La ablación de taquicardia intranodal con sistema de navegación remota Stereotaxis® precisa menores parámetros de temperatura y potencia por mejoría del contacto tisular

Javier Moreno, Tamara Archondo, Ricardo Barrios, Nicasio Pérez-Castellano, Rosa Porro, Jorge García Quintanilla, Victoria Cañadas Godoy, Raquel Cervigón, Liliana Lobo, Yanela Fayad, Carlos Macaya y Julián Pérez-Villacastín

Unidad de Arritmias. Instituto Cardiovascular. Hospital Clínico San Carlos. Madrid. España.

Introducción y objetivos. La navegación magnética remota con sistema Stereotaxis® supone una nueva forma de ablación que podría aumentar la estabilidad del catéter. Quisimos evaluar si la posible mejoría del contacto tisular obliga a modificar los parámetros convencionales de radiofrecuencia.

Métodos. Se comparó a 19 pacientes sometidos a ablación de taquicardia intranodal con catéter remoto de 4 mm con 18 pacientes con procedimiento convencional (4 mm, 60-65 °C, 50 W). Evaluamos la energía de radiofrecuencia necesaria para conseguir la no inducibilidad de más de un eco nodal.

Resultados. El primer catéter remoto presentó carbonización tras las primeras aplicaciones con parámetros habituales. Así, redujimos la energía (50 °C, 40 W) en el resto. No hubo diferencias en número de aplicaciones entre grupo remoto y control (mediana, 6 [rango intercuartílico, 11] frente a 8,5 [9]). Aplicaciones ≤ 5 s suelen deberse a desplazamiento del catéter. Sólo 4 pacientes del grupo remoto tuvieron aplicaciones ≤ 5 s frente a 11 controles (p = 0,041). La ablación remota fue igual de efectiva, y se realizó con menores temperaturas y potencias medias (media ± DE, 46 ± 2 frente a 50 ± 4 °C; p < 0,001; y 29 [14] frente a 50 [7] W; p < 0,001), pero sin diferencias en energía total aplicada. Con el catéter remoto se registró menor amplitud de impedancias entre aplicaciones (media ± DE, 10,4 ± 7,6 frente a 19,3 ± 15,4 Ω; p = 0,035) y una tendencia a menor amplitud de temperaturas, lo que indica más estabilidad entre aplicaciones. No se produjeron complicaciones.

Conclusiones. En nuestra serie inicial, el uso de navegación remota en la ablación de taquicardia intranodal fue efectiva y segura. La mejoría del contacto tisular disminuye desplazamientos involuntarios del catéter y parece que se necesita disminuir la potencia de radiofrecuencia para evitar la carbonización del catéter.

Palabras clave: *Ablación. Taquiarritmias. Radiofrecuencia.*

Correspondencia: Dr. J. Moreno.
Unidad de Arritmias (2.ª Norte). Instituto Cardiovascular. Hospital Clínico San Carlos.
Prof. Martín Lagos, s/n. 28040 Madrid. España.
Correo electrónico: jmoreno@secardiologia.es

Recibido el 15 de septiembre de 2008.
Aceptado para su publicación el 10 de junio de 2009.

Ablation of Atrioventricular Nodal Reentrant Tachycardia Using Remote Magnetic Guidance (Stereotaxis®) Requires Lower Temperature and Power Settings Because of Improved Local Contact

Introduction and objectives. The Stereotaxis® remote magnetic navigation system provides a new approach to ablation that could increase catheter stability. The aim was to determine whether improved tissue contact necessitates a change in traditional radiofrequency ablation parameters.

Methods. The study compared ablation of atrioventricular nodal reentrant tachycardia (AVNRT) using remote navigation (4-mm catheter) in 19 patients with conventional ablation in 18 patients (4-mm catheter, temperature 60-65 °C, power 50 W). The radiofrequency energy needed to ensure that no more than a single nodal echo beat could be induced was measured.

Results. Charring was observed with traditional parameters on the first applications of the remotely navigated catheter. Hence, the energy was subsequently reduced (to 50 °C and 40 W). There was no difference in the number of applications between remote navigation and conventional groups (median: 6 vs. 8.5; interquartile range [IQR]: 11 vs. 9). Applications lasting ≤5 s were usually due to catheter dislodgment. Only four patients in the remote group had applications ≤5 s compared with 11 in the conventional group (*P*=.041). Ablation using remote navigation was equally effective and required lower temperatures and powers (mean±SD temperature: 46±2 °C vs. 50±4 °C, *P*<.001; median [IQR] power: 29 [14] W vs. 50 [7] W, *P*<.001), with no difference in total energy delivered. With remote navigation, the range of impedance values between applications was less (mean±SD: 10.4±7.6 Ω vs. 19.3±15.4 Ω; *P*=.035) and the temperature variation tended to be less, suggesting greater stability between applications. There were no complications.

Conclusions. In this initial series, remote magnetic navigation was safe and effective in AVNRT ablation. Improved tissue contact reduced catheter dislodgment and necessitated a reduction in radiofrequency energy to avoid charring.

Key words: *Ablation. Tachyarrhythmias. Radiofrequency.*

Full English text available from: www.revespcardiol.org

ABREVIATURAS

DE: desviación estándar.
EEF: estudio electrofisiológico.
RI: rango intercuartílico.
STX: Stereotaxis®.
TIN: taquicardia intranodal.

INTRODUCCIÓN

La navegación magnética remota con sistema Stereotaxis® (STX) supone una nueva forma de abordar la ablación de arritmias, evitando radiación al operador a la hora de manejar el catéter explorador o de ablación, pues puede hacerlo a distancia del paciente. Mediante un sistema de grandes imanes a ambos lados del paciente, el sistema STX permite dirigir a distancia la punta de un catéter de ablación específico, tanto de forma manual como automática. Asimismo se especula que el sistema STX podría aumentar la estabilidad de las posiciones obtenidas con el catéter de ablación[1,2].

El sistema STX ha sido ya probado en el cartografiado y la ablación de la mayoría de los contextos arrítmicos, con tasas de éxito análogas a las técnicas convencionales de ablación[1-5].

Dado que la fuerza magnética mantiene apoyado el catéter en el punto de interés con una teórica mayor estabilidad, quisimos evaluar si la posible mejoría del contacto tisular obliga a modificar los parámetros convencionales de radiofrecuencia. Para homogeneizar sustratos anatómicos nos centramos únicamente en la ablación de taquicardia intranodal (TIN) sobre la zona de la vía lenta nodal en la región paraseptal baja de la aurícula derecha. Así, describimos nuestra experiencia inicial en ablación de TIN en los primeros 19 pacientes consecutivos tratados con sistema STX usando catéteres de 4 mm, comparándolos con un registro reciente de 18 pacientes sometidos a ablación con catéteres 4 mm convencionales. Comparamos los parámetros de energía de radiofrecuencia que fueron necesarios para conseguir la no inducibilidad de TIN, máximo 1 eco nodal, en ambos grupos despues de la ablación.

MÉTODOS

Población de estudio

Todos los pacientes fueron remitidos a estudio electrofisiológico (EEF) y ablación por taquicardia paroxística supraventricular sintomática. Analizamos un total de 37 pacientes tratados con ablación por TIN común o sus variantes. No se incluyeron en el estudio recurrencias de casos previamente tratados con ablación. De los 37, 19 fueron tratados usando el sistema STX desde septiembre de 2007, y fueron los primeros pacientes consecutivos tratados en España con esta técnica. Los restantes 18 pacientes fueron tratados de forma convencional, y constituyeron el grupo control. De ellos, 13 fueron los últimos pacientes consecutivos sometidos a ablación por técnica convencional en los meses previos a la puesta en marcha de la sala STX. Los restantes fueron las 5 ablaciones por TIN consecutivas tratadas en meses posteriores, pero sin STX por no estar disponible la sala de STX en el día concreto en que habían sido citados para estudio y ablación, por diferentes motivos no relacionados con el paciente (revisión de la sala o utilización por hemodinámica).

Estudio electrofisiológico

Tras la firma del consentimiento informado para la ablación de TIN, los pacientes se sometieron al EEF en ayunas y sin antiarrítmicos durante al menos 5 vidas medias, tal y como se realiza de forma convencional[6]. Tres catéteres cuadripolares diagnósticos (5-6 Fr) se introdujeron por vía venosa femoral derecha para ser colocados en aurícula derecha, región del haz de His y ventrículo derecho para proceder al EEF diagnóstico. En casos de no inducibilidad basal, se empleó isoproterenol a dosis progresivas para la inducción y la comprobación del resultado final (tabla 1).

Tras el diagnóstico electrofisiológico de TIN, en los casos tratados convencionalmente el catéter de ventrículo fue intercambiado por un catéter de ablación de 4 mm (Marinr® MCXL, Medtronic o Celsius® pala F, Biosense-Webster) para proceder a la ablación. En los casos STX, el catéter de ventrículo y su introductor fueron retirados y sustituidos por una vaina St Jude Medical SR0, que fue introducida hasta 1-2 cm por debajo de la unión entre la aurícula derecha y la vena cava inferior. A su través subió un catéter de ablación STX con punta de 4 mm (Celsius RMT® o NaviStar RMT®, Biosense-Webster) hasta la región del His. El uso de vaina en los casos de STX nos fue recomendado entonces por los técnicos de STX, dada la enorme flexibilidad del catéter STX que, referían, no permitiría llegar hasta la aurícula derecha sin soporte.

Sistema de navegación remota

El sistema de navegación magnética STX (Niobe®, Stereotaxis® Inc.) consta de dos imanes permanentes controlados por computadora, localizados a ambos lados del torso del paciente, que permiten teledirigir un catéter imantado específico dentro de las cavidades cardiacas. La presencia de

TABLA 1. **Características de las taquicardias intranodales encontradas (comunes y/o no comunes) y de los ritmos nodales inducidos durante la ablación**

	STX (n = 18)	Control (n = 18)	p
Sólo TIN común	16 (89)	17 (94)	1
Inducción con isoproterenol	7 (39)	7 (39)	1
Ritmo nodal	18 (100)	17 (94)	1
$LC_{mín}$ (ms)	444 ± 212	412 ± 130	0,63
$LC_{máx}$ (ms)	792 [330]	794 [331]	0,82
Número de latidos nodales	26,6 ± 25	28,1 ± 16	0,85
Tiempo RDF-RN (s)	15,9 ± 15,3	8,1 ± 4,5	0,08
Duración RN (s)	13,5 ± 14,4	16,1 ± 11	0,58

Duración RN: promedio del tiempo total en ritmo nodal inducido por radiofrecuencia; $LC_{máx}$: valor promediado de las mayores longitudes de ciclo de los ritmos nodales inducidos; $LC_{mín}$: valor promediado de las menores longitudes de ciclo de los ritmos nodales inducidos; STX: Stereotaxis®; Tiempo RDF-RN: tiempo transcurrido desde el inicio de la aplicación de radiofrecuencia hasta la aparición de un ritmo nodal.
El número de latidos nodales sólo incluye los de los ritmos nodales de al menos 3 latidos nodales consecutivos.
Valores expresados como n (%) o media ± desviación estándar, excepto $LC_{máx}$ que se expresa en mediana [intervalo intercuartílico].

Fig. 1. Imagen de la consola del sistema de control remoto en la que se aprecia en los dos paneles inferiores (A y B) la reconstrucción de la aurícula derecha creada de forma automática por el sistema de navegación magnética. La cavidad reconstruida se muestra como imagen 3D del sistema Carto® integrada en la imagen fluoroscópica en vista OAD (A) y OAI (B). Los vectores verdes indican el sentido de la dirección actual del catéter explorador.

los dos imanes enfrentados crea un campo magnético de unos 15 cm de 0,08 T que puede ser modificado por el operador para dirigir la punta del catéter en la dirección deseada. El sistema cuenta con un pequeño motor (Cardiodrive unit, Stereotaxis® Inc.) acoplado a la base del catéter que permite avanzarlo o retraerlo, manejado a distancia del paciente evitando radiación al operador[2].

Para ayudar a la navegación intracardiaca, el sistema STX permite trabajar de forma integrada con el navegador electromagnético Carto® y crear de forma automática mapas 3D de la cavidad de interés mediante la movilización automatizada del propio catéter explorador (fig. 1). Este sistema fue el utilizado en 3 pacientes. Asimismo, sin necesidad de utilizar el sistema Carto®, la integración del equipo de fluoroscopia con el sistema STX permite demarcar puntos de interés en la consola STX (Navigant®, Stereotaxis Inc.), como la localización del His o del seno coronario, que aparecerán desde entonces en la propia pantalla de fluoroscopia en tiempo real del operador para ayudar a la localización anatómica del catéter de ablación en todo momento (fig. 2). Esta aplicación fue utilizada en los restantes 16 pacientes.

Ablación

Se siguieron los criterios convencionales de ablación-modificación de la vía lenta nodal por criterios anatómicos y electrofisiológicos. El objetivo de la ablación fue la modificación de la vía lenta hasta la no inducción de ningún tipo de TIN, ni más de 1 eco nodal, en condiciones basales o tras isoproterenol si fuera necesario para su inducción.

En el grupo STX la ablación se realizó usando un generador de radiofrecuencia Stockert (Biosense-Webster) en modo control de temperatura,

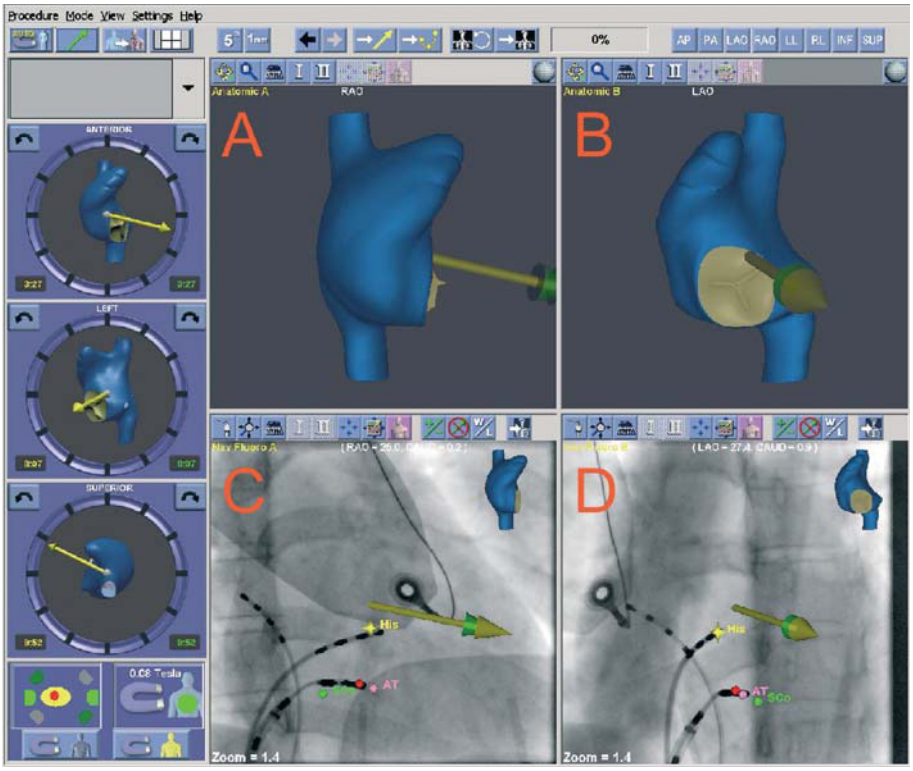

Fig. 2. Imagen de la consola del sistema de navegación remota sin utilizar de forma asociada el sistema Carto®. Se aprecia en los dos paneles superiores (A y B) el icono virtual para el ajuste en 3D de los vectores de navegación, que también puede realizarse desde los tres paneles laterales. Los paneles inferiores muestran la integración fluoroscópica (C: OAD. D: OAI) donde, tras cartografiado manual local, se han marcado los tres puntos clave del triángulo de Koch: área His, *ostium* del SC (SCo) y base paraseptal del anillo tricúspide (AT) y el punto efectivo de aplicación de radiofrecuencia (en rojo).

ajustando una temperatura máxima de 50 °C y una potencia máxima de 40 W en 18 de los 19 pacientes. En 15 pacientes del grupo control se empleó el mismo generador Stockert y en 3 casos el generador Atakr II (Medtronic), ambos en modo control de temperatura. Se ajustaron los parámetros de RDF a una temperatura máxima de 60-65 °C y a una potencia máxima de 50 W en todos los casos, tal y como realizamos de forma habitual en nuestro centro.

Con cada aplicación de radiofrecuencia se registró: el tiempo de aplicación, la temperatura media alcanzada, la potencia entregada (una vez estabilizada tras los primeros segundos) y la impedancia media obtenida durante la aplicación. Calculamos a partir de estos registros el número total de aplicaciones por cada paciente, la presencia de aplicaciones ≤ 5 s y los valores máximo, mínimo y promediado de temperatura, potencia e impedancia alcanzados. Calculamos la amplitud de temperaturas y de impedancias obtenidas como la resta entre el máximo y el mínimo valor de temperatura o impedancia registrados durante las diferentes aplicaciones de un mismo caso. Medimos la energía de radiofrecuencia administrada total (J) como la suma de los productos de potencia media entregada (W) por tiempo (s) de aplicación de cada una de las aplicaciones. La punta del catéter de ablación fue revisada para descartar carbonización si se registraban potencias inusualmente bajas y al acabar el procedimiento.

Para comparar la estabilidad de los registros eléctricos intracavitarios del catéter STX frente al convencional analizamos las variaciones que se producen latido a latido y por la respiración en los electrogramas locales registrados en el dipolo distal del catéter de ablación. Así, analizamos en la señal endocavitaria del catéter de ablación las variaciones de voltaje de los electrogramas auriculares (A) y ventriculares (V) durante los 10 s previos a las primeras dos aplicaciones de radiofrecuencia de cada paciente (fig. 3). Definimos como ΔA la diferencia entre el mayor y el menor voltaje registrado en los electrogramas auriculares durante esos 10 s. Definimos ΔV como la misma diferencia pero en los electrogramas ventriculares. Teóricas malas posiciones, por pobre contacto catéter-tejido, deberían traducirse en mayores valores de ambas Δ.

Por otra parte, para intentar objetivar si las aplicaciones se realizaron siguiendo criterios eléctricos y anatómicos parejos en la serie STX y en la de control, decidimos analizar en las dos primeras aplicaciones de radiofrecuencia de cada paciente (siempre en región paraseptal baja por mayor seguridad) los electrogramas auriculares y ventriculares de los 5 latidos inmediatamente previos a ambas aplicaciones. *A priori,* diferencias significativas entre ambas series en la razón A/V (cociente de voltajes del promedio de los 5 electrogramas auriculares y ventriculares) indicarían que no se está aplicando en la misma zona o al menos con los mismos criterios, bien por predominio en una de las series de

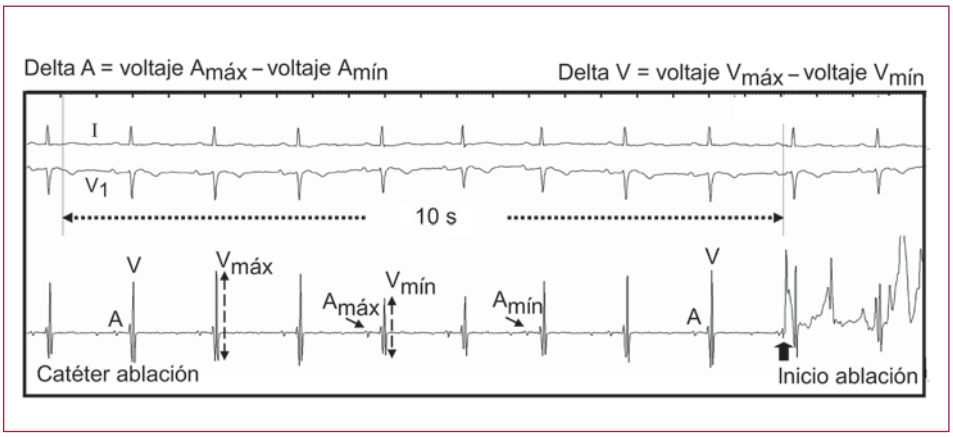

Fig. 3. Ejemplo del análisis de la señal endocavitaria del catéter de ablación donde se muestran las variaciones de voltaje de los electrogramas auriculares (A) y ventriculares (V) durante los 10 s previos a la primera aplicación de radiofrecuencia de un paciente tratado con STX. Definimos ΔA como la diferencia entre el mayor y el menor voltaje registrados en los electrogramas auriculares durante esos 10 s. Definimos ΔV como la misma diferencia pero en los electrogramas ventriculares. Se aprecian las variaciones de voltaje habituales asociadas sobre todo al movimiento cardiaco durante la respiración.

la señal ventricular, aplicando más ventricular, bien por predominio auricular en el seno de posiciones más auriculares. Decidimos comparar sólo las primeras dos aplicaciones porque habitualmente las siguientes podrán ser más auriculares o más altas (posiciones de mayor riesgo) si todavía la TIN es inducible o persiste más de 1 eco nodal, lo cual haría que careciera de relevancia la comparación del promediado de todas las aplicaciones de todos los pacientes con posiblemente muy diferentes razones A/V en cada paciente y entre ellos.

Cuantificamos asimismo la aparición de ritmos de la unión durante las aplicaciones en ambos grupos, dado que su presencia indica que se está aplicando realmente sobre tejido nodal. Registramos el número de pacientes que presentaron algún tipo de ritmo nodal (RN), su longitud de ciclo mínima (el RN más rápido) y máxima (más lento), la suma de todos los latidos nodales de los RN inducidos, la suma de las duraciones de todos los RN inducidos, así como el promedio del tiempo transcurrido entre el inicio de la radiofrecuencia y la aparición del RN siguiente de todas las aplicaciones que se siguieron de RN en cada paciente.

Se cuantificó la duración total del procedimiento, los tiempos de fluoroscopia, la dosis de radiación emitida medida por el producto dosis área (PDA) que cuantifica el propio tubo de rayos X en Gy/cm^2 de superficie y el número de grabaciones de cine, o filmaciones, por paciente.

Análisis estadístico

Los resultados de las variables continuas con distribución normal se expresan como media ± desviación estándar (DE) y las variables continuas con distribución no normal se expresan como mediana [rango intercuartílico]. El análisis de normalidad de las variables continuas fue realizado con el test de Kolmogorov-Smirnov con corrección de Lilliefors. La comparación de las variables continuas se realizó mediante el test de la t de Student para muestras no apareadas o el test de la U de Mann-Whitney según fuera apropiado. Las variables categóricas (sexo de los pacientes, proporciones de aplicaciones ≤ 5 s, tipo de TIN, el uso de isoproterenol, aparición de ritmo nodal y el análisis de las recurrencias) se compararon con el test exacto de Fisher. Las diferencias se consideraron estadísticamente significativas si la hipótesis de nulidad podía ser rechazada con más del 95% de confianza. Para todos los cálculos se utilizó el programa SPSS 15.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, Estados Unidos).

RESULTADOS

Características de los pacientes y de la ablación

No hubo diferencias significativas entre ambos grupos en cuanto a edad y sexo de los 36 pacientes. Los 19 pacientes tratados usando el sistema STX tenían una media de edad de 55 ± 21 años; 12 de ellos eran mujeres. Los tipos de taquicardia inducidos y el uso de isoproterenol quedan reflejados en la tabla 1.

En el primer paciente tratado con STX, se usaron parámetros habituales de ablación de TIN (65 °C; 50 W). Tras las primeras aplicaciones se objetivó franca carbonización en casi toda la punta. La impedancia registrada durante sus aplicaciones descendió de 160-165 Ω iniciales hasta 120-130 Ω y presentó posteriormente en una de ellas un pico aislado de 285 Ω. Se comprobó asimismo un descenso de la potencia entregada de 50 hasta 10 W para una misma temperatura diana (65 °C).

Por ello, redujimos la energía en todos los demás casos de STX a valores máximos de temperatura de 50 °C y de potencia 40 W, siguiendo recomendaciones de los técnicos de STX. Para el análisis de resultados sólo incluiremos a estos 18 pacientes tratados de forma homogénea. En todos los casos de

TABLA 2. **Parámetros registrados durante la ablación**

	Total aplicaciones, n	Temperatura (°C)	Potencia media (W)	Tiempo total RDF (s)	Energía (J)	Impedancia media (Ω)
Grupo STX (n = 18)						
Máximo	45	50	41	450	15.869	190
Mínimo	1	42	16	27	625	130
Mediana	6	45	29,3	114	3.228	148
Intervalo intercuartílico	11	4	14	171	6.052	10
Media	11,5	45,8	29,6	178	5.644	150
Desviación estándar	12,5	2,2	8	131	4.393	13
Grupo control (n = 18)						
Máximo	29	59	50	618	28.687	176
Mínimo	1	44	26	9	650	119
Mediana	8,5	50,6	49,6	114	5.447	146
Intervalo intercuartílico	9	4	7	65	4.893	25
Media	10,1	50,2	46,4	165	7.620	144
Desviación estándar	7,3	3,5	6,2	163	7.984	16
p	0,53	< 0,001	< 0,001	0,74	0,63	0,21

RDF: radiofrecuencia; STX: Stereotaxis®.

STX la ablación pudo llevarse a cabo con excelente tolerancia de los pacientes y en ninguno de los casos se registraron más incidencias ni complicaciones.

En el grupo control, la media de edad de los 18 pacientes fue 52 ± 14 años, con 12 mujeres. En este grupo se usó para la ablación el catéter Marinr® en 15 pacientes y el Celsius® en 3. Con las temperaturas y potencias programadas (60-65 °C; 50 W) no se registraron carbonizaciones ni incidencias reseñables.

En los 36 pacientes se consiguió la no inducibilidad de ningún tipo de TIN tras la ablación, ni la presencia de más de un eco nodal.

En la tabla 1 se muestra la comparación entre ambos grupos de los ritmos nodales inducidos al aplicar radiofrecuencia sobre la región perinodal. No encontramos diferencias significativas en el número total de pacientes que los presentaron ni en las características de los ritmos nodales en cuanto a longitudes de ciclo, número de latidos o su duración. Tan sólo apreciamos una tendencia hacia un menor tiempo transcurrido entre el inicio de las aplicaciones y la aparición de ritmo nodal en el grupo control.

Radiofrecuencia aplicada

No hubo diferencias significativas en el número total de aplicaciones entre grupo STX (6 [11]) y control (9 [9]; diferencias sin significación) (tabla 2) para conseguir el éxito de la ablación. Tampoco se registraron diferencias en cuanto al tiempo total de aplicación de radiofrecuencia entre ambos grupos (STX, 114 [171] s; control, 114 [65] s; diferencias sin significación).

Sin embargo, la temperatura alcanzada y la potencia media entregadas sí que fueron significativamente menores en el grupo STX (fig. 4A y B). Así, la media de temperatura alcanzada fue de 46 ± 2 °C en el grupo STX, frente a 50 ± 4 en el grupo control ($p < 0,001$) y la mediana de potencia real administrada fue de 29 [14] W en el grupo STX y 50 [7] W en el grupo control ($p < 0,001$), sin producirse ya carbonizaciones en ninguno de los dos grupos. Sin embargo, no encontramos diferencias significativas en cuanto a energía total administrada entre el grupo STX (3.228 [6.052] J) y el grupo control (5.447 [4.893] J; diferencias sin significación) (fig. 4C).

Tres diferentes operadores realizaron los procedimientos; uno de ellos practicó el mayor número de procedimientos: 16 pacientes control y 11 de STX. Analizando por separado sólo los resultados de este operador, encontramos resultados semejantes a los descritos en la serie total en cuanto a temperatura ($p = 0,001$), potencia media ($p < 0,001$) y energía ($p = 0,4$). No encontramos diferencias en los parámetros registrados de ablación entre los primeros 9 y los últimos 9 casos de STX.

Estabilidad

En el grupo STX, a pesar de la mínima consistencia del catéter de ablación, se consiguió una buena estabilidad local al realizar la ablación. El análisis de los electrogramas registrados en el dipolo distal del catéter remoto no mostró diferencias significativas con los catéteres convencionales del grupo control (tabla 3). Encontramos voltajes auriculares y ventriculares, así como razones A/V, semejantes en ambos grupos, sin diferencias en cuanto a variaciones de voltaje con la respiración o el ciclo cardiaco, tal y como muestra el análisis de los electrogramas de los 10 s previos a las primeras dos aplicaciones. Los valores máximos de

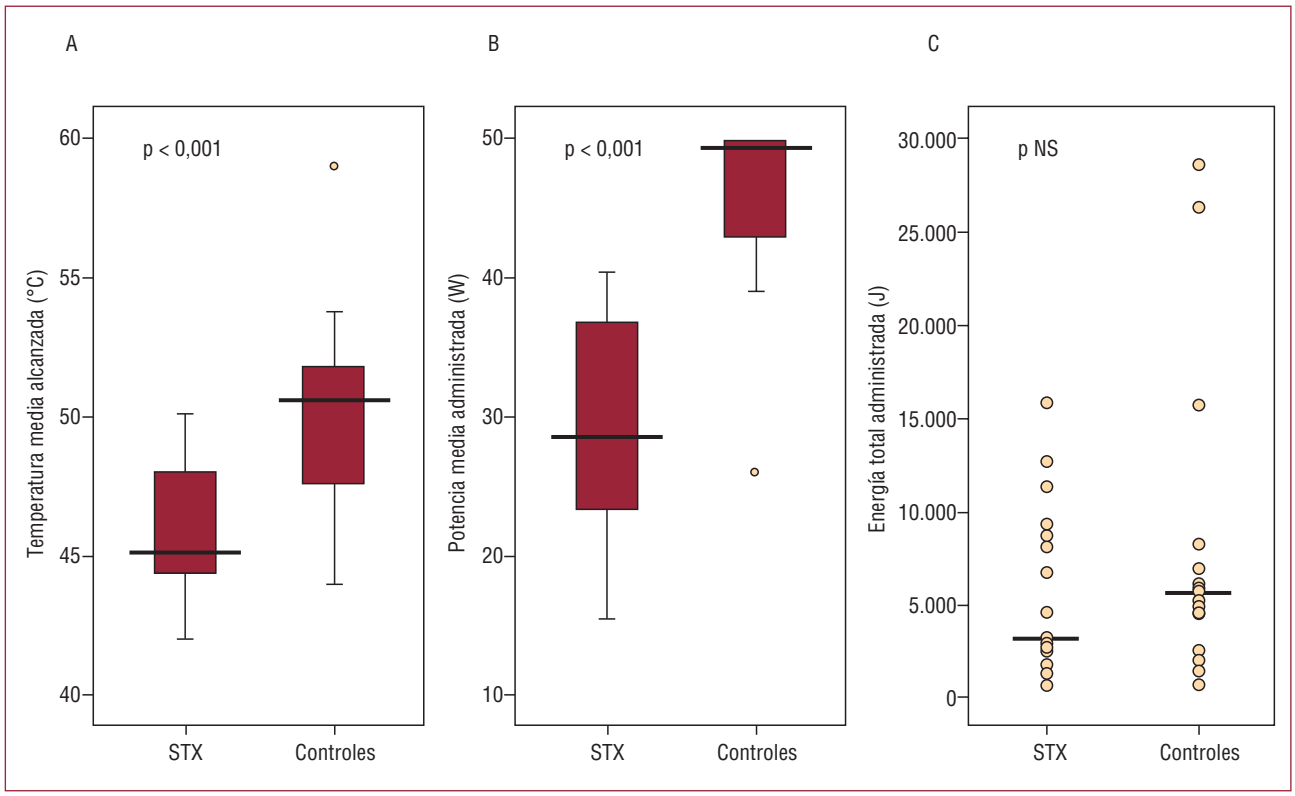

Fig. 4. Parámetros de radiofrecuencia alcanzados en las ablaciones de los grupos Stereotaxis® (STX) y control tras el ajuste inicial de los parámetros de ablación a temperaturas y potencias máximas de 50 °C/40 W y 60-65 °C/50 W respectivamente. A: comparación entre los valores de temperatura alcanzados, promediando todas las aplicaciones de radiofrecuencia en cada caso, de los grupos STX y control. B: valores promediados de potencia administrada entre ambos grupos. C: energía de radiofrecuencia finalmente entregada en los dos grupos. Las barras horizontales en los tres paneles indican la mediana de los valores.

TABLA 3. **Tabla de voltaje de los electrogramas intracavitarios auriculares (A) y ventriculares (V) previos a la ablación**

	Voltaje EGM A (mV)	Voltaje EGM V (mV)	Razón A/V	ΔA (mV)	ΔV (mV)
Grupo STX (n = 18)					
Máximo	0,52	3,71	0,69	3,27	3,43
Mínimo	0,04	0,15	0,02	0,02	0,11
Mediana	0,11	1,16	0,11	0,14	0,68
Intervalo intercuartílico	0,21	1,74	0,2	0,18	0,73
Media	0,16	1,43	0,18	0,36	0,95
Desviación estándar	0,13	1,13	0,17	0,81	0,94
Grupo control (n = 18)					
Máximo	0,54	3,08	0,43	1,46	3,04
Mínimo	0,04	0,34	0,02	0,02	0,11
Mediana	0,11	1,42	0,07	0,16	0,7
Intervalo intercuartílico	0,08	1,27	0,2	0,31	0,63
Media	0,15	1,38	0,14	0,33	0,94
Desviación estándar	0,14	0,78	0,14	0,38	0,84
p	0,7	0,97	0,46	0,89	0,98

ΔA y ΔV: valores resultado de la diferencia entre los electrogramas auriculares (o ventriculares) de mayor y menor voltaje, analizando todos los latidos comprendidos en los 10 s previos a la ablación, promediando los valores Δ de las primeras dos aplicaciones; Razón A/V: cociente entre el valor promedio de EGM A y EGM V; STX: Stereotaxis®; Voltaje EGM A y V: voltajes de electrogramas auriculares y ventriculares (se muestran los valores promediados de los 5 latidos previos a las primeras dos aplicaciones de radiofrecuencia de cada paciente).

ΔA corresponden a 2 casos aislados, uno en cada grupo, donde el voltaje de los primeros latidos de la franja de 10 s era mucho mayor que el de los 5 últimos, justo antes de aplicar.

En un protocolo de aplicaciones sobre vía lenta convencional, tal y como el que seguimos, evitando aplicaciones de alto riesgo, muchas de las aplicaciones ≤ 5 s suelen deberse a desplazamiento

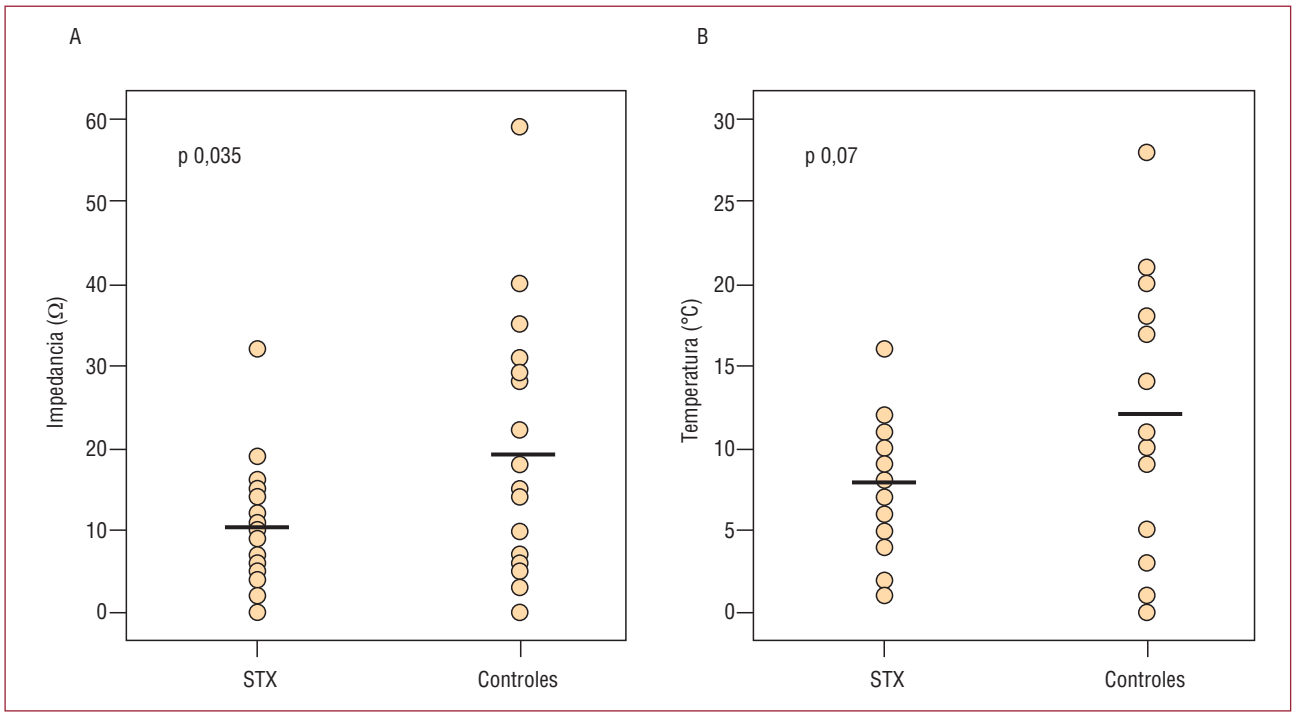

Fig. 5. Amplitud de impedancias (A) y temperaturas (B) alcanzadas durante la ablación entre las aplicaciones con mayores y menores valores de cada caso, en el grupo Stereotaxis® (STX) y el control. Las barras horizontales en los paneles A y B indican la media de los valores. Se aprecian variaciones menores en el grupo STX, lo que indica un contacto más estable y homogéneo entre aplicaciones.

de catéter al poco de aplicar radiofrecuencia. Analizamos su distribución en ambos grupos. Encontramos que sólo en 4 pacientes del grupo STX hubo aplicaciones ≤ 5 s, frente a 11 pacientes en el grupo control (p = 0,041).

Analizamos también las impedancias registradas durante todas las aplicaciones de radiofrecuencia. No se encontraron diferencias al comparar el valor promediado de todas las impedancias registradas por cada caso entre el grupo STX (media, 150 ± 13 Ω) y el control (144 ± 16 Ω; diferencias sin significación). Sin embargo, en el grupo STX hubo una variación significativamente menor en la amplitud de impedancias obtenidas durante las aplicaciones (impedancia máxima registrada menos impedancia mínima de todas las aplicaciones del caso) que en el control (10,4 ± 7,6 frente a 19,3 ± 15,4 Ω; p = 0,035) (fig. 5A). En cuanto a las variaciones de temperatura entre las diferentes aplicaciones en cada paciente, encontramos que los casos STX presentaron tendencia a menor variación de temperatura media entre ellas (STX, 7,9 ± 3,6 frente a control, 11,8 ± 8,2 °C; p = 0,07) (fig. 5B). Ambos datos indican un contacto más homogéneo y estable entre las diferentes aplicaciones realizadas durante la ablación. Analizando únicamente los datos del principal operador involucrado en el estudio, encontramos resultados semejantes en cuanto a valor promediado de impedancias (diferencias sin significación), amplitud de impedancias (p = 0,002) y amplitud de temperaturas (p = 0,046).

Tiempos de procedimiento y dosis de rayos X

La tabla 4 muestra los estadísticos descriptivos de la duración de procedimiento, tiempo total de escopia, dosis de radiación y número de filmaciones. A pesar de incluir los primeros casos de STX, los procedimientos de STX se prolongaron sólo una media de un 17% más que los controles y no de forma significativa. No hubo diferencias en cuanto a tiempo total de escopia. Sí la hubo respecto a la dosis total de radiación, que fue claramente mayor en el grupo STX por un uso mayor de filmaciones para documentar más los casos STX, incluyendo el movimiento del catéter de forma remota, por motivos docentes ante la novedad de la técnica.

Seguimiento

No se registraron complicaciones tardías en ninguno de los 37 pacientes. Todos los pacientes fueron revisados a los 6 meses del procedimiento por protocolo. Sólo uno de los pacientes tratados, perteneciente al grupo control, presentó recurrencia de TIN. Fue sometido a un segundo procedimiento, que resultó efectivo y sin incidencias. La presencia de una única recurrencia en 37 pacientes no permite

TABLA 4. **Duración de procedimientos, tiempos de escopia, dosis de radiación (producto dosis área) y número de filmaciones**

	Duración del procedimiento (min)	Tiempo de escopia (min)	PDA (Gy × cm²)	Filmaciones
Grupo STX (n = 18)				
Máximo	450	50	746	20
Mínimo	27	8	3	2
Mediana	112	14	68	8
Intervalo intercuartílico	156	12	217	10
Media	169	18	154	9,6
Desviación estándar	136	11	216	5,7
Grupo control (n = 18)				
Máximo	516	44	123	4
Mínimo	30	3	7	1
Mediana	114	21	32	1,5
Intervalo intercuartílico	57	12	41	1
Media	141	19	42	1,7
Desviación estándar	115	11	32	0,9
p	0,36	0,62	0,024	< 0,001

PDA: producto dosis área; STX: Stereotaxis®.
Las cuatro variables mostraron una distribución normal.

mostrar diferencias significativas de eficacia entre las dos técnicas (test exacto de Fisher, p = 0,49).

DISCUSIÓN

Este trabajo refleja la experiencia inicial y los primeros resultados de la ablación con sistema de navegación magnética remota en España. Centrados en la ablación de TIN, mostramos que en nuestra serie ésta fue segura y sin complicaciones tras el reajuste inicial de los parámetros de ablación. No registramos complicaciones en un sustrato *a priori* peligroso, como es la cercanía del nodo AV, y en el seno de la curva de aprendizaje del sistema. En la presente serie la programación en un solo caso de parámetros habituales de radiofrecuencia produjo una franca carbonización desde las primeras aplicaciones. Ésta traduce un alto grado de necrosis superficial, deletérea, por alcanzarse temperaturas entre endocardio y catéter > 100 °C. La reducción de estos parámetros a otros más conservadores produjo la misma tasa de éxito agudo y a largo plazo que parámetros habituales, sin precisar un aumento en el número de aplicaciones o en su duración.

Eficacia y seguridad

Nuestros resultados están en línea con la literatura previa sobre ablación de TIN convencional[7] y con sistema remoto[1,2,8]. Así, Ernst et al[2] describieron, en una serie de 42 pacientes, que la ablación remota es efectiva y segura, pues todas las ablaciones cursaron sin ninguna complicación. Este estudio destacaba las ventajas de seguridad de la navegación remota para el paciente y para el médico. Así, en el primer grupo se destaca la ausencia de perforación cardiaca con esta técnica, la alta estabilidad anatómica incluso en taquicardia y la posibilidad de volver a un punto de forma casi automática tras haber estado una vez en él. Para el operador, la principal es la posibilidad de realizar la ablación en una sala aparte de la del paciente, sin exposición a la radiación[2].

Similares resultados de eficacia y seguridad en la ablación de intranodal han publicado otros grupos en series más pequeñas[1,8], aunque también se ha descrito en estas series iniciales[8] un caso de bloqueo AV 2:1 transitorio.

Parámetros de radiofrecuencia y estabilidad

Debido a la carbonización registrada en el primer paciente, disminuimos la temperatura objetivo y la potencia máxima, ambas en un 20%, con lo que se consiguió la misma efectividad que en los controles y sin aplicar más veces ni por más tiempo. Llama la atención que a pesar de esta reducción de parámetros se obtengan resultados semejantes. El éxito de la ablación alcanzando menores temperaturas medias en el grupo remoto también fue descrito por Davis et al[1] a pesar de programar idénticos parámetros de radiofrecuencia en ambos grupos y usando una sola fuente de radiofrecuencia y un catéter control análogo al remoto.

Las series publicadas con navegación remota han usado diferentes parámetros entre ellas. Ernst et al[2] aplicaron radiofrecuencia ajustando una temperatura diana de 55 °C con un máximo de 40 W, de forma relativamente parecida a nosotros, y alcanzaron la no inducibilidad con un número de

aplicaciones semejante al nuestro. Sin embargo, Kerzner et al[8] programaban una potencia de hasta 50 W, aunque no refieren si tuvieron alguna carbonización, y Davies et al[1] ajustaron a una temperatura diana de 50 °C y máxima potencia de 30 W. Ante esta disparidad de potencias en la literatura y tras valorar las recomendaciones de la compañía Stereotaxis®, decidimos aplicar hasta un máximo de 40 W. Nuestros resultados nos mostraron que, ajustando la temperatura en el grupo remoto a 50 °C, la mediana de potencia media finalmente aplicada fue de 29 W, con una potencia media < 37 W en el 75% de los casos, entregándose potencias < 37 W sólo en el 10% de los del grupo control. La potencia entregada tiene importancia, pues es lo que finalmente determina el tamaño de la lesión[9]; a menor potencia, menor volumen de lesión. Dada la importancia de la zona tratada en la TIN, la vía lenta nodal en las proximidades del nodo AV, es deseable conseguir la no inducibilidad de la taquicardia con el menor volumen de tejido necrosado.

La carbonización obtenida en el primer paciente tratado con tecnología remota, programando la radiofrecuencia a 65 °C y 50 W, es la primera que observamos en más de 400 ablaciones de TIN. Ésta puede deberse al gran apoyo que estos catéteres consiguen en su punta, lo que podría hacerlos alcanzar grandes temperaturas (> 100 °C al carbonizar) a pesar del flujo sanguíneo de lavado local[10]. Tras reducir estos parámetros, no volvimos a apreciar carbonización en ninguno de los 18 restantes pacientes.

De forma análoga a nosotros, pero realizando ablación circunferencial de fibrilación auricular, recientemente Di Biase et al[10] encontraron una alta tasa de carbonización en estos catéteres remotos de 4 mm aplicando inicialmente con potencias de hasta 50 W. Tras estos hallazgos también redujeron la potencia máxima a 40 W, pero siguieron encontrando carbonizaciones hasta en un tercio de los casos en ablación de fibrilación auricular, un sustrato claramente diferente del nuestro. La ausencia de nuevas carbonizaciones en nuestra serie con 40 W podría deberse al mayor lavado sanguíneo en la región peritricuspídea respecto a zonas como la pared posterior de la aurícula izquierda.

El incremento en la estabilidad del catéter remoto ha sido señalada desde las primeras publicaciones con este sistema[2]. En el caso de la ablación de TIN, la estabilidad durante cada aplicación quedó reflejada en la serie de Davis et al[1] al encontrar una menor variación en la amplitud de temperaturas a lo largo de cada aplicación con catéter remoto. Nosotros analizamos la variabilidad entre las diferentes aplicaciones de radiofrecuencia, y encontramos resultados semejantes, lo que indica una mayor homogeneidad de contacto también entre aplicaciones. Asimismo, con el sistema remoto se realizaron menos aplicaciones ≤ 5 s, muchas de ellas interrumpidas por desplazamiento del catéter justo al iniciar la aplicación. Este dato también se encontró en la serie de Kerzner et al[8]. Bien es cierto que en nuestra serie la tendencia a la aparición de ritmos nodales antes en el grupo control que en el STX podría ser un cierto factor de confusión.

Limitaciones

Destacamos que los casos incluidos en el presente estudio han sido realizados en el seno de la curva de aprendizaje del sistema de Stereotaxis en nuestro centro. Por otra parte, el relativamente pequeño número de pacientes incluidos explica los amplios intervalos intercuartílicos de algunos de los parámetros analizados. Otra limitación del estudio es que para comparar con nuestras ablaciones de TIN convencionales incluimos en el grupo control casos tratados con dos catéteres control diferentes y dos fuentes de radiofrecuencia, tal y como lo hacemos de forma estándar. No podemos descartar que parte de las diferencias en impedancias puedan deberse a estos dos factores. El uso de vaina (introductor muy largo) sólo en las ablaciones con sistema remoto podría ser interpretado como la fuente de la estabilidad. La punta de la vaina quedaba en la unión entre vena cava inferior y aurícula derecha, unos 4-5 cm por debajo de la punta del catéter. Sin embargo, si no fuera por el campo magnético, la enorme flexibilidad del catéter haría que en esos 4-5 cm el catéter se curvara espontáneamente 180°, lo que quita importancia a la estabilidad que proporciona una vaina. Por último, creemos que es poco probable que el uso del navegador en 3 de los casos de STX haya sido un claro factor de heterogeneidad en las comparaciones de nuestra serie de 37 casos. En ellos no se modificaron los parámetros de ablación ni se produjo un número significativamente mayor o menor de aplicaciones que en los demás casos de STX (todos los valores dentro de los percentiles 25 y 75 del resto del grupo STX).

CONCLUSIONES

En nuestra serie inicial de pacientes sometidos a ablación de TIN con navegación magnética remota, conseguimos resultados de eficacia comparables a los de la técnica manual convencional empleando un 20% menos potencia de radiofrecuencia y con un menor número de desplazamientos involuntarios del catéter. Probablemente, un contacto más homogéneo catéter-tejido justifique que en el único caso en que empleamos potencias mayores (50 W) se produjera franca carbonización. Haría

falta un mayor estudio clínico aleatorizado y uno a nivel más experimental para demostrar si un posible mejor contacto catéter remoto-tejido es la causa cierta de la carbonización con los 50 W convencionales y si con menor energía total se puede lograr idénticos resultados clínicos que con las mayores energías habituales de la técnica manual convencional.

BIBLIOGRAFÍA

1. Davis DR, Tang AS, Gollob MH, Lemery R, Green MS, Birnie DH. Remote magnetic navigation-assisted catheter ablation enhances catheter stability and ablation success with lower catheter temperatures. Pacing Clin Electrophysiol. 2008;31:893-8.
2. Ernst S, Ouyang F, Linder C, Hertting K, Stahl F, Chun J, et al. Initial experience with remote catheter ablation using a novel magnetic navigation system: magnetic remote catheter ablation. Circulation. 2004;109:1472-5.
3. Davis DR, Tang AS, Birnie DH, Gollob MH. Successful ablation of a concealed parahisian accessory pathway using a remote magnetic navigation system following failure by conventional methods. J Interv Card Electrophysiol. 2006;16:149-51.
4. Pappone C, Santinelli V. Safety and efficacy of remote magnetic ablation for atrial fibrillation. J Am Coll Cardiol. 2008;51:1614-5.
5. Pappone C, Santinelli V. Remote ablation of accessory pathways. Eur Heart J. 2008;29:422.
6. Martínez-Sánchez J, García-Alberola A, Sánchez-Muñoz JJ, Cerdán-Sánchez C, Redondo-Bermejo B, Ruipérez-Abizanda JA, et al. Utilidad de la estimulación auricular progresiva para evaluar la efectividad de la ablación de la vía lenta perinodal. Rev Esp Cardiol. 2007;60:32-7.
7. García-Bolao I, Macias-Gallego A, Díaz-Infante E. VI Informe Oficial de la Sección de Electrofisiología y Arritmias de la Sociedad Española de Cardiología (2006). Rev Esp Cardiol. 2007;60:1188-96.
8. Kerzner R, Sanchez JM, Osborn JL, Chen J, Faddis MN, Gleva MJ, et al. Radiofrequency ablation of atrioventricular nodal reentrant tachycardia using a novel magnetic guidance system compared with a conventional approach. Heart Rhythm. 2006;3:261-7.
9. Rosenbaum R, Greenspon AJ, Smith M, Walinsky P. Advanced radiofrequency catheter ablation in canine myocardium. Am Heart J. 1994;127:851-7.
10. Di Biase L, Fahmy TS, Patel D, Bai R, Civello K, Wazni OM, et al. Remote magnetic navigation: human experience in pulmonary vein ablation. J Am Coll Cardiol. 2007;50:868-74.