

Programación y seguimiento de los dispositivos de resincronización cardíaca

Nuria Basterra Sola^a, Ernesto Díaz Infante^b, E. González-Torrecilla^c, Antonio Hernández Madrid^d, Claudio Ledesma García^e, María López Gil^f, Juan Martínez Sánchez^g

^aServicio de Cardiología. Área Clínica del Corazón Complejo Hosp. de Navarra. Pamplona

^bUnidad de Arritmias. Servicio de Cardiología. Hosp. U. Virgen Macarena. Sevilla

^cUnidad de Arritmias. Hosp. General Universitario Gregorio Marañón. Madrid

^dUnidad de Arritmias. Servicio de Cardiología. Hosp. Ramón y Cajal. Madrid

^eUnidad de Arritmias. Servicio de Cardiología. Complejo Hosp. de Salamanca. Salamanca

^fUnidad de Arritmias. Servicio de Cardiología. Hosp. U. Doce de Octubre. Madrid

^gUnidad de Arritmias. Servicio de Cardiología. Hosp. Virgen de la Arrixaca. Murcia

INTRODUCCIÓN

La terapia de resincronización cardíaca (TRC) es un tratamiento recomendado para los pacientes con insuficiencia cardíaca (ICC), disfunción sistólica severa y prolongación del complejo QRS. La adecuada selección del paciente y los aspectos relacionados con el implante son fundamentales para obtener el mejor rendimiento de un tratamiento costoso y no exento de riesgos. El seguimiento tras el implante, especialmente una adecuada programación, es también crucial para obtener el máximo beneficio clínico.

La programación de los dispositivos de resincronización es compleja ya que implica la programación de múltiples parámetros y algoritmos automáticos cuyo resultado no siempre es predecible.

Aunque la programación debe individualizarse de acuerdo a las características clínicas de cada paciente y adaptarse a los posibles cambios que aparezcan durante el seguimiento, el objetivo es conseguir una adecuada sincronía AV en los pacientes en ritmo sinusal y un porcentaje de estimulación biventricular o de ventrículo izquierdo (VI) superior al 95%. El análisis del ECG en los pacientes con TRC es fundamental para valorar el correcto funcionamiento del dispositivo.

En los últimos años se han sucedido las publicaciones relacionadas con la optimización de los intervalos AV y VV, centrándose la atención en los posibles métodos, así como sobre su utilidad a largo plazo. Sin embargo, hay otros muchos parámetros de la programación sobre los que no se hace hincapié y que sin embargo son fundamentales para un funcionamiento adecuado, como son la frecuencia cardíaca mínima y máxima de seguimiento, el cambio de modo y los algoritmos destinados al mantenimiento de la estimulación en presencia de arritmias auriculares.

En este documento se hace un repaso de los distintos aspectos de la programación y del seguimiento de los pacientes con TRC, desde los parámetros básicos a los automatismos y algoritmos específicos, pasando por la utilidad de las herramientas diagnósticas que proporciona el dispositivo, tanto en lo relacionado con su funcionamiento como con las variables que aportan información clínica.

PACIENTES NO RESPONDEDORES A LA TERAPIA DE TRC. POSIBLES CAUSAS E IMPORTANCIA DE LA OPTIMIZACIÓN DEL DISPOSITIVO

La TRC mejora la capacidad funcional y reduce la mortalidad de los pacientes con fracaso cardíaco, disfunción sistólica del ventrículo izquierdo y asincronía cardíaca reflejada por un complejo QRS ancho (≥ 120 ms). Sin embargo, en los diferentes ensayos clínicos, hasta un 30% de pacientes no presentan ninguna mejoría en su situación clínica. Más aún, un 45% de casos no muestran cambio ecocardiográfico positivo en el remodelado cardíaco con la TRC fundamentada en los actuales criterios de selección. Las causas de este fracaso terapéutico son múltiples y su conocimiento incompleto (Tabla I). Por otra parte, se debe reconocer que el grado de acuerdo entre los diferentes métodos para definir la respuesta a la TRC es pobre en el 75% de las ocasiones¹. Desafortunadamente, este hecho limita nuestra capacidad para generalizar resultados y concretar predictores de respuesta a dicha terapia. En pacientes bien seleccionados, la causa más común de "no respuesta" relacionada con el enfermo es un porcentaje de estimulación $<95\%$ debido a fibrilación auricular conducida o a extrasistolia ventricular frecuente². Sin embargo, entre las causas de fracaso de la TRC relacionada con el propio sistema destaca la pérdida de captura ventricular izquierda por desplazamiento del cable. Finalmente, una colocación subóptima de

Tabla I**Posibles causas de ausencia de respuesta a la resincronización cardíaca****Selección clínica subóptima de potenciales candidatos a TRC**

- Paciente con FA/taquiarritmias asociadas
- Trastornos de conducción intraventricular no BCRIHH
- Características del sustrato
 - Presencia, magnitud y localización de escaras miocárdicas
 - Miocardiopatía dilatada vs. isquémica
 - Remodelados ventriculares extremos (IM severa, DTDVI >75 mm)
 - Disfunción de VD primaria
 - Ausencia de asincronía basal
- Comorbilidades asociadas (insuficiencia renal avanzada, etc.)
- Tratamiento médico inadecuado

Limitaciones en el implante

- Restricciones anatómicas
 - Distribución desfavorable de venas tributarias del seno coronario
 - Pacientes con cirugía cardiovascular previa
- Colocación incorrecta del cable ventricular izquierdo
- Parámetros agudos limítrofes/incorrectos

Complicaciones/eventos en el seguimiento

- Parámetros AV y VV inadecuados
 - <95% de estimulación biventricular
 - Infradetección atrial, sobredetección atrial/ventricular
 - Competencia con activación ventricular nativa
 - Incremento diferencial de umbral de captura VI
- Captura anódica exclusiva
- Estimulación frénica
- Dislocación de cables
- Cambios inadecuados de tratamiento médico
- Progresión natural de la cardiopatía subyacente

FA: Fibrilación Auricular; BCRIHH: bloqueo completo de rama izquierda del haz de His; DTDVI: diámetro telediastólico de ventrículo izquierdo; IM: insuficiencia mitral; VD: ventrículo derecho; VI: ventrículo izquierdo

dicho cable, además de posibles cambios crónicos en su umbral de captura, son causas comunes de fracaso de la terapia por interacciones negativas entre el paciente y el dispositivo.

El manejo de este subgrupo de pacientes no respondedores puede resultar especialmente complejo pues en ellos, con frecuencia, otras intervenciones terapéuticas (medicaciones, revascularización, etc.) también han fallado. Meta-análisis más recientes han ido concretando una respuesta más positiva a la resincronización al excluir a los pacientes sin ritmo sinusal, los pacientes con trastornos de conducción intraventricular sin patrón de bloqueo de rama izquierda, o a aquellos con QRS <150 ms. Diversos estudios de pequeño tamaño sin cegamiento de la intervención han demostrado que la optimización de la TRC puede dar lugar a una mejoría hemodinámica aguda con una respuesta positiva en el corto plazo. Sin embargo, ensayos multicéntricos como el FREEDOM³ o el SMART AV⁴ no han mostrado resultados alentadores acerca del impacto de la optimización de parámetros sobre la TRC en el resultado clínico a largo plazo. Aunque en estos estudios la optimización de rutina de los intervalos AV y VV no parece mostrar un beneficio clínico, estos ensayos no estuvieron dirigidos de forma específica al análisis del valor de dicha estrategia de optimización en la subpoblación de pacientes no respondedores.

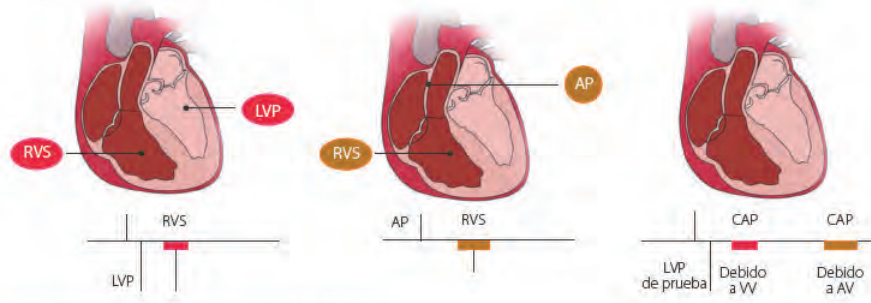
En un grupo de 75 pacientes no respondedores a la TRC, Mullens et al hicieron uso de un abordaje protocolizado que incluía la optimización AV. Se identificaron múltiples factores como causas de la ausencia de respuesta clínica, sobre todo la presencia de arritmias no controladas, posiciones subóptimas del cable de estimulación ventricular izquierda, además de un tratamiento médico mejorable. Se demostró que, tras tratar potenciales factores clínicos reversibles, la optimización AV proporcionó un beneficio clínico adicional con menores eventos adversos en el seguimiento que los observados con aquellas intervenciones que no incluían la citada optimización (13 % vs 50 %, p=0,002)⁵. Parece evidente que una mala programación de los intervalos de retraso AV y VV puede dar lugar a pérdida del llenado diastólico y, en consecuencia, a una TRC subóptima, pero su modificación de rutina no está claro que sea efectiva o necesaria de forma generalizada. Por lo demás, el papel de esta programación individualizada para el importante subgrupo de pacientes no respondedores parece prometedor, pero precisa de un estudio protocolizado más amplio. Recientemente un documento de consenso conjunto de la European Heart Rhythm Association y de la Heart Rhythm Society detalla pautas de seguimiento y optimización para estos pacientes⁶.

Medida tiempos de conducción y prueba

Se mide el intervalo LVP - RVS

Medida intervalo de conducción AV

Prueba de Captura



Pérdida

Pérdida

Captura

Cada salida se prueba de 1 a 3 ciclos

CAP		Captura	
LOC	LOC	Pérdida de captura	
LOC	CAP	LOC	Pérdida de captura
LOC	CAP	CAP	Captura

*CAP = Captura, LOC = Pérdida de Captura

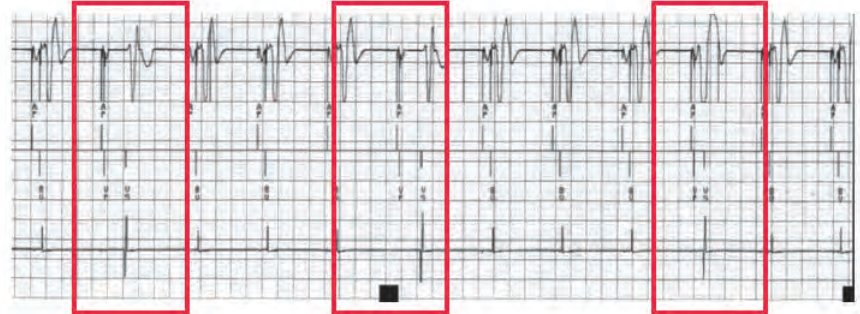


Figura 1.- Ejemplo de funcionamiento del control de captura de ventrículo izquierdo de Medtronic (cortesía de Medtronic)

¿CÓMO PROGRAMAR LOS AUTOMATISMOS Y PARÁMETROS COMUNES?

Antes de programar un dispositivo de TRC debemos de tener en cuenta que el objetivo principal es asegurar la estimulación ventricular en porcentajes próximos al 100 %. Si bien muchos de los parámetros a programar son similares a los de los marcapasos, la complejidad de estos dispositivos y los objetivos los hacen diferentes. A lo cual se añade que muchos de los pacientes con un dispositivo TRC reciben también un DAI.

Es muy recomendable disponer de un ECG de 12 derivaciones, tanto antes como tras la optimización de la programación así como en los posteriores seguimientos.

Se deberá elegir el modo de estimulación: VDD, DDD/R o VVI/R tras valorar el ritmo basal del paciente [fibrilación auricular, disfunción sinusal, incompetencia cronotrópica,...]⁷. Si se realiza una programación manual de las salidas de estimulación^{8,9} deben tenerse en cuenta los márgenes adecuados en amplitud y duración. Actualmente algunos dispositivos permiten programar controles de captura en las tres cámaras. Es importante conocer tanto su funcionamiento como sus limitaciones, así como las características específicas propias de

cada dispositivo para poder decidir en qué casos particulares no deben programarse.

No todos los resincronizadores incorporan controles de captura en las tres cámaras. Por ejemplo, la empresa Medtronic sí que dispone de este automatismo en todas las cámaras aunque su funcionamiento difiere según en la que actúe. El control de captura auricular no se basa en la detección de la respuesta evocada como ocurre en el ventrículo derecho, sino que utiliza dos métodos según las condiciones del ritmo del paciente. Si el paciente tiene frecuencia sinusal estable emplea el método de reinicialización auricular que permite evaluar la captura observando la respuesta del ritmo intrínseco a la estimulación auricular de prueba. Si por el contrario el paciente requiere estimulación auricular pero tiene conducción AV intacta utiliza otro método que evalúa la captura según la respuesta en el ventrículo a la estimulación auricular a diferentes frecuencias.

Por último el control de captura de ventrículo izquierdo (figura 1) trata de determinar si un estímulo VI da lugar a una detección VD dentro de un marco temporal específico. Solo si la detección VD tiene lugar dentro de ese marco temporal, se considera que se ha capturado el ventrículo izquierdo.

Se debe tener en cuenta si hay estimulación diafragmática y a qué voltaje, para programar en función de ello el límite superior de amplitud de ventrículo izquierdo. Hay que considerar que el aumento de la duración del impulso también puede servir para reducir la amplitud en caso de umbrales elevados.

Estos automatismos suele tener la opción de programarse en función "monitor", de manera que se pueda observar como hubiera actuado en caso de duda a la hora de programarlo por primera vez.

A la hora de seleccionar la secuencia de estimulación ventricular VD-VI así como el retardo de estimulación VV es importante conocer las particularidades de cada fabricante en cuanto a la interacción del AV con el VV.

A parte de los controles de captura como el de ventrículo izquierdo que nos pueden ayudar a conseguir el objetivo de 100 % de estimulación biventricular, existen otros algoritmos que incrementan la resincronización. Siempre debe tenerse en cuenta que su utilidad está relacionada con un análisis individualizado de cada paciente y que la configuración óptima de la TRC puede cambiar durante el seguimiento.

Así pues, existen algoritmos que permiten la estimulación de ambos ventrículos tras un evento detectado por el cable del VD proporcionando resincronización cardíaca parcial. Otros algoritmos favorecen la recuperación del seguimiento auricular cuando una o más extrasístoles ventriculares causan que los siguientes eventos auriculares caigan en el PRAPV, detectándose por tanto como eventos auriculares refractarios que conducirán a la pérdida de sincronía AV. El dispositivo cuando detecta este comportamiento, responde acortando el PRAPV¹⁰. Y, finalmente, hay otros algoritmos que regularizan la frecuencia ventricular e incrementan el porcentaje de estimulación biventricular en presencia de una FA de conducción rápida.

Otros parámetros programables a tener en cuenta son: la respuesta en frecuencia: los pacientes con incompetencia cronotrópica y pacientes con FA crónica o paroxística con respuesta ventricular lenta o bloqueada, pueden beneficiarse de la estimulación con respuesta en frecuencia. Hay que tener precaución en pacientes con angina. En pacientes con FA crónica se debería programar en modo VVIR.

En cuanto a la frecuencia máxima de seguimiento es recomendable aumentarla por encima de 130 lpm. y valorar siempre las posibles interferencias con la ventana de detección de TV. Es de especial importancia realizar siempre una valoración individual según la edad y actividad física del pacien-

te con el objetivo de permitir frecuencias máximas más altas y evitar la respuesta Wenckebach y el bloqueo 2:1

La frecuencia cardíaca mínima se debe programar por debajo de la frecuencia en reposo (nunca <50 - 60 lpm), a menos que se necesite soporte de estimulación a una frecuencia más alta.

El cambio automático de modo se debe programar en activado siempre que ya se hayan documentado o se sospechen posibles taquiarritmias auriculares así como procurar un mantenimiento de frecuencias altas de estimulación. Dada la alta incidencia de FA en este tipo de pacientes, la mayoría de los dispositivos de TRC tienen como programación nominal el cambio de modo activado.

Un punto esencial es la programación de la detección tanto en el ventrículo derecho como en el izquierdo ya que: puede reducir los efectos de las despolarizaciones largas tras eventos estimulados, resultar en una sobredetección del mismo evento o en una detección intercamerar cruzada, detección de onda R de campo lejano, detección de onda T, ruido o interferencias. Si la detección de la onda R es buena se suele dejar programado el valor nominal. Es necesario conocer las características del dispositivo y electrodo implantados. No todos los dispositivos tienen las mismas posibilidades de programación de detección del VI (detección única en VD, electrodos monopares o bipares, electrodos cuadrupares, múltiples configuraciones de detección, etc ...) y evaluar la reprogramación de la detección de TV (evitar doble contaje, alargamiento del periodo de blanking...)

Para concluir, haremos mención al retardo AV sobre el cual no existe un consenso en relación a cuándo se debe optimizar. Frecuentemente los valores óptimos obtenidos inmediatamente después de la implantación del dispositivo pueden cambiar durante el seguimiento. Un retraso AV adaptativo en frecuencia no debe programarse de forma rutinaria. Consecuentemente una programación empírica del intervalo AV puede no ser óptima en algunos pacientes, por lo que la recomendación sería no hacerlo de manera general¹¹. La optimización AV y VV, por su importancia, se comentarán en detalle más adelante.

¿ES POSIBLE MANTENER LA RESINCRONIZACIÓN DURANTE LOS EPISODIOS DE FA?

La fibrilación auricular es muy común en los pacientes portadores de dispositivos de resincronización. Por una parte, aunque la indicación de TRC en pacientes con FA es de clase IIa, frente a una indi-

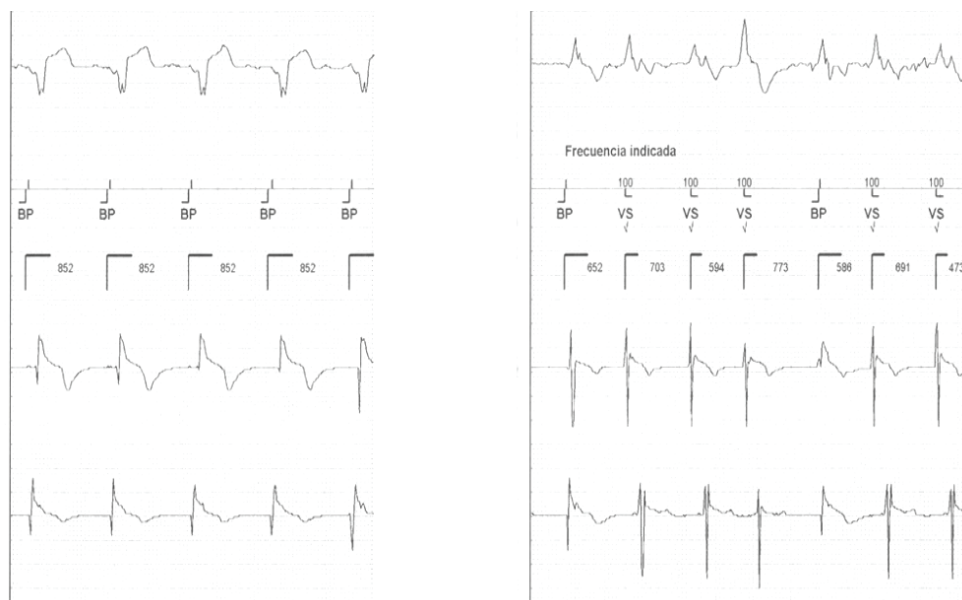


Figura 2.- ECG (derivación II), marcadores y registros intracavitarios de VD y VI en un paciente reposo (izquierda) y al inicio de ejercicio suave (derecha). En el panel de la izquierda se observa ritmo estimulado biventricular en todos los latidos. A la derecha, se observa un aumento de la FC por conducción AV más rápida que ocasiona pérdida de la estimulación. En el primer y cuarto latidos los marcadores indican estimulación biventricular (BP), pero puede observarse por la morfología del QRS que los latidos no están capturados.

cación clase I para los pacientes en ritmo sinusal, se calcula que en torno al 20 % de los portadores de dispositivos de TRC presentan FA permanente¹². Por otra parte, aunque la TRC parece disminuir la presencia de FA, se ha reportado una incidencia anual del 16 % en pacientes portadores de estos dispositivos¹³.

La presencia de FA se asocia a una menor respuesta a la terapia, comparada con los pacientes en ritmo sinusal. Ello se debe en parte al efecto deletéreo de la FA en el curso clínico de la insuficiencia cardíaca, pero también a la interferencia con el mantenimiento de la estimulación biventricular efectiva y suficiente, ya que la mayoría de los pacientes presentan intervalos RR irregulares y más cortos que la frecuencia de estimulación programada. Esto hace que el porcentaje de estimulación biventricular sea en la mayoría de los casos <95 %, con lo que la respuesta beneficiosa a la terapia se ve comprometida¹⁴. Además, son frecuentes los latidos de fusión y pseudofusión, por lo que el porcentaje de estimulación biventricular efectiva será en realidad inferior al porcentaje de estimulación que nos muestran los contadores¹⁵ (figura 2).

Los dispositivos disponen de algoritmos automáticos para favorecer el mantenimiento de la estimulación biventricular en pacientes con FA.

Medtronic, Boston y St Jude Medical disponen de un algoritmo de respuesta a la FA conducida, que funciona cuando el modo de estimulación no es de seguimiento auricular. Consiste en el aumento auto-

mático de la frecuencia de estimulación biventricular, justo unos pocos latidos por minuto por encima de la respuesta ventricular espontánea, con el límite de la frecuencia cardíaca (FC) máxima de seguimiento programada. Este algoritmo puede contribuir a una menor respuesta ventricular espontánea al invadir retrógradamente el sistema específico de conducción con la estimulación ventricular, pero solo resultará efectivo si la respuesta ventricular no es muy rápida. De lo contrario, la estimulación biventricular en todo caso se mantendrá a costa de FC relativamente altas. El algoritmo viene programado por defecto para que funcione en los cambios de modo ante la detección de una taquiarritmia auricular. También se puede programar cuando el modo de estimulación es VVIR.

La utilidad de los algoritmos destinados a favorecer la estimulación biventricular durante FA no ha sido comprobada de forma sistemática. Algunos estudios sugieren que la estrategia de control farmacológico de la FC y la activación del algoritmo no mejoran la respuesta a la TRC en pacientes con FA¹⁶. Sin embargo, su programación resulta inicialmente recomendable, ya que en los pacientes que no presentan una respuesta ventricular muy rápida puede ayudar en el control de la FC y fomentar el ritmo estimulado. En cualquier caso, el análisis de las tendencias de FC nos ayudarán a decidir si es adecuado mantener el algoritmo. Si la FC media se mantiene elevada a pesar de un buen porcentaje de latidos estimulados, es conveniente planificar una ablación del nodo AV.

En los pacientes en ritmo sinusal que presentan episodios de FA, si la detección auricular es correcta, se produce el cambio de modo, perdiéndose el seguimiento auricular. Cuando se recupera el ritmo sinusal, se realiza el cambio de modo inverso, volviendo al seguimiento auricular.

La detección de eventos auriculares durante el PRAPV, por extrasistolia auricular o por taquicardización sinusal, produce la pérdida de seguimiento auricular y puede favorecer la aparición de FA. Para evitar esto, los dispositivos Medtronic disponen de un algoritmo de recuperación del seguimiento auricular, que consiste en el acortamiento temporal del PRAPV. Además, para evitar la pérdida de seguimiento auricular se recomienda programar una frecuencia máxima de seguimiento >130 lpm, siempre que no haya interferencia con la programación de la detección de taquicardia ventricular (TV).

Los episodios de cambio de modo almacenados en los contadores indican la carga de FA que tiene el paciente, ayudando en la planificación de su tratamiento. No obstante, siempre hay que comprobar que el cambio de modo se ha realizado por un episodio real de FA, ya que también puede producirse por otras causas como artefactos, extrasistolia auricular muy frecuente o detección de campo lejano de la señal ventricular.

Diversos estudios han demostrado que los pacientes portadores de TRC y FA a los que se realiza ablación del nodo AV tienen mejor respuesta clínica, ya que consiguen un porcentaje de estimulación del 100 %¹⁶. Por esto, en los pacientes con FA que no tengan una buena evolución clínica y en los que no se consiga un control farmacológico de la FC que permita un porcentaje efectivo de estimulación biventricular >95 %, es recomendable la realización de una ablación del nodo AV.

OPTIMIZACIÓN MANUAL Y AUTOMÁTICA DE LOS INTERVALOS A-V Y V-V

Una programación inadecuada del intervalo AV puede limitar de manera importante los beneficios de la TRC, ya que una correcta sincronía aurículo-ventricular mejora la función ventricular izquierda al aumentar la precarga, disminuir la presión auricular y evitar la aparición de insuficiencia mitral diastólica. La optimización del intervalo VV también influye en una mejor respuesta hemodinámica y puede hacerse por parámetros ecocardiográficos, electrocardiográficos o mediante algoritmos automáticos desarrollados por los distintos fabricantes. Debemos tener en cuenta que también dependerá del estado del paciente y de la posición del mismo en el momento de la optimización.

Para la optimización manual, existen diversas técnicas.

Programación basada en el ecocardiograma

Programación del intervalo AV

Como concepto general el intervalo AV óptimo es el menor intervalo AV que no interrumpe la onda A en el estudio Doppler del flujo mitral diastólico. Como ya se ha comentado no se recomienda programar de forma rutinaria el intervalo AV adaptado automáticamente a la frecuencia.

a.- Optimización por el método iterativo o de aproximaciones sucesivas

Primero se programa un intervalo AV largo y posteriormente se reduce de 20 en 20 ms hasta que se comienza a truncar la onda A. Posteriormente se alarga de 10 en 10 ms hasta que, sin interrumpir la onda A, su final coincida con el cierre de la válvula mitral¹⁷. (Figura 3)

b.- Optimización por el método de Ritter

Para ello el AV óptimo se calcula según la fórmula:

$$\text{AV óptimo} = \text{AV corto} + [(\text{AV largo} + \text{QA largo}) - (\text{AV corto} + \text{QA corto})]$$

donde Q es el estímulo ventricular y A el final de la onda A. Primero se programa un AV largo, pero inferior al intervalo AV intrínseco para evitar que se produzcan complejos de fusión ventricular, y se mide el intervalo QA largo. Después se programa un AV corto que trunque la onda A y se mide el intervalo QA corto.

Programación del intervalo VV

a.- Parámetros de asincronía

La optimización ecocardiográfica intenta determinar el intervalo VV que consigue que los segmentos de miocardio estudiados presenten una actividad lo más simultánea posible en relación con los parámetros conocidos (TT, DTI, Strain, Strain rate).

b.- Parámetros de función cardíaca

La ITV (integral tiempo/velocidad) del flujo en el TSVI (tracto de salida del ventrículo izquierdo) se relaciona con el volumen latido del VI y el gasto cardíaco. Para su determinación se sitúa el volumen de muestra en el TSVI y se mide el área bajo la curva del espectro Doppler pulsado. Se programan de manera empírica diferentes intervalos de estimulación VV en busca del que consiga una ITV mayor.

Programación basada en el electrocardiograma de superficie

a.- Optimización del intervalo AV

Jones y cols.¹⁸ proponen programar un intervalo AV que permita una estimulación ventricular 40 ms

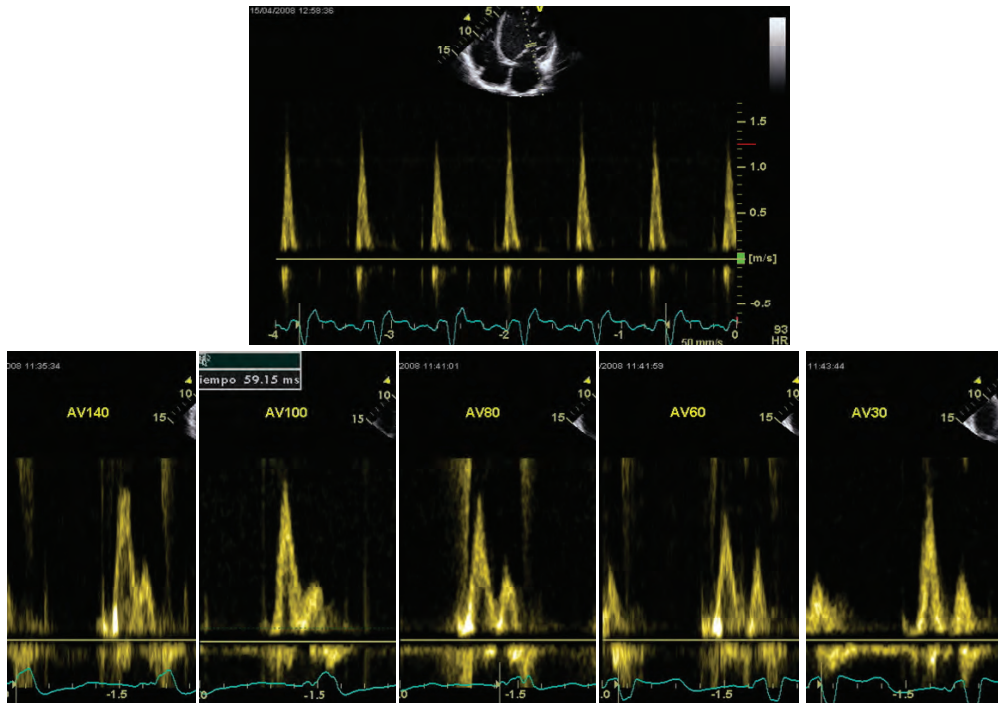


Figura 3.-Optimización ecocardiográfica del intervalo AV. Arriba. Señal Doppler de llenado mitral de un paciente portador de un sistema de resincronización cardíaca sin recibir estimulación. Se observa un tiempo corto de llenado ventricular y la ausencia de flujo mitral procedente de la contracción auricular (onda A). Abajo. Durante estimulación secuencial auriculoventricular con diferentes intervalos AV se aprecia la prolongación del tiempo de llenado ventricular y la aparición de la onda A. Con un intervalo AV de 60 ms se obtuvo el mayor tiempo de llenado diastólico y la mejor contribución auricular al llenado.

después del final de la onda P en el ECG de superficie para eventos auriculares detectados y 30 ms para eventos auriculares estimulados.

b. Optimización del intervalo VV

La consecución de los QRS más estrechos, medidos desde el inicio de la deflexión más temprana, obtiene una respuesta hemodinámica adecuada.

Programación mediante algoritmos automáticos

a. Basados en la detección de señales intracavitarias

El QuickOpt® es un método automático de optimización de los intervalos AV y VV que emplea la detección por el dispositivo de señales eléctricas intracavitarias, desarrollado por St Jude Medical. Boston Scientific ha desarrollado el SmartDelay®, un algoritmo de optimización automática del intervalo AV basado en la anchura del QRS y el intervalo AV intrínseco.

Recientemente disponemos de una nueva función de optimización de la terapia de resincronización cardíaca, AdaptivCRT®, que acaba de recibir la marca CE. La función AdaptivCRT® puede mejorar la respuesta a la resincronización cardíaca. Este nuevo algoritmo de Medtronic tiene la capacidad de adaptarse continuamente a las necesidades del paciente, optimizando automáticamente a la conducción dinámica intrínseca del paciente, sincroni-

zando la contracción ventricular; y puede estimular en biventricular o sólo en el ventrículo izquierdo. Recientemente se han comunicado los resultados del primer estudio AdaptivCRT®¹⁹, y los pacientes experimentaron una reducción en la estimulación ventricular derecha en un 44 por ciento, lo que reduce la estimulación innecesaria del ventrículo derecho y extiende la vida útil de los dispositivos al ahorrar batería.(Figura 4)

b. Basados en parámetros de función cardíaca

La tecnología SonR®, desarrollada por Sorin Group, se basa en la detección de las vibraciones generadas durante la fase de contracción isovolumétrica del VI por un acelerómetro situado en la punta de un cable de marcapasos. La aceleración pico de estas vibraciones, Peak Endocardial Acceleration (PEA), ha demostrado una buena correlación con parámetros de contractilidad como la dP/dt .

CONCLUSIONES

Una programación empírica del intervalo AV en torno a 120 ms y del intervalo VV que consiga el QRS más estrecho en el ECG de superficie parece adecuada en términos de coste-eficacia. La optimización ecocardiográfica, particularmente del intervalo AV, sí puede ser útil para incrementar la respuesta a la terapia en casos individuales. Como se demostró

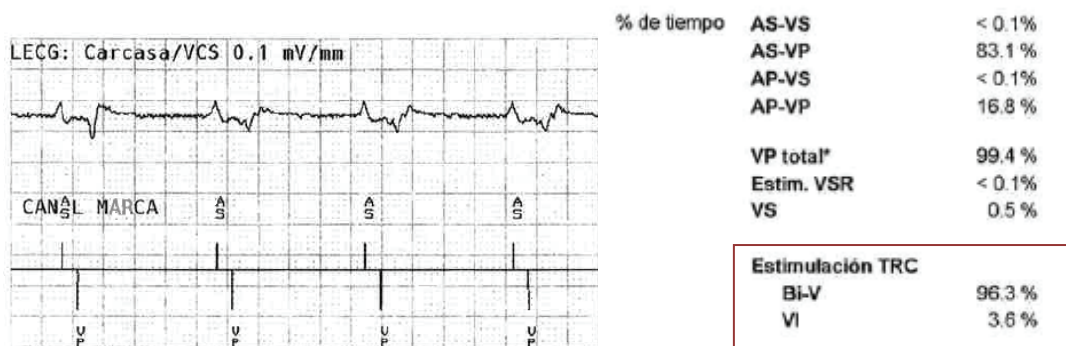


Figura 4. Registro estimulación TRC estimulando solo en ventrículo izquierdo (VP). % de estimulación de TRC correspondientes

en estudios como el SMART AV⁴ ni una optimización automática ni la guiada mediante ecocardiografía fueron superiores a un intervalo AV fijo programado a 120 ms. Sin embargo los datos de estos estudios no excluyen la posible utilidad de la optimización individualizada en pacientes no respondedores.

UTILIDAD DE LOS DIAGNÓSTICOS Y ANÁLISIS CONJUNTO DE LAS TENDENCIAS

Actualmente los dispositivos de estimulación cardíaca también son una herramienta diagnóstica muy potente ya que proporcionan una valiosa información evolutiva y pronóstica. Cada fabricante tiene su particular forma de presentación de esta información o tendencias clínicas a largo plazo, como es el caso de Medtronic con su informe Cardiac Compass, que recoge datos de los últimos 14 meses. Estos informes permiten correlacionar las variables clínicas entre sí y con los síntomas del paciente.

Los datos diagnósticos que recogen los resincronizadores se pueden agrupar en:

I) Carga arritmica

Quedan recogidas tanto las arritmias supraventriculares como las ventriculares, lo que permite conocer:

- Su progresión y establecer si se relaciona con un cambio clínico o de tratamiento farmacológico.
- La frecuencia ventricular que se alcanza durante la arritmia. En el caso de la fibrilación auricular podremos detectar la posibilidad de descargas inadecuadas del DAI y en el caso de arritmias ventriculares podremos optimizar las zonas de terapia antitaquicardia.
- Las descargas precisadas por arritmias ventriculares
- La existencia de episodios silentes de fibrilación auricular; lo cual nos permitirá plantearnos el inicio de terapia anticoagulante.

II) Porcentaje de estimulación en cada cámara:

Como ya se ha indicado, es básico comprobar que el porcentaje de estimulación biventricular sea superior al 95%. También podemos detectar una incompetencia cronotrópica y decidir si nos interesa activar el sensor de actividad.

III) Datos de insuficiencia cardíaca (IC):

Los dispositivos aportan información sobre diferentes variables. Es importante intentar correlacionarlas entre sí para mejorar la especificidad en la detección de un empeoramiento de la IC.

- Actividad del paciente: Refleja las horas de actividad física que realiza el paciente al día. Una disminución puede indicar empeoramiento clínico.
- Frecuencia diurna/nocturna: La frecuencia en reposo diurna y nocturna aumenta con la gravedad de la IC. Su descenso nos informa de un menor estado adrenérgico²⁰. La diferencia entre ambas frecuencias disminuye cuando empeora el estado de la IC.
- Variabilidad de la frecuencia cardíaca: Para obtener este dato es necesario tener un cable auricular y un determinado porcentaje de ritmo sinusal (variable según el fabricante). Los niveles menores de variabilidad se asocian con un aumento de la mortalidad²¹. La forma más frecuente de expresarla es como SDANN (desviación estándar del intervalo RR medio cada 5 minutos). Un SDANN menor de 50 ms se correlaciona con un riesgo elevado de mortalidad, valores entre 50-100 ms con un riesgo moderado y mayores de 100 ms con un riesgo bajo.
- Impedancia intratorácica: La impedancia intratorácica disminuye cuando aumenta el contenido de líquido en el pulmón²².

Se trata por tanto de herramientas diagnósticas que proporcionan información clínica valiosa que puede ser de gran utilidad en el manejo este tipo pacientes.

ALGORITMOS QUE AYUDAN A PREDECIR UN POSIBLE EVENTO DE IC

La impedancia intratorácica se utiliza como una medida de acumulación de líquido intratorácico, siendo un dato precoz de descompensación cardíaca. Está disponible en los datos diagnósticos de Medtronic, St Jude y Biotronik, aunque la forma de medida difiere en cada fabricante. Biotronik no tiene asignada una alarma a este parámetro.

El primer fabricante en desarrollarla y utilizarla fue Medtronic mediante el algoritmo Optivol²³, que se basa en la media diaria de las medidas de la impedancia intratorácica que se realizan entre el electrodo de ventrículo derecho y la carcasa del generador cada 20 min durante 5 horas. Los valores que se obtienen se comparan con los valores diarios previos del mismo paciente. La impedancia intratorácica disminuye cuando aumenta el contenido de líquido en el pulmón. La medida se realiza en Ohmios-día. Cuando la impedancia cae por debajo de un umbral determinado se puede activar una alarma audible para el paciente o como alarma amarilla en el sistema de monitorización remota CareLink.

No se realizan medidas los primeros 30 días postimplante para evitar falsos positivos por edema, inflamación y fibrosis en la bolsa del generador. De hecho estos factores pueden tardar varios meses en estabilizarse hasta obtener unos valores fiables. Otros falsos positivos son causados por neumonía, derrame pleural, EPOC etc.

El umbral del Optivol puede ser programado por el médico. De forma nominal viene programado en 60 Ω /d. Para este umbral se ha descrito una alta sensibilidad (60-77 %) pero a costa de una baja especificidad. Aumentando el umbral de Optivol (100-120 Ω /día) se consigue un mejor balance entre sensibilidad (60 %) y especificidad (73 %) para predecir descompensaciones²⁴.

Se han realizado estudios observacionales que han confirmado que la disminución en la impedancia intratorácica se asocia a un riesgo aumentado de hospitalización por insuficiencia cardíaca. Sin embargo, los resultados de estudios aleatorizados han sido contradictorios. Hay estudios en marcha (OptiLink HF) que evalúan la utilidad de este algoritmo para disminuir la mortalidad y las hospitalizaciones por ICC. Hasta ahora no hay evidencia clínica suficiente²⁵ que apoye la indicación del uso del algoritmo Optivol como método de predicción de hospitalizaciones por descompensación de ICC. Por este motivo no recomendamos activar la alarma sonora al paciente. Queda a criterio del médico que realiza el seguimiento, la opción de activar la alarma de CareLink con umbral de Optivol de 100-120 Ω /d

y valorarla en conjunto con el resto de los parámetros del Cardiac Compass a la hora de predecir una posible descompensación de ICC y modificar el tratamiento²⁶. (Figura 5)

Esta función se ha valorado en el estudio PARTNERS HF²⁷, que es un estudio observacional prospectivo y multicéntrico con 12 meses de seguimiento en el que se incluyeron 694 pacientes en grado funcional NYHA III o IV, QRS >130ms y FE <35% tratados con DAI y TRC. El objetivo fue determinar la utilidad de los parámetros diagnósticos de IC de los dispositivos para predecir las descompensaciones clínicas por IC. Los investigadores desarrollaron un algoritmo diagnóstico que se consideró positivo cuando el paciente presentaba al menos 2 parámetros durante 1 mes de seguimiento. Los parámetros que se estudiaron y consideraron positivos fueron: larga duración de los episodios de FA, respuesta ventricular rápida durante las crisis de FA, nivel de Optivol >60 Ω /d, bajo nivel de actividad diaria del paciente, frecuencia cardíaca media nocturna alta, baja variabilidad de la frecuencia cardíaca, bajo porcentaje de estimulación en ambas cámaras y descargas del dispositivo. También se consideró positivo un nivel de Optivol >100 Ω /d de forma aislada. Los pacientes con más de 1 parámetro positivo combinados u Optivol >100 Ω /d, presentaron mayor riesgo de hospitalización por IC en el mes siguiente (HR=5,5;95 % IC,3,4 - 8,8) y tras ajustar las variables clínicas, un aumento del riesgo de hospitalización de 4,8 veces (95 % IC, 2,09 - 8,1). Los autores concluyeron que la revisión mensual de los parámetros diagnósticos del dispositivo (Cardiac Compass) identificó a pacientes con alto riesgo de hospitalización por descompensación de IC en el mes siguiente.

Otros parámetros diagnósticos de IC son la monitorización del peso y de la tensión arterial que están disponibles en el sistema de monitorización remota LATITUDE (Boston Scientific). El aumento de peso en estos pacientes se considera como un indicador de sobrecarga de volumen. Se puede programar un aumento de peso mayor de 2,27 Kg. en una semana como alarma. La explicación de tan curiosa cifra (2,27) se basa en la conversión de 5 libras americanas a kilogramos. La tensión arterial baja también se considera como un factor pronóstico adverso en pacientes con insuficiencia cardíaca. Sin embargo no hay alarma de aviso para este parámetro. Tampoco hay datos concluyentes en la bibliografía que apoyen la activación de la alarma de aumento de peso como predictor de diagnóstico precoz de descompensación de IC.

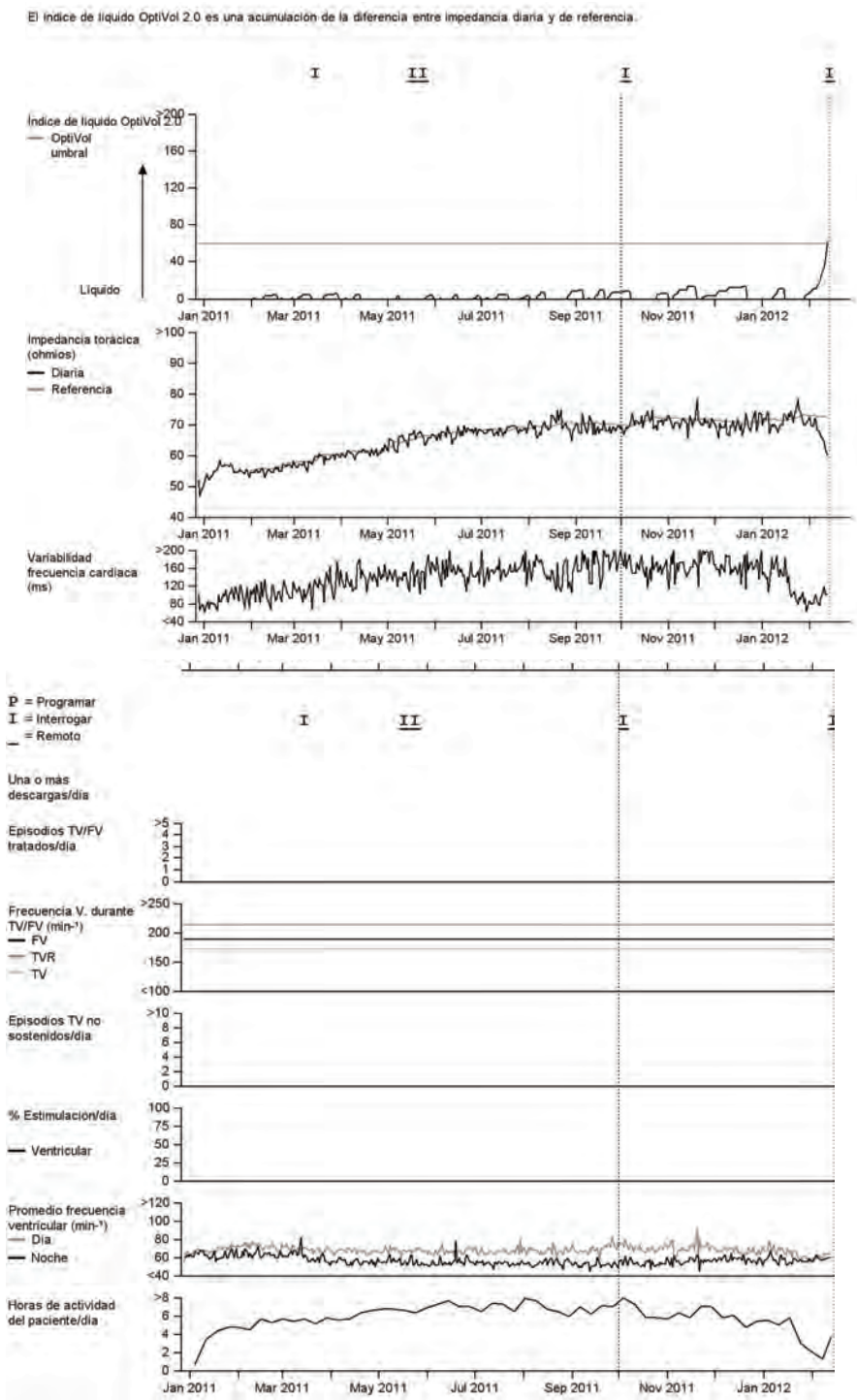


Figura 5. Informe Cardiac Compass y curvas del algoritmo de monitorización de fluido OptiVol de Medtronic

SEGUIMIENTO DE UN DISPOSITIVO DE TRC

Una vez implantado un dispositivo para TRC se debe incluir al paciente en un programa de seguimiento que comprenderá:

Seguimiento clínico:

Son pacientes con cardiopatía grave que requieren una vigilancia cuidadosa. El implante de un sis-

tema de TRC nos permitirá, cuando la evolución sea favorable, ajustar el tratamiento farmacológico de estos pacientes, aumentando los betabloqueantes e IECAS y reduciendo diuréticos. La monitorización del ritmo cardíaco permite, además, valorar la necesidad de tratamiento antitrombótico en caso de que el paciente sufra episodios oligosintomáticos de FA.

Seguimiento del dispositivo:

Parámetros habituales de un marcapasos convencional (y, en su caso, DAI) y análisis de la función TRC.

Cable de VI:

Si tiene varias configuraciones de estimulación podremos elegir la mejor en cuanto a umbral y ausencia de captura frénica. Además, con los nuevos cables cuadrupolares se pueden obtener diversos niveles de resincronización según el electrodo elegido para estimular. Por otro lado, en los TRC-MP hay que valorar la posibilidad de captura anódica si empleamos el electrodo proximal de VD como ánodo y se utilizan energías altas de estimulación.

Función TRC:

1. Programación inicial:

Para conseguir tasas de estimulación del 100 % programaremos un intervalo AV que nos permita adelantarnos a la activación intrínseca sin comprometer el llenado y un intervalo VV que consiga el mejor grado de resincronización. Para estos ajustes disponemos de diversos métodos: ecocardiográfico, electrocardiográfico y ajuste automático por el dispositivo. Ninguno ha demostrado ser clínicamente superior⁴ por lo que lo más habitual es programar, con control ECG, un AV de alrededor de 120 ms para aurícula detectada (con la corrección necesaria para aurícula estimulada) y un VV simultáneo o con un ligero adelanto del VI (20-30 ms). No parece apropiado acortar sistemáticamente el AV con el aumento de frecuencia cardíaca. Si el paciente no presenta una evolución favorable se puede realizar un ajuste con control ecocardiográfico.

2. Seguimiento:

Se recomienda hacer un seguimiento cada 3-6 meses para TRC-DAI y cada 6-12 meses para TRC-MP. Durante la visita realizaremos un seguimiento convencional de la función marcapasos y la función DAI, con las peculiaridades comentadas para el cable de VI. En cuanto a la programación, habrá que tener en cuenta que puede ser necesario modificar los intervalos AV-VV. Por otro lado analizaremos la estadística registrada evaluando:

a. Porcentaje de estimulación:

Si éste no supere el 95 % hay que evaluar posibles causas (arritmias auriculares, frecuencias sinusales altas, ectopia ventricular, conducción AV propia) y ajustar la programación y/o el tratamiento para corregirlas. La FA es el problema más habitual. Existen algoritmos de estimulación sobre complejo detectado y de regularización de frecuencia para intentar mantener la resincroni-

zación durante FA, pero si la carga de FA es elevada habrá que plantear tratamiento específico así como ablación del NAV en la FA crónica sin control adecuado de frecuencia.

b. Otros datos:

(arritmias, variabilidad de frecuencia cardíaca, actividad del paciente, o impedancia intratorácica) nos permiten monitorizar el estado clínico del paciente y predecir posibles eventos cardiovasculares²⁷, aunque la utilidad clínica del uso de esta información aun no ha sido demostrada.

Seguimiento remoto:

Permite una mejora en la calidad de la atención a nuestros pacientes e incluso de su seguridad²⁸ ya que, si el dispositivo dispone de medición y ajuste automático de la captura, dispondremos de los mismos datos que en una evaluación presencial, acortando el tiempo hasta el diagnóstico de problemas (arritmias, disfunción de dispositivo, cambios en la situación clínica del paciente) y la instauración de medidas correctoras, gracias al sistema de alertas programables que incorpora²⁹ (Figura 6).

La revisión periódica de los datos aportados y su evolución temporal permite predecir la aparición de episodios de insuficiencia cardíaca²⁷, sin embargo el empleo de estos datos en el manejo clínico del paciente aún no ha demostrado su utilidad³⁰, quizá por ser más sensibles que específicos.

Aunque no podemos reprogramar el dispositivo, con los ajustes automáticos esto no va a ser necesario en la mayoría de ocasiones, lo que evita desplazamientos al paciente.

La monitorización remota se convertirá en la forma habitual de seguimiento para la mayoría de los pacientes. Nuestro reto es conseguir, gracias a ella, identificar, con mejor balance sensibilidad/especificidad, a los pacientes que se beneficiarán de una intervención precoz para evitar complicaciones cardiovasculares. Con este objetivo también deberán mejorar nuestras herramientas terapéuticas.

CONCLUSIONES

La resincronización cardíaca ya es una terapia definitivamente consolidada en el manejo de los pacientes con insuficiencia cardíaca y alteraciones en la conducción intraventricular. Antes de programar un dispositivo de TRC debemos de tener en cuenta que el objetivo principal es asegurar la estimulación ventricular en porcentajes próximos al 100 % y, si bien muchos de los parámetros a programar son similares a los de los marcapasos, la complejidad de estos dispositivos y sus objetivos los hacen diferentes. Debemos pensar que entre las variables

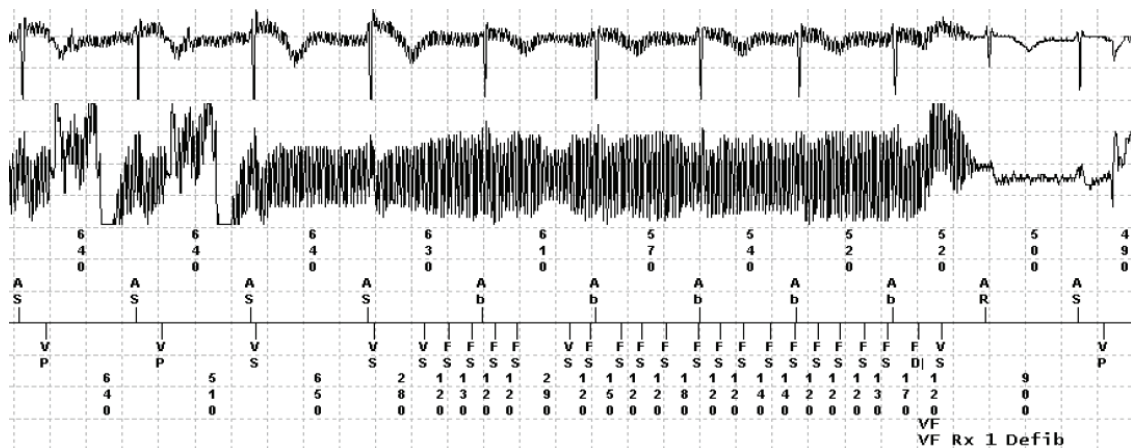


Figura 6. Paciente portador de DAI-TRC. Seguimiento remoto CareLink (Medtronic). Alerta por episodio de FV. Se documenta sobrede-tección por interferencia eléctrica externa, con asistolia ventricular (la paciente presenta BAV completo) y detección en ventana FV. No se libera terapia por cesar la interferencia. Nos ponemos en contacto con la paciente. Se trataba de un electrodoméstico mal aislado. La paciente presentó clínica de mareo leve durante el episodio.

que impactan directamente en que un paciente sea respondedor o no está la programación de los parámetros adecuados en cada caso, así como el uso de los diagnósticos integrados de insuficiencia cardíaca. No existe evidencia actualmente para recomendar la optimización ecocardiográfica de los intervalos de estimulación en todos los pacientes, ya que además de no haber demostrado su eficacia en estudios aleatorizados consume importantes recursos en forma de tiempo y personal especializado. Una programación empírica del intervalo AV y de un intervalo VV que consiga el QRS más estrecho parece adecuada en términos de coste-eficacia. La programación ecocardiográfica de los intervalos de estimulación, especialmente los intervalos AV, si puede ser útil para incrementar el grado de respuesta a la terapia en casos individuales, especialmente para el importante subgrupo de pacientes no respondedores. En los pacientes con FA que no desarrollen una buena evolución clínica y en los que no se consiga un control farmacológico de la FC que permita un porcentaje efectivo de estimulación biventricular >95 %, es recomendable la realización de una ablación del nodo AV. Actualmente los dispositivos de estimulación cardíaca también son una herramienta diagnóstica muy potente que proporcionan una valiosa información evolutiva y pronóstica. Estos informes nos permiten correlacionar las variables clínicas entre sí y con los síntomas del paciente. Los datos del I Registro de Resincronización llevado a cabo en España, demuestran que la mayoría de los centros realizan la optimización de los parámetros del dispositivo posimplante valorando la anchura del complejo QRS obtenida y posiblemente en conjunción con los umbrales de estimulación más bajos posibles. La monitorización remota aún tiene un largo camino por recorrer en nuestro país,


aunque muchos centros reconocen su gran valor potencial para el manejo del paciente y muy probablemente se convertirá en la forma habitual de seguimiento para la mayoría de enfermos.

BIBLIOGRAFÍA

1. Fornwalt BK, Sprague WW, BeDell P, et al. Agreement is poor among current criteria used to define response to cardiac resynchronization therapy. *Circulation* 2010;121:1985-91.
2. Koplan BA, Kaplan AJ, Weiner S, et al. Heart failure decompensation and all-cause mortality in relation to percent biventricular pacing in patients with heart failure. Is a goal of 100% biventricular pacing necessary? *J Am Coll Cardiol* 2009;53:355-60.
3. Abraham WT, Gras D, Yu CM, Caló L, et al. Results from the FREEDOM Trial: assess the safety and efficacy of frequent optimization of cardiac resynchronization therapy[abstract]. Disponible en: <http://www.hrsonline.org/Sessions/ScientificProgram/upload/Results-From-The-Freedom-Trial-Assess-The-Safety-And-Efficacy-Of-Frequent-Optimization-Of-Cardiac-Resynchronization-Therapy.pdf>. 2010
4. Ellenbogen KA, Gold MR, Meyer TE, Fernández I, Mittal S, Waggoner AD, Lemke B, Singh JP, Spinale FG, Van Eyk JE, Whitehill J, Weiner S, Bedi M, Rapkin J, Stein KM. Primary results from the SmartDelay determined AV optimization: a comparison to other AV delay methods used in cardiac resynchronization therapy (SMART-AV) trial: a randomized trial comparing empirical, echocardiographic-guided and algorithmic atrioventricular delay programming in cardiac resynchronization therapy. *Circulation* 2010;122:2660-8Mullens W, Grimm RA, Verga T, et al. Insights from a cardiac resynchronization optimization clinic as part of a heart failure disease management program. *J Am Coll Cardiol* 2009;53:765-73.
5. Mullens W, Grimm RA, Verga T, et al. Insights from a cardiac resynchronization optimization clinic as part of a heart failure disease management program. *J Am Coll Cardiol* 2009;53:765-73.
6. Daubert JC, Saxon L, Adamson PB et al. 2012 EHRA/HRS

- expert consensus statement on cardiac resynchronization therapy in heart failure: implant and follow-up recommendations and management. *Europace* 2012;14:1236-1286.
7. Leclercq C. Problems and troubleshooting in regular follow-up of patients with cardiac resynchronization therapy *Europace* 2009;11:v66-v71
 8. Christophe Leclercq, Oliver Césari, Philippe Mabo, and J. Claude Daubert. *How to Program CRT Devices Devices for Cardiac Resynchronization: Technologic and Clinical Aspects* Edited by S. Serge Barold, Philippe Ritter 2008 Springer Science+Business Media, LLC
 9. David Luria, Osnat Gurevitz, Michael Glikson. *Programming and diagnostic features of cardiac resynchronization therapy devices Cardiac Resynchronization Therapy, 2nd Edition.* Edited by Cheuk-Man Yu, David L. Hayes and Angelo Auricchio © 2008 Blackwell Publishing, Ltd
 10. Murgastroyd FP, Helmling E, Lemke B, Eber B et al. Manual vs automatic capture management implantable cardioverter defibrillators and cardiac resynchronization therapy defibrillators. *Europace* 2010;12:811-6
 11. S. Serge Barold, Arzu Ilercil, and Bengt Herweg *Europace* (2008) 10(suppl 3): 88-95
 12. Tolosana JM, Hernandez Madrid A, Brugada J, Sitges M, Garcia Bolao I, Fernandez Lozano I, et al., SPARE Investigators. Comparison of benefits and mortality in cardiac resynchronization therapy in patients with atrial fibrillation versus patients in sinus rhythm (Results of the Spanish Atrial Fibrillation and Resynchronization [SPARE] Study). *Am J Cardiol* 2008; 102:444-449.
 13. Hoppe UC, Casares JM, Eiskjaer H, et al. Effect of cardiac resynchronization on the incidence of atrial fibrillation in patients with severe heart failure. *Circulation* 2006; 114:18-25.
 14. Boriani G, Gasparini M, Landolina M, et al. Incidence and clinical relevance of uncontrolled ventricular rate during atrial fibrillation in heart failure patients treated with cardiac resynchronization therapy. *Eur J Heart Fail* 2011; 13:868-876.
 15. Kamath GS, Cotiga D, Koneru JN, et al. The utility of 12-lead Holter monitoring in patients with permanent atrial fibrillation for the identification of nonresponders after cardiac resynchronization therapy. *J Am Coll Cardiol* 2009; 53:1050-105
 16. Gasparini M, Auricchio A, Regoli F, et al. Four-year efficacy of cardiac resynchronization therapy on exercise tolerance and disease progression: the importance of performing atrioventricular junction ablation in patients with atrial fibrillation. *J Am Coll Cardiol* 2006; 48:734-743.
 17. Ritter P, Padeletti L, Gillio-Meina L, Gaggini G. Determination of the optimal atrioventricular delay in DDD pacing. Comparison between echo and peak endocardial acceleration measurements. *Europace*. 1999;1:126-30.
 18. Jones RC, Svinarich T, Rubin A, Levin V, Phang R, Murillo J, et al. Optimal atrioventricular delay in CRT patients can be approximated using surface electrocardiography and device electrograms. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2010; 21:1226-32
 19. Martin DO, Lemke B, Birnie D, et al. Investigation of a Novel Algorithm for Synchronized left ventricular pacing and Ambulatory Optimization of Cardiac Resynchronization Therapy. *Heart Rhythm*. October 2012 (in press). [6 mos data]
 20. Alonso C, Ritter P, Leclercq C, Mabo P, Bailleul C, Daubert JC; MUSTIC Study Group. Effects of cardiac resynchronization therapy on heart rate variability in patients with chronic systolic heart failure and intraventricular conduction delay. *Am J Cardiol*. 2003;9:1144-1147.
 21. Adamson P, Smith A, Abraham W, et al. Continuous autonomic assessment in patient with symptomatic heart failure. *Circulation* 2004;110:2389-2394.
 22. Claudia Ypenburg,, Jeroen J. Bax, Ernst E. van der Wall, Martin J. Schalij, and Lieselot van Erven. Intrathoracic impedance monitoring to predict decompensated heart failure. *Am J Cardiol* 2007;99:554-557.
 23. Li Wang. Fundamentals of intrathoracic impedance monitoring in heart failure. *Am J Cardiol* 2007;99:3G-10G
 24. Claudia Ypenburg,, Jeroen J. Bax, Ernst E. van der Wall, Martin J. Schalij, and Lieselot van Erven. Intrathoracic impedance monitoring to predict decompensated heart failure. *Am J Cardiol* 2007;99:554-557
 25. Dirk J. van Veldhuisen, Frieder Braunschweig, Viviane Conraads, Ian Ford, Martin R. Cowie, Guillaume Jondeau, Josef Kautzner, Roberto Muñoz Aguilera, Maurizio Lunati, Cheuk Man Yu, Bart Gerritse, Martin Borggrefe. Intrathoracic impedance monitoring, audible patient alerts and outcome in patients with heart failure. *Circulation*. 2011;124:1719-1726
 26. David J. Whellan, Kevin T. Ousdigian, Sana M. Al-Khatib, Wenji Pu, Shantanu Sarkar, Charles B. Porter, Behzad B. Pavri, Christopher M. O'Connor. Combined heart failure device diagnostics identify patients at higher risk of subsequent heart failure hospitalizations. *J Am Coll Cardiol*. 2010;55:1803-1810.
 27. Whellan DJ, Ousdigian KT, Al-Khatib SM, Pu W, Sarkar S, Porter CB, et al. for the PARTNERS study investigators. Combined heart failure device diagnostics identify patients at higher risk of subsequent heart failure hospitalizations. *J Am Coll Cardiol* 2010;55:1803-10.
 28. Saxon LA, Hayes DL, Gilliam R, Heidenreich PA, Day J, Seth M, Meyer TE, Jones PW, Boehmer JP. Long-term outcome after ICD and CRT implantation and influence of remote device follow-up. The ALTITUDE survival study. *Circulation* 2010;122:2359-2367.
 29. Blanck Z, Axtell K, Brodhagen K, O'Hearn L, Albelo T, Cerretto C, Dhala A, Sra J, Akhtar M. Inappropriate shocks in patients with Fidelis® lead fractures: impact of remote monitoring and the lead integrity algorithm. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2011;22:1107-14.
 30. Van Veldhuisen DJ, Braunschweig F, Conraads V, Ford I, Cowie MR, Jondeau G, Kautzner J, Muñoz R, Lunati M, Man Yu C, Gerritse B, Borggrefe M. Intrathoracic impedance monitoring, audible patient alerts and outcome in patients with heart failure. *Circulation* 2011;124:1719-1726.

Amplíe sus opciones de cables para una resonancia magnética de cuerpo entero



5086 CapSureFix MRI™
electrodo de fijación activa

4074 CapSure Sense MRI™
electrodo de fijación pasiva

4574 CapSure Sense MRI™
electrodo de fijación pasiva

Presentamos el electrodo MRI
más pequeño del mundo:
CapSure Sense MRI™ SureScan®

Incluído en el catálogo del sistema de estimulación SureScan