Dr. Mark C. Lidwill y el físico Edgar H. Booth.

El Dr. Lidwill nació en Cheltenham, Inglaterra en 1878, sin embargo estudió en Melbourne, Australia, graduándose de médico en el año de 1902. Falleció en Nowra, Australia en 1968 los 90 años de edad.

Edgar H. Booth nació en Montrose, Escocia en 1883. Desde muy joven emigró a Australia, en donde se graduó de físico en 1919. Falleció en Sydney, Australia en 1960 a la edad de 77 años.

El marcapaso diseñado por Lidwill y Booth consistía en una máquina "portátil" que se conectaba a la corriente eléctrica. Uno de los polos se colocaba sobre la piel, la cual previamente había sido preparada con solución salina fuerte; el otro polo consistía en una aguja con un aislante, salvo en la punta, la cual era insertada en la cámara cardíaca apropiada. Una vez realizado éste procedimiento, se encendía la máquina. La frecuencia proporcionada por éste marcapaso era de 80-120 latidos por minuto, y el voltaje alcanzado variaba entre 1.5-120 volts.

El aparato fabricado por Lidwill fué utilizado por primera vez con éxito en 1929 durante la reanimación cardio-pulmonar de un recién nacido, quien después de 10 minutos de estimulación con el marcapaso recobró el ritmo sinusal y sobrevivió.

Desafortunadamente no existen fotografías ni diagramas del aparato de Lidwill ⁽³⁾.

En 1932, Hyman, en Nueva York, reporta el uso de un marcapaso, motivo por el cual fué catalogado durante muchos años como el inventor del mismo; sin embargo, en su reporte habla de un sistema para estimular al corazón, y que fué utilizado en 1929 por un médico australiano para reanimar a un recién nacido (marcapaso de Lidwill) ⁽¹⁻⁴⁾.

Con el advenimiento y evolución de la cirugía cardíaca, fué necesario el desarrollo de sistemas para prevenir la asistolia provocada por la hipotermia. Es así que en 1950, Wilfred Bigelow, John Calaghan y John Hoppps, del Instituto Banting de Toronto, Canadá, diseñaron diversos dispositivos para estimular la aurícula y evitar la asistolia ^(5,6).

En 1952, Zoll demostró que con el uso de un electrodo colocado en el esófago y otro sobre la pared torácica se podía estimular el corazón y lograr contracciones ventriculares efectivas. Sin embargo, era necesaria una intensidad de corriente muy grande para poder estimular en forma efectiva al corazón a través de la pared torácica, situación que se evitaba si el electrodo negativo del marcapaso tocaba el corazón ^(4,6).

En 1958, Furman y Schwedel del Hospital Montefiore de Nueva York desarrollaron los catéteres endocárdicos transvenosos de uso prolongado, con lo cual fué posible la estimulación endocárdica ^(1,2,6).

El primer marcapaso implantable fué colocado el 4 de octubre de 1958 por Elmquist y Senning en Suecia, a un paciente de 44 años de edad, Arne Larsson, quien presentaba bloqueo A-V posterior a una miocarditis. El marcapaso contaba con un dispositivo externo recargable ^(1,2,4,6-8).

Chardack y Greatbatch, en 1958 desarrollaron una fuente de poder para marcapasos, que era completamente implantable.

En éste mismo año, se intentó reestablecer la sincronía auriculo-ventricular, para lo cual Folkman diseñó el primer marcapaso sincrónico con la onda P; sin embargo, fué Nathan quien utilizó con éxito en la clínica el primer dispositivo implantable de éste tipo en junio de 1962 ⁽⁹⁾.

En 1968 se fabricó el primer marcapaso capaz de sensar el complejo QRS, lo que permitió el desarrollo de los marcapasos " a demanda ".

Con los avances en la tecnología se han ido perfeccionando los marcapasos, lo cual ha permitido que de los dispositivos asincrónicos de 250 grs. de peso utilizados en los años sesentas, actualmente contemos con dispositivos programables, de una ó dos cámaras, con un peso de 23 a 75 grs., y con una duración de la batería de 10 años en promedio. ⁽⁷⁾. Se han desarrollado nuevos electrodos, las baterías de mercurio/zinc han sido desplazadas por las biogalvánicas, nucleares, níquel/cadmio y actualmente por las de litio; asimismo se han desarrollado diversos tipos de sensores para regular la frecuencia de disparo de los marcapasos en forma fisiológica.

COMPONENTES DE UN MARCAPASO

En términos generales, un marcapasos consta de los siguientes elementos (fig.1): (4,7,8,10).

GENERADOR DE PULSO: dentro del generador de pulso encontramos la fuente de poder (batería) y los circuitos electrónicos, los cuales están herméticamente sellados con una cubierta de titanio ó de acero inoxidable.

Las baterías de litio tienen la gran ventaja de ser muy confiables en su funcionamiento y de tener una vida media prolongada (10 años en promedio), así como una caída gradual en el voltaje de salida conforme se van consumiendo los elementos que producen la energía (litio y yodo). (fig.2).

En lo que se refiere a los circuitos electrónicos, existen principalmente tres:

1) Un circuito que controla el tiempo en el cual se debe disparar un estímulo, es decir, éste circuito va a permitir regular la frecuencia de disparo del marcapasos.

2) Un circuito de salida que controla la carga y descarga del impulso

3) Un circuito que sensa la presencia de señales eléctricas espontáneas intracardíacas. Este circuito sensor es diferente al sensor utilizado por algunos marcapasos (fisiológicos) para variar la frecuencia de disparo del estímulo. Este circuito cuenta con un sistema de amplificación y un filtro para reconocer únicamente estímulos de determinada amplitud y evitar registrar señales por interferencia.

Los marcapasos actuales cuentan con una función especial, el período refractario del generador de impulso, el cual es un lapso de tiempo (300-400 mseg) en el cual el generador no sensa ningún tipo de actividad eléctrica después de reconocer una despolarización miocárdica (sea por estímulo propio ó del marcapasos), con lo cual se evita el sensar la onda T.

CABLE Y ELECTRODO: El cable y el electrodo con los componentes encargados de llevar el impulso originado en el generador de pulso hasta el miocardio y el de llevar el potencial registrado en el miocardio hasta el generador.

Existen sistemas de electrodos unipolares y bipolares, no existiendo una diferencia significativa entre ambos.

Los electrodos actuales son fabricados de acero inoxidable, de aleaciones de níquel, platino-titanio, de platino-iridio ó Elgiloy.

El material conductor utilizado en el cable es de níquel, cobalto, cromo ó molibdeno (11)

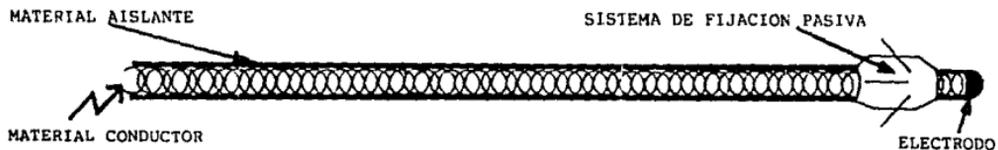
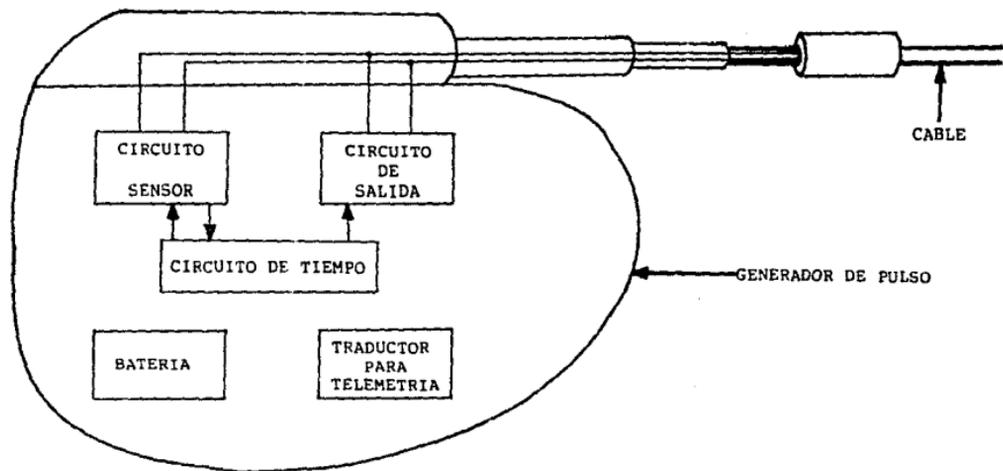
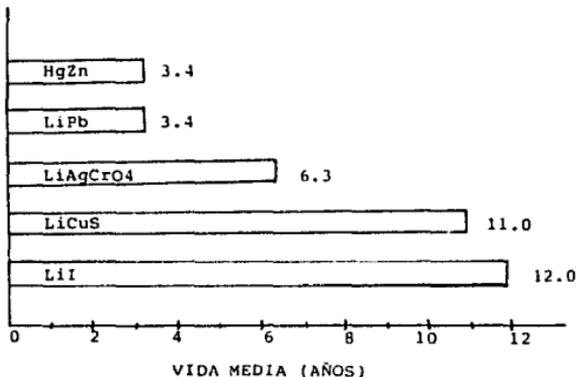


FIG.1.- COMPONENTES DE UN MARCAPASO.

El cable es aislado con una cubierta de poliuretano ó de silicón para evitar la corrosión del mismo.

Los electrodos se fijan al endocardio en forma pasiva (sin invadir el tejido) ó en forma activa (invadiendo el tejido), para lo cual se han diseñado diversos tipos de electrodos: los que tienen el extremo distal romo, los que cuentan con pestañas en la punta, los que tienen punta helicoidal, los atornillables, con balón en la punta, etc. En el caso de los electrodos epicárdicos, la fijación es mediante sutura.

SENSORES FISIOLÓGICOS: (ver descripción detallada en la pag.15)



BERNSTEIN & PARSONNET
1990.

FIG. 2.- TIPOS DE BATERIAS PARA MARCAPASO.

HgZn= mercurio/zinc
LiPb= cabeza de litio
LiAgCrO4= cromato de litio/plata
LiCuS= sulfato de litio/cobre
LiI= litio/yodo

NOMENCLATURA UTILIZADA EN LOS MARCAPASOS

Con el desarrollo de numerosos tipos y modelos de marcapasos, fué necesario el crear un código que especificara las características generales del funcionamiento de cada marcapaso. El primer código fué publicado en 1974 por la Inter-Society Commission for Heart Disease Resources (ICDH) y consta de un sistema de 3 letras: la primera indica la cámara cardíaca en que se lleva a cabo el estímulo por el marcapaso; la segunda letra indica en que cámara se está sensando la actividad eléctrica; y la tercera letra señala el modo de respuesta del marcapaso, es decir, si se dispara con la actividad sensada, si se inhibe con la actividad sensada, etc.

Debido a que muchos modelos de marcapasos han agregado nuevas funciones, ha sido necesario el ampliar el código preexistente a uno con 5 letras, realizado por la British Heart Association (BHA) y adoptado por la NASPE: las tres primeras son las mismas del código previo; la cuarta letra hace referencia a las funciones de programabilidad del marcapaso; la quinta letra se refiere a funciones contra taquiarritmias. (ver tabla 1).

TABLA 1. CODIGO DE 5 LETRAS UTILIZADO EN LOS MARCAPASOS (12)

POSICION	I	II	III	IV	V
CATEGORIA	Cámara estimulada	Cámara sensada	Modo de respuesta	Funciones de programación	Función de arrit
LETRAS UTILIZADAS	V A D - -	V A D O -	T I D O R	P M - -	B N S E -

V = ventrículo	A = aurícula	D = doble cámara	O = ninguna
T = disparado	I = inhibido	R = reverso*	B = salvas
P = programable	M = multiprogramable		E = externo
N = cumple con frec. normal	S = exploración		

*El marcapaso es activado por frecuencias rápidas

Parsonnet, Furman & Smyth, 1981.

De ésta forma, al referirnos a un marcapaso VVI, por ejemplo, estamos hablando de un marcapaso que estimula el ventrículo, que sensa la actividad eléctrica a nivel del ventrículo y que se inhibe al sensar la actividad eléctrica. Al hablar de un marcapaso VOO, nos referimos a un marcapaso que estimula en el ventrículo, pero no es capaz de sensar ningún tipo de actividad eléctrica y por lo tanto no puede responder a la misma; son marcapasos de frecuencia fija. Un marcapaso DDD es un marcapaso que estimula y sensa en aurícula y ventrículo y se dispara e inhibe con la actividad sensada (marcapaso de doble cámara).

Brownlee y colaboradores han propuesto otros dos tipos de código para nombrar a los marcapasos de acuerdo a sus características:

El primer código propuesto por éste autor también utiliza letras, las cuales indican las características del marcapaso. Sobre una línea basal se colocan las letras que correspondan a las funciones del marcapaso en la aurícula, mientras que las funciones a nivel del ventrículo se escriben por debajo de la línea basal. Las letras que utiliza éste código son las siguientes:

- O = sin actividad en la cámara indicada.
- P = dispara en la cámara indicada.
- S = sensa en la cámara indicada.
- I = respuesta inhibida a un estímulo sensado.
- T = respuesta disparada a un estímulo sensado.

Se coloca una a (aurícula) ó una v (ventrículo) junto a la I ó a la T para señalar si la respuesta es a un estímulo auricular o ventricular.

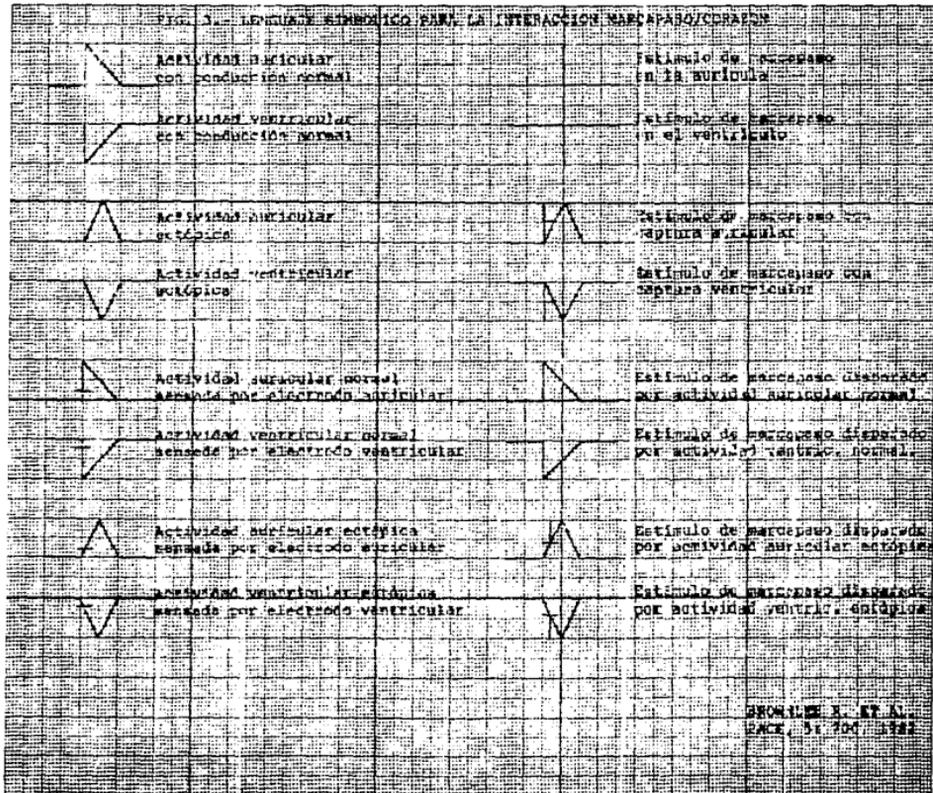
El orden para escribir éste código es: P, S, I, T.

De ésta forma, si se habla de un marcapaso O/P se trata de un marcapaso que no tiene función a nivel auricular y que a nivel ventricular únicamente tiene la función de disparar el estímulo, lo cual equivale en el código del ICH al tipo V00; un marcapaso del tipo O/PSIV no tiene función auricular, y a nivel ventricular tiene las funciones de disparar el estímulo, sensar actividad eléctrica e inhibirse con la actividad ventricular, lo cual corresponde a un sistema del tipo VVI; finalmente, un marcapaso PSIAIV/PSIVTA corresponde a un marcapaso cuya actividad a nivel de aurícula consiste en disparar un estímulo, sensar actividad eléctrica a nivel auricular, inhibirse con la actividad auricular y ventricular; mientras que su función a nivel ventricular es el de disparar un estímulo, sensar actividad eléctrica a nivel ventricular, inhibirse con la actividad ventricular y disparar con la actividad auricular, correspondiendo éste marcapaso a un DDD ⁽¹³⁾.

El segundo código propuesto por Brownlee es un lenguaje simbólico para mostrar la interacción marcapaso/corazón (ver figura 3 para dicho lenguaje) ⁽¹⁴⁾.

Estos dos últimos códigos, a pesar de ser más completos, no se utilizan comúnmente debido a su complejidad, siendo el más utilizado el código de 5 letras de la BHA / NASPE.

FIG. 3. LEVANTAR SIMBOLICO PARA LA INTERACCION MARCPASO/CDRAPHN



BRONKHORST ET AL.
PACE, 5: 700, 1982

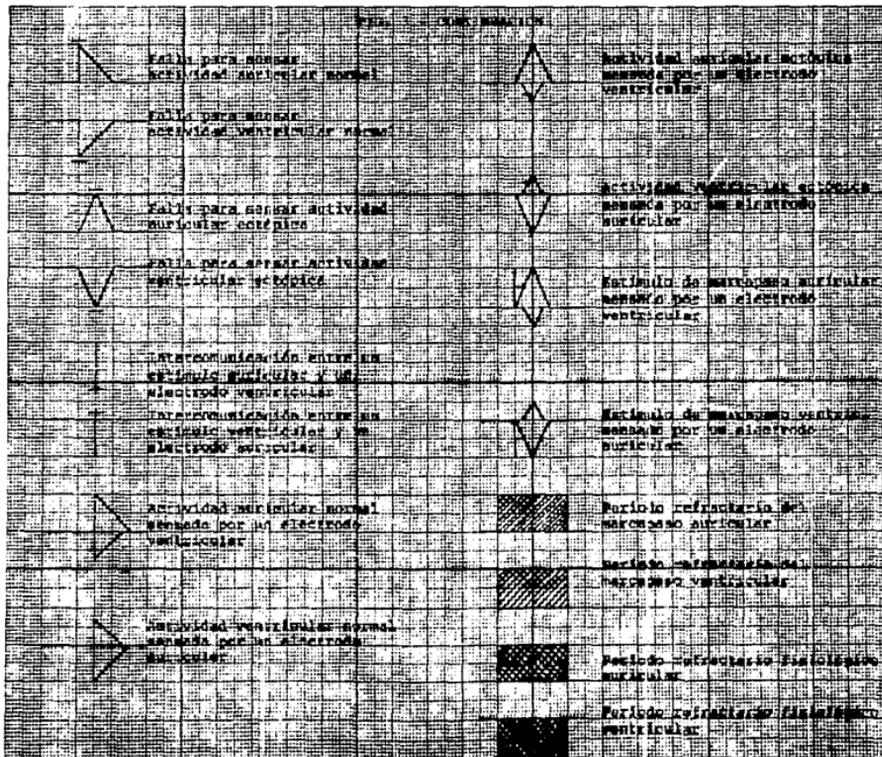


Fig. 1 - 1000000000

INDICACIONES PARA IMPLANTAR UN MARCAPASO DEFINITIVO

Durante muchos años, la indicación precisa para implantar un marcapasos era la presencia de crisis de Morgagni-Stokes-Adams, sin embargo, las indicaciones para el uso de un marcapasos definitivo se han ido incrementando hasta el momento actual en que se consideran las siguientes: (tabla 2).

TABLA 2.- INDICACIONES PARA IMPLANTAR UN MARCAPASO DEFINITIVO (4)

- 1.- Bloqueo A-V avanzado sintomático de tipo adquirido
 - a) Bloqueo A-V completo
 - b) Bloqueo A-V de segundo grado
 - proximal
 - distal
 - c) Bloqueo de rama del Haz de His + bradiarritmias intermitentes
- 2.- Bloqueo A-V avanzado asintomático de tipo adquirido
 - a) Bloqueo A-V completo
 - b) Bloqueo de rama del Haz de His
- 3.- Bloqueo A-V avanzado de tipo congénito
- 4.- Bloqueo A-V avanzado después de un infarto agudo del miocardio
 - a) inferior: persistente
 - b) anterior: bloqueo bifascicular asociado con bloqueo A-V avanzado 6 de segundo grado tipo Mobitz II persistente
- 5.- Síndrome del sinus enfermo (sintomático)
- 6.- Fulguración del Haz de His
- 7.- Otras bradiarritmias sintomáticas
- 8.- Control, prevención y reversión de taquiarritmias incluyendo taquicardia y fibrilación ventricular
- 9.- Síncope sin un dx. electrocardiográfico específico

Mond & Sloman en J. Willis Hurst. The Heart 1990.

TIPOS DE MARCAPASOS

Como se mencionó en la sección referente a la nomenclatura utilizada en los marcapasos, existen diversos tipos, teniendo cada uno de ellos sus indicaciones y sus contraindicaciones específicas. (fig.4). Los más comúnmente utilizados son: (4,6,7,8,9,15).

AURICULAR ASINCRONICO (A00) O DE FREC. AURICULAR FIJA:

Este tipo de marcapaso utiliza un electrodo colocado en la aurícula derecha y no cuenta con circuito sensor, por lo que no es capaz de detectar actividad eléctrica a nivel auricular, disparando el estímulo a una frecuencia fija preestablecida. En la actualidad es un tipo de marcapaso prácticamente en desuso, siendo su única indicación la bradicardia sinusal extrema crónica, en donde se demuestre una conducción A-V normal y se encuentre un beneficio real con la contracción auricular. Está contraindicado en casos de flutter auricular, fibrilación auricular y bloqueos A-V. Debido a que éste marcapaso no sensa actividad eléctrica, puede competir con el ritmo propio del paciente y provocar trastornos del ritmo auricular.

AURICULAR A DEMANDA (AAI, AAT):

Estos marcapasos cuentan con un circuito sensor que permite que se inhíba el impulso del marcapaso al registrar actividad eléctrica en la aurícula (AAI) ó que se dispare el impulso con dicha actividad (AAT). El tipo AAI es el más utilizado como marcapaso auricular único. Está indicado en el síndrome del sinus enfermo en que no exista compromiso en la conducción a nivel A-V, y en que se demuestre una utilidad real de la contracción auricular. Está contraindicado en pacientes con trastornos en la conducción a nivel del nodo A-V, en presencia de flutter ó fibrilación auricular. A diferencia del modo A00, no compete con el ritmo propio del paciente, evitando la génesis de arritmias auriculares.

VENTRICULAR A DEMANDA (VVI, VVT):

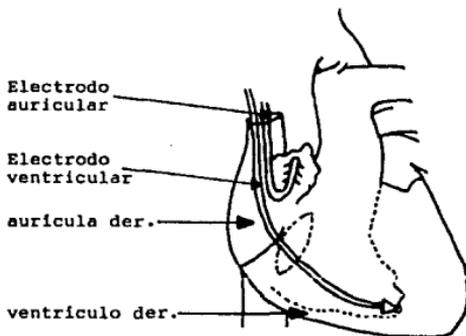
Estos marcapasos cuentan con un electrodo colocado en la punta del ventrículo derecho, además de tener un circuito sensor que les permite reconocer la actividad eléctrica generada en la pared ventricular, pudiendo responder con inhibición ó disparo del estímulo al sensar dicha actividad. El modo VVT actualmente no se utiliza. El modo VVI es el más utilizado en la clínica actual. Al igual que los anteriores, no hay competencia con el ritmo de base del paciente, con lo que se evitan arritmias ventriculares.

AURICULAR SINCRONICO (VAT):

Este marcapaso cuenta con dos cables, uno auricular y otro ventricular, siendo el electrodo auricular el encargado de sensar la actividad eléctrica y el electrodo ventricular el encargado de estimular el corazón en respuesta a ésta, luego de un retraso predeterminado. En caso de no registrarse actividad auricular, el marcapaso funciona mediante estimulación ventricular a una frecuencia preestablecida.

MARCAPASO COMPLETAMENTE AUTOMATICO (DDD):

Son los marcapasos de doble cámara que actualmente se están utilizando con mayor frecuencia. Tienen la ventaja de poder disparar tanto en aurícula como en ventrículo, de sensar en aurícula y ventrículo y de inhibirse con actividad auricular y ventricular ó de dispararse con actividad auricular. Están indicados en pacientes con bloqueo A-V y con ritmo sinusal, en quienes es importante la contribución de la contracción auricular para mantener un gasto cardiaco adecuado. Están contraindicados en pacientes con flutter ó fibrilación auricular. Pueden provocar taquiarritmias mediadas por el marcapaso en presencia de retroconducción.



A00	FREC. FIJA
AAI	INHIBIDO
AAT	DISPARADO
V00	FREC. FIJA
VVI	INHIBIDO
VVT	DISPARADO
VAT	DISPARADO EN VENTRICULO POR ACT. AURICULAR
D00	FREC. FIJA
DVI	INHIBIDO
DDI	DOBLE CAMARA INHIBIDO
DDT	DOBLE CAMARA DISPARADO
DDD	AUTOMATICO

HARTHORNE, J.W.
PROG. CARDIOVASC. DIS.
23: 393, 1981

FIG. 4.- TIPOS DE MARCAPASOS.

ASPECTOS HEMODINAMICOS DE LA ESTIMULACION CON MARCAPASO

Para cubrir las necesidades metabólicas tisulares, es necesario el mantener una presión de perfusión adecuada, lo cual se logra con el control de la presión arterial.

La presión arterial está en relación con el gasto cardiaco (GC) y la resistencia vascular periférica (RVP). A su vez, el gasto cardiaco está determinado por el volumen latido del ventrículo izquierdo y por la frecuencia cardiaca. Debido a que el volumen latido y la frecuencia cardiaca pueden ser modificados por la estimulación con marcapaso, nos enfocaremos a éstos aspectos y no hablaremos de la influencia de la resistencia vascular periférica en el control de la presión arterial, aunque ésta variará por modificaciones en lo anterior.

VOLUMEN LATIDO:

Desde hace muchos años se conoce la importancia que tiene la contracción auricular en el llenado del ventrículo izquierdo, aumentando el volumen diastólico final del V.I. (VDFVI), aumentando la presión diastólica final del V.I. (PDFVI), incrementando con ésto la longitud de las sarcómeras, permitiendo una mayor fuerza de contracción (Ley de Starling), reflejándose todo ésto en un aumento en el volumen latido del ventrículo izquierdo.

En diversos estudios realizados en gente sana, se ha calculado que el aporte de la contracción auricular al volumen latido es del 10 al 30%. Es por éste motivo que desde el inicio del uso de los marcapasos se ha intentado mantener la sincronía A-V. En los estudios realizados en gente sana y con cardiopatía sin datos de insuficiencia cardiaca, se ha demostrado la utilidad de mantener la contracción auricular para mejorar el gasto cardiaco, el índice cardiaco y la presión arterial, tanto en reposo como durante el ejercicio ⁽¹⁶⁻²²⁾. También se ha observado un beneficio real con la estimulación auricular con marcapaso después de cirugía cardiaca ⁽²³⁾ y en pacientes con infarto de ventrículo derecho y bradiarritmias que no mejoran su estado hemodinámico con la estimulación con marcapaso ventricular ⁽²⁴⁾.

En lo que se refiere a pacientes con insuficiencia cardiaca, en los estudios iniciales se reportó una mejoría en su sintomatología y en la tolerancia al ejercicio si se mantenía la sincronía A-V. Sin embargo, Greenberg demostró que ésto no era verdadero en pacientes que tenían presión veno-capilar pulmonar mayor a 20 mmHg, con PDFVI elevadas, ya que conforme iban aumentando éstas presiones, la contribución auricular al volumen latido era menor. Esto es debido a que con el aumento de la presión de la aurícula izquierda, el VI se llenará más tempranamente, no necesitando la contribución auricular. Por otro lado, con el aumento de la presión auricular y el crecimiento de la misma, hay una disminución, llegando incluso a la pérdida de la capacidad contráctil de la aurícula ⁽²⁵⁻²⁹⁾.

Por lo anteriormente señalado, un marcapaso auricular ó un secuencial A-V debe ser colocado en aquellos pacientes con función ventricular normal ó que presenten insuficiencia cardiaca leve, ya que es en éstos pacientes en los que se va a obtener un beneficio real de la contracción auricular. La indicación de colocar éste tipo de marcapasos en pacientes con insuf. cardiaca que tengan una presión veno-capilar pulmonar mayor a 20 mmHg ó con crecimiento auricular es la presencia de conducción ventriculo-auricular (retroconducción) con la estimulación con marcapaso ventricular, ya que ésta condición puede agravar la sintomatología del paciente; hay que hacer énfasis que en éste caso el beneficio obtenido es debido a que se evita la retroconducción y NO porque se incremente el volumen latido por la contracción auricular. Por razones obvias, no se debe colocar éste tipo de marcapasos en pacientes con flutter ó fibrilación auricular.

El intervalo de tiempo que se programa entre la estimulación auricular y la ventricular, en promedio, es de 150 mseg., pero debe de ser calculada de acuerdo a la frecuencia de disparo en que se programe el marcapaso.

FRECUENCIA CARDIACA:

Durante el ejercicio, el gasto cardiaco debe aumentar para cubrir las necesidades metabólicas del organismo. Este incremento en el gasto cardiaco se debe principalmente a un aumento en la frecuencia cardiaca y en forma secundaria a un aumento en el volumen latido y disminución en la resistencia periférica.

En pacientes que durante el reposo presentan bradicardia sinusal, el volumen diastólico final está aumentado, lo mismo que el volumen latido, si la función ventricular es normal, lo cual permite una perfusión tisular adecuada para cubrir las necesidades metabólicas durante el reposo, por lo cual el paciente se encuentra asintomático. Sin embargo, si éste paciente es sometido a esfuerzo y su capacidad para aumentar la frecuencia cardiaca está disminuida, presentará datos de bajo gasto cardiaco (debilidad, fatiga, mareo, lipotimia ó síncope).

Es por éste motivo que se han desarrollado diversos tipos de marcapasos que puedan variar la frecuencia de estímulo, de tal forma que la frecuencia cardiaca se adecúe a las necesidades metabólicas del organismo. Para lograr éste objetivo, se han diseñado diferentes tipos de sensores que van a detectar cambios en diversos parámetros relacionados con las necesidades metabólicas del organismo. (ver la siguiente sección).

En la literatura se habla de marcapasos "fisiológicos", refiriéndose principalmente a aquellos que permiten una sincronización entre la contracción auricular y la ventricular. Sin embargo, otros autores dicen que los marcapasos "fisiológicos" son aquellos que permiten variar la frecuencia cardiaca de acuerdo a las necesidades del organismo. Un marcapaso realmente fisiológico es aquel que tiene éstas dos características. Como todavía no existe un acuerdo sobre que parámetro es el ideal para variar la frecuencia cardiaca (pH, temperatura, frec. respiratoria, saturación de oxígeno, etc.), falta mucho para lograr un marcapaso "fisiológico" ideal.

SENSORES FISIOLÓGICOS

Como se mencionó anteriormente, se han diseñado diversos tipos de sensores que permitan variar la frecuencia de disparo de los marcapasos, de acuerdo al grado de actividad metabólica existente.

Estos sensores deben de ser lo suficientemente estables para que la señal sensada sea lo más fiel posible durante toda la vida media del sistema implantado, debe de ser de un tamaño proporcional al sistema que se desea utilizar, que consuma poca batería, debe estar protegido para evitar corrosión, trombosis ó efectos tóxicos y debe de ser compatible con el resto del sistema. Los sensores pueden ser clasificados como: sensores físicos, transductores de presión, sensores de vibración, sensores de aceleración, sensores químicos y sensores ópticos⁽³⁰⁾.

Los principales tipos de sensores utilizados, algunos en la clínica y otros aún a nivel experimental son los siguientes: (Tab.3).

TABLA 3.- TIPOS DE SENSORES FISIOLÓGICOS PROPUESTOS⁽²⁵⁾

TIPO DE SENSOR	AUTOR	AÑO*
Frecuencia respiratoria	Rossi	1975
pH sanguíneo	Camilli	1977
Temperatura venosa central	Weisswange	1978
Intervalo Q-T	Rickards	1981
SaO ₂ venosa	Wirtzfeld	1981
Frec. auricular asinc.	--	1982
Actividad física	--	1983
Volumen latido	--	1984
Presión aurícula der.	--	1984

*Primera publicación en la literatura médica.

Wirtzfeld, A., et al.
PACE 1987; 10, 41

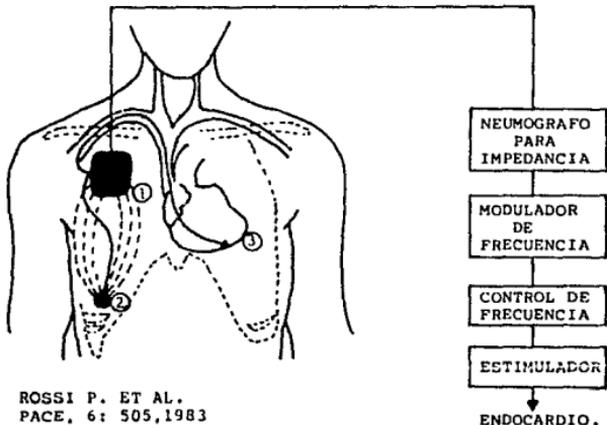
De éstos sensores, analizaremos los más utilizado y luego se compararán entre sí.

FRECUENCIA RESPIRATORIA:

Durante el ejercicio, se incrementa el consumo de oxígeno, así como la producción de bióxido de carbono. El incremento en la PaCO₂ actúa a nivel del sistema nervioso central, y junto con otros mecanismos humorales, aumenta la frecuencia respiratoria para mantener un equilibrio ácido-base adecuado. El aumento en la frecuencia cardíaca está íntimamente relacionado con el aumento de la frecuencia respiratoria durante el ejercicio, de ahí que surgió la

idea de utilizar éste parámetro para regular la frecuencia cardiaca en pacientes con marcapaso.

El tipo de marcapaso que utiliza éste modelo de sensor, cuenta con un cable que va hasta el ventrículo derecho, y que es el que tiene el electrodo que va a estimular al miocardio. Cuenta con un cable auxiliar, el cual tiene en su extremo un electrodo sensor, y que se va a colocar en el tejido subcutáneo de la pared anterior del tórax. Cuenta con otro electrodo sensor, localizado en el generador de pulso. Estos electrodos sensores tienen la función de detectar cambios en la impedancia torácica, cambios debidos a las variaciones en los volúmenes pulmonares y frecuencia respiratoria en diversas condiciones, y de acuerdo a éstos cambios, mediante un algoritmo establecido en el generador de pulso, varía la frecuencia de estimulación por el marcapaso. Algunos modelos tienen un electrodo sensor en el mismo cable que va al ventrículo derecho, en lugar de utilizar el cable auxiliar. (fig.5) (11, 12).

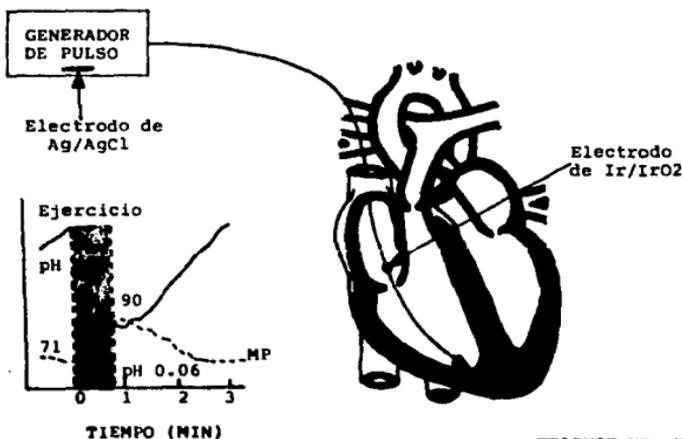


- 1 = Generador de pulso
- 2 = Cable y electrodo auxiliar
- 3 = Cable y electrodo de estimulación

FIG. 5.- MARCAPASO CON SENSOR SENSIBLE A FRECUENCIA RESPIRATORIA

PH SANGUINEO:

Este tipo de sensor se basa en el hecho de que durante el ejercicio hay un incremento en la producción de CO₂, lo cual produce cambios en el pH sanguíneo (acidosis). Los cambios en el pH sanguíneo a nivel de la aurícula derecha son detectados por un electrodo especial de Ir/IrO₂, el cual manda la señal hacia el generador de pulso, en donde hay otro electrodo de Ag/AgCl. Mediante un algoritmo preestablecido, la frecuencia de disparo del marcapaso varía de acuerdo a los cambios de pH. En los primeros modelos, con una disminución en el pH de 0.06 unidades, la frecuencia de disparo cambiaba de 71 a 100 disparos por minuto. Ha sido muy difícil encontrar un algoritmo adecuado para este tipo de marcapaso, así como un sensor estable, motivo por el cual se ha abandonado este tipo de sensor. (fig. 6) (31).



FEARNOT NE. ET AL
1986

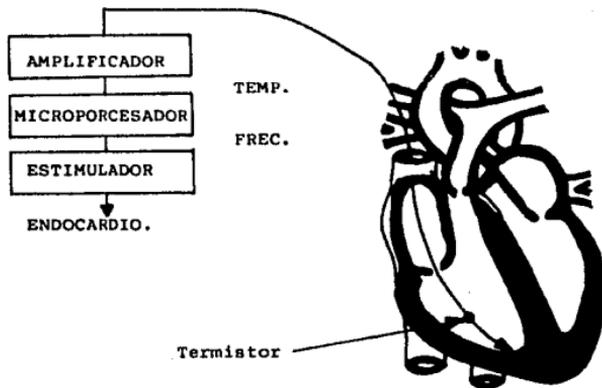
FIG. 6.- MARCAPASO CON SENSOR SENSIBLE A CAMBIOS EN EL pH SANGUINEO.

TEMPERATURA VENOSA CENTRAL:

Desde 1951, Bazett demostró un incremento en la temperatura, tanto en la vena cava inferior como a nivel rectal durante el ejercicio. Durante el primer minuto de ejercicio hay una disminución en la temperatura basal debido a vasodilatación, pero posteriormente hay un incremento en la temperatura venosa central ⁽³⁷⁾.

Durante el reposo, el metabolismo del músculo estriado produce el 18% de la temperatura corporal, cifra que se eleva al 73% durante el ejercicio. De la energía utilizada por el músculo, aproximadamente el 25% se emplea en generar trabajo, mientras que el resto se pierde en forma de calor. Este calor se transmite a la sangre en donde es transportado. Parte del calor de la sangre se transmite por contigüidad a los tejidos vecinos, otra parte se disipa a través de la piel y otra por medio de la respiración. (fig.7) ^(31,36).

Debido a que los cambios en la temperatura sanguínea es un indicador del estado metabólico del organismo, se han diseñado sensores que detecten éstos cambios y que, mediante un algoritmo ya establecido, puedan variar la frecuencia de disparo del marcapaso. El sensor se coloca en el mismo cable del electrodo que va a estimular, pero dependiendo del modelo del sensor, se localiza a nivel de la aurícula derecha ó del ventrículo derecho, siendo preferible el segundo. El algoritmo empleado en el generador de pulso debe de ser programado teniendo en cuenta que hay muchos factores que influyen en la temperatura corporal: actividad metabólica (actividad física, digestión, estados febriles, etc), factores ambientales (clima, vestimenta, etc.), factores neurológicos, respiratorios y cutáneos. Es por ésta complejidad de factores que el algoritmo ideal no se ha encontrado ^(31,36-42).



FEARNOT NE, ET AL
1986

FIG. 7.- MARCAPASO CON SENSOR SENSIBLE A LOS CAMBIOS DE TEMPERATURA SANGUINEA.

CAMBIOS EN EL INTERVALO QT(St-T)

Desde 1920, Bazzet demostró que había un acortamiento en el intervalo QT, medido en ECG de superficie, durante el ejercicio. En un principio se pensó que éste cambio era debido al incremento en la frecuencia cardiaca per se, sin embargo, se ha demostrado que uno de los principales determinantes del acortamiento del QT durante el esfuerzo es el tono adrenérgico y la concentración sanguínea de catecolaminas.

Utilizando éste principio, Rickards y col. diseñaron un modelo de marcapaso capaz de variar su frecuencia de acuerdo a los cambios en el intervalo QT, que en el caso de estimulación con marcapaso se denomina St-T (de la espiga del estímulo al vértice de la onda T.). Este sistema consta de un electrodo unipolar que sensa la espiga del marcapaso y la onda T, enviando la información a un microprocesador que se encuentra en el generador de pulso, y que mediante un algoritmo establecido, va a enviar los impulsos a determinada frecuencia. (fig.8) (3), 34, 44-47).

Entre los problemas encontrados con éste sistema se encuentran la falla para sensar la onda T, el uso de medicamentos que prolongan el intervalo QT (antiarrítmicos del grupo Ia y III), medicamentos que no permiten un incremento en la frecuencia cardiaca (beta-bloqueadores). En pacientes con cardiopatía isquémica en los que al tiempo de repolarización ventricular es menor, el acortamiento de QT produce, con éste sistema, un incremento en la frecuencia cardiaca, lo cual es contraproducente para el paciente.

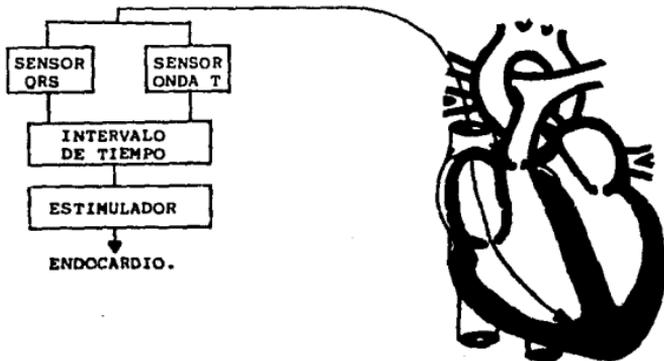


FIG. 8.- MARCAPASO CON SENSOR SENSIBLE A CAMBIOS EN EL INTERVALO QT.

SATURACION VENOSA DE OXIGENO:

Durante el esfuerzo, incrementan las necesidades de O₂ por los tejidos, por lo que es necesario incrementar el gasto cardiaco, a la vez que aumenta la extracción de O₂ de la hemoglobina.

Wirtzfeld y colaboradores han diseñado un sensor óptico que es sensible a los cambios en la saturación venosa de oxígeno, y que mediante un algoritmo apropiado, es capaz de variar la frecuencia de disparo del marcapaso. Dicho sensor, consta de un emisor y un receptor de luz. El emisor envía un haz de luz de 660 nm., el cual es reflejado por los eritrocitos y recibido en el sensor por un fototransmisor. El sensor se coloca en el mismo cable que tiene el electrodo estimulador, a cierta distancia de éste, y colocado en el ventrículo derecho para obtener la saturación venosa en sangre mezclada. (fig. 9).

Los problemas encontrados con éste tipo de sensor se relacionan a la dificultad de programar un algoritmo ideal para variar la frecuencia de disparo, así como el hecho de que el sensor es cubierto por una capa de fibrina, lo cual disminuye la sensibilidad del sistema (31,36,48-51).

WIRTZFELD A, et AL
PACE, 6: 495, 1983

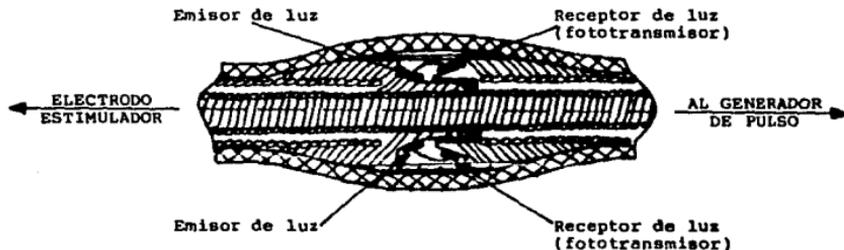


FIG. 9.- CORTE TRANSVERSAL DE UN SENSOR OPTICO PARA DETECTAR CAMBIOS EN LA SATURACION VENOSA DE OXIGENO.

ACTIVIDAD FISICA:

Los marcapasos con un sensor capaz de detectar actividad física son los más utilizados en la clínica ordinaria.

Estos marcapasos basan su funcionamiento en la detección de vibraciones de baja frecuencia (en el orden de 1 a 60 Hz), producidas durante la actividad muscular, y que se propagan en forma mecánica a través del cuerpo. El sensor se localiza en el generador de pulso, y consta de un elemento piezoeléctrico, el cual cambia las ondas vibratorias por señales eléctricas, las cuales, previa filtración y amplificación son utilizadas para variar la frecuencia de disparo del marcapaso. (fig. 10). El umbral para detectar las vibraciones puede ser programado utilizando sensibilidad baja, media y alta (31,36,52-54).

FEARNOT NE, ET AL.
PROG. CARDIOVASC DIS
29: 145, 1986

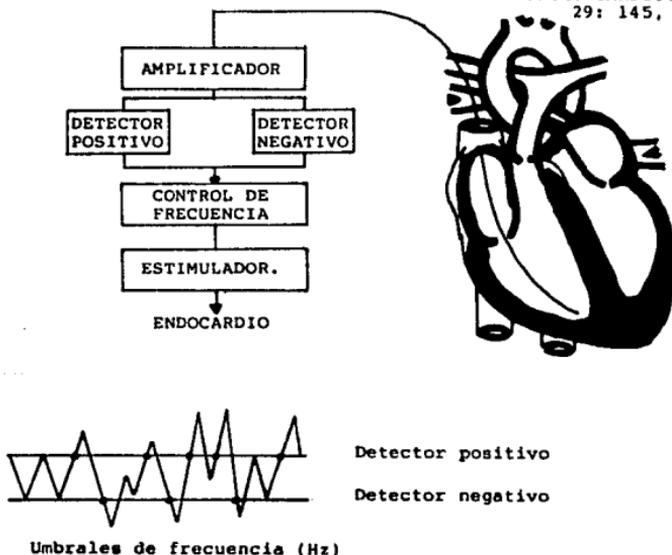


FIG. 10.- MARCAPASO CON SENSOR SENSIBLE A VIBRACION (ACTIVIDAD FISICA).

TAB. 4.- COMPARACION ENTRE LOS SISTEMAS DE MARCAPASOS "FISIOLOGICOS"

VELOCIDAD DE RESPUESTA

PARAMETRO FISIOLOGICO	FISIOLOGICA	SENSOR	SISTEMA	CONFIAB. SENSOR	ESPECIF SISTEMA
Temperatura	Lenta	Rápida	Lenta	Alta	Media
Intervalo QT	Rápida	Rápida	Lenta	Alta	Media
Frec. Resp.	Rápida	Rápida	Lenta	Alta	Media
Sat. O2	Rápida	Rápida	Lenta	Baja	Alta
pH sang.	Rápida	Rápida	Lenta	Baja	Alta
Act. física	Rápida	Rápida	Rápida	Alta	Media

GILLET P.
 PACE, 7: 1263, 1984

**COMPARACION DE LAS VARIACIONES DE FRECUENCIA SINUSAL EN
SUJETOS JOVENES SANOS CON LAS DE UN MARCAPASO DE
FRECUENCIA VARIABLE CON SENSOR PIEZOELECTRICO.**

ANTECEDENTES:

Como se mencionó anteriormente, existen diversos tipos de sensores que van a permitir que los marcapasos puedan variar su frecuencia, dependiendo del estímulo para el cual fueron diseñados cada uno de ellos.

En México, únicamente contamos con marcapasos con sensores que responden a vibración (actividad física) y aquellos que lo hacen a cambios en la impedancia torácica (frecuencia respiratoria). De éstos dos tipos, más del 95% corresponden a los que cuentan con sensor piezoeléctrico (vibración).

OBJETIVO DEL ESTUDIO:

El objetivo del presente trabajo es el demostrar si el sensor piezoeléctrico de los marcapasos puede variar su frecuencia de disparo en forma paralela a la frecuencia sinusal normal en sujetos sanos sometidos a esfuerzo, comparando las diferentes formas de programación del marcapaso con la curva de aceleración sinusal.

MATERIAL Y METODO:

Se estudiaron a 10 voluntarios sanos, con edades entre 25 y 34 años; 9 son del sexo masculino y 1 del sexo femenino.

Se utilizó un marcapaso ACTIVITRAX 8400, el cual fué colocado en cada uno de los individuos siguiendo el protocolo de Peter modificado. Dicho protocolo consiste en colocar el sensor piezoeléctrico del marcapaso, en forma externa, en la región deltopectoral derecha del individuo en estudio, y colocar la punta del electrodo a nivel de la punta del ventrículo derecho (también en forma externa, a nivel de V4); posteriormente se coloca el resto de los electrodos en la posición habitual para realizar una prueba de esfuerzo. (fig. 11).

El marcapaso fué programado con curvas de aceleración 6, 8 y 10 y con sensibilidad baja, media y alta. El rango de frecuencia de disparo del marcapaso fué programado entre 60 y 150 estímulos por minuto. Combinando éstas variables, se obtuvieron 9 formas de programación:

#	CURVA DE ACELERACION	SENSIBILIDAD
1	6	Baja
2	6	Media
3	6	Alta
4	8	Baja
5	8	Media
6	8	Alta
7	10	Baja
8	10	Media
9	10	Alta

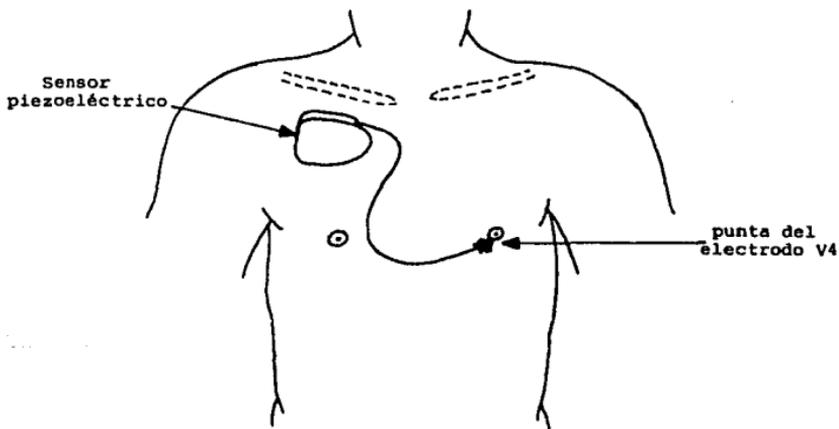


FIG. 11.- PROTOCOLO DE FETER MODIFICADO: Se coloca en forma externa el sensor piezoeléctrico en la región deltopectoral derecha del sujeto en estudio, y la punta del electrodo a nivel de V4. Posteriormente se colocan los parches en la posición habitual para realizar una prueba de esfuerzo.

A cada uno de los individuos sanos se le realizó una prueba de esfuerzo con el protocolo de Bruce, utilizando en cada estudio una de las diversas combinaciones de programación del marcapaso, de tal forma que cada persona fué sometida a 9 pruebas de esfuerzo. Se tomaron registros de la frecuencia sinusal y de la frecuencia de disparo del marcapaso en reposo y durante cada minuto del esfuerzo y los primeros 5 minutos del post-esfuerzo. Se suspendió el esfuerzo al final de la IV etapa del protocolo de Bruce (minuto 12 de esfuerzo). Se escogieron las derivaciones V4 (sitio en donde estaba conectado el electrodo del marcapaso), V5 y V6 para el registro de la frecuencia sinusal y la del marcapaso. En V4 se pueden comparar ambas frecuencias. (fig. 12 y 13).

RESULTADOS:

Los resultados obtenidos se muestran en las tablas 5, 6 y 7, así como en las figuras 14, 15 y 16.

Se puede observar que, comparando la curva de aceleración sinusal con las curvas con aceleración 6 hay una diferencia significativa ($p < 0.05$). Comparando las curvas con aceleración 8 y 10 con la curva de aceleración sinusal, se observa que utilizando sensibilidad alta no hay diferencia significativa entre ellas; sin embargo, con sensibilidad baja y media sí existe diferencia con significancia estadística ($p < 0.02$ para las curvas con aceleración 8 y $p < 0.05$ para las curvas con aceleración 10).

DISCUSION:

Prácticamente desde que se inicio el tratamiento de las bradiarritmias con el uso de marcapasos, se ha intentado lograr una respuesta "fisiológica" para mantener una adecuada perfusión tisular y cubrir las necesidades metabólicas. Los primeros intentos se realizaron al tratar de mantener la sincronía aurículo-ventricular, lo cual, a pesar de dar buenos resultados, no cubre en forma óptima las demandas del organismo durante el esfuerzo. Al demostrarse que el gasto cardiaco durante el ejercicio se incrementa fundamentalmente por un aumento en la frecuencia cardiaca, se han desarrollado diversos sistemas de marcapaso que pueden variar la frecuencia de estímulo de acuerdo a diferentes parámetros de actividad metabólica. Es así que se han fabricado sensores "fisiológicos" que pueden detectar cambios en la impedancia torácica (dependiente de frecuencia respiratoria); cambios en el pH sanguíneo, sensibles a cambios en la temperatura en la sangre venosa central, a cambios en el intervalo QT (mediado por catecolaminas principalmente), a variaciones en la saturación de oxígeno en sangre venosa mezclada (SvO_2), sensibles a movimiento (sensor piezoeléctrico) y otros que se encuentran aún en fase de investigación (volumen latido, presión en la aurícula derecha, etc).

Debido a que el sensor más utilizado es el que responde a vibración, se ha estudiado su comportamiento durante el ejercicio, comparando su respuesta con la respuesta sinusal normal en sujetos sanos.

Conforme a los resultados obtenidos en el presente estudio, únicamente programando el marcapaso con sensibilidad alta se puede obtener una respuesta similar a la sinusal. Esta forma de programación permitiría que el marcapaso se active mediante ondas vibratorias que no sean específicas de la actividad muscular. Toff y colaboradores en un estudio realizado en gente sana, coloca un marcapaso en forma externa (programado con un rango de disparo entre 60-150 por minuto, aceleración 5 y sensibilidad media); se registra la frecuencia de disparo del marcapaso mientras los voluntarios realizan un viaje en avión. Se observa que existen aumentos significativos en la frecuencia de estimulación del marcapaso durante el despegue, en las turbulencias, en el aterrizaje y mientras se estaciona el avión; todas éstas situaciones se relacionan a un aumento en las vibraciones percibidas por el organismo. Esto, en personas con un marcapaso implantado, traería como consecuencia un incremento innecesario y aún peligroso de la frecuencia cardiaca, así como un desgaste de la batería.

Por otro lado, existen numerosas situaciones en que debe de incrementarse la frecuencia cardiaca, sin embargo, dichas situaciones no producen ondas vibratorias que puedan ser detectadas por el sensor piezoeléctrico: fiebre, hipovolemia, estado de choque, stress (tanto físico como mental).

A pesar de que en la actualidad el sensor piezoeléctrico ofrece mayores ventajas sobre el resto de los sistemas diseñados, no se le debe considerar como el ideal. Debe seguir la investigación y el desarrollo de sensores capaces de variar la frecuencia de estímulo en una forma más "fisiológica" .

El marcapaso "ideal" debe mantener la sincronía A-V (en aquellos casos en que ésto sea posible) y ser sensible a varios parámetros de actividad metabólica, de tal forma que pueda incrementar el gasto cardiaco en forma adecuada para cubrir las necesidades metabólicas.

CONCLUSIONES:

- 1.- La frecuencia de disparo del marcapaso con sensor piezoeléctrico sólo se compara a la sinusal cuando el marcapaso se programa con sensibilidad alta, situación que no es aplicable en la clínica ordinaria.
- 2.- Debe de continuar la investigación y el desarrollo de nuevos sistemas de marcapaso que permitan un respuesta más adecuada a las necesidades metabólicas del organismo.

25 años

GUILLERMO LEAL FLORES

4 Nov 1990

9:15:50

FIG. 12.- TRAZO ELECTROCARDIOGRAFICO TOMADO DURANTE UNA DE LAS PRUEBAS DE ESFUERZO. EL MARCAPASO ESTA PROGRAMADO CON CURVA 6 y SENSIBILIDAD BAJA. (* = espiga de marcapasuo)

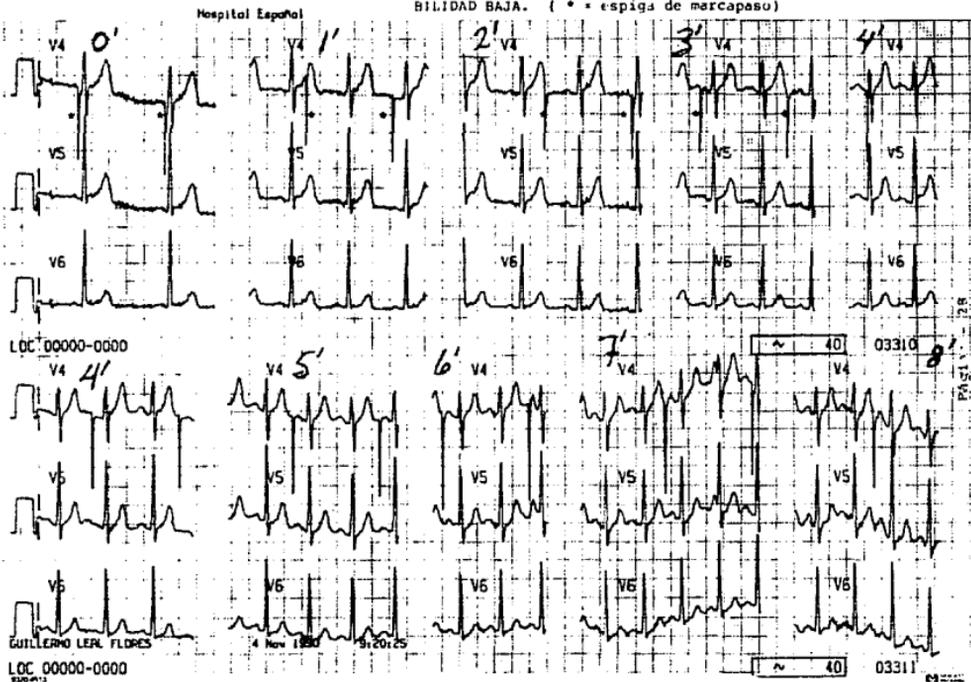
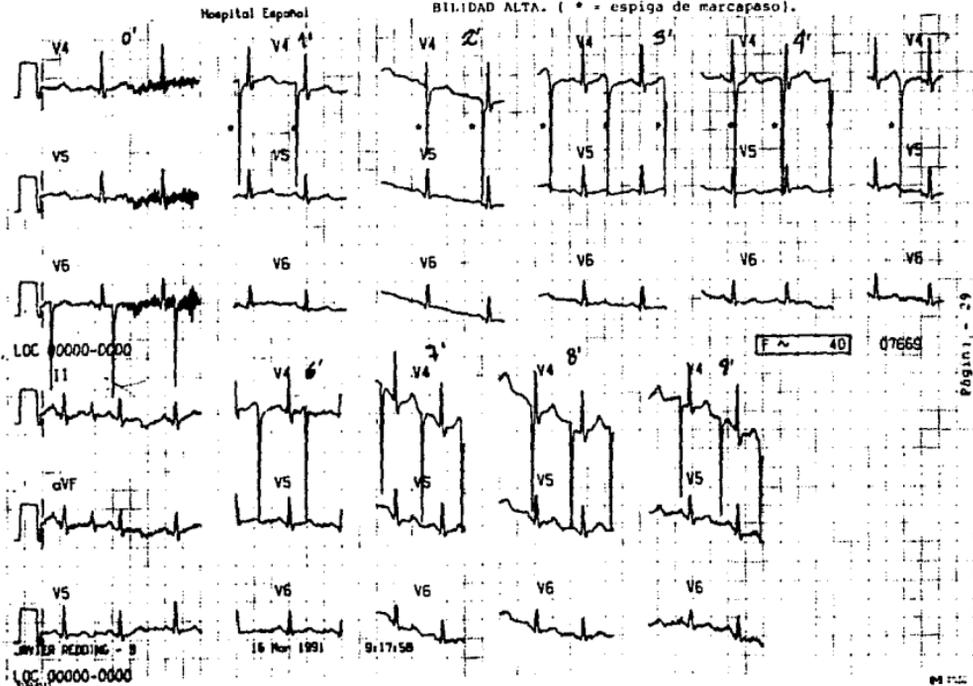


FIG. 13.- TRAZO ELECTROCARDIOGRAFICO TOMADO DURANTE UNA DE LAS PRUEBAS DE ESFUERZO. EL MARCAPASO ESTA PROGRAMADO CON CURVA 10 Y SENSIBILIDAD ALTA. (* = espiga de marcapasos).



TAB. 5.- CURVAS CON ACELERACION 6

S E N S	FRECUENCIA BASAL		FRECUENCIA MAXIMA		POST-ESFUERZO	
	SINUSAL	MPD	SINUSAL	MPD	SINUSAL	MPD
BAJA	78.50 *	78.18	182.67	99.75	101.66	60.00
	+/-	+/-	+/-	+/-	+/-	+/-
	10.81 **	2.29	21.80	22.29	8.97	1.11
MEDIA	78.50	78.50	182.67	135.00	101.66	66.50
	+/-	+/-	+/-	+/-	+/-	+/-
	10.81	2.18	21.80	22.39	8.97	3.49
ALTA	78.50	69.00	182.67	96.00	101.66	67.50
	+/-	+/-	+/-	+/-	+/-	+/-
	10.81	14.75	21.80	31.06	8.97	1.41

* Frecuencia promedio

** Desviación Standar

TAB. 6.- CURVAS CON ACELERACION 8

S E N S	FRECUENCIA BASAL		FRECUENCIA MAXIMA		POST-ESFUERZO	
	SINUSAL	MPD	SINUSAL	MPD	SINUSAL	MPD
BAJA	78.50 *	61.50	182.67	97.67	101.67	60.50
	+/-	+/-	+/-	+/-	+/-	+/-
	8.53 **	2.82	9.79	22.30	6.92	1.73
MEDIA	78.50	68.00	182.67	89.60	101.67	63.00
	+/-	+/-	+/-	+/-	+/-	+/-
	8.53	2.23	9.79	25.15	6.92	1.41
ALTA	78.50	87.00	182.67	156.00	101.67	90.00
	+/-	+/-	+/-	+/-	+/-	+/-
	8.53	1.41	9.79	12.47	6.92	1.41

* Frecuencia promedio

** Desviación Standar

TAB. 7.- CURVAS CON ACELERACION 10

S E N S	FRECUENCIA BASAL		FRECUENCIA MAXIMA		POST-ESFUERZO	
	SINUSAL	MPD	SINUSAL	MPD	SINUSAL	MPD
	BAJA	78.50 * +/- 9.24 **	62.00 +/- 1.29	182.67 +/- 18.84	62.17 +/- 29.4	101.67 +/- 13.62
MEDIA	78.50 +/- 9.24	68.00 +/- 2.23	182.67 +/- 18.84	92.60 +/- 23.5	101.67 +/- 13.62	63.00 +/- 1.11
ALTA	78.50 +/- 9.24	88.00 +/- 13.80	182.67 +/- 18.84	155.00 +/- 25.73	101.67 +/- 13.62	89.20 +/- 1.98

* Frecuencia promedio

** Desviación Standar

CURVAS CON ACELERACION 6

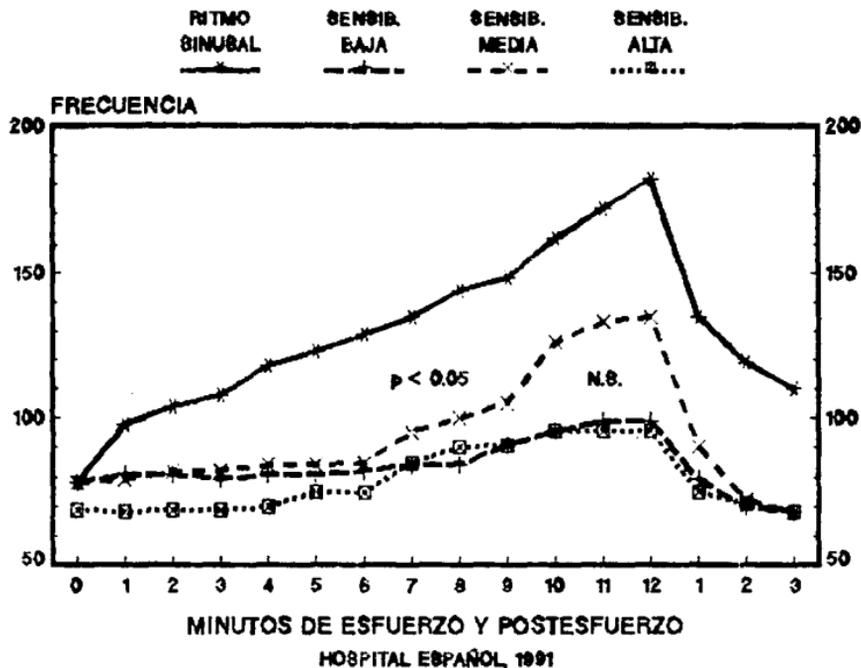


FIG. 14

CURVAS CON ACELERACION 10

RITMO
SINUSAL

SENSIB.
BAJA

SENSIB.
MEDIA

SENSIB.
ALTA

.....E.....

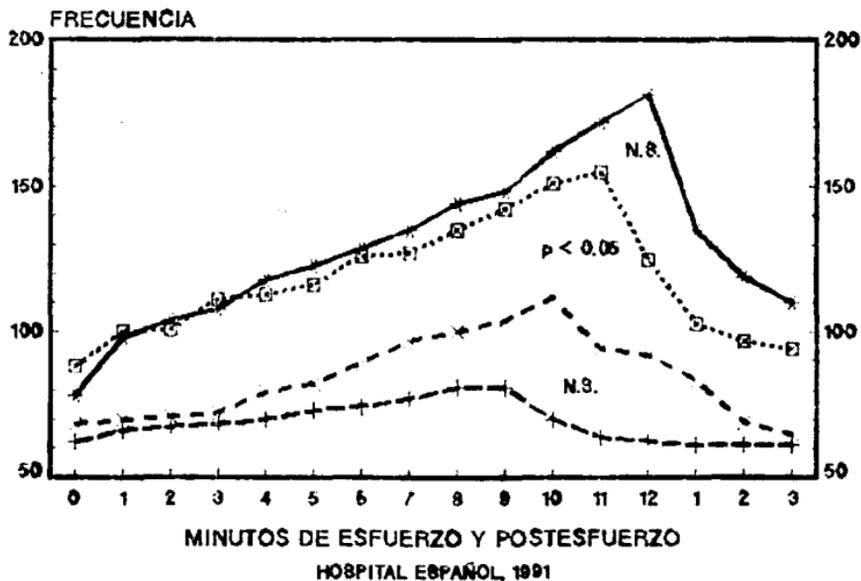


FIG. 16

BIBLIOGRAFIA

- 1.- Harthorne JW: Historic Milestones of Electrotherapy and Cardiac Pacing. Prog. Cardiovasc. Dis, 23: 389, 1981.
- 2.- Zoll PM: Historical Development of Cardiac Pacemaker. Prog. Cardiovasc. Dis. 14: 5, 1972.
- 3.- Mond HG, Sloman JG, and Edwards RH: The First Pacemaker. PACE, 5:278, 1982.
- 4.- Mond HG, Sloman JG: The Indications for and Types of Artificial Cardiac Pacemakers; in Hurst's J.W. et al.: The Heart. Mc.Graw Hill Inc., 1990, pp 561-580.
- 5.- Hopps JA: The Development of the Pacemaker. PACE, 4:106, 1981
- 6.- Fabregat JR: Tesis recepcional
- 7.- Zipes DP, Duffin EG: Cardiac Pacemakers; in Braunwald's Heart Disease. A Textbook of Cardiovascular Medicine. Vol I. W.B. Saunders Co. 1988, pp 717-741.
- 8.- Harthorne JW, Eisenhauer AC, Steinhaus DM: Cardiac Pacing; in The Practice of Cardiology. Edited by Kim A. Eagle et al. Little Brown and Company, 1989, pp 287-336.
- 9.- Sutton R, Perrins J, Citron P: Physiological Cardiac Pacing. PACE, 3:207, 1980.
- 10.- Bernstein AD, and Parsonnet V: Engineering Aspects of Pulse Generators for Cardiac Pacing, in Electrical Therapy for Cardiac Arrhythmias. Edited by Sanjeev Saksena and Nora Goldschlager. W.B. Saunders, 1990, pp 21-35.
- 11.- Timmis GC: The Electrobiolgy and Engineering of Pacemakers Leads; in Electrical Therapy for Cardiac Arrhythmias. Edited by Sanjeev Skaksena and Nora Goldschlaqe. W.B. Saunders. 1990 pp 36-90.
- 12.- Parsonnet V, Furman S, and Smyth NPD: A Revised Code for Pacemaker Identification. PACE, 4:400, 1981.
- 13.- Brownlee RR, Shimmel JB, Del Marco CJ: A New Code for Pacemaker Operating Modes. PACE, 4:396, 1981.
- 14.- Brownlee RR, et al: A New Symbolic Language for Diagramming Pacemaker / Heart Interaction. PACE, 5: 700, 1982.
- 15.- Harthorne JW: Indications for Pacemaker Insertion: Types and Modes of Pacing. Prog. Cardiovas. Dis. 23: 393, 1981.

- 16.- Goldschlager N, Saksena S: Hemodynamic Aspects of Cardiac Pacing; in Electrical Therapy for Cardiac Arrhythmias. Edited by Sanjeev Saksena and Nora Goldschlager. W.B. Saunders. 1990. pp 163-172.
- 17.- Benchimol A, Ellis LG and Dimond EG: Hemodynamic Consequences of Atrial and Ventricular Pacing in Patients with Normal and Abnormal Hearts. Amer. J. Med., 39: 911, 1965.
- 18.- Samet P, Castillo C and Bernstein WH: Hemodynamic Consequences of Atrio-Ventricular Pacing: Subjects with Normal Hearts. Amer. J. Cardiol., 21: 207, 1968.
- 19.- Samet P, Castillo C, and Bernstein WH: Hemodynamic Sequelae of Atrial, Ventricular and Sequential Atrio-Ventricular pacing in Cardiac Patients. Amer. Heart J., 72: 725, 1966.
- 20.- Furman S: Therapeutic Uses of Atrial Pacing. Amer. Heart J. 86: 835, 1973.
- 21.- Stone JM, Bhakta RD, Lutgen J: Dual Chamber Sequential Pacing Management of Sinus Node Dysfunction: Advantages over Single Chamber Pacing. Am Heart J., 104: 1319, 1982
- 22.- Rediker DE, Eagle KA, Homma S, Gillam L, Harthorne JW: Clinical and Hemodynamic Comparison of VVI Versus DDD Pacing in Patients with DDD Pacemakers. Am J Cardiol., 61: 323, 1988.
- 23.- Hartzler GO, Maloney JD, Curtis HH, et al: Hemodynamic Benefits of Atrio-Ventricular Sequential Pacing After Cardiac Surgery. Am. J. Cardiol., 40: 232, 1977.
- 24.- Topol EJ, Goldschlager N, Ports TA, DiCarlo L, Schiller NB, Botvinick EH, and Chatterjee K: Hemodynamic Benefit of Atrial Pacing in Right Ventricular Myocardial Infarction. Ann Intern. Med., 96: 594, 1982.
- 25.- Wirtzfeld A, Schmidt G, Himmeler FC, and Stangl K: Physiological Pacing: Present Status and Future Developments. PACE, 10: 41 1987.
- 26.- Goldreyer BN: Physiologic Pacing: The Role of AV Synchrony. PACE 5: 613, 1982.
- 27.- Curtis JJ, Madigan NP, Whiting RB, Mueller KJ, Pezella AT, Walls JT, Heinemann FM: Clinical Experience with Permanent Atrio-Ventricular Sequential Pacing. Ann Thorac. Surg., 32: 179, 1981.
- 28.- Reiter MJ, Hindman MC: Hemodynamic Effects of Acute Atrioventricular Sequential Pacing in Patients with Left Ventricular Dysfunction. Am J. Cardiol., 49: 687, 1982.

- 29.- Di Carlo LA, Morady F, Krol RB, Baerman JM, de Buitléir M, Schork MA, Sereika SM, Schurig L: The Hemodynamic Effects of Ventricular Pacing with and without atrioventricular synchrony in Patients with Normal and Diminished Left Ventricular Function. *Am. Heart J.*, 114: 746, 1987.
- 30.- Ko WH: A Review of Implantable Sensors. *PACE*, 6: 482, 1983.
- 31.- Fearnot NE, Smith HJ, Geddes LA: A Review of Pacemakers that Physiologically Increase Rate: The DDD and Rate-Responsive Pacemakers. *Prog. Cardiovasc. Dis.* 29: 145, 1986.
- 32.- Rossi P, Plicchi G, Canducci GC, et al: Respiratory Rate as a Determinant of Optimal Pacing Rate. *PACE*, 6: 502, 1983.
- 33.- Rossi P, Aina F, Rognoni G, Occhetta E, Plicchi G, Prando MD: Increasing Cardiac Rate by Tracking the Respiratory Rate. *PACE*, 7: 1246, 1984.
- 34.- Ionescu V: An "On Demand" Pacemaker Responsive to Respiratrion Rate. *PACE*, 3: 375, 1980 (abstract).
- 35.- Rossi P, Plicchi G, Canducci GC, Rognoni G, Aina F: The Implantable Respiratory Dependent Pacemaker. Clinical Method for Fitting Individual Methabolic Need. *PACE 6 A-13 # 48 (abst.)* 1983.
- 36.- Ward D, Garratt C: Rate-Responsive Pacing and Sensors; in *Electrical Therapy for Cardiac Arrhythmias*. Edited by Sanjeev Saksena and Nora Goldschlager. W.B. Saunders, 1990 pp 343-353.
- 37.- Jolgren D, Fearnot N, Geddes L: A Rate-responsive Pacemaker Controlled by Right Ventricular Blood Temperature. *PACE*, 7: 794, 1984.
- 38.- Laczkovics A: The Central Venous Blood Temperature as a Guide for Rate Control in Pacemaker Therapy. *PACE*, 7: 822, 1984.
- 39.- Griffin JC, Jutzy KR, Claude JP, et al: Central Body Temperature as a Guide to Optimal Heart Rate. *PACE*, 6: 498, 1983.
- 40.- Alt E, Hirstgetter C, Heinz M, et al: Rate Control of Physiologic Pacemakers by Central Blood Temperature. *Circulation*, 73: 1206, 1986.
- 41.- Fearnot NE, Jolgren DL, Tacker WA, Nelson JP and Geddes LA: Increasing Cardiac Rate by Measurements of Right Ventricular Temperature. *PACE*, 7: 1240, 1984.
- 42.- Laczkovics A, Schlick W, Losert U, et al: The Use of Central Venous Blood Temperature (CVT) as a Guide for Rate Control in Pacemaker Therapy. *PACE*, 6, A-12, 1983 (abstract).

- 43.- Jølgren D, Fearnot NE, Geddes LA: A Rate Responsive Pacemaker Controlled by Right Ventricular Blood Temperature. J. Am. Coll. Cardiol., 1: 720, 1983.
- 44.- Rickards AF, Donaldson RM, Thalen H: The Use of the QT Interval to Determinate Pacing Rate: Early Clinical Experience. PACE, 6: 346, 1983.
- 45.- Rickards AF, Norman J: Relation Between QT Interval and Heart Rate. New Design of Physiologically Adaptive Cardiac Pacemaker. Br. Heart J., 45: 56, 1981.
- 46.- Rickards AF, Donaldson R: Rate Responsive Pacing Using the QT Principle. Early Clinical Experience. J. Am Coll. Cardiol. 2: 720, 1983. (abstract).
- 47.- Rickards AF, Donaldson RM: Rate Responsive Pacing Using the TX Pacemaker. PACE, 6: A-12, 1983 (abstract # 45).
- 48.- Wirtzfeld A, Stangl K, Heinze R: An Active Optical Sensor for Monitoring Mixed Venous Oxygen Saturation for an Implantable Rate-Responsive Pacing System. PACE, 6: A-12, 1983 (abst. # 47).
- 49.- Wirtzfeld A, Heinz R, Liess HD, Stangl K, Alt E: An Active Optical Sensor for Monitoring Mixed Venous Oxygen Saturation for an Implantable Rate-Responsive Pacing System. PACE, 6: 494, 1983
- 50.- Wirtzfeld A, Heinze R, Stanzl K, Hoekstein K, Alt E, Lies HD: Regulation of Pacing Rate by Variations of Mixed Venous Oxygen Saturation. PACE, 7: 1257, 1984.
- 51.- Stangl K, Wirtzfeld A, Heinze R, Laule M: First Clinical Experience With an Oxygen Saturation Controlled Pacemaker in Man. PACE, 11: 1882, 1988.
- 52.- Genovese B, VandenBelt R, Judge R: Rate Characteristics of an Activity Responsive Pacing Device. PACE, 6: A-13, 1983 abst # 52
- 53.- Faerstrand S, Breivik K, Ohm OJ: Assessment of the Work Capacity and Relationship Between Rate Response and Exercise Tolerance Associated with Activity-Sensing Rate-Responsive Ventricular Pacing. PACE, 10: 1277, 1987.
- 54.- Toff WD, Leeks C, Joy M, Bennett G, Camm AJ: The Effect of Aircraft Vibration on the Function of an Activity-Sensing Pacemaker Br. Heart J., 57: 573, 1987.
- 55.- Zegelman M, Beyersdorf F, Kreuzer J, Cieslinsky G: Rate-Responsive Pacemaker: Assessment After Two Years. Pace, 9: 1005 1986.
- 56.- Anderson KM, Moore AA: Sensors in Pacing. PACE, 9: 954, 1986.
- 57.- Gillette P: Critical Analysis of Sensors for Physiological Responsive Pacing. PACE, 7: 1263, 1984.

**ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

- 58.- Camilli L, Alcidi L, Shapland E, Obino S: Results, Problems and Perspectives with the Autoregulating Pacemaker. PACE, 6: 488, 1983.
- 59.- Hauser RG: Techniques for Improving Cardiac Performance with Implantable Devices. PACE, 7: 1234, 1984.