



Facultad de Medicina

**ABLACIÓN CON CATÉTER DE
VÍAS ACCESORIAS
ATRIOVENTRICULARES DE PARED
LIBRE IZQUIERDA SIN USO DE
RADIOSCOPIA**

**Tesis Doctoral
2012**

Armando Pérez Silva

**A mis padres y hermanos
por estar siempre presentes a pesar de la distancia**

Agradecimientos

Deseo agradecer especialmente a dos personas que en estos últimos tres años se han convertido en los pilares fundamentales de mi formación, además de ser excelentes amigos y profesores, Rafael Peinado y José Luis Merino, para ellos mi admiración inmarcesible.

Al Dr. José López-Sendón por la colaboración prestada para poder culminar esta tesis.

A mis compañeros del laboratorio de arritmias del *Hospital Universitario La Paz* por la colaboración y apoyo en los momentos difíciles.

A los residentes de cardiología del *Hospital Universitario La Paz* por hacer mas amena y agradable mi estancia en este centro.

Al todo equipo humano que trabaja día a día en el servicio de cardiología por todas las enseñanzas compartidas

A la fundación de investigación del *Hospital La Paz, Idipaz*, y especialmente servicio de apoyo de bioestadística en la persona de Dña. Belén San José Valiente por su valiosa colaboración en el análisis de este manuscrito.

A mis padres, hermanos y mis amigos de toda la vida por ayudarme a mantener la esperanza.

Índice

Abreviaturas	8
Resumen	9
I. Introducción	11
1. <i>Vías accesorias aurículo ventriculares</i>	12
1.1 Conducción anterógrada y presencia de preexcitación ventricular	
1.2 Conducción retrógrada	
1.3 Taquicardias en pacientes con vías accesorias	
1.4 Indicaciones de ablación en pacientes con vías accesorias	
1.5 Técnicas de cartografía de las vías accesorias	
1.6 Resultados	
1.7 Complicaciones de los estudios electrofisiológicos y procedimientos de ablación.	
2. <i>El estudio electrofisiológico y la ablación con catéter</i>	33
2.1 Antecedentes	
2.2 Bases biofísicas y de tipos de energía de la ablación por radiofrecuencia.	
3. <i>Los Rayos X y la radiación electromagnética</i>	38
3.1 Antecedentes	
3.2 Radiaciones electromagnéticas	
3.3 Interacción de los fotones y electrones con la materia	

- 3.4 Bases biofísicas de las radiaciones
- 3.5 Producción de rayos X
- 3.6 Radiobiología
- 3.7 Efectos de la radiación sobre el organismo
- 3.8 Radiación asociada a procedimientos de cardiología intervencionista.

4. Sistemas de navegación tridimensional en arritmología

53

- 4.1 Definición y reseña histórica de los sistemas
- 4.2 Descripción de los principales sistemas
 - 4.2.1 Localisa
 - 4.2.2 Carto
 - 4.2.3 RPM
 - 4.2.4 EnSite NavX
 - 4.2.5 EnSite Array
- 4.3 Utilidades
 - 4.3.1 Navegación no fluoroscópica
 - 4.3.2 Reconstrucción geométrica, marcado de puntos de interés y de lesiones
 - 4.3.3 Mapas electroanatómicos
 - Activación
 - Voltaje
 - Impedancia
 - CAFÉ y frecuencia dominante
 - Ciclos de retorno
- 4.4 Integración con técnicas de imagen
 - 4.4.1 TAC y RMN
 - 4.4.2 Ecocardiografía intracardíaca
- 4.5 Integración con navegadores remotos
 - 4.5.1 Sensei de Hansen Medical

4.5.2 Niobe de Stereotaxis

4.5.3 CGCI-Maxwell de Magnetecs

4.6 Usos específicos

4.6.1 Asistencia al cateterismo transeptal

4.6.2 Ablación e implante de dispositivos sin radioscopia

II. Justificación	92
III. Objetivos	94
IV. Material y métodos	96
V. Tamaño de la muestra	118

Diseño

Criterios de inclusión y exclusión

Pacientes

Grupo de estudio

Grupo control

Material

Métodos

Estudio electrofisiológico. Generalidades en ambos grupos

Ablación por radiofrecuencia

Definiciones

Estudio electrofisiológico. Grupo de estudio y grupo control

VI. Análisis estadístico	120
VII. Resultados	122
Efectividad del procedimiento	
Localización de la VAc	
Número de aplicaciones de RF	
Duración del procedimiento	
Temperatura, potencia y segundos hasta éxito	
Complicaciones	
Seguimiento y recurrencias	
Imágenes de casos y controles	
VIII. Discusión	181
IX. Conclusiones	191
X. Referencias	194

Abreviaturas

- **ARF:** ablación por radiofrecuencia
- **AI:** aurícula izquierda
- **AV:** aurículoventricular
- **aVD:** ápex de ventrículo derecho
- **ECG:** electrocardiograma
- **EEF:** estudio electrofisiológico
- **ET:** éxitos transitorios
- **FA:** fibrilación auricular
- **FAA:** fármacos antiarrítmicos
- **FLA:** flutter auricular
- **FV:** fibrilación ventricular
- **S:** estimulación
- **TO:** taquicardias ortodrómicas
- **TV:** taquicardia ventricular
- **VA:** ventrículo auricular (conducción)
- **VAc:** vías accesorias
- **VD:** Ventrículo derecho
- **VI:** ventrículo izquierdo
- **VM:** válvula mitral
- **WPW:** Wolf-Parkinson-White

Resumen

El uso de rayos X durante los procedimientos de ablación por radiofrecuencia (ARF) es perjudicial tanto para el paciente como para el personal sanitario. La ARF de taquicardias supraventriculares y vías accesorias aurículo ventriculares (VAC) sin radioscopia, con la ayuda de un sistema de navegación, han sido descrita con anterioridad. Sin embargo, la ARF de VAc izquierdas (VAC-I) sin el uso de radioscopia no ha sido validada con respecto a la ablación convencional.

Evaluamos 42 pacientes consecutivos (42 ± 11 años, 26 varones) con sospecha de taquicardias mediadas por una VAC-I que fueron sometidos a ARF guiada exclusivamente mediante un sistema de navegación no fluoroscópica (EnSite-NavX) mediante acceso femoral. Se colocaron 3 catéteres tetrapolares, uno en seno coronario (SC), otro en ápex de ventrículo derecho y otro en la región del haz de His sin uso de radioscopia. El catéter de ablación se colocó en ventrículo izquierdo (VI) a través de acceso retrógrado, usando los catéteres tetrapolares de SC y His como referencia anatómica. Se realizó cartografía de forma convencional a la vez que se realizaba reconstrucción anatómica del VI. Se compararon los resultados con un grupo de 42 pacientes (38 ± 13 años, 25 varones) con VAC-I sometidos a ARF y guiados únicamente por radioscopia. Se realizó ARF efectiva sin radioscopia en todos los pacientes, excepto en dos con una mediana de aplicaciones de 2 (rango de 1-5). La ARF de VAC-I se logró realizar en todos los pacientes del grupo control, excepto en uno con una mediana de aplicaciones de 4 (rango de 1-16), con diferencias en el número de aplicaciones de RF significativas entre ambos grupos ($1,7\pm 0,9$ vs. $4,0\pm 3,8$; $P = 0.004$). No hubo complicaciones ni recurrencias en el grupo de estudio y solo una complicación no fatal y una recurrencia en el grupo control.

Con los resultados obtenidos podemos concluir que la ARF sin uso de radioscopia es factible, aparentemente segura y podría ofrecer resultados, al menos comparables a la ablación con radioscopia.

I. Introducción

1. Vías accesorias aurículo ventriculares

Aproximadamente el 30% de las taquicardias paroxísticas supraventriculares están mediadas por la presencia una vía accesorio (VAc) atrioventricular (AV).¹ Las VAc son un tipo de tejido con capacidad de conducción, que se insertan proximalmente en el miocardio auricular (cerca del anillo AV) y conectan en su extremo distal con el miocardio ventricular o con el sistema específico de conducción His-Purkinje. El tamaño del haz anómalo puede variar considerablemente, aunque puede estar entre 5-10 mm de longitud con 1-2 mm de anchura y su trayecto desde la aurícula al ventrículo puede ser perpendicular u oblicuo respecto a al unión AV o inclusive tener ramificaciones²⁻⁵

Las VAc pueden conducir el impulso eléctrico en ambas direcciones tanto de forma anterógrada en cuyo caso se denominan conducción antidrómica, en sentido retrógrado o incluso en sólo una dirección (exclusivamente sentido anterógrado o retrógrado).⁶⁻⁸

En el plano transversal de corazón, las VAc pueden cruzar los anillos AV en cualquier lugar excepto en la zona del triángulo fibroso derecho e izquierdo, donde el tejido auricular no está en yuxtaposición directa con el tejido ventricular.⁹ El resto del plano transversal puede ser dividido espacialmente en cuadrantes, a saber: pared libre izquierda, pared libre derecha, posteroseptal y anteroseptal. La distribución de las VAc en estos cuadrantes no es homogénea,¹⁰ de hecho, el 60% corresponden a pared libre izquierda, 25% posteroseptales, 15-20% de pared libre derecha y 5% anteroseptales (**Figura 1**). A su vez, la pared libre derecha e izquierda se pueden dividir en región anterior, anterolateral, lateral, posterolateral y posterior. Cada una de estas divisiones, han sido validadas durante la experiencia de la ablación quirúrgica en pacientes con electrocardiograma (ECG) con preexcitación ventricular.¹¹

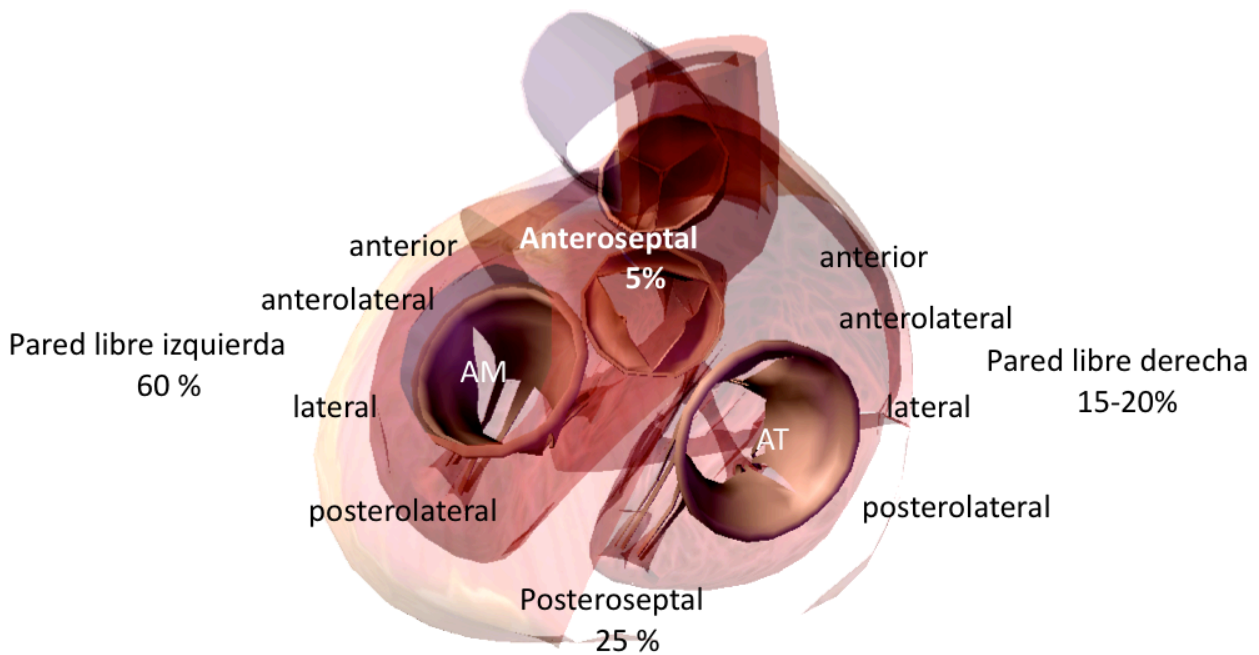


Figura 1. Dibujo esquemático de un corte transversal del corazón a nivel del surco aurículo ventricular donde se muestran los anillos valvulares mitral y tricúspide (AM y AT respectivamente). Igualmente se muestran en porcentajes la localización de las vías accesorias según los cuadrantes.

1.1 Conducción anterógrada y presencia de preexcitación ventricular

Estas vías de conducción anterógrada constituyen la base del cuadro electrocardiográfico de preexcitación ventricular característicos del síndrome de Wolf-Parkinson-White (WPW) de las taquicardias por reentrada AV. Se denomina preexcitación ventricular cuando, en relación a un evento auricular, todo o parte del músculo ventricular se activa por el impulso auricular antes de lo que se esperaría si el impulso alcanzara los ventrículos por el sistema de conducción AV normal. ¹² Los pacientes con síndrome de WPW se caracterizan por tener un electrocardiograma (ECG) con el intervalo PR corto (< 120 ms), con un complejo QRS ligeramente ensanchado (> 120 ms) con la denominada

onda Delta, resultante de la fusión de la activación ventricular por parte de dos frentes diferentes (el sistema de conducción normal y parte por la VAc). De esta forma, la morfología del complejo QRS puede variar dependiendo del porcentaje la masa ventricular que es activada por cada uno de los frentes. Esto a su vez está determinado por una serie de factores como los son el punto de origen del estímulo auricular, tiempos de conducción de la VAc y los tiempos de conducción del sistema específico de conducción.

La existencia y la conducción de una VAc anterógrada se confirmará durante el EEF por la presencia de onda Delta con una estimulación auricular rápida cercana a la inserción auricular de la vía y por el aumento del grado de preexcitación ventricular con protocolos de estimulación auricular con frecuencias crecientes o introducción de extraestímulos.

1.2 Conducción retrógrada

Las VAc que conducen de forma exclusivamente retrógrada se denominan VAc ocultas, debido a que en el (ECG) de superficie de estos pacientes no muestran signos típicos de preexcitación ventricular. El mecanismo de la conducción unidireccional no está claro. ¹³ En estos pacientes durante estimulación ventricular, la conducción desde el ventrículo hasta las aurículas (conducción VA) se produce por el sistema específico de conducción, por la propia VAc o a través de ambos. De cualquier manera las vías ocultas pueden ser sustento de taquicardias ortodrómicas sin que aparezca preexcitación en ritmo sinusal.

1.3 Taquicardias en pacientes con VAc

La importancia clínica de los síndromes de preexcitación y de pacientes con VAc ocultas radica en la alta asociación con arritmias por reentrada AV. Las dos formas de presentación de las taquicardias asociadas al síndrome de WPW son las taquicardias antidrómicas y las taquicardias ortodrómicas (TO). Las TO por reentrada AV están definidas por un circuito que consiste en dos vías de conducción diferentes, el sistema de conducción AV normal (nodo AV y sistema His-Purkinje) por una lado y que sirve de brazo anterógrado del circuito y por otro lado la VAc sirve de brazo retrógrado desde el ventrículo hasta la aurícula.

Las TO por reentrada AV representan la mayoría de taquicardias regulares en pacientes con VAc (hasta el 95%), ya que pueden ocurrir tanto en síndromes de WPW como en pacientes con VAc ocultas.

La anchura del QRS puede usualmente distinguir las TO de las taquicardias antidrómicas. De esta manera, las TO tienen usualmente un QRS estrecho (menor a 120 ms) ya que la conducción anterógrada no se efectúa por la VAc (el ventrículo no está preexcitado) (**figura 2**).

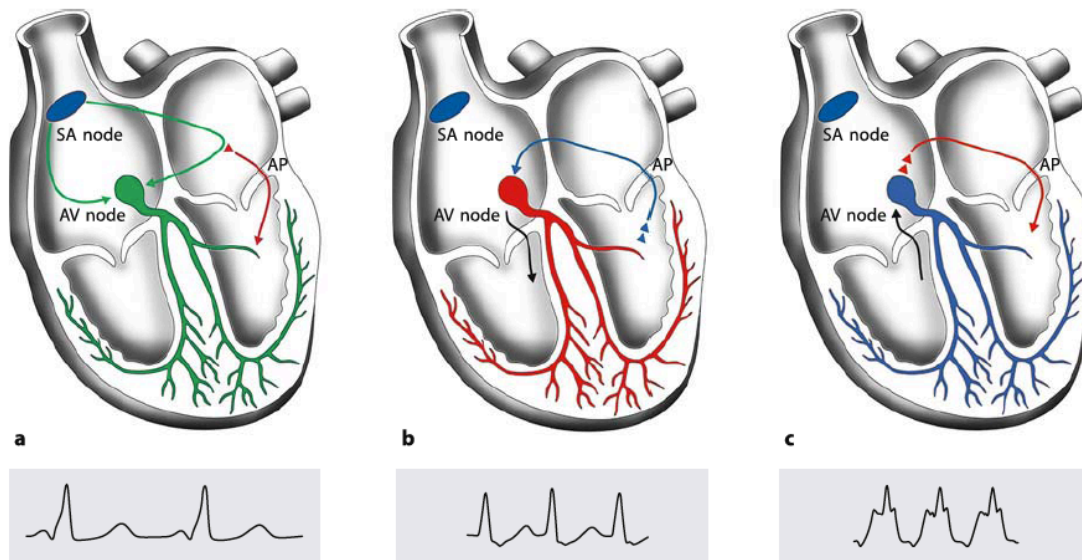


Figura 2. Representación esquemática del sistema de conducción aurículo ventricular (AV). Izquierda: sistema de conducción normal (verde) y vía accesoria AV con conducción anterógrada en un paciente con preexcitación ventricular y QRS típico de síndrome de WPW. Centro: representación de una taquicardia ortodrómica mediada por una vía accesoria AC (línea azul), puede verse que el QRS en taquicardia es estrecho. Derecha: mismo caso anterior pero durante taquicardia antidrómica (línea roja representa la vía accesoria), obsérvese que el QRS es ancho. Tomado de: Catheter Ablation of Cardiac Arrhythmias. A Practical Approach. C. Schmitt, I. Deisenhofer (Eds). Capítulo 4. Springer, Germany 2006.

Las VAc dependen de la entrada de corrientes de sodio para activar el potencial de acción, y esta característica de “tejido de respuesta rápida” más el período refractario corto de las mismas, hace que recobren rápidamente la excitabilidad y puedan de esta manera mantener la taquicardia.

Las taquicardias antidrómicas representan menos del 5% de las taquicardias en pacientes con VAc AV, estas utilizan como brazo anterógrado la propia VAc y como brazo retrógrado del circuito el sistema de conducción AV normal. Tienen por definición un QRS ancho (mayor a 120 ms) y el principal diagnóstico diferencial desde el punto de vista clínico y electrocardiográfico de estas taquicardias se debe hacer con las taquicardias ventriculares.

En general el síndrome de (WPW) puede estar asociado a taquicardias de QRS estrecho o ancho, presentarse junto a flutter auricular (FLA) o fibrilación auricular (FA) con respuesta rápida a través de la VAc a los ventrículos y por ende posibilidad de degenerar la taquicardia en fibrilación ventricular (FV), por lo que tienen un riesgo de muerte súbita que se estima alrededor de 0,1 a 0,6% por año. ¹⁴⁻¹⁶

Anteriormente los pacientes con síndrome de WPW eran tratados con fármacos antiarrítmicos (FAA) como la *quinidina* o *procainamida*, y en algunos casos, ablación quirúrgica cuando no se lograba el control de la arritmia. En la actualidad la ARF ha eliminado la necesidad de ablación quirúrgica o el uso de FAA en la mayoría de los pacientes

1.4 Indicaciones de ablación en pacientes con vías accesorias

La ablación a pacientes con una VAc se realiza con un EEF. El objetivo de este estudio es el de confirmar la presencia de la VAc, determinar sus características de conducción y definir su participación en la arritmia clínica del paciente. Una vez documentada y estudiada la arritmia, la ablación se realiza con un catéter de punta dirigible. En la **(tabla I)** ¹⁷ se resume los lineamientos y el consenso en cuanto a indicaciones de EEF y ablación en pacientes con VAc sintomáticos y asintomáticos.

Tabla I. Recomendaciones para el tratamiento del Sd. de WPW

Arritmia	Recomendación	Clase	Nivel de Evidencia
Síndrome de WPW (signos de preexcitación mas síntomas) bien toleradas	Ablación con catéter	I	B
	Flecainida, Propafenona	Ila	C
	Amiodarona, Betabloqueantes	Ila	C
	Verapamil, Digoxina	III	C
Síndrome de WPW (con FA y respuesta ventricular rápida o TO mal tolerada)	Ablación con catéter	I	B
TO mal tolerada (sin preexcitación)	Ablación con catéter	I	B
	Flecainida, Propafenona	Ila	C
	Amiodarona, Sotalol	Ila	C
	Betabloqueantes	Ilb	C
	Verapamil, Digoxina	III	C
Episodio aislado o poco frecuente de TO	No hacer nada		
	Maniobras vagales	I	B
	“Píldora de bolsillo”	I	C
	Verapamil, Betabloqueantes	I	B
		I	B
	Ablación con catéter		
	Amiodarona, Sotalol	Ila	B
	Flecainida, Propafenona	Ila	B
Digoxina	Ila	C	
	III	C	
WPW asintomático	No hacer nada	I	C
	Ablación con catéter	Ila	B

Recomendaciones según el consenso de las guías Americanas y Europeas (ACC/AHA/ESC Guidelines) para el tratamiento del síndrome de preexcitación y taquicardias ortodrómicas mediadas por vías accesorias auriculo ventriculares.

WPW: Wolf-Parkinson-White; FA: fibrilación auricular; TO: taquicardia ortodrómica

1.5 Técnicas de cartografía de las VAc

El abordaje mas extensamente usado para la ablación de las VAc es la identificación de la actividad ventricular mas precoz en casos de conducción anterógrada a través de la misma, y por otro lado, la identificación de la actividad auricular mas precoz durante taquicardia ortodrómica o durante estimulación ventricular.

Para la comprensión de la cartografía de las VAc se requiere de un mínimo de registros que se describen a continuación:

Electrodos de cartografía: estos pueden estar configurados como unipolares (un polo) o bipolares (dos o mas polos); en la actualidad, ambos tipos de electrodos son en realidad bipolares, solo que los electrodos están mucho mas separados en los llamados unipolares. Por lo tanto, mientras mas espaciado se encuentren los polos en un catéter convencional, mas se asemejará a un registro monopolar.

Electrograma unipolar: este tipo de electrograma permite la determinación de el tiempo de activación local durante la cartografía. La morfología del electrograma unipolar se afecta por la dirección de la propagación del frente de activación. Una deflexión positiva (onda R) es generada por un frente de onda “que se dirige” hacia el electrodo de cartografía, y por el contrario, una deflexión negativa (onda QS) es generada por un frente de onda que se aleja del punto donde se encuentra el electrodo. Por lo tanto, si el electrodo de cartografía se encuentra sobre la superficie donde la onda de activación se propaga al resto del endocardio, obtendremos una morfología con un patrón QS predominantemente. ¹⁸

En electrofisiología la derivación monopolar registra la diferencia de potencial entre el electrodo explorador (que se encuentra en contacto directo con el endocardio) y un electrodo que llamamos indiferente, que se encuentra distante al corazón y cuyo voltaje es cero o cercano a cero. Este último lo constituye en la mayoría de los casos la terminal central de Wilson. **(figura 3A).**

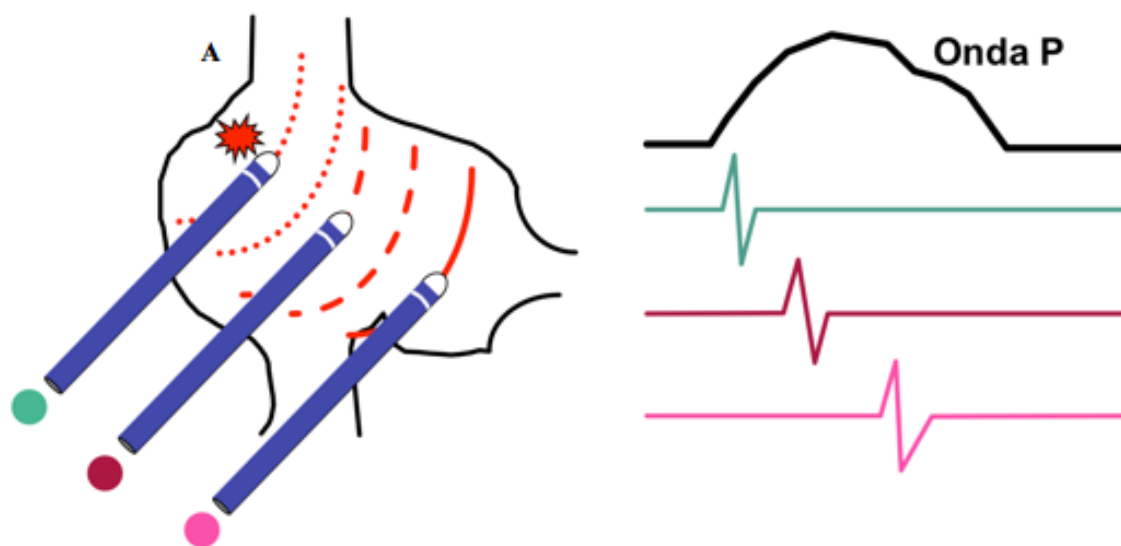


Figura 3A: Esquema que representa un ejemplo de taquicardia aurícula derecha y la posición de un catéter explorador en configuración bipolar. Se puede observar que a medida que se acerca (color verde) o se aleja (color rosa) al foco de origen de la taquicardia (foco rojo), refleja los tiempos de activación local con respecto al origen de esta última.

Electrograma bipolar: a diferencia del electrograma unipolar, acá los electrodos se encuentran separados a una distancia pequeña (menor a diez milímetros), y son relativamente poco afectados por los potenciales de campo lejano, pero tienen menor amplitud que los electrogramas unipolares.

Los electrogramas bipolares reflejan en realidad la diferencia relativa de potencial de dos electrogramas unipolares que se encuentran espacialmente muy cerca. De esta manera los electrogramas unipolares no representan cambios absolutos en el voltaje, sino relativos; son sensibles a la orientación de los electrodos con respecto a la dirección del frente de activación y tienen menor amplitud que los electrogramas unipolares. Su principal utilidad está dada para reflejar tiempos de activación locales, sin embargo, los algoritmos para detectar el tiempo de activación local resulta a veces problemático, en parte por el grado de separación entre los dos dipolos. Dentro de las alternativas existentes, la amplitud máxima del electrograma bipolar parece corresponderse con el tiempo de activación local determinado por otros métodos. (figura 3B) ¹⁹

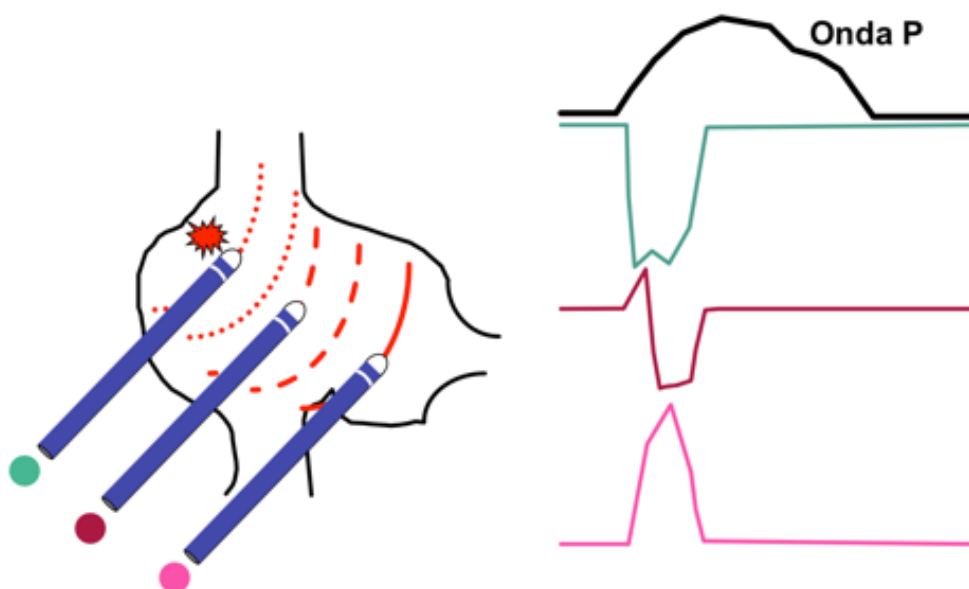


Figura 3B: Mismo ejemplo anterior pero ahora el catéter tiene una configuración monopolar. Se puede observar que a medida que se acerca al origen del foco de la taquicardia, se puede observar que predomina la morfología de patrón QS (verde).

Como se describió anteriormente, para la ablación durante la conducción anterógrada por la VAc, el inicio de la onda delta del QRS en el ECG de superficie constituye la principal referencia. Esta onda delta no tiene un comienzo simultáneo en todas las derivaciones de superficie, por lo que se debe seleccionar previamente la derivación en la cual la onda delta aparezca más precozmente (**figura 4**). Igualmente se necesitan las derivaciones bipolares del catéter explorador de ablación (principalmente el par distal), junto a las derivaciones unipolares de dicho catéter.

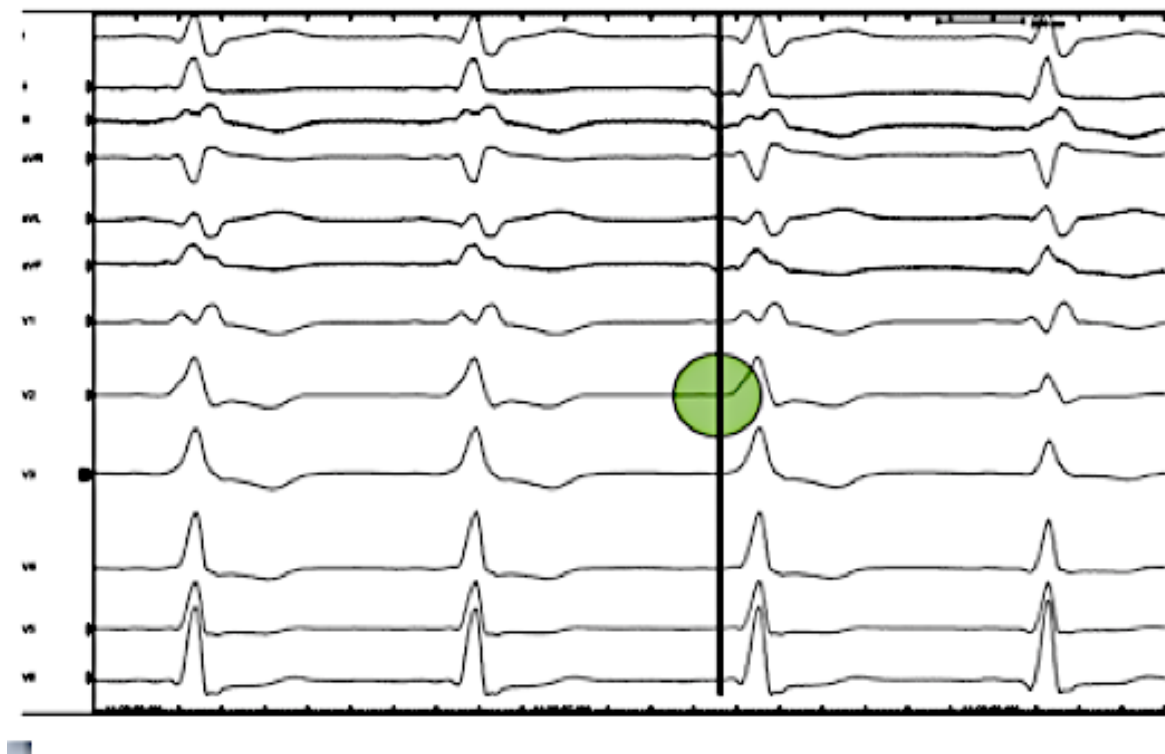


Figura 4. ECG de 12 derivaciones de un paciente con preexcitación ventricular por una vía accesoria lateral izquierda. La línea negra vertical muestra el inicio de la onda Delta más precoz (sombra verde)

Para la cartografía de las VAc-I ocultas, se requieren derivaciones que registren la actividad dentro del seno coronario con un electrodo multipolar. Sin embargo,

la distancia entre el anillo mitral real y el seno coronario, limita la precisión del seno coronario por si solo para llevar a cabo la cartografía e identificar el sitio de ablación.

En la mayoría de los laboratorios se usa rutinariamente además del catéter de seno coronario, un catéter en aurícula derecha, otro en el registro del electrograma de His y otro en el ápex de ventrículo derecho (aVD).

El acceso al lado izquierdo (aurícula o ventrículo) se puede hacer a través de acceso retrógrado transaórtico (en sentido contrario al flujo de sangre arterial) o a través de abordaje anterógrado (en sentido del retorno venoso), en este último caso se realiza a través de una punción transeptal del septo interauricular derecho.

En el acceso retrógrado, el catéter de ablación es posicionado en la mayoría de los casos, debajo del anillo mitral y por lo tanto el objetivo de la ablación será la inserción ventricular de la VAc. Se suele acceder al ventrículo izquierdo haciendo prolapsar el catéter de ablación a través de la válvula aórtica para prevenir el daño de las valvas o el paso inadvertido en una arteria coronaria. La mayoría de las veces el catéter pasa fácilmente si se preforma la punta (forma de "J"). Una vez la punta del catéter ha pasado al ventrículo, se rota en sentido antihorario hasta que se logra posicionar debajo de la válvula mitral o progresarlo aún mas de manera que cruce el anillo mitral hasta la aurícula izquierda.

La cartografía del surco alrededor del anillo mitral en su vertiente ventricular puede requerir numerosas reposiciones del catéter en dicho surco. Las trabeculación ventricular y la presencia de cuerdas valvulares hace difícil el desplazamiento lateral de la punta del catéter a lo largo del surco (**Figura 5**).

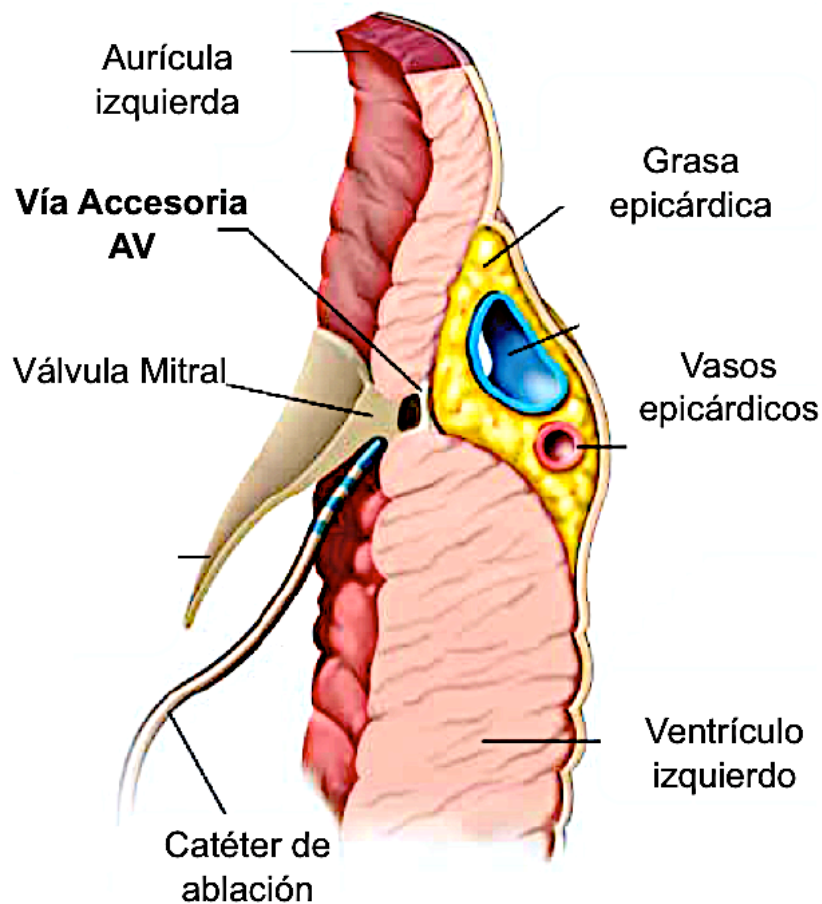


Figura 5. Modelo del surco aurículo ventricular izquierdo en el que se muestra un catéter de ablación en el anillo mitral lateral. Se muestra la punta del catéter en contacto directo con la superficie endocárdica. Tomado de Moraddy F, et al. Radio-frequency ablation as treatment for cardiac arrhythmias. Fred Moraddy. Nejm 1999;7:534-44.

En el acceso anterógrado transeptal se realiza la cartografía principalmente de la vertiente auricular del anillo. En sentido opuesto al acceso retrógrado, en cuyo caso los electrodos se encuentran perpendiculares y debajo del anillo mitral, en el abordaje anterógrado, los electrodos se colocan paralelos sobre el anillo. A pesar que la movilidad del catéter en estos casos es mejor, la estabilidad puede ser menor que en los casos de abordaje retrógrado.

La decisión de usar un tipo de abordaje u otro está dado principalmente por la comodidad y la familiaridad que el médico tenga con alguna de las dos técnicas en particular y de las características del paciente; por ejemplo, el abordaje transeptal es usado cuando existe enfermedad arterial periférica, en niños menores a 30 Kg., en casos de enfermedad valvular aórtica, prótesis aórtica, o cavidades ventriculares pequeñas que dificulten el movimiento del catéter de ablación.

Características de los electrogramas en el punto de ablación: localizando la vía.

Las características de los electrogramas en el punto de ablación definitiva ha sido extensamente estudiadas en pacientes con VAc-I. ²⁰⁻²³ La mayoría de esta experiencia esta basada en la cartografía a través de abordaje retrógrado y los resultados no han sido reproducidos en su totalidad con la técnica del acceso transeptal. Cuando existe preexcitación ventricular, el objetivo de la ablación es la inserción ventricular de la VAc .

De esta forma, se han descrito al menos cinco criterios clásicos útiles para predecir el sitio de ablación exitoso cuando se realiza la *cartografía anterógrada en pacientes con preexcitación manifiesta en ritmo sinusal o durante estimulación auricular* con frecuencia fija: (1) el intervalo desde la onda Delta al ventrículo, (2) amplitud del electrograma auricular, (3) estabilidad del electrograma, (4) intervalo AV en el electrograma local, (5) presencia del potencial de VAc.

El intervalo Delta-V se debe medir desde el inicio de la onda Delta hasta el pico de la deflexión intrinsecoide del electrograma bipolar del catéter de cartografía. En el electrograma unipolar, la deflexión negativa máxima (dV/dt) refleja la activación local del

ventrículo ²³ . La estimulación cerca de la inserción auricular de la VAc aumenta el grado de preexcitación; y en las vías izquierdas el intervalo Delta-V de cero o menor a cero se relaciona a sitios de ablación exitosa, con promedios entre -2 y -10 ms, aunque los tiempos de activación locales AV tienen una especificidad limitada en identificar por si solos el sitio de ablación en las vías izquierdas. ^{24,25}

En la mayoría de los casos, el intervalo AV en el punto de éxito suele ser de 40 ms o menos. Sin embargo este criterio tiene importantes limitaciones ya que los tiempos de conducción pueden variar ampliamente de vía a vía. Es mas, en los casos de VAc con trayecto oblicuo, el intervalo AV no representa realmente el tiempo de conducción a través de la vía, y el mismo intervalo AV local puede prolongarse tras las aplicaciones infructuosas repetidas de radiofrecuencia.

La amplitud del electrograma auricular debe ser mayor a 0,5 mV, o la relación A/V debe ser mayor a 0,1 en el acceso retrógrado. Una posición muy por debajo del anillo mitral del catéter de cartografía se relaciona con amplitud de la onda A menor a 0,5 mV; y una ausencia del mismo está en relación con una posición muy alejada del plano valvular. Además, la posición en el surco AV se confirma observando la posición radiológica y el movimiento de la punta del catéter sincrónico con el anillo. Durante el acceso transeptal, la cartografía de la vertiente auricular del anillo mitral debe haber una relación A/V igual a 1. Una relación mucho mayor o menor indica un desplazamiento del catéter a lo largo del anillo.

La estabilidad durante la cartografía se define como un cambio menor al 10% en la amplitud de los electrogramas A y V del catéter en el punto de ablación durante al menos 10 latidos cardíacos. ²³ La aparición de nuevas deflexiones o la desaparición de las previas son también criterios de inestabilidad del catéter. El acceso retrógrado usualmente

otorga una mayor estabilidad debido a que el catéter se encuentra debajo de las valvas de la mitral que limitan su movimiento espontáneo.

Por último la posibilidad de registrar un *potencial de VAc* ha sido relacionado con el sitio de ablación de éxito. La posibilidad de registrar un potencial de vía se ve influido por el tipo de abordaje que se utilice para la cartografía del anillo valvular. Un potencial de VAc se define como un electrograma rápido de alta frecuencia que se observa entre el registro del electrograma A y V, y al menos 10 ms antes del inicio de la onda delta.^{25,26}

La amplitud de este potencial de vía puede variar entre 0,5 y 1 mV. La principal limitación que tiene este criterio es la validación de un verdadero potencial de vía. Esta validación puede ser tediosa y no se usa rutinariamente en la práctica clínica. De hecho, existen series con resultados muy ambiguos, que describen la aparición de un “potencial de vía” en el 35 al 94% de los sitios de ablación exitosa, y otras en el 72% de los sitios no eficaces.^{22,26,27} Esto representa probablemente, la utilización de diversos criterios para la búsqueda y selección de estos potenciales en los diferentes laboratorios de electrofisiología.

Las características de los electrogramas en la cartografía retrógrada de la VAc durante taquicardia ortodrómica o durante estimulación ventricular también han sido descritos. Entre los más importantes se encuentran (1) estabilidad del catéter, (2) presencia de potencial de VAc, (3) actividad eléctrica continua, y (4) el intervalo VA local. Igualmente que en la cartografía en ritmo sinusal, la mayoría de estos criterios han sido validados con la técnica del abordaje retrógrado transaórtico.

El criterio de la *estabilidad del catéter de ablación* y presencia del potencial de VAc se fundamentan en los mismos principios descritos anteriormente, a excepción que este último solo se ha descrito entre el 35 al 67% de los casos de ablación exitosa, probablemente debido a que el potencial del VAc quede sumergido dentro del electrograma ventricular local de mayor tamaño. El intervalo desde el inicio del QRS al inicio del electrograma auricular local (intervalo VA local) se encuentra alrededor de 70 ms o menos en ausencia de retardo de conducción del ventrículo izquierdo.

El intervalo VA local que se asocia a posiciones de éxito es de 25 a 50 ms.^{21,23,26} Si se evidencia un intervalo de conducción ventrículo-auricular muy corto, usualmente el electrograma auricular se encuentra inscrito en las porciones terminales del electrograma ventricular local.

La *actividad eléctrica continua* se define como la presencia de línea isoelectrica menor a 5 ms entre el electrograma ventricular y auricular, y la “pseudodesaparición” del electrograma auricular dentro del electrograma ventricular.

Nuestro grupo de investigación ha comunicado²⁸ y posteriormente ha sido publicada por otros autores²⁹ la técnica de cartografía debajo del anillo mitral, estimulando desde este sitio con el catéter de ablación, y usando la medición del intervalo desde el artefacto de estimulación (S) hasta el electrograma auricular local en el seno coronario. El sitio donde se produce el S-A mas corto, suele ser la inserción ventricular de la VAc. El promedio de este intervalo que se ha descrito en sitios de ablación exitosa es de 46 ± 15 ms.

El valor predictivo de un solo criterio para discriminar un sitio de ablación exitoso raramente excede el 30%. Por lo tanto los electrogramas deben cumplir al menos tres de los criterios descritos para poder alcanzar un 60-80% de valor predictivo. ^{23,26}

La tasa de éxito en la ablación de las VAc-I es la mas alta si se compara con las VAc en otras localizaciones, y entre las VAc-I, las de pared libre suelen tener resultados de éxito superior al 90%. Igualmente las VAc de pared libre son las que presentan menores tasas de recurrencias. ³⁰⁻³² Las recurrencias se relacionan mas con las VAc ocultas y con la necesidad de realizar mas de cinco aplicaciones de RF ³³⁻³⁵

El porcentaje de éxito también es similar cuando se compara el acceso transeptal con el acceso retrógrado transaórtico. En estos, el tiempo de radioscopia, tiempo total de estudio y el cambio de un acceso por otro también es similar, pero algunos estudios han encontrado una ligera tendencia a una mayor tasa de complicaciones con el acceso transaórtico.

1.6 Resultados

La efectividad y la baja tasa de complicaciones de la ablación con catéter en pacientes con VAc ha sido documentados en numerosas series y estudios multicéntricos. ^{36,37} Varios estudios han demostrado una tasa de éxito en el momento del procedimiento entre 89 y 100%, de recurrencias entre 3 y 9%, y tasa de éxito a largo plazo (meses o años de seguimiento) de 85 a 100%. ³⁸⁻⁴⁴

Spector *et al* evaluaron en el meta-análisis ⁴⁵ mas extenso publicado hasta la fecha, la efectividad de la ablación de taquicardias supraventriculares, incluidos el síndrome de WPW, VAc ocultas y taquicardias por reentrada nodal. Un total de 4829 pacientes con VAc desde el año 1995 hasta el año 2007 fueron incluidos en el análisis. La tasa de éxito agudo en un primer procedimiento fue de 93.5%, y de 96,8% en casos de que fuese un estudio repetido en el mismo paciente, con una tasa de recurrencia de 5%.

Uno de los determinantes éxito al momento de la ablación es la experiencia del operador; después de haber realizado 250 procedimientos de ablación por un mismo operador, la tasa de éxito agudo supera el 95 con una duración media del procedimiento de dos horas o menos. ³⁶

1.7 Complicaciones de los estudios electrofisiológicos y procedimientos de ablación

El porcentaje de complicaciones en EEF por ablación de VAc es relativamente bajo, y se encuentra alrededor de 2% en la mayoría de los estudios. ⁴⁶⁻⁴⁹ La exposición prolongada a las radiaciones ionizantes, hematomas locales en los sitios de punción, trombosis venosa profunda, fenómenos tromboembólicos, daño valvular por la manipulación del catéter son algunas de estas complicaciones, sin embargo la complicación mas frecuente fue el bloqueo AV en pacientes con VAc septales y el taponamiento cardíaco no fatal en las VAc de pared libre (**Tabla II**).

Tabla II. Complicaciones de los estudios electrofisiológicos

Complicación	Prevalencia %
Muerte	0,05 - 0,08
Taponamiento cardíaco	0,5
Bloqueo aurículo ventricular	0,5
Espasmo de arteria coronaria	0,2
Daño valvular mitral (insuficiencia)	0,2
Trombosis coronaria	0,1
Pericarditis	0,1
Daño valvular aórtico (insuficiencia)	0,1
Déficit neurológico transitorio	0,1
Bacteremia	0,1
Trombosis/oclusión de arteria femoral	0,2
Hematoma femoral	0,2
Fístula arteriovenosa	0,1

Porcentaje de las complicaciones mas frecuentes durante el EEF y la ablación de vías accesorias izquierdas usando rayos X.

La tasa de complicaciones en el acceso transaórtico para la VAc-I varia entre el 0% y el 8%.^{46,50} El daño valvular se estima alrededor del 30% de los pacientes en edades pediátricas. Igualmente se ha descrito el atrapamiento del catéter en las cuerdas tendinosas de la mitral e incluso la perforación de una de las valvas. De cualquier manera, el riesgo global de complicaciones en la mayoría de las series publicadas se incrementa cuando la edad del pacientes supera los 65 años.

Algunos pacientes posterior a la ablación de VAc manifiestas presentan trastornos de la repolarización transitorio que pueden mimetizar isquemia transitoria. Estas manifestaciones son debidas al fenómeno de memoria eléctrica, no a daño miocárdico,⁴⁸⁶⁴ y no requieren evaluación en ausencia de otras indicaciones clínicas. (Figura 6)



Figura 6. ECG de 12 derivaciones de un paciente con una vía accesoria lateral izquierda antes de la ablación por radiofrecuencia (arriba). En la parte inferior se muestra un ECG del mismo paciente justo después de la ablación. Puede verse el fenómeno de memoria eléctrica mas evidente en derivaciones precordiales derechas.

Existen casos documentados de muerte durante la ablación de VAc, sin embargo, como se comentó anteriormente, cuando se compara con el riesgo de muerte súbita anual en paciente con síndrome de WPW, esta es de 0,05% en el caso de la ablación versus 0,5% en el segundo caso.^{49,50}

2. El estudio electrofisiológico y la ablación con catéter

2.1 Antecedentes

El estudio electrofisiológico (EEF) es el procedimiento a través del cual se obtienen registros de la actividad eléctrica intracardíaca, y a su vez poder realizar estimulación eléctrica programada del corazón con ayuda de electrocatéteres. El EEF se puede realizar tanto para procedimientos diagnósticos, como para procedimientos combinados diagnósticos y terapéuticos. Ofrece posibilidad de obtención de señales eléctricas intracardíacas tanto en ritmo sinusal como durante episodios de taquicardia mediante la colocación de uno o varios electrocatéteres en las diferentes cámaras cardíacas. Estas señales son adquiridas, amplificadas y filtradas para su análisis tanto en tiempo real como en revisiones posteriores.

El EEF provee información clínica importante desde el punto de vista diagnóstico en pacientes con bradi y taquiarritmias, ya que ayuda a determinar en gran parte su mecanismo y la respuesta de algunos fármacos a las mismas.

La ablación por catéter es una técnica que comenzó a desarrollarse en la década de 1980 para el tratamiento de arritmias de difícil control con FAA. Los primeros trabajos descritos de ablación por catéter fueron hechos en modelos experimentales en animales; en estos se utilizó la aplicación de pulsos de corriente continua de alta energía con el fin de provocar bloqueo auriculoventricular completo. Luego se aplicó esta técnica en humanos conjuntamente con el implante de un marcapasos para lograr el control de la

frecuencia ventricular. Años mas tarde fueron tratados exitosamente con este tipo de corriente continua (fulguración) pacientes con VAc AV, taquicardias auriculares y taquicardias ventriculares. En vista que este tipo de descarga eléctrica transmitía al miocardio una cantidad importante de energía y temperatura, daba lugar frecuentemente a efectos adversos graves a raíz de la producción frecuentemente de una barotrauma local. Algunas de estas complicaciones que se documentaron fueron taponamiento cardíaco, rotura del seno coronario, neumotórax, proarritimia y el algunos casos, muerte súbita, constituyendo una importante limitación del procedimiento. ⁵¹

La ablación por radiofrecuencia (ARF) es un avance tecnológico que comenzó a desarrollarse a fines de 1980, como una forma de disminuir las complicaciones debidas a la aplicación de corriente continua al miocardio.

2.2 Bases biofísicas y de tipos de energía de la ablación por radiofrecuencia

La radiofrecuencia (RF) es un tipo de corriente alterna que se libera con longitud de ciclo de 300 a 750 kHz (500 kHz promedio) cuando se usa para ablación con catéter. Esto causa calentamiento resistivo del tejido que está en contacto con el electrodo. ⁵² Básicamente, consiste en la administración de una onda de energía de RF no modulada a través de un catéter, incrementando la temperatura de la zona de interfase o contacto entre dicho catéter y el tejido miocárdico, con el objeto de crear lesiones permanentes.

Una parte del electrodo se encuentra en contacto directo con el tejido endocárdico y el resto con la sangre. A medida que se intenta calentar el tejido, la sangre por estar en mejor contacto con el catéter, sirve de conductor térmico (**figura 7**).

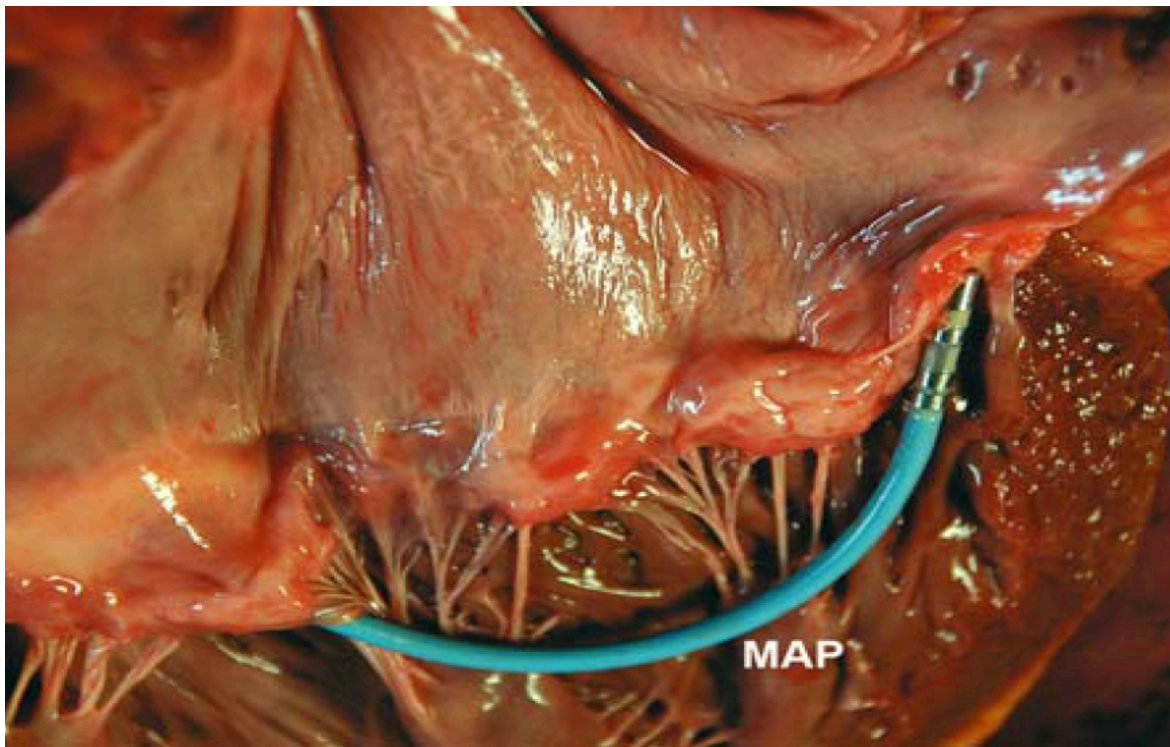


Figura 7. Representación del anillo mitral mostrando la relación de las posibles localizaciones de una vía accesorias con los elementos del surco aurículo ventricular (grasa, vasos sanguíneos, válvulas **MAP**: catéter de cartografía y ablación). Tomado de: Catheter Ablation of Cardiac Arrhythmias. A Practical Approach. C. Schmitt, I. Deisenhofer (Eds). Capítulo 4. Springer, Germany 2006.

De esta manera, el calentamiento de los tejidos en la interfase electrodo-tejido puede ser separado en el calentamiento por resistencia directa y un proceso secundario de conducción de calor al endocardio circundante.⁵³⁻⁵⁶ Esta disipación de la potencia es la que genera el calor y la lesión definitiva.

Muchos son los factores que influyen en el tamaño definitivo de la lesión, entre ellos están la estabilidad del catéter en el lugar de ablación, la superficie de contacto y el tamaño del electrodo de ablación. En algunos casos, en los que el catéter de ARF se posiciona entre las trabeculaciones del ventrículo izquierdo (VI), dentro de la aurícula izquierda (AI), debajo de las valvas de la válvula mitra (VM) o dentro de una vena

cardíaca, el área de superficie del electrodo en contacto con el tejido puede ser mucho mayor y producir una lesión tisular mas estable. ⁵⁷

Si bien las tasas de éxito iniciales fueron modestas, el ulterior desarrollo de la tecnología de RF permitió su uso para el reemplazo de la aplicación de corriente continua en los casos de cirugía a corazón abierto para el tratamiento de ciertas arritmias.

La RF aplicada por medio de los catéteres que actualmente se utilizan, provoca lesiones bien demarcadas, focales y específicas, a través de la destrucción del sitio específico de origen de la arritmia, o de la interrupción de un recorrido crítico para el mantenimiento de la misma. ⁵⁸ Las lesiones creadas por RF son actualmente bastante pequeñas ya que los catéteres de ablación comúnmente usados en electrofisiología son de 2,2 mm de diámetro (7 French) y con electrodos distales de 4 mm de longitud, estos pueden crear lesiones de 5 a 6 mm de diámetro y 2 a 3 mm de profundidad. ^{59,60} Lesiones mas extensas son posibles con catéteres con electrodos mas largos o de punta irrigada con suero salino. ⁶¹

Aunque la lesión eléctrica puede tener una contribución, el mecanismo principal de destrucción tisular por RF es la lesión térmica. ⁶² Para que exista daño tisular irreversible, se necesita que el tejido alcance temperaturas sobre el tejido de 50° C aproximadamente. ⁶³ En la mayoría de los procedimientos de ablación, se programa la fuente de radiofrecuencia de forma manual de manera de alcanzar temperaturas de 60-75° C en la interfaz electrodo-tejido. ^{64,65} Si la temperatura sobre el tejido alcanza los 100° C, se produce coagulación del plasma y el tejido desecado puede adherirse a la superficie del electrodo interfiriendo con la liberación de energía, predisponiendo al paciente a complicaciones tromboembólicas por la formación de coágulos.

Las lesiones agudas en el tejido creadas por RF tienen una zona central de coagulación necrótica, rodeadas de una zona hemorrágica y de inflamación. Las lesiones crónicas se caracterizan por una zona de coagulación necrótica rodeadas por un borde bien delimitado.

La arritmia puede recurrir si la lesión no se aplica con precisión, de manera que, en los casos en que el tejido que se desea eliminar se sitúa mas cerca de la zona de inflamación que de la zona de necrosis, una vez resuelta la inflamación, la arritmia podría recurrir. ^{66,67} Estos cambios anatómicos que ocurren en el borde de la lesión explican por qué la arritmia puede recurrir varios días o semanas después de la aparente ablación exitosa.

3. Los Rayos X y la radiación electromagnética

3.1 Antecedentes históricos

La figura del Prof. Wilhelm Conrad Röntgen, descubridor de los rayos X, se realizó hace un poco mas de cien años y actualmente sigue el mismo principio físico, si bien se han modernizado la tecnología en los equipos de rayos X.

El inicio de su descubrimiento fue cuando vio que las radiaciones eran capaces de atravesar unos gruesos libros y con posterioridad puso su mano la que observó por el principio que posteriormente hemos denominado como radioscopia, no pudiendo registrar la imagen.

Fue posteriormente cuando radiografió la mano de su mujer, quedando inmortalizada dicha mano como la primera placa radiográfica de la historia.⁶⁸

La aplicación de los rayos X no solamente supuso un avance importante en la medicina, sino que también lo fue en la industria, astronomía, biología, antropología, etc. Sin embargo, éstos rayos tiene un efecto somático sobre el ser humano, como los que sufrieron los profesionales de la sanidad hace décadas y que nosotros cada día conocemos mejor. Nuestra obligación profesional es el aprovechar todas las ventajas que nos aporta el descubrimiento de los rayos X y evitar al máximo sus efectos indeseables.

Röntgen no bautizó su descubrimiento con su nombre, no debido a un gesto de modestia y humildad, como algunos estudiosos han interpretado. Utilizó la letra X para el

nuevo fenómeno porque era el símbolo utilizado habitualmente por los físicos para designar un factor desconocido, y en este caso inexplicado.^{68,69}

Estas aclamaciones resonaron en el mundo entero. Además de ser un fenómeno espectacular, los principios fundamentales que lo gobernaban eran fácilmente comprensibles y sus aplicaciones eran evidentes. Sólo cuatro días después de haberse conocido en América el descubrimiento de Röntgen, se recurrió a los rayos X para localizar una bala alojada en una pierna.

Muy pronto se exageraron las posibles utilidades, aparentemente ilimitadas, que se podían esperar de estos rayos. Su capacidad de desvelar lo que ocultaba una puerta cerrada e incluso el espesor de las ropas victorianas, despertó las primeras inquietudes sobre la violación de la intimidad a través de los aparatos científicos.

Pero, paralelamente a estas reacciones casi histéricas, se desarrolló una actividad más discreta en el mundo entero. En tan sólo un año, se publicaron cuarenta y ocho libros y más de mil artículos a propósito de los nuevos rayos X. Su enorme capacidad de penetración los convertía en un medio básico para explorar y redefinir la estructura de la materia.

Del mismo modo, terminaba definitivamente con la creencia, vigente desde hacía tiempo, de que el átomo era la última partícula inviolada e inviolable (la teoría atomista clásica). En definitiva, se habían desmoronado los cimientos sobre los que se había asentado la física de la época hasta esos momentos y comenzaba una nueva era.⁷⁰

3.2 Radiación electromagnética

Toda carga eléctrica en reposo produce en cada punto del espacio que la rodea, un campo eléctrico estacionario que disminuye al aumentar la distancia entre la carga y el punto considerado. A su vez, toda corriente eléctrica continua y constante, produce en cada punto del espacio un campo eléctrico y un campo magnético también estacionarios y cuya intensidad disminuye al aumentar la distancia. En cambio, toda corriente eléctrica variable, o toda partícula cargada dotada de movimiento acelerado, producen en cada punto campos eléctricos y magnéticos que varían con el tiempo y que se propagan a través del espacio en forma de movimiento ondulatorio. La propagación de estos campos constituye la *onda electromagnética*.⁷¹

Toda onda electromagnética supone una propagación de energía a través del espacio y por tanto una transmisión de energía desde el sistema que la produce hasta el sistema que la recibe. Un caso particular lo constituyen las ondas electromagnéticas, las cuales suponen la transmisión de energía desde la antena transmisora hasta las antenas receptoras. Así mismo las ondas o rayos luminosos suponen también una transferencia de energía desde los átomos o moléculas que los producen hasta las superficies que los reflejan o absorben, así como hasta los ojos que las reciben o hasta las placas fotográficas que se impresionan.^{71,72}

El conjunto de todas las radiaciones electromagnéticas constituyen un espectro continuo de una amplitud extraordinaria y que se extiende desde las ondas electromagnéticas largas hasta los rayos gamma más energéticos. Cada uno de los fotones de luz visible tienen una energía del orden del electronvoltio, mayor que los de luz infrarroja, menor que los de luz ultravioleta y mucho menor que los de rayos X o rayos

gamma.

3.3 Interacción de electrones y fotones con la materia

Tipos de colisión

Cuando las partículas cargadas interactúan con la materia, se produce una serie de efectos que son función del tipo de partícula, de su energía y de ciertas características del medio con el que interactúan (estado físico, composición, etc.). Las partículas cargadas pierden su energía fundamentalmente al colisionar con la materia en uno de los siguientes procesos: ^{73,74}

a.- Colisión elástica: la partícula choca con los átomos del medio desviándose de su trayectoria y cediendo una cierta cantidad de energía en forma de energía cinética. No se produce alteración atómica ni nuclear en el medio.

b.- Colisión inelástica: la partícula choca con los átomos del medio modificando la estructura electrónica de los mismos produciendo excitación (desplazamiento de electrones a niveles energéticos más externos), ionización (arrancando electrones del átomo), y disociación (rotura de enlaces químicos).

c.- Colisión radiactiva: la partícula cargada se frena y desvía de su trayectoria en su interacción eléctrica con los núcleos del medio, y como resultado se emiten ondas electromagnéticas. Este es el fundamento de la producción de rayos X, al frenar un haz

de electrones en su colisión con un absorbente.

3.4 Bases biofísicas de las radiaciones

Magnitudes y unidades radiológicas:

Dosis equivalente

Según se ha podido comprobar en estudios sobre efectos biológicos de la radiación, la dosis absorbida en un tejido orgánico no determina completamente el efecto biológico resultante, intervienen otros factores tales como naturaleza de la radiación, energía y espectro de la radiación, tipo de efecto biológico, etc. Por esta razón los *radiobiólogos* han dirigido sus esfuerzos en la definición de una nueva magnitud, que pudiera tomar en cuenta la pluralidad de efectos indicada.^{75,76}

3.5 Producción de rayos X

Los rayos X así como los dispositivos para su generación utilización siguen siendo, un siglo después de su descubrimiento, una herramienta fundamental de radiodiagnóstico. El mejor conocimiento actual de este tipo de radiación persigue alcanzar dos objetivos: *obtención de imágenes de calidad óptima y minimizar razonablemente la dosis recibida por el paciente.*⁷⁷

El método habitual para realizar una radiografía consiste en situar una fuente de rayos X a un lado de la zona anatómica y radiografiar, y al otro un detector adecuado, en este caso una película radiográfica, contenida en un chasis apropiado con una cara frontal suficientemente fina, para permitir fácilmente el paso de la radiación. En estas condiciones se activa la generación de rayos X durante una fracción de tiempo apropiada, y como los rayos X se propagan en línea recta, se forma en la película una imagen de la zona radiografiada, semejante a las imágenes de sombras que se producen con luz visible que incide sobre un objeto que presenta variaciones de transparencia. Seguidamente la película impresionada se procesa, esto es, se revela, fija, lava y seca. La radiografía obtenida presenta ya una imagen física, donde las diferencias de intensidad de radiación que recibió la película durante su exposición se transforma en niveles de ennegrecimiento.⁷⁸⁻⁸⁰

Cuando se coloca la radiografía sobre una pantalla iluminada (negatoscopio), la imagen puede ser observada y sus detalles relacionados con estructuras normales o alteraciones patológicas.

Características de la radiación producida por los tubos de rayos X

Radiación primaria

Se llama radiación directa o primaria a la que emerge del tubo de rayos X en la dirección de utilización, es decir, a la que se emplea para radiografiar al paciente.⁷⁹ El haz de radiación directa tras cruzar al paciente recibe el nombre de *haz residual*.

Radiación dispersa

La radiación dispersa se genera como consecuencia de colisiones Compton de los fotones del haz directo, son absorbentes interpuestos en su trayectoria, tales como el propio paciente, o los accesorios del sistema de imagen (rejilla antidifusora, chasis, pantallas, película, paredes o mobiliario de la sala, etc.) e incluso el propio aire.

3.6 Radiobiología

Es la ciencia que estudia los fenómenos que suceden cuando un tejido vivo ha absorbido la energía cedida por las radiaciones ionizantes. Se podría definir como el estudio de los fenómenos que se suceden en un tejido vivo que ha absorbido la energía depositada por las radiaciones ionizantes.^{81,82} Lesiones que se producen y mecanismos que tiene el organismo para compensar estas lesiones. Como la interacción de la radiación en un átomo es probabilística, la posible lesión que produzca tendrá también carácter probabilístico y aunque el depósito de energía es un proceso físico que ocurre en un tiempo muy corto, el posible efecto biológico puede aparecer después de un periodo de latencia que puede ser hasta de años.

Por el carácter probabilístico de la interacción, ésta no se realiza de forma selectiva sobre ninguna zona concreta de la célula. La lesión que producen las radiaciones ionizantes no es específica de la misma, idénticas lesiones se pueden producir por otras causas; de ahí la dificultad de discernir los efectos causados por las radiaciones ionizantes frente a otras causas. La acción de las radiaciones ionizantes sobre la célula

Siempre es de tipo lesivo, siempre se produce un daño a la célula y nunca un beneficio. En determinadas circunstancias se busca dañar cierto tipo de células, como es el caso de la radioterapia antitumoral que persigue la destrucción de las células de los tumores malignos, por su mayor *radiosensibilidad* frente a las células sanas.⁸²

3.7 Efectos de la radiación sobre el organismo

En 1.896 Henri Becquerel descubrió las propiedades perjudiciales de la radiactividad, tomando en cuenta las quemaduras que le produjo un frasco que contenía Ra²²⁶. Ese mismo año Clarence Madison Dally, se sometió a radiaciones que acabaron con su vida, era ayudante de Thomas Alva Edison, inventor del fluoroscopio.

Durante la exposición industrial realizada en 1.896 en Nueva York, Dally expuso, reiteradamente, sus manos al experimento presentado por él, consistente en un equipo de rayos X, cuyo objetivo era observar las sombras en el esqueleto humano. Poco tiempo después las manos se le ulceraron, siéndole posteriormente amputadas. El cáncer contraído le fue progresando en su organismo y en 1.904 acabó con su vida. *Fue la primer víctima descrita por las radiaciones ionizantes.*^{68,72}

En 1927 Muller descubrió en la *Drosophila* mutaciones inducidas por las radiaciones X. Dos años más tarde Goldstein asociaría la alteración del desarrollo con la exposición a radiaciones ionizantes.

Desde entonces se ha realizado numerosos estudios sobre las radiaciones ionizantes y sus efectos en el material biológico.

Mecanismos de acción de la radiación sobre un material biológico:

Los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes representan la reacción de los seres vivos, para controlar la energía disipada por la radiación ionizante en los tejidos. Al discutir los efectos biológicos producidos, es importante tener presente las siguientes generalizaciones: ⁸³⁻⁸⁵

a.- La interacción de la radiación a nivel celular tiene lugar al azar, o lo que es equivalente posee carácter probabilístico. Esta afirmación equivale a decir, que en el caso que incida sobre la célula una partícula ionizante, se puede producir o no interacción y en este último caso, pueden o no producirse daños.

b.- La interacción de la radiación en una célula no es selectiva, lo que equivale a decir que la energía procedente de la radiación ionizante se deposita de forma aleatoria en la célula. La radiación no muestra preferencia por ninguna estructura celular particular.

c.- Los cambios apreciables producidos en las células, tejidos y órganos como resultado de una interacción con radiaciones ionizantes no son únicos, al no poder distinguirse los daños producidos por otros tipos de trauma, por tanto la lesión producida es de carácter inespecífico.

d.- La acción de las radiaciones sobre las células es siempre de tipo lesivo, lo que

puede aprovecharse, por ejemplo en radioterapia, para destruir células neoplásicas malignas.

Cuando las radiaciones ionizantes interactúan con la materia se produce una serie de fenómenos cuya consecuencia es la modificación de dicha materia. El ser vivo se defiende de esta agresión mediante una serie de mecanismos que intentan la reparación de la alteración inducida. Según la efectividad de estos mecanismos la alteración será más o menos importante. ⁸⁶⁻⁸⁸

Cuando las células absorben radiaciones ionizantes, tiene lugar un proceso de ionización y excitación. Los átomos y las moléculas ionizados y excitados se disponen formando moléculas estables o inestables, o bien radicales libres, produciéndose nuevas reacciones químicas. En cualquier parte de la complicada estructura de la célula pueden dar lugar a una serie de efectos nocivos, como son: inhibición de la división celular, anormalidad en las funciones de la célula, muerte de éstas o alteración en la estructura de los genes de las células reproductoras, que en definitiva podría dar lugar a cambios genéticos. El daño causado depende de la cantidad de energía absorbida, de la velocidad de absorción y del mecanismo seguido por ésta, y es acumulativo a lo largo de prolongados intervalos de tiempo. ⁸⁹

Los efectos biológicos de las radiaciones derivan de su capacidad de inducir ionizaciones, eyección de electrones cargados negativamente quedando el átomo cargado positivamente formándose el llamado par iónico, excitaciones moleculares, cambiando uno o varios electrones de órbita y procesos de ionización secundaria, ello se da por la acción de los radicales libres derivados de la irradiación de moléculas de agua

intracelular, provocando una agresión celular.

Esta agresión se traducirá en una *lesión celular*. Al irradiar una célula puede ocurrir que esta muera, letal, que se induzca una mutación lesión del DNA, o bien que se activen los mecanismos de reparación celular. Se sabe que la célula posee mecanismos de respuesta a la radiación. Estudios realizados con linfocitos humanos expuestos primero a bajas dosis de radiaciones y después a elevadas se ha visto que el efecto de esta segunda radiación varia ya que la primera desencadena un mecanismo enzimático de reparación y la aparición de proteínas protectoras que hacen que disminuya el número de aberraciones cromosómicas.^{80,82}

Los factores de riesgo medios para los distintos órganos y tejidos son los siguientes:

- 1.- Gónadas
- 2.- Hueso
- 3.- Médula
- 4.- Pulmón
- 5.- Tiroides
- 6.- Mama

En segundo lugar es importante la clasificación de estos efectos en dos grandes grupos: *Efectos probabilísticos o estocásticos*, cuyas características más esenciales son:

- No presentan dosis umbral.
- La probabilidad que aparezcan es proporcional a la dosis de radiación recibida.
- Son siempre muy graves.

- Se caracterizan por presentar un período de latencia generalmente largo. Un ejemplo típico de efecto probabilístico es el cáncer.

Efectos deterministas o no estocásticos, cuyos atributos más importantes son:

75,76,78,81,90,91

- Su gravedad depende de la dosis, existiendo una dosis umbral por debajo de la cual no se produce el efecto
- Su período de latencia es corto

Los efectos deterministas son somáticos. Ejemplo de efectos de tipo determinista son: anemia, alopecia, radiodermatitis, cataratas, eritema, etc. La notable diferencia entre ambos efectos en especial su gravedad, se debe a que un efecto probabilístico puede ser causado, por ejemplo, por la interacción de un fotón aislado, sobre una célula, con lo cual, la gravedad sólo depende del tipo de efecto, y no de la dosis de radiación que lo indujo. En cambio, depende de la dosis la probabilidad de aparición del efecto, esto es, su manifestación será tanto más probable cuanto más radiación se reciba. La gravedad del efecto biológico determinista depende de la dosis, *a mayor dosis recibida mayor gravedad del efecto*. Los efectos probabilísticos de la radiación se presentan, por lo general, tardíamente y pueden afectar al individuo o a su descendencia. En el primer caso se hable de efectos somáticos y en el segundo de efectos genéticos.

Efectos somáticos

Los efectos somáticos más importantes, que afectan a la salud del individuo son la leucemia y diversos tipos de cáncer.

Los efectos genéticos afectan a la salud de los descendientes del individuo expuesto y se deben a mutaciones que dan origen a malformaciones. Como son de carácter inespecífico, no pueden atribuirse con seguridad ningún tipo de mutación a la acción de las radiaciones. Por ejemplo, el Síndrome de Down en los seres humanos puede ser un efecto genético radioinducido o producido por otras causas.

3.8 Radiación asociada a procedimientos de cardiología intervencionista

La radiología intervencionista y la cardiología intervencionista contribuyen de forma significativa a la exposición de radiaciones ionizantes tanto a los pacientes como al personal médico. De acuerdo con los resultados publicados por la *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*, los procedimientos de intervencionismo radiológico representa el 1% del uso de la radiación en el campo médico en general, mientras que contribuyen con el 10% de la dosis colectiva.⁹²

Los procedimientos de intervencionismo cardíaco más frecuentemente descritos son la angiografía y angioplastia coronaria (cada una por separado o en conjunto), seguidos de la ablación por radiofrecuencia. Las formas más frecuentes de medir la radiación en el personal expuesto en la mayoría de estudios ha sido el tiempo de radioscopia, el producto de la dosis por el área (DAP) y la dosis efectiva.^{93,94}

El tiempo de radioscopia (usualmente medido en minutos) no es una medida dosimétrica directamente, de cualquier manera, es ampliamente usada para medir la dosimetría del paciente y del personal sanitario ya que es fácilmente accesible y aún es la única fuente de medición en muchos laboratorios de intervencionismo. Sin embargo, no otorga información sobre la tasa de dosis absorbida.^{95,96} El DAP (medido en Gy x cm²) es el producto de dosis de radiación en el aire en un plano dado por el área de radiación del rayo.⁹⁷ Mide básicamente la dosis absorbida en piel y para su cuantificación se usa una cámara de ionización que se encuentra dentro del equipo de rayos X. Por último, la dosis efectiva (medida en mSv) introducida por la Comisión de Protección Radiológica Internacional,⁹⁷ es ampliamente usado para medir los efectos estocásticos relacionados, para medición de efectos directos de la radiación, y como medida para el valor límite de dosis recibida para limitar los efectos deletéreos cancerígenos y hereditarios. La dosis efectiva es por lo tanto, la medida de mayor valor pronóstico en la población expuesta a riesgo para estimar el riesgo de los efectos estocásticos de la radiación.⁹⁹⁻¹⁰¹

El estudio electrofisiológico en general es el que se relaciona con una menor tasa de exposición a la radiación, mientras que la radioscopia es usada de forma exclusiva (sin adquisición de imágenes), sin embargo, la ARF es el procedimiento con mayor tasa de DAP y dosis efectiva, debido a la extensión de los tiempos de radioscopia.

Los procedimientos de intervencionismo cardíaco ofrecen grandes ventajas diagnósticas y terapéuticas a los pacientes, pero también someten a los mismos pacientes y al personal sanitario a considerables dosis de radiación. En promedio una angiografía coronaria corresponde a una dosis de radiación equivalente 300 radiografías de tórax, una angioplastia mas implantación de una prótesis endovascular corresponde a

1000 radiografías de tórax, mientras que un procedimiento de ablación por radiofrecuencia equivale a 1500 radiografías de tórax . ¹⁰²⁻¹⁰⁶

De cualquier manera, los riesgos inherentes a la radiación siempre deben ser tema de preocupación principalmente en los procedimientos complejos, ya que la dosis absorbida en piel por los pacientes puede rebasar los efectos determinísticos, con el consecuente incremento en la probabilidad de efectos estocásticos, especialmente en pacientes jóvenes. ¹⁰⁷⁻¹²⁰

4. Sistemas de navegación tridimensional en aritmología

4.1 Definición e historia

La relación entre los electrocatéteres y la silueta cardíaca, en una imagen bidimensional obtenida por radioscopia ha sido la única referencia a la hora de interpretar la localización anatómica de los sustratos arrítmicos y la identificación espacial de los electrocatéteres.¹²¹ La cartografía a través de técnicas convencionales usando rayos X, se basa en la capacidad del operador para crear mentalmente circuitos de activación basados en los datos de los electrogramas recogidos por los catéteres intracavitarios. De este modo, la información que ofrece la cartografía en bidimensional tiene ciertas limitaciones ya que los procedimientos de ablación con catéter han evolucionado en los últimos años a la creación de líneas de bloqueo y al aislamiento eléctrico de estructuras, lo que implica la necesidad de un control preciso de la ubicación del catéter y de las peculiaridades anatómicas de cada paciente.

A finales de los años 90 se publicaron las primeras aplicaciones clínicas de los llamados sistemas de navegación, que permitían una cartografía computarizada al margen de la guía fluoroscópica que permitían la visualización de todos o algunos de los electrocatéteres de cartografía en 3D y en tiempo real.¹²²

Debe mencionarse que la reciente aparición de sistemas de navegación remota de los catéteres, que permiten movilizar los catéteres a distancia y que frecuentemente se combinan con los mencionados sistemas de asistencia a la navegación, como se comenta

más abajo en este mismo capítulo, han llevado a la confusión en la utilización del término de navegador, que se usa indistintamente para ambos tipos de sistemas pero que no debe llevar a confundirlos.

Estos sistemas de asistencia a la navegación se basan en la generación de un campo de energía tridimensional (eléctrico, electromagnético, ultrasónico, etc.) de forma que la posición del catéter explorador se determina mediante un sensor/emisor de este campo situado en su extremo distal y que permite, dependiendo de la variación de la señal que recoja, estimar la distancia física que lo separa en cada eje de unas referencias estáticas (que pueden ser externas o internas).

La información recogida se digitaliza, procesa y representa en un modelo espacial digital, de forma que se observa en la pantalla del ordenador la representación espacial del electrodo explorador, cuyo desplazamiento se puede controlar en las 3 dimensiones del espacio (navegación 3-D no fluoroscópica). El marcado de puntos en este modelo tridimensional y su posterior unión por la aplicación informática llevan a la reconstrucción de la superficie endocárdica de las cavidades cardíacas. Algunos de estos sistemas disponen además de una unidad de registro de señales eléctricas intracavitarias, es decir, actúan como un polígrafo simplificado de electrofisiología, lo que permite recoger las características eléctricas (amplitud y tiempo de activación de los electrogramas endocárdicos), junto a la posición espacial de cada punto explorado. Esto introduce la posibilidad de representar mapas de activación eléctrica y de secuencia de despolarización, así como de voltaje de la señal en la representación anatómica de la cavidad. De esta forma, se facilita el diagnóstico de circuitos complejos de reentrada, así como la localización de áreas de cicatriz o inertes eléctricamente y que pueden actuar como barreras de la conducción eléctrica.

Actualmente los principales desarrollos tecnológicos en sistemas de asistencia a la navegación en electrofisiología son: el sistema CARTO ¹²³ (Biosense, Cordis- Webster), la cartografía sin contacto ¹²⁴ (EnSite NavX y EnSite Array; St Jude Medical), el sistema LocaLisa® ¹²² (Medtronic) y el denominado sistema de posicionamiento tridimensional en tiempo real (RPM®; Real-Time Position Management System; Boston Scientific, S.A.)

Si bien es cierto que los sistemas convencionales guiados por radioscopia siguen siendo por ahora pieza fundamental en la mayoría de los procedimientos de ablación tienen importantes limitaciones, esencialmente para el abordaje de sustratos complejos cada vez mas frecuentes; además de disminuir los potenciales efectos dañinos secundarios al uso de las radiaciones ionizantes tanto para los pacientes como para el personal sanitario.

^{125,126} Aunque la reducción del tiempo de exploración radiológica proporcionada por estos desarrollos tecnológicos podría parecer evidente, no se consigue optimizar sin una disciplina que nos habitúe a limitar al máximo el uso de la radioscopia, sin embargo, cada vez mas grupos de trabajo en todo el mundo usan ampliamente estos sistemas no fluoroscópica para reducir el tiempo de exposición a la radiación durante los procedimientos y mejorar los resultado de la ablación. ¹²⁷⁻¹³⁰

4.2 Descripción de los principales sistemas

En general, los sistemas de navegación en electrofisiología deben ser capaces de:

(i) hacer una réplica lo mas exacta posible de la anatomía cardíaca donde tiene lugar la arritmia subyacente, (ii) proporcionar una representación de la activación eléctrica de esa

cámara, y (iii) etiquetar los posibles sitios de ablación o zonas de interés. La mayoría de los sistemas de navegación, presentan las funciones descritas anteriormente, pero con algunas diferencias entre si que están detalladas a continuación.

4.2.1 LocaLisa (Medtronic Inc)

Fue diseñado en el departamento de cardiología del Hospital Universitario de Utrecht, de los Países Bajos en 1998. El sistema utiliza campos de energía a distinta frecuencia de aproximadamente 30 kHz. Tres pares de electrodos posicionados en las tres direcciones del espacio X,Y,Z, y en planos rectos unos a otros alrededor del corazón, son necesarios para localizar los catéteres. Usando dichos electrodos, tres ondas de RF diferentes de bajo potencial son generadas para crear tres campos ortogonales en tiempo real, estos campos eléctricos crean un gradiente de voltaje axial, permitiendo al sistema calcular la posición de los catéteres, para ello es necesario una referencia para calibrar el sistema con una referencia. Permite almacenar los puntos anatómicos correspondientes por donde se va colocando el catéter a lo largo del estudio, con un error de precisión respecto a la posición real del catéter, de 1-2 mm. ^{130,131}

Al igual que otros sistemas, también permite etiquetar los puntos de interés, tanto anatómicos (seno coronario, His, etc) como puntos clave para la ablación por radiofrecuencia, pero que, por contra, sólo ofrece navegación no fluoroscópica y marcado de puntos, sin que disponga de reconstrucción anatómica ni de mapas de activación o de voltaje (**figura 8**).

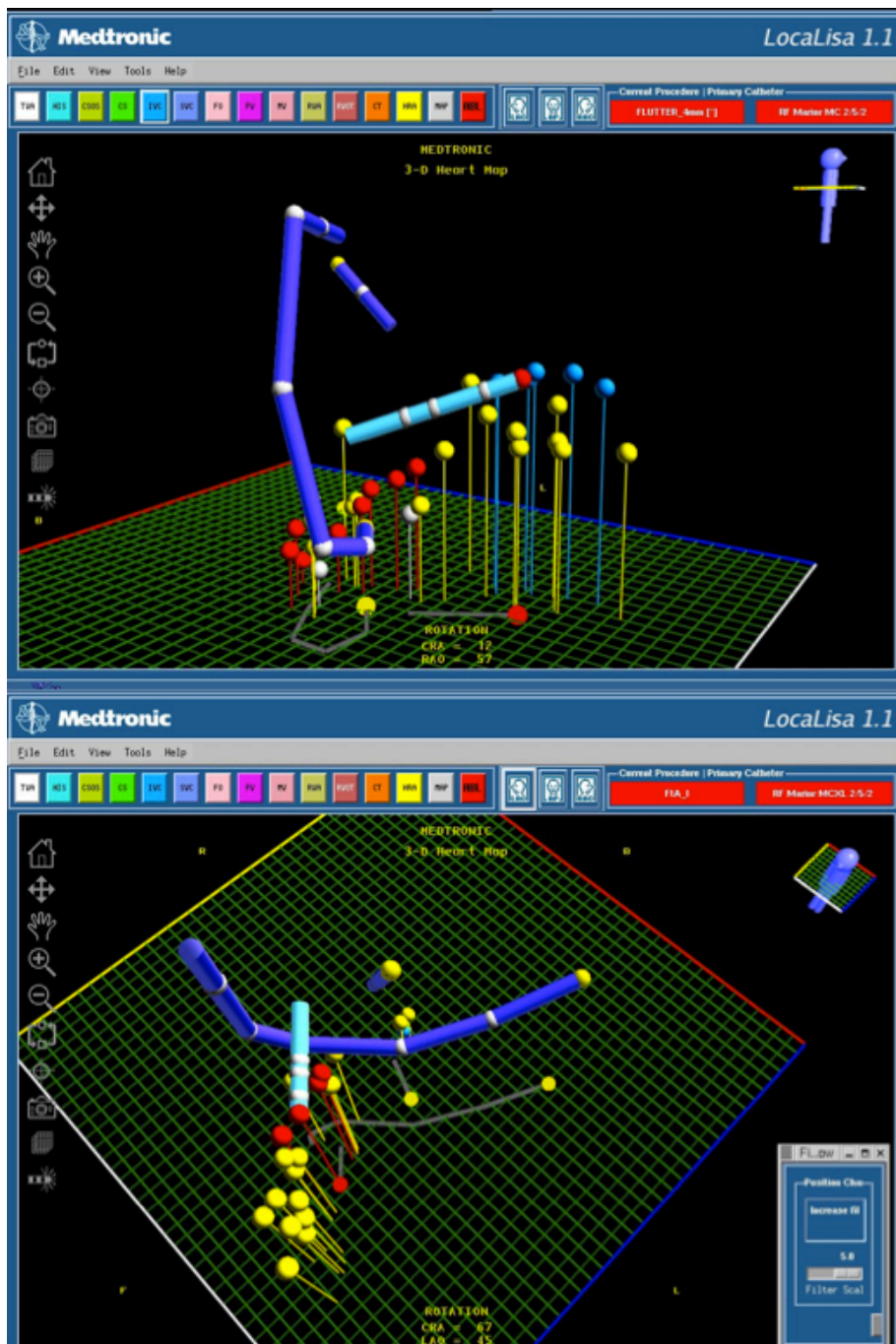


Figura 8. Uso del sistema Localisa para la ablación del istmo cavotricuspídeo (ICT) en un paciente con flúter auricular común. Panel superior se observa una vista virtual oblicua derecha y se representan el catéter de ablación (azul claro) y dos catéteres diagnósticos (violeta); además de los puntos de ablación sobre el ICT (bolas amarillas, azules y rojas). Panel inferior; mismo caso con visión craneal.

Nuestro grupo de trabajo fue uno de los primeros en publicar la utilidad de ese sistema en la cartografía y ablación de taquicardias ventriculares, con resultados aceptables (**Figura 9**).¹³¹

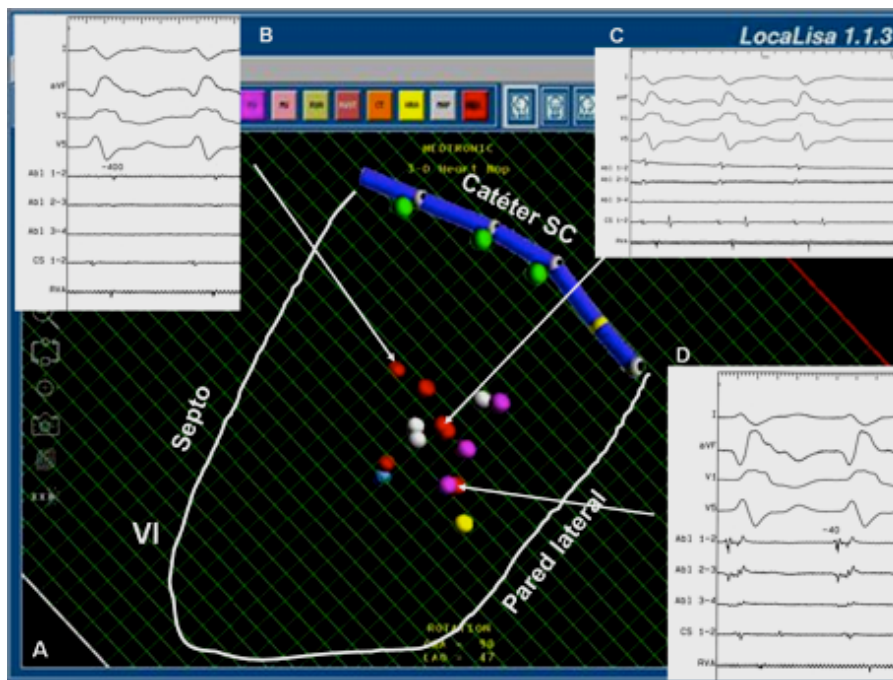


Figura 9. Ablación de taquicardia ventricular asistido por el sistema LocaLisa en un paciente con cardiopatía isquémica. Relación entre los puntos de éxito de la ablación marcados con bolas rojas y los electrogramas intracavitarios en una representación virtual del ventrículo izquierdo. Tomado de Abello et al. Ablación de taquicardias ventriculares guiada mediante sistema LocaLisa en pacientes con cardiopatía estructural. Rev Esp Cardiol 2004;57:737-44.

El sistema permite el control de la posición de hasta 10 electrodos en una imagen biplano simultánea. Sin embargo, la ausencia de una construcción intracavitaria tridimensional es una de las principales limitaciones del sistema. Por otro lado, la independencia del navegador en relación con el tipo de catéteres usados en el procedimiento abarata de manera considerable su coste y generaliza su disponibilidad a la mayoría de los laboratorios, aunque en la actualidad está poco difundida y ha dejado de desarrollarse hace algunos años por la compañía responsable (Medtronic).

4.2.2.CARTO (Biosense, Cordis- Webster)

Este es uno de los sistemas mas antiguos, por lo tanto, mas difundido, lo que podría explicar en parte, el mayor sustento iconográfico con respecto a otros navegadores. Se basa en la utilización de 3 campos magnéticos generados por un emisor externo al paciente y que se ubica debajo de la mesa de operaciones. Este emisor utiliza tres bobinas que generan campos magnéticos ultrabajos que cubren de manera espacio-temporal la región del tórax del paciente. Conjuntamente, un sensor magnético (integrado en la punta del catéter de ablación) sirve para medir la intensidad de este campo magnético. **Figura 10.**

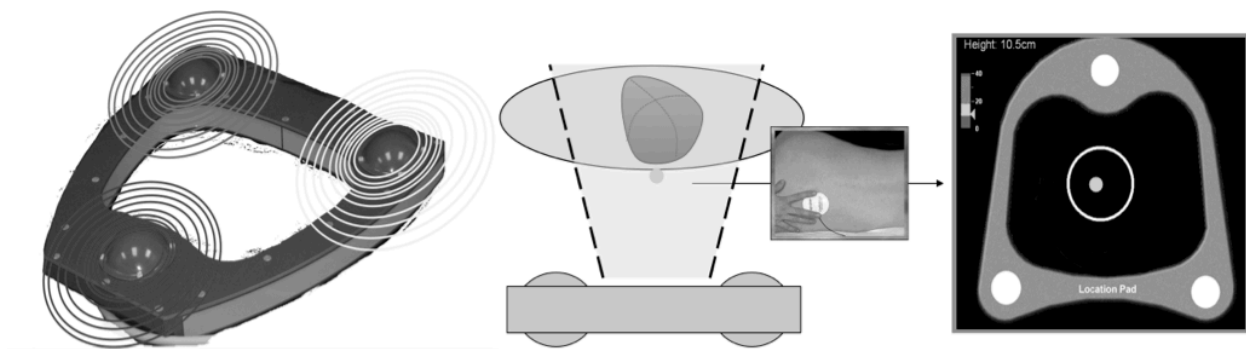


Figura 10. Emisor externo que se coloca debajo de la mesa de operaciones y que genera el campo electromagnético para la localización del catéter de ablación y la reconstrucción anatómica de la cavidad.

Este catéter tetrapolar de punta flexible 7F (NAVISTAR, Biosense, Cordis- Webster) posee además del sensor de campo magnético, un termopar cerca de la punta que se utiliza para el control de temperatura en el momento de realizar la ablación. Para la localización del catéter de cartografía en 3D y tiempo real, es necesario que se registre en

relación a un parche de referencia externo, que se fija en la espalda del paciente. Así permite compensar tanto el movimiento de los latidos cardíacos, como los del paciente.

A la vez que el catéter va adquiriendo puntos para la reconstrucción anatómica mientras es desplazado a lo largo de la superficie interna de la cámara, registra los tiempos de activación de los potenciales locales para realizar el mapeo de la arritmia.

Es importante comprender que estos tiempos se realizan comparándolos con un punto, instante, de referencia que es escogido, se debe seleccionar un catéter o señal de superficie en posición estable (seno coronario, aVD, QRS etc), con el fin de proporcionar la referencia eléctrica en la “ventana de interés”.

De esta forma, cada punto cartografiado se relaciona el tiempo de activación con respecto a la señal de referencia de la “venta de interés” en una localización 3D del endocardio.¹³² De esta manera, el tiempo transcurrido entre el electrograma registrado por el catéter hasta la activación de la referencia escogida puede ser precoz, simultáneo o tardío, y es calculado automáticamente por el sistema, pero a menudo ha de ser reajustado manualmente. Viene representado por una gradación de colores, siendo el color rojo lo más precoz (el punto cuya activación precede más al del electrograma de referencia) y el violeta lo más tardío; los puntos de activación intermedia se van representando con un degradado de los colores del arco iris.

La información electrofisiológica relevante, que identifica áreas de precocidad (mediante mapas de activación), curso de circuitos reentrantes (mapas de propagación) o áreas de cicatriz endocárdica que delimitan istmos tisulares (mapas de voltaje), se presenta en un soporte de imagen que facilita la integración anatómica y funcional, sobre

todo en cartografías complejas.

4.2.3 RPM (Realtime Position Management) (Boston Scientific)

Comenzó a desarrollarse en 1999. Es un sistema basado en la tecnología de ultrasonidos. Para ello son necesarios tres catéteres con sensores de ultrasonido para la configuración de la reconstrucción anatómica, dos catéteres diagnósticos (seno coronario y ventrículo derecho) de curva fija y de diámetro de 6 French, y un catéter de ablación de 7 French. Los pulsos de ultrasonido son enviados a los traductores de los catéteres, y a través de el retardo del ultrasonido se calcula en un espacio determinado, la posición 3D y la distancia entre los catéteres. ¹³³ (figura 11)

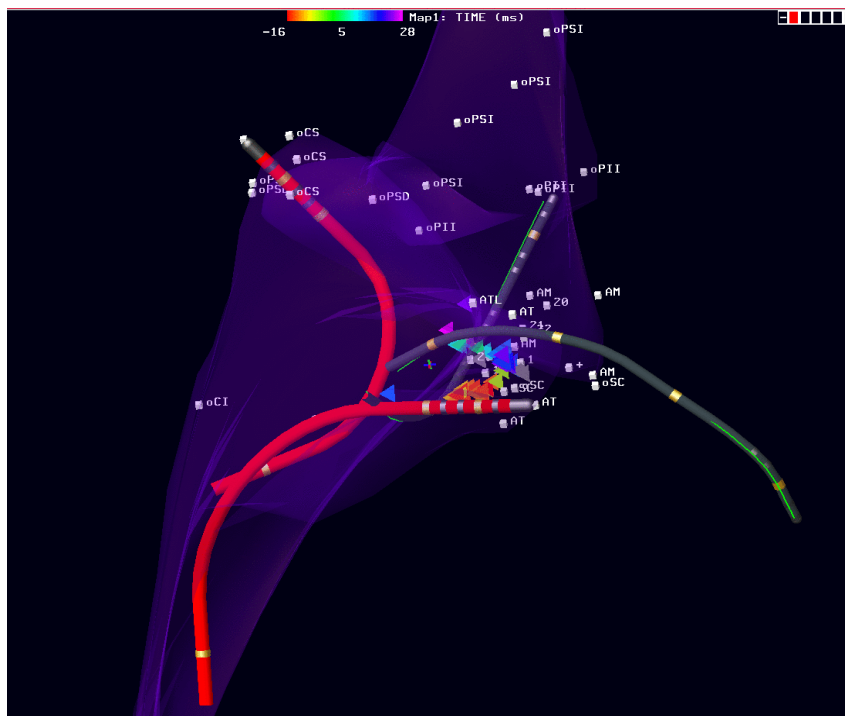


Figura 11. Representación virtual de la aurícula derecha durante la ablación del istmo cavotricuspidé en un paciente con flúter auricular común usando el sistema RPM.

Igualmente permite realizar como los primeros sistemas todas las funciones mencionadas anteriormente, pero presenta importantes limitaciones que han limitado su uso en la actualidad, como el hecho de requerir catéteres exploradores especiales con transductores ultrasónicos, lo que complica y encarece los procedimientos, además se ha descrito que produce interferencia generada por la ARF (aunque esto fue mejorado con la aplicación de pulsos intermitentes de RF).

4.2.4 Sistema EnSite NavX (St Jude Medical)

El sistema NavX se comenzó a utilizar de forma rutinaria en 2004.^{134,135} Se basa en potenciales eléctricos de baja frecuencia para obtener la imagen del corazón. Consiste en tres pares de parches ubicados en la superficie del cuerpo, y colocados en ejes ortogonales con respecto al tórax del paciente. Cada par de parches genera potenciales eléctricos. Estos campos eléctricos crean un gradiente de voltaje axial, de esta manera, el voltaje registrado y la impedancia que genera cada electrodo del catéter permiten definir la distancia respecto a cada parche, y finalmente su localización en el espacio, que a su vez es calibrada con la ayuda de un electrodo de referencia. El sistema de navegación puede mostrar en un espacio 3D cualquiera de los catéteres de electrofisiología convencionales lo que simplifica y no encarece tanto los procedimientos. Permite la visualización de hasta 8 catéteres de cualquier tipo y de 64 electrodos simultáneamente **(Figura 12)**.

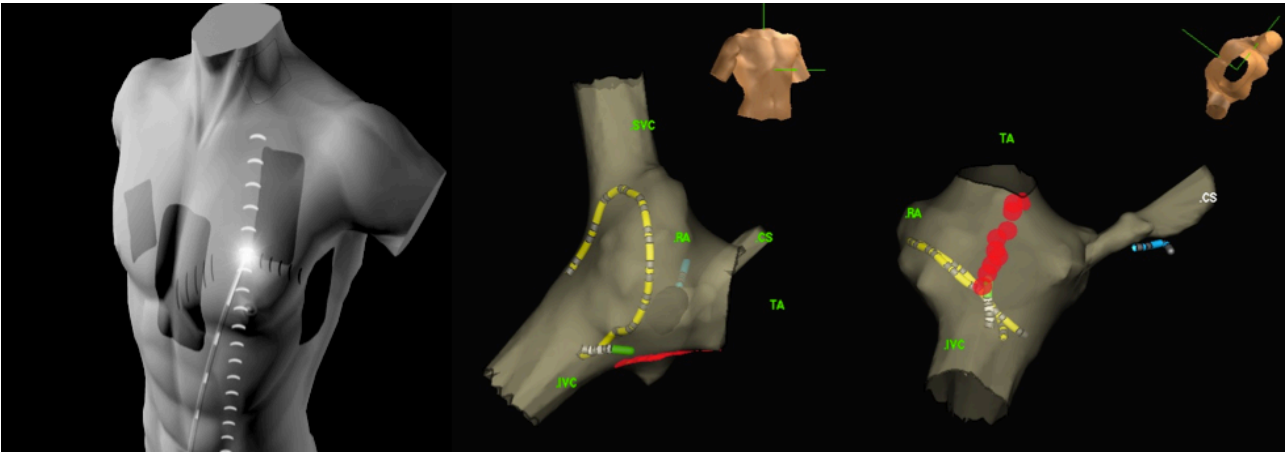


Figura 12. Panel de la izquierda: representación esquemática de los tres pares de parches que generan el campo de navegación sobre el torso del paciente. Panel centro y derecha: reconstrucción anatómica de la aurícula derecha (AD), vena cava inferior y cava superior (ICV, SVC) y anillo tricuspídeo (TA) en un paciente al que se le realizó ablación del istmo cavo tricuspídeo asistido por el sistema Ensite NavX. En la reconstrucción anatómica pueden observarse la representación de un catéter de ablación, un multipolar alrededor del TA y un tetrapolar emplazado en el seno coronario (CS).

Al igual que la mayoría de los sistemas antes descritos, el sistema EnSite NavX se basa en la adquisición de información eléctrica de la superficie endocárdica con uno o varios electrodos exploradores, posteriormente dicha información se digitaliza, procesa y representa en un modelo espacial digital para navegación 3D no fluoroscópica. El marcado de puntos en este modelo tridimensional y su posterior unión por la aplicación informática reproducen la reconstrucción anatómica.

Por otra parte, para la reconstrucción anatómica de la cavidad a explorar, y la creación de diferentes tipos de mapas el sistema necesita una referencia que puede ser externa (parches cutáneos) o interna (electrocáteter localizado en una cavidad cardíaca). Permite obtener puntos de anatomía, activación o voltaje “punto a punto” o de forma simultánea con todos los catéteres que estén dentro de la cámara cardíaca.

También tiene la posibilidad, al igual que el sistema CARTO, de realizar integración

de la imagen reconstruida con imágenes de TAC o RMN cardíaca. El sistema EnSite NavX cuenta con unas características similares a las de los sistemas de registro de electrofisiología tradicionales, permitiéndole la obtención, el almacenamiento y la visualización como trazados de forma de onda de ECG de superficie y de electrogramas intracardíacos.

Existen algunas limitaciones como la distorsión de la reconstrucción anatómica que se puede ver en algunos casos, sobretodo en estructuras complejas para el acceso con el catéter explorador (anillos valvulares, ostia de venas pulmonares, etc) por lo que dificulta la obtención geometría mas real. Es importante resaltar que el sistema permite la adquisición de “puntos de anatomía” bajo 5 modalidades distintas (desde velocidad adquisición muy lenta hasta muy rápida), la principal limitación de las modalidades rápidas es la pérdida del detalle de estructuras anatómicas. Hecho este a tomar en cuenta cuando se desea realizar reconstrucciones anatómicas que requieran de cartografía mas minuciosa. Por el contrario, la utilización de modalidades “lentas” o “muy lentas” en el proceso de adquisición de puntos anatómicos dará como resultado mayor detalle de las estructuras.

Por otra parte, la reconstrucción anatómica depende de una referencia (externa o interna), por lo que pequeños desplazamientos de esta referencia repercuten de forma importante en la estabilidad espacial de la reconstrucción anatómica. Este último elemento, se puede mejorar con el uso de catéteres de fijación activa para la referencia interna o a través de la herramienta *Enguide Aligment* que permite “arrastrar” el mapa y reubicarlo donde se encontraba previamente.

4.2.5 Cartografía sin contacto: EnSite Array (St Jude Medical)

Esta compuesto por un catéter de 9 French de diámetro que posee en la punta un balón sellado en forma de elipse con un volumen de 8 ml y con 64 electrodos que se distribuyen en la superficie de dicho balón (que se coloca en la cavidad que se desea cartografiar) (**Figura 13**). La principal característica de este sistema es que el balón permite la recolección de datos electroanatómicos sin la necesidad de estar en contacto directo con el tejido (de ahí su nombre).

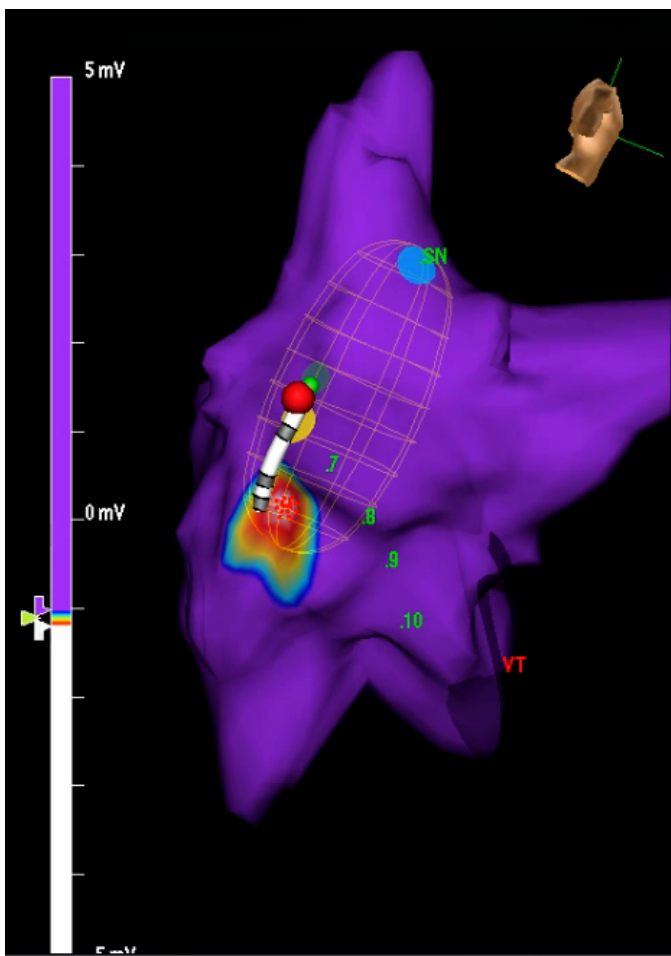


Figura 13. Uso del sistema EnSite Array para la reconstrucción anatómica de la aurícula derecha (RA) en un paciente con una taquicardia focal de la crista terminalis. Puede observarse el punto de activación mas precoz de la taquicardia (zona roja-blanca).

Para localizar el catéter de cartografía en 3D se administra una señal de baja energía, de 5,6 kHz, que pasa de forma alternante entre dicho catéter de cartografía y el electrodo proximal del catéter sin contacto, de esta manera el sistema determina el ángulo con el que entra la señal y permite reconocer su procedencia espacial. De esta forma permite mover el catéter de cartografía sobre cualquier punto del endocardio virtual evitando el uso de radioscopia.

La información de los 64 electrodos (en forma de electrogramas unipolares) son recogidas por el balón, filtradas y digitalizadas. Finalmente, a partir de los 64 electrogramas, el sistema utiliza una aplicación matemática y consigue obtener mas de 3000 electrogramas virtuales, asignados cada uno de ellos a un punto de la superficie endocárdica.

Estos electrogramas se filtran nuevamente, se hacen las medidas de voltaje, se codifican en color y a partir de ahí se hace la representación de la imagen 3D.

Los datos obtenidos pueden presentarse de diferentes formas:

La cartografía isopotencial muestra los voltajes detectados por el Array en forma de mapas tridimensionales, en los que el color representa los intervalos de potenciales eléctricos de hasta 3000 de puntos que se distribuyen por la superficie endocárdica y simultáneamente se realiza una animación de la misma información en la ventana de mapas isopotenciales.

La herramienta de Búsqueda de Activación Más Precoz proporciona una interfaz sencilla para localizar el sitio de activación más precoz en un latido ectópico.

Su principal ventaja consiste en la adquisición de múltiples electrogramas incluso con un solo latido, resultando especialmente útil en la cartografía de extrasístoles, taquicardias no sostenidas y en trastornos del ritmo mal tolerados hemodinámicamente. Las desventajas incluyen la inexactitud en la morfología y tiempo de activación de los electrogramas de puntos ubicados a grandes distancias del catéter balón, la dificultad en su colocación, especialmente en ciertas cámaras como el ventrículo izquierdo en el que su empleo resulta problemático, y la imprecisión en la reconstrucción anatómica de la geometría de ciertas porciones de las cámaras estudiadas.

En la **tabla III** se realiza una comparación entre los principales sistemas de navegación.

Tabla III. Comparación entre los diferentes tipos de sistemas de navegación no fluoroscópica

	Carto	Ensite-Array	Ensite-NaxV	RMP	LocaLisa
Reproducción de la anatomía	+	+	+	+	—
Distorsión geométrica	Globular (elimina ángulos)*	> distancia al balón	Planar (por efecto de las impedancias)*	Globular	—
Visualización de VVPP, VCI, VCS	+	+	+	—	—
Localización del esófago	—	+	+	—	+
Precisión espacial (mm)	1	< 1	<1	2	2
Reproducción de múltiples cámaras (simultáneas)	+	—	+	—	—
Mapa de activación	+	+	+	+	—
Mapa de voltaje	+	+	+	+	—
Mapas: CAFE, CR, Impedancia, Frec. dominante	+	+	+	—	—
Electrodos activos	26	Array + 4	64	—	—
Integración TAC, RMN	+	+	+	—	—
Visión de “transparencia”	+	+	+	+	—
Catéter de específico de ablación	+	—	—	+	—

*: Corregido con la versión Carto3 y corregido con la herramienta de Field Scaling del sistema EnSite NavX.

VVPP: venas pulmonares, VCI, VCS: vena cava inferior y superior; CAFE: del inglés electrogramas complejos auriculares fragmentados; CR: ciclos de retorno; TAC: tomografía axial computarizada; RMN: resonancia magnética nuclear.

4.3 Utilidades

4.3.1 Navegación no fluoroscópica

La navegación no fluoroscópica se refiere a la posibilidad de desplazarse y realizar cartografía dentro de las estructuras cardíacas a través de una serie de sistemas sin la necesidad de guía convencional fluoroscópica; se basan en la generación de un campo de energía tridimensional (eléctrico, electromagnético, ultrasónico, etc.) de forma que la posición del catéter explorador se determina mediante un sensor/emisor de este campo situado en su extremo distal y que, dependiendo de la variación de la señal que recoja, permite estimar la distancia que lo separa en cada eje de unas referencias estáticas.

En la actualidad muchos de los laboratorios de electrofisiología en el mundo, se han apegado a estas tecnologías, haciéndolas parte rutinaria y complementaria en los procedimientos de ablación. Debido a las consecuencias deletéreas de la radiación sobre el paciente y el personal de salud, existe una tendencia cada vez mayor a utilizar estos sistemas, e incluso, utilizarlos de forma exclusiva (sin apoyo de rayos X) en algunos sustratos. ¹³⁵⁻¹³⁹

4.3.2 Reconstrucción geométrica, marcado de puntos de interés y de lesiones

Reconstrucción geométrica

Esta herramienta proporciona el primer paso para la cartografía 3D de la arritmia. Un sistema de navegación debe tratar replicar fielmente la anatomía de una estructura en estudio. Es decir, la reconstrucción geométrica se debe “parecer” a la cámara en estudio. La medida de qué tanto se puedan parecer, depende del operador así como del software disponible. El marcado de puntos en un espacio 3D y su posterior unión por la aplicación informática tienen como resultado la reconstrucción de la superficie endocárdica de las cavidades cardíacas. La resolución de la anatomía es por lo tanto, el resultado del número de puntos que se tomen durante el proceso de creación de la geometría. Cuantos más puntos se tomen, más representativa será la reconstrucción.

Las superficies se crean arrastrando suavemente un catéter seleccionado a localizaciones de una estructura cardíaca. A medida que se mueve el catéter, se recogen puntos en todos los electrodos del catéter y entre ellos. Las superficies se delimitan alrededor de los puntos más externos. Este proceso se puede repetir para crear varias superficies, borrar o editar posteriormente.

El problema de los sistemas de cartografía, proviene de los algoritmos utilizados para conectar gráficamente tres o más puntos (interpolación) tomados con el catéter explorador, para posteriormente realizar un segmento de anatomía y posterior volumen de la cavidad. Esta interpolación entre puntos a lo largo de una anatomía no complicada, reproduce de forma bastante parecida geometría de la cavidad en estudio; sin embargo en los casos de estructuras “de salida o entrada” como las válvulas, venas, etc, el proceso de reconstrucción puede ser menos exacto. Algunos sistemas son más propensos a “obliterar la interpolación”, suavizado los ángulos que definen las estructuras subyacentes y dando una imagen más homogénea.

Marcado de puntos de interés y de lesiones

Por medio de esta herramienta, en los diferentes sistemas se pueden asignar etiquetas (marcas espaciales) del catéter de ablación o de los catéteres diagnósticos y relocalarlos (en casos de desplazamiento involuntario o durante la cartografía) de forma bastante precisa en los puntos de interés. Esto permite entre otras cosas, poder realizar la ablación por radiofrecuencia usando un abordaje anatómico en ritmo sinusal. Este método es particularmente útil en las taquicardias con mala tolerancia hemodinámica como las taquicardias ventriculares, debido a que la información de la cartografía puede ser adquirida y grabada durante episodios cortos de taquicardia, y posteriormente realizar la ARF en ritmo sinusal. ¹⁴⁰ **Figura 14**

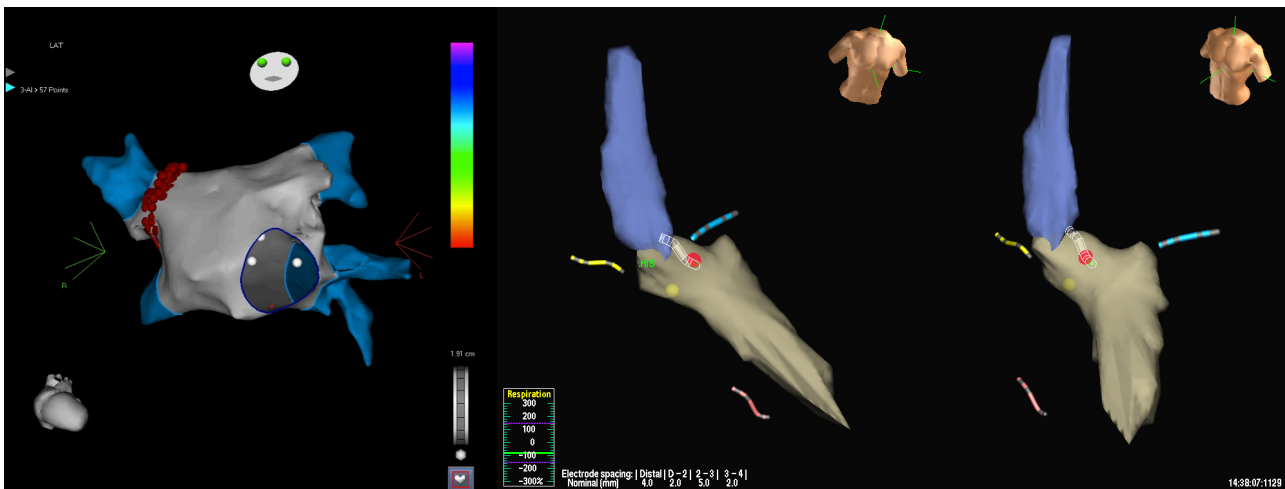


Figura 14. Izquierda: Reconstrucción anatómica 3D de la aurícula izquierda con sistema CARTO en un paciente que se le realiza ablación de fibrilación auricular. Están etiquetados los puntos de interés antes de realizar la ablación (ostia de venas pulmonares) y posteriormente marcados con bolas rojas para guiar la radiofrecuencia. Centro y derecha: proyecciones oblicua derecha e izquierda con ligera angulación craneal de una reconstrucción anatómica realizada con el sistema EnSite NavX del ventrículo izquierdo con el tracto de salida y la raíz de la aorta en un paciente que se le realizó ablación de una taquicardia ventricular idiopática de la unión mitroaórtica. Se puede observar la demarcación de la zona del His con una etiqueta, el potencial de rama izquierda (bola amarilla) y zona de mayor precocidad donde se realizó la ablación efectiva en ritmo sinusal (circulo rojo).

De la misma forma se pueden etiquetar estructuras importantes como el His, que son usualmente “evitadas” durante la ablación. La posibilidad de marcar sitios de ablación no exitosa ayuda a identificar la localización correcta al momento de ablación y evitar la formación de edemas locales debido a múltiples aplicaciones infructuosas especialmente en los casos de taquicardias auriculares focales, TV idiopáticas o VAc. **Figura 15**

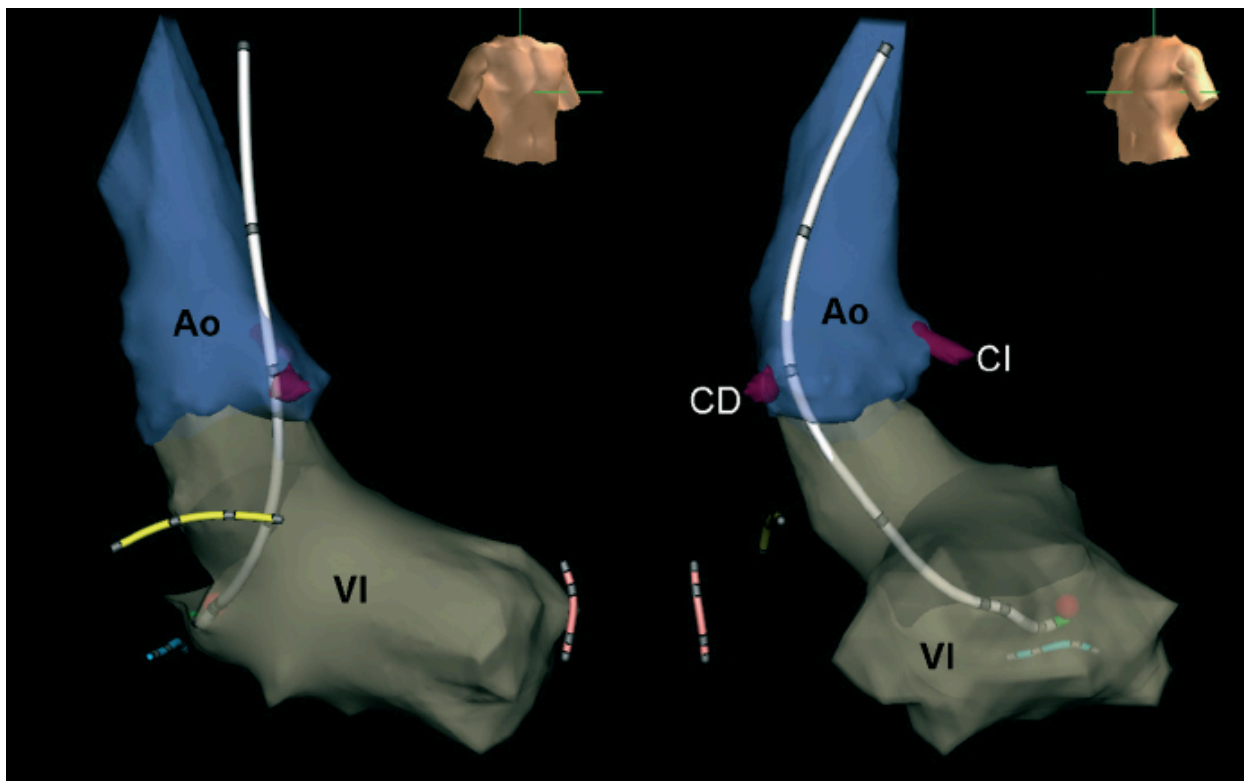


Figura 15. A: Reconstrucción anatómica con sistema EnSite NavX de la raíz aortica (Ao), ventrículo izquierdo (VI) y tronco de coronaria derecha e izquierda (CD, CI) en un paciente que se realizó ablación por radiofrecuencia de con una vía accesoria lateral izquierda sin la utilización de sistema de radioscopía. Proyecciones oblicua derecha (mapa de la izquierda) y oblicua anterior izquierda (mapa de la derecha). Obsérvese el marcado con una bola roja de la zona de aplicación de RF exitosa en el anillo mitral lateral. Igualmente se observan la los catéteres de ablación (blanco), tetrapolar de seno coronario, His y ápex de ventrículo derecho (azul, amarillo y rosa respectivamente).

4.3.3 Mapas electroanatómicos

Mapas de activación

Estos sistemas cartografía requieren de la selección de una *señal de referencia* que definimos como marcador y que representa el valor “cero” para los tiempos de activación, siendo negativos (todos los electrogramas que preceden a la referencia) o positivos (los que siguen a la misma), esto se traduce en tiempos de activación mas precoces o tardíos respectivamente registrados en los distintos puntos de la geometría con respecto al tiempo de activación registrado desde el sitio de referencia.

Así mismo, definimos una *ventana de interés* entendida como el intervalo temporal en relación con el punto de referencia durante el cual el tiempo de activación local es determinado en el canal de cartografía. Para obtener una ventana de interés óptima requiere del conocimiento del mecanismo de la arritmia subyacente (focal, macrorrentrada), ya que errores en el diagnóstico de la taquicardia se reflejarán tiempos de activación erróneos y en consecuencia en una creación de mapas de activación inválidos. Por ello es necesario realizar previamente el diagnóstico a través de maniobras electrofisiológicas.

La referencia puede ser un electrograma intracavitario o una señal del EGG de superficie, que suele representar la activación de la cámara de origen de la arritmia (por ejemplo, electrograma de seno coronario proximal para la cartografía de taquicardias auriculares, o electrograma de aVD en las vías accesorias o TV).¹⁴² En la mayoría de los casos, se usa como referencia los electrogramas intracavitarios mas que el ECG de

superficie ya que se relacionan mas con la apariencia y los tiempos de activación, y en consecuencia son mas representativos. De cualquier manera, se debe escoger una señal de referencia que sea “estable” y, que durante el proceso de cartografía no sea desplazada por el catéter explorador, además idealmente no debe tener componentes de campo lejano para evitar selección de señales erróneas. Como se nombró anteriormente, para ello se han ideado catéteres de fijación activa con muy buenos resultados y baja tasa de complicaciones.

Cualquier componente de este electrograma puede ser usado como referencia, incluyendo la deflexión máxima (pico positivo), deflexión mínima (pico negativo) o máxima o mínima pendiente (dV/dT).

Al construir el mapa tridimensional, los tiempos en el punto de referencia servirán para determinar los tiempos de activación en el catéter de cartografía en relación con los puntos adquiridos. De esta manera, el mapa de activación se muestra mediante una escala de colores de rojo en el sistema CARTO o blanco en el sistema EnSite NaxV (más precoz) a violeta (más tardío), que representan los tiempos de activación de cada una de las zonas del endocardio; dicha información resulta muy útil, por ejemplo en taquicardias focales, donde el foco de la taquicardia se activará de forma más precoz y, por lo tanto, estará representada en rojo/blanco. En aquellas taquicardias por reentrada encontraremos que las zonas rojas (más precoces) se ubicarán junto a las violeta (más tardías).¹⁴³⁻¹⁴⁵ Aunque conviene mencionar que si existe un istmo de conducción lenta pequeño que no hemos localizado podemos encontrar que nos faltará parte del arcoíris en la cavidad y que el violeta se continua con amarillo en lugar de con rojo, o el rojo sigue al verde en vez de al violeta (puede aparecer violeta en la orejuela izquierda pero no tiene nada que ver en el circuito si no que le llega de forma tardía al mismo tiempo que a la zona de conducción lenta).

La versión nueva del sistema Ensite (Velocity) y el sistema CARTO permiten a la vez que el catéter va adquiriendo puntos para la reconstrucción anatómica mientras es desplazado a lo largo de la superficie interna de la cámara, registrar los tiempos de activación de los potenciales locales para realizar el mapeo de la arritmia. En las versiones anteriores al Velocity (NavX versión 8) se puede realizar este mismo procedimiento pero de forma retrospectiva. (figura 16)

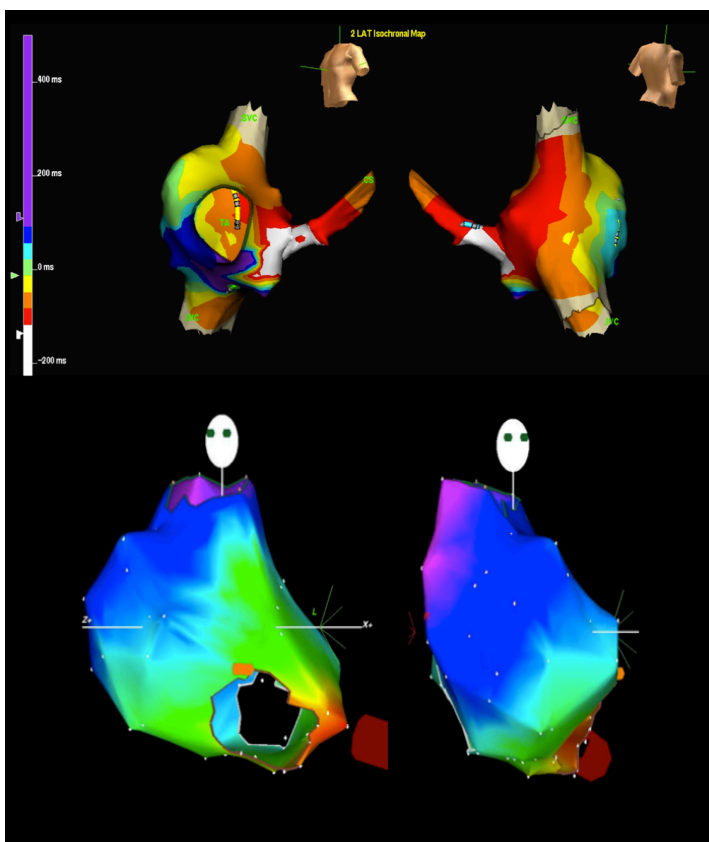


Figura 16. A: Mapa de activación de un aleteo auricular común sobre una reconstrucción anatómica 3D de la aurícula derecha, venas cavas y seno coronario asistido con sistema Ensite NavX. Se observa el cambio de isocronas que coincide con la longitud de ciclo de la taquicardia. Véase que la zona blanca (mas precoz) se encuentra yuxtapuesta a la zona violeta (mas tardía), patrón típico observado en las macroreentradas. B: caso similar al anterior, pero realizado con sistema electromagnético CARTO.

Mapas de voltaje

La realización de mapas de voltaje resulta muy útil para permitirnos definir aquellas zonas donde el catéter de cartografía no registra ninguna señal, o si aparece es de muy

baja amplitud. Estas zonas de nulo o mínimo voltaje son compatibles con áreas de cicatriz, fibrosis o necrosis, y en sus inmediaciones o dentro de ella podemos detectar pequeños *canales* de conducción conservada pero ralentizados que representan el sustrato donde se sostiene la taquicardia. Estas áreas están usualmente rodeadas de zonas de voltaje conservado. El límite de voltaje de miocardio sano se ha establecido por encima de 0,5 mV y el de cicatriz por debajo de 0,1 mV, considerándose las zonas con voltajes intermedios como áreas donde se suelen encontrar los canales de conducción lenta.¹⁴⁵⁻¹⁴⁸ Permite evaluar la condición funcional del tejido, ya que el tejido cardíaco normal que es capaz de transmitir el impulso eléctrico, registra usualmente voltajes intracardíacos arriba de 1.5 mV (bipolar), y aquellas zonas con voltajes intracardíacos menores a 0.5 mV (bipolar) son zonas que no lo conducen.

Se aplica una escala de color superimpuesta a la reconstrucción tridimensional para observar los voltajes medidos durante el mapeo en el tejido cardíaco. Esta es una herramienta muy utilizada cuando se tienen zonas de cicatriz amplias que requieren especial atención para definir sus contornos en pacientes con cicatrices post incisionales o con cicatriz post infarto. Cabe mencionar que los mapas de voltaje que pueden ser desplegados por algunos sistemas incluyen tanto voltajes unipolares como bipolares.¹⁴⁸

En el mapa de voltaje, la escala de colores se refiere a la amplitud de las señales; el vector rojo corresponde al área de menor voltaje y el violeta, a la de mayor voltaje. En general, el color gris identifica zonas de fibrosis y cicatriz sin señales eléctricas.^{150,151}

Mapas de impedancia

Para la construcción del mapa de impedancia se requiere de un circuito de impedancia: el generador de radiofrecuencia, el catéter de ablación y un parche de referencia. La impedancia (R) se mide tras liberar desde el generador una corriente eléctrica usualmente de 50 kHz y baja amplitud ($2\mu\text{A}$), y se representa en un mapa 3D. El contacto entre el catéter y el tejido debe ser óptimo para evitar lecturas erróneas de R. Para ello, se sugiere hacer al menos, 2 mediciones en cada punto y que tengan una variación menor de $2\ \Omega$ en la misma posición. El mapa tridimensional de impedancias de la cavidad a estudiar se puede realizar con cualquier sistema de cartografía electroanatómica disponible, codificando en colores (rojo, el valor más bajo; violeta, el más alto) las R. El mapa obtenido puede de igual forma ser integrado a la imagen de la tomografía computarizada o RMN. ¹⁵²

El valor basal de la impedancia cardiaca está determinado por multitud de factores, algunos biológicos, como el volumen de sangre dentro de una cavidad, el radio de ésta o la resistividad de estructuras adyacentes. Hay que tener en cuenta también factores extrínsecos como el tamaño y la colocación del parche de referencia, el tamaño del electrodo del catéter de cartografía, la presión que se ejerce en el tejido, la fuente de energía utilizada y factores relacionados con el paciente, como la superficie corporal. Todo ello hace que la R varíe para cada investigador y cada centro, por lo que cada uno debería conocer sus valores. ¹⁵³

El valor de los mapas de impedancia radica en el fundamento que las impedancias pueden variar en algunos tejidos, por ejemplo venas pulmonares y ostia, por lo que se podrían identificar zonas de transición utilizando estos mapas 3D para guiar la ablación con seguridad.

Mapas de CAFE y frecuencias dominantes:

Los mapas de CAFES (de su siglas en inglés: *Complex Atrial Fractionated Eelectrograms*) se basan en el argumento que durante la cartografía de FA en algunas zonas de la aurícula (tanto derecha como izquierda) se pueden obtener electrogramas fraccionados y que, en humanos han sido relacionados con áreas de conducción lenta (puntos “críticos” para ondas reentrantes) y con ello para el mantenimiento de FA. La identificación de estos sitios puede servir de objetivo durante la ablación de FA para mantener el ritmo sinusal.^{154,155} Inicialmente la identificación de estas zonas con electrogramas complejos estaba basada en la inspección visual por parte del operador, sin embargo, recientemente¹⁵⁶ se ha creado un software usando el sistema EnSite NavX mapping (St. Jude Medical Corporation, St. Paul, MN, USA), que permite la identificación automática de zonas con alta densidad de electrogramas fraccionados. Arbitrariamente, un electrograma es definido como fraccionado si, dos o mas deflexiones estaban presentes, o si la duración del electrograma es mayor a 50 ms y menor de 120 ms, y como punto de corte de tejido sano, una amplitud de 0,1 mV.^{1567,158}

Estos electrogramas son detectados por un catéter multipolar y proyectados sobre la imagen 3D de la reconstrucción electroanatómica, de esta forma servir de guía para la ablación de estos puntos críticos. La principal limitación de estos mapas es la sobrestimación por señales de campo lejano y por otro lado la falta de contacto durante la cartografía con el catéter multipolar que conllevaría a una subestimación de los mismos.

Por otra parte, el análisis del *dominio de frecuencia* se ha utilizado para estimar la forma de activación auricular en el caso que los electrogramas que se registren muestren variaciones en la amplitud y la frecuencia (frecuencias dominantes).

Existe correlación entre la frecuencia dominante y la activación de rotores, críticos para el mantenimiento de la FA.¹⁵⁹ La FA puede ser la expresión de la activación simultánea de múltiples estructuras con distinta frecuencia e independientemente unas de otras (venas pulmonares, orejuela, distintos circuitos auriculares, etc), el resultado es que los registros en muchos puntos tienen una mezcla de señales (locales y a distancia) que hace imposible la identificación de un patrón claro. El análisis espectral y transformada de Fourier permiten identificar patrones de regularidad y descomponer la señal registrada en un canal en múltiples picos de frecuencias. De esta forma, sobre la reconstrucción anatómica 3D de ambas aurículas, es posible representar un mapa de frecuencias dominantes durante FA (CARTO Biosense Webster, Diamond Bar, CA), al obtener puntos con el catéter de cartografía, se asignan las zonas con electrogramas con mayor amplitud como zonas de frecuencia dominante. Se codifican en colores las frecuencias, de manera que las frecuencias bajas se representan en rojo y las altas en color violeta. De esta forma es posible realzar aislamiento de las venas pulmonares si en un punto hay un pico de alta frecuencia desde el cual hay conducción fibrilatoria.^{160,161}

Mapas de ciclo de retorno

La cartografía convencional presenta limitaciones como por ejemplo no poder distinguir la activación pasiva de una cámara, de otra en un sitio a distancia (donde se encuentre el circuito de la taquicardia). Por otra parte, los mapas de activación pueden confundir y no dejar claro el patrón de activación. En este sentido, y teniendo en cuenta la limitación de recordar varios puntos donde se ha hecho encarrilamiento, se describió por nuestro grupo¹⁶² y posteriormente por otros autores¹⁶³ que a través de la representación gráfica de los ciclos de retorno post encarrilamiento usando mapas electroanatómicos, se puede definir el circuito “activo de la macrorrentada.”

Para ello se obtiene una reconstrucción electroanatómica virtual de la cavidad a estudiar (aurícula derecha, izquierda, ventrículos, etc) mediante un sistema de navegación no fluoroscópica. Sobre esta reconstrucción se representa un “mapa de ciclos de retorno” mediante la adaptación en un mapa de activación del sistema de navegación, con los valores que se obtienen de la cartografía de encarrilamiento. De esta manera, se realiza encarrilamiento de la taquicardia de 10 a 20 ms por debajo de la longitud de ciclo de la misma y por convención, se asignan valores de activación a los obtenidos de encarrilamiento de acuerdo a una escala predefinida. En nuestro laboratorio usamos valores de una activación de -300 ms cuando el ciclo de retorno coincide con la longitud de ciclo de la taquicardia, -250 cuando es 10 ms superior, y así sucesivamente mediante incrementos de 50 ms a cada 10 ms de incremento de ciclos de retorno. **Figura 17, figura 18.**

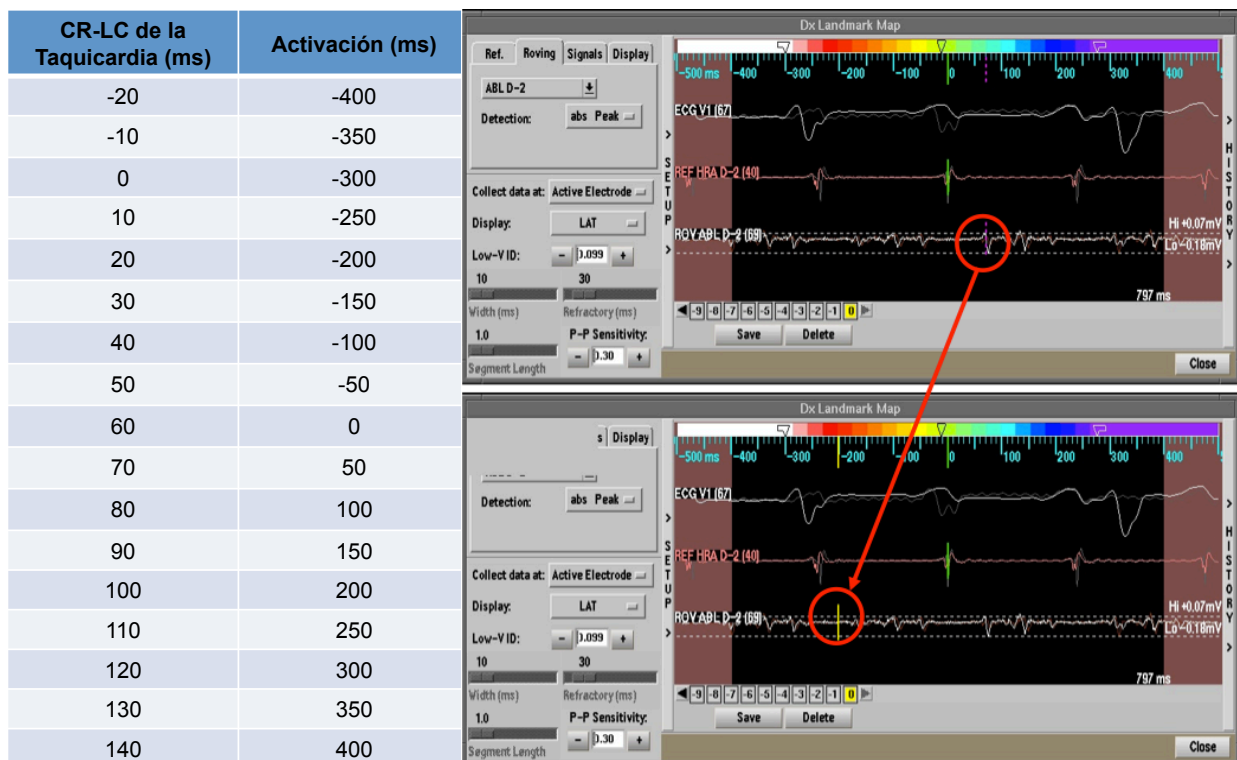


Figura 17. Izquierda: Representa los valores de ciclo de retorno obtenidos por cartografía de encarrilamiento y su correspondiente adaptación para un mapa de activación. Derecha: Ventana de interés de un mapa de activación con el sistema Ensite NavX. Ejemplo de la conversión de valores de ciclo de retorno en un mapa de activación.

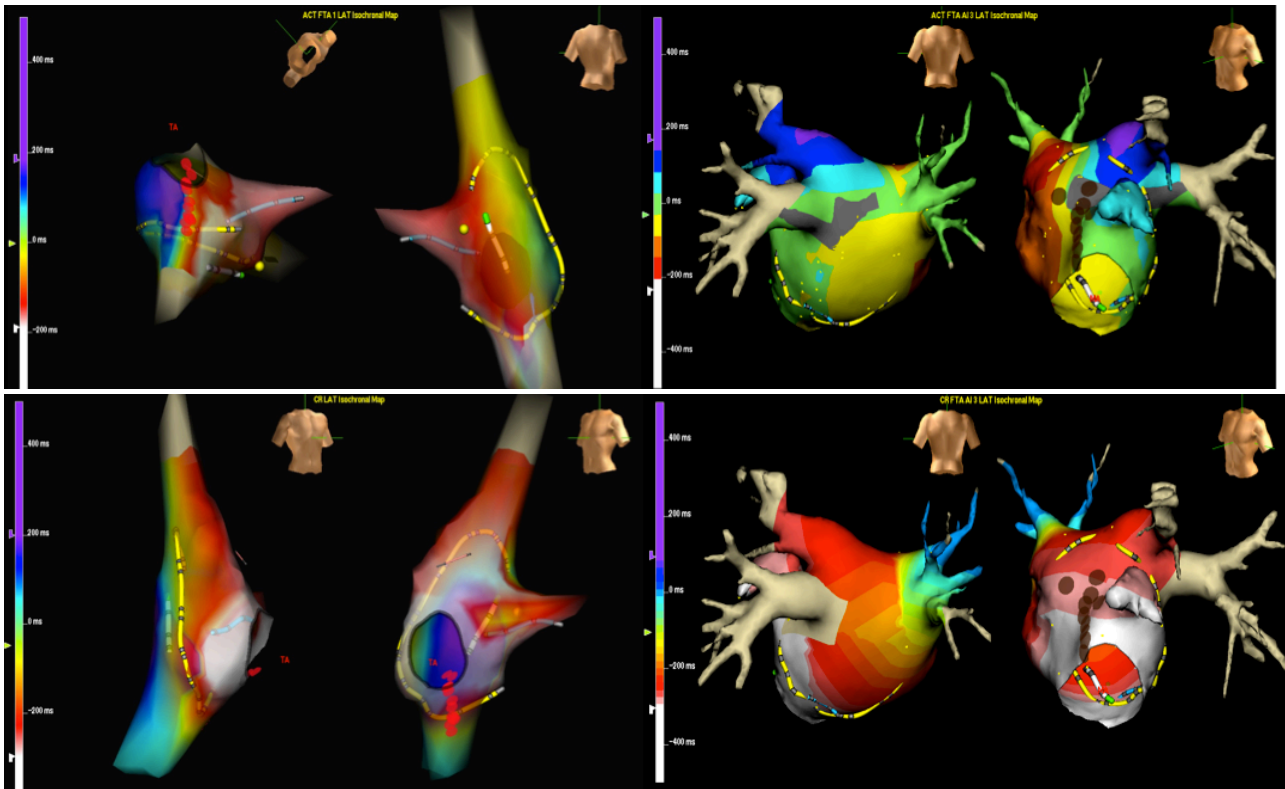


Figura 18. Comparación entre mapas de activación y ciclos de retorno. Panel superior: derecha: mapa de activación representado sobre una reconstrucción anatómica de la aurícula derecha de un paciente con aleteo auricular común. Izquierda: mapa de activación en un paciente con flutter perimitral (imagen fusionada con TAC). Panel inferior: mapas de ciclo de retorno de los mismos casos anteriores. Obsérvese como las áreas de color blanco corresponden con ciclos de retorno iguales o menores a la longitud de ciclo de la taquicardia. Bolas de color marrón corresponden a la línea de ablación de radiofrecuencia que terminó con la taquicardia.

Con esta representación, los mapas electroanatómicos de ciclos de retorno son adecuados para delimitar la localización y tamaño de circuitos reentrantes, y con ello servir de ayuda para la ablación.

La presencia de taquicardias poco estables, la degeneración a FA, el cambio por estimulación a otro flutter, la terminación del flutter si reinducción o cambios frecuentes en la longitud de ciclo de una taquicardia, son unas de las limitaciones mas importantes para la aplicación practica de los mapas de ciclo de retorno, ya que en estos casos se requiere un nuevo mapa por cada una de las taquicardias que se establezcan.

4.4 Integración con técnicas de imagen

4.4.1 TAC y RMN

El advenimiento de procedimientos de ablación sobre sustratos cada vez mas complejos como la FA, y el sustrato de taquicardias ventriculares, ha requerido del apoyo conjunto de técnicas de imágenes que ayuden a mejorar la definición anatómica y simplifiquen la reconstrucción geométrica. De hecho, la realización aplicaciones lineales de radiofrecuencia sobre anatomías complejas, representa un desafío en la electrofisiología y se ha convertido en la piedra angular en muchos procedimientos. ¹⁶⁴

De esta forma ha surgido la modalidad de importar en el navegador imágenes de TAC o RMN para compararla “lado a lado” con la reconstrucción anatómica o a través de una fusión con dicho modelo 3D para guiar los procedimientos de ablación. ¹⁶⁵

Los modelos para la importación en sistema electroanatómico EnSite (Verismo St. Jude Medical, St. Paul, MN, USA) como para el sistema CARTO (Cartomerge™, Biosense Webster, Inc., Diamond Bar, CA, USA) pueden crearse con herramientas de *segmentación*. La segmentación es el proceso de “separación” de las cámaras cardíacas obtenidas por imágenes de TAC o RMN.

Estudios han demostrado reducción en el tiempo de radioscopia y en la duración del procedimiento con iguales porcentajes de éxito agudo en ablación de FA. ^{166,167} Sin embargo, en uno de estos estudios ¹⁶⁹ se demostró que usando la integración del mapa electroanatómico con la tomografía, una disminución significativa en las recurrencias y en el número de pacientes libres de taquicardias auriculares post ablación de FA. Esto

probablemente en relación a un menor número de GAP entre aplicaciones de RF sobre una representación anatómica “mas real”. (Figura 19)

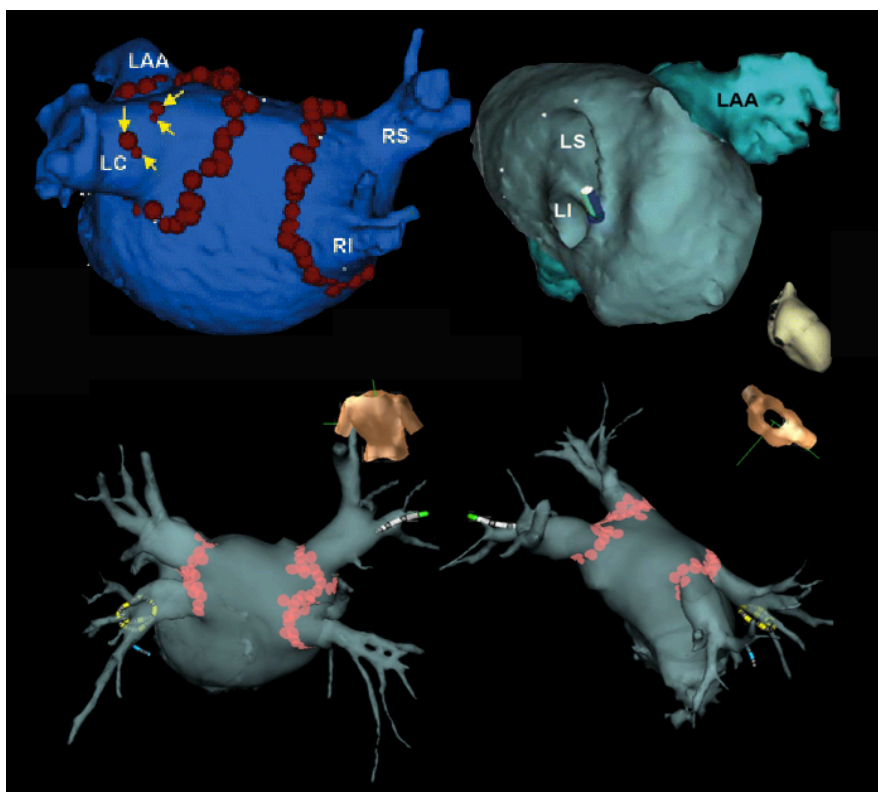


Figura 19. Desconexión eléctrica de las venas pulmonares (VP) guiada mediante el sistema de navegación no fluoroscópica CARTO (panel superior) y Ensite-NavX (panel inferior) y utilizando la integración de la imagen de la aurícula izquierda (AI) y de las VP obtenidas mediante tomografía computarizada multicorte. Se muestran en una proyección posterior la reconstrucción anatómica de la AI y las VP y la disposición y relación de un catéter multipolar circular (amarillo) en el interior de la VP inferior derecha (VP ID), del catéter de ablación (blanco) en la VP superior izquierda (VP SI) y de un catéter tetrapolar en el seno coronario (azul). Los círculos rosas y las bolas rojas representan posiciones previas del catéter de ablación donde se aplicó radiofrecuencia en torno a los ostia de las VP. LAA: orejuela izquierda; LI, LS: vena pulmonar inferior y superior izquierda; RS, RI: vena pulmonar superior e inferior derecha.

En estudios con animales de experimentación,¹⁶⁸ han determinado la fiabilidad de integración de la imagen con TAC y la RMN tanto en sistemas de cartografía con contacto sin contacto. La precisión de la radiofrecuencia se determinó en estudios post mortem para medir para medir la distancia entre la lesión de RF y el marcador predefinido, obteniendo valores entre $1,8 \pm 1,0$ y $2,4 \pm 0,4$ mm.

Aunque el principio de La integración de la imagen del TAC es común a los sistemas de la fusión EnSite NavX y de Cartomerge, existe una gran diferencia en la forma como se obtiene cada una. A pesar de ello, no existen diferencias importantes en los errores en relación a la exactitud del modelo (Cartomerge $2,3 \pm 1,8$ mm vs. EnSite NavX $3,2 \pm 0,9$ mm). Sin embargo, el uso de esta utilidad de fusión no ha tenido tanta difusión como se esperaba porque, si bien es verdad que se obtiene una gran resolución y detalle anatómico, este es suficiente con el aportado por la geometría estándar de las últimas versiones de los navegadores y al mismo tiempo, se pierde resolución espacial, dado que la geometría adquirida del TAC/RMN debe “recolocarse” en el espacio tomando como referencia la geometría adquirida con el navegador, lo que lleva pérdida de precisión y además al apoyar el catéter en muchas áreas, éste se muestra por fuera o dentro de la superficie endocárdica en lugar de verse sobre esta.

4.4.2 Ecocardiografía intracardiaca

La principal limitación en el uso de TAC y RMN es que generalmente pueden no reflejar la verdaderas condiciones fisiológicas de la cámara es estudio en el momento la intervención (cambios de volumen, presión etc), ya que usualmente se realiza en escáner días previos al procedimiento.^{169,170} Imágenes de ultrasonido 3D han sido desarrolladas como alternativa para una nueva generación de mapas electroanatómicos. Un sensor electroanatómico colocado en la punta de un catéter de ultrasonido intracardiaco proporciona la ubicación y orientación 3D de cada imagen en un contexto para crear conjuntamente un reconstrucción geométrica. Detalles anatómicos como las venas pulmonares, fosa oval, músculos papilares o estructuras valvulares, creadas a partir imágenes en tiempo real, pueden ser integradas en los mapas. Las principales ventajas

del sistema son (i) la localización del catéter de ablación en tiempo real, (ii) relación entre catéter y el tejido (orientación y contacto tisular), y (iii) la monitorización en la formación de micro burbujas durante la aplicación de radiofrecuencia. Todo esto con ha sido validado con errores de posición menores a 2 mm, que es el rango de error inherente a los sistemas electroanatómicos. ^{171,172}

El uso de ecocardiografía intracardíaca en modalidad 2D también ha sido validado como guía anatómica en los procedimientos de ablación de FA y otras arritmias. ¹⁷³⁻¹⁷⁵ La punta del catéter de ultrasonido (colocado en la aurícula derecha) permite detallar la anatomía de las estructuras cardíacas tanto derechas como izquierdas. La reconstrucción se obtienen de a una velocidad de 5-10 MHz, creando 30 imágenes por segundo (Siemens Acunav, Mountain View, CA, USA), La velocidad del flujo sanguíneo también puede ser examinado usando la onda pulsada del Doppler espectral, añadiendo de esta forma un componente “fisiológico” a la imagen anatómica.

La limitación mas importante de este sistema es la curva de aprendizaje larga, ya que requiere de una comprensión de las proyecciones de ultrasonido y superficies endocárdicas.

4.5 Integración con navegadores remotos

Para la reconstrucción de mapas electroanatómicos y crear lesiones por radiofrecuencia en algunos sustratos, se requiere de estabilidad y precisión en la manipulación del catéter; por ello para facilitar la colocación del catéter se están

desarrollando sistemas robóticos que son controlados remotamente. Presentamos a continuación los que están mas difundidos y con los que tienen mayor experiencia clínica.

4.5.1 Sensei de Hansen Medical

Es un nuevo sistema electromecánicos que se puede controlar de forma remota un catéter guía dirigible (Hansen Medical, Inc., Mountain View, CA, EE.UU.) que ha sido desarrollado para permitir un posicionamiento preciso y la manipulación de cualquier tipo de catéter de electrofisiología dentro del corazón a los efectos de mapeo y la ablación. Este sistema consta de tres componentes principales: (i) la estación de trabajo (Sensei™ robotic control system), (ii) el manipulador remoto del catéter (RCM de las siglas en inglés remote catheter manipulator) y (iii) un catéter guía dirigible (Artisan™ Control catéter). ¹⁷⁶ (Figura 20)

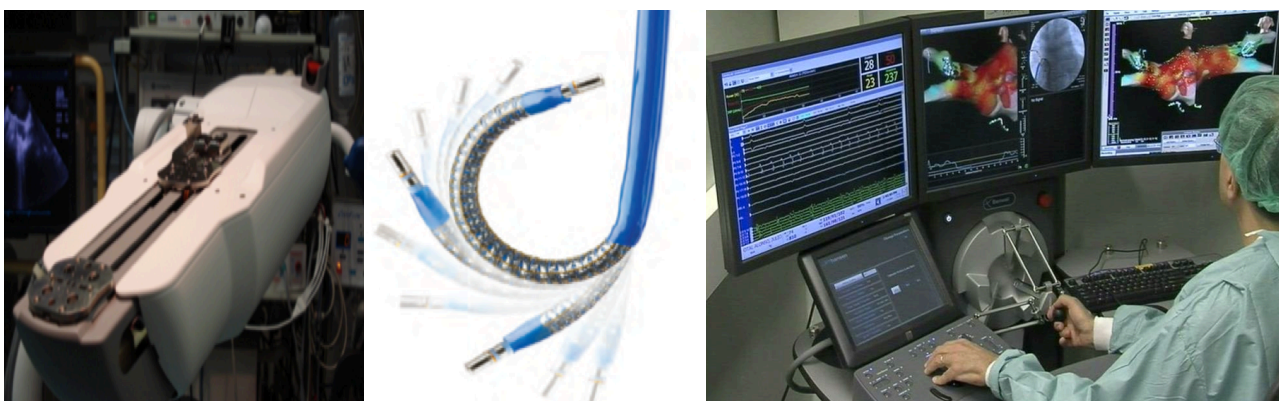


Figura 20. Sistema de navegación remota Hansen que utiliza una vaina dirigible. Se muestra cada una de las partes fundamentales del sistema. Izquierda: el manipulador remoto del catéter RCM. Centro: catéter guía dirigible (Artisan™ Control catéter) . Derecha: la estación de trabajo (Sensei™ robotic control system). Cortesía del Dr. Ángel Moya Mitjans, Hospital Universitario Vall d'Hebron

La estación de trabajo del médico consiste en pantallas de visualización para datos de electrofisiología intracardíaca y cartografía en sistemas 3D, así como un de control de las vistas fluoroscópicas. También muestra un icono para el control del catéter Artisan.™ Integrado a la estación de trabajo, se encuentra un control remoto que maneja el operador y dirige de forma “instintiva” los movimientos 3D a la guía dirigible que a su vez sirve para mover el catéter de ablación. De esta manera, el movimiento que se otorgue manualmente al control remoto, se transmite al catéter a través de RCM. ¹⁷⁷

El catéter Artisan™ consta de dos partes: una guía interna de 11 French de diámetro y otra externa de 14 French, ambas son dirigidas por el operador de forma remota. Los movimientos otorgados a la guía permiten un rango de hasta 270° en 10 cm de extensión. La cartografía convencional se puede completar con mapas 3D electroanatómicos no fluoroscopia tanto con sistema NavX™ (St. Jude Medical, St. Paul, MN, USA) como con CARTO™ y Cartomerge™ (Biosense Webster Inc., Diamond Bar, CA, USA).

Este sistema es económico, no necesita de una infraestructura especial para su instalación, de hecho, puede ser portátil y requiere una menor curva de aprendizaje.

4.5.2 Niobe de Stereotaxis

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, el sistema STX puede aumentar la estabilidad de las posiciones obtenidas con el catéter de ablación.¹⁷⁸ Como ejemplo de un enfoque, el operador selecciona una dirección de la punta del catéter en una imagen de radioscopia o una reconstrucción anatómica del corazón. Un par de imanes controlados por ordenador a cada lado del torso del paciente responden a esta dirección, cambiando de posición, alterando el vector del campo magnético.¹⁷⁹ De esta manera, un catéter especializado con una punta magnética se reorienta a sí mismo en el campo magnético generado por los imanes. El catéter se puede redirigir avanzar o retirar ya sea manualmente o a través de un robot. En estudios preliminares, estos sistemas han sido utilizados en el mapeo y la ablación de la taquicardia por reentrada nodal, taquicardia por reentrada AV, fibrilación auricular y taquicardia ventricular con tasas de éxito análogas a las técnicas convencionales de ablación¹⁸⁰⁻¹⁸² dado que la fuerza magnética mantiene apoyado el catéter en el punto de interés. 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. Asimismo, sin necesidad de utilizar el sistema CARTO®, la integración del equipo de radioscopia 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 en la propia pantalla de radioscopia en tiempo real para ayudar a la localización anatómica del catéter de ablación en todo momento. **Figura 21**



Figura 21. Sistema Niobe de Stereotaxis

Este sistema además de ser costoso, requiere para su instalación de una infraestructura especial por el peso y tamaño de los imanes. Por otra parte, inicialmente el sistema solo ofertaba catéter de 4 y 8 mm, lo que limitaba la ablación de ciertos tipos de sustratos.

4.6 Usos específicos

4.6.1 Asistencia al cateterismo transeptal

El sistema EnSite NavX puede servir de apoyo para realizar el cateterismo transeptal sobre una reconstrucción electroanatómica, esto se logra convirtiendo la aguja de punción en un electrodo activo. Para ello solo se requiere conectar a la base de la aguja a un sistema de cables que terminen en un par de pines y de ahí a la caja de conexiones del sistema EnSite NavX. Una vez que se tenga preparado la aguja dentro de

la vaina y el dilatador, y justo en el momento de hacer la punción en fosa oval, el sistema reconocerá la punta de la aguja y la mostrará como un electrodo activo. De este modo, servirá de guía 3D al momento de realizar el abordaje transeptal

4.6.2 Ablación por radiofrecuencia e implante de dispositivos sin radioscopia

Con el advenimiento de los sistemas de navegación no fluoroscópica se ha reducido el tiempo de exposición del personal de salud y de los pacientes a las radiaciones ionizantes. En los últimos cinco años se han descrito casos aislados y pequeñas series, sobre todo en niños, ¹⁸³⁻¹⁸⁶ de ablación guiados exclusivamente por mapas electroanatómicos con ausencia total de rayos X. Sistemas como el EnSite NavX permiten la visualización de los electrocatéteres durante todo el procedimiento, de manera que desde que se insertan los catéteres a través de los accesos venosos o arteriales, es posible observar todo el recorrido hasta la cámara cardíaca deseada. Una vez que se tiene una referencia estable (seno coronario, aVD o parches externos) se realiza la reconstrucción anatómica y se “marcan” puntos de interés como el registro del His. El resto del procedimiento de cartografía se puede realizar de manera convencional sin el uso de radioscopia.

A través del mismo principio descrito anteriormente para el abordaje transeptal asistido por el sistema EnSite NavX, es plausible el implante de dispositivos mono y bicamerales como marcapasos y desfibriladores ¹⁸⁷ convirtiendo los electrodos del ventrículo derecho y

la aurícula izquierda en electrodos virtuales que se puedan ver y manipular en tiempo real. (Figura 22)

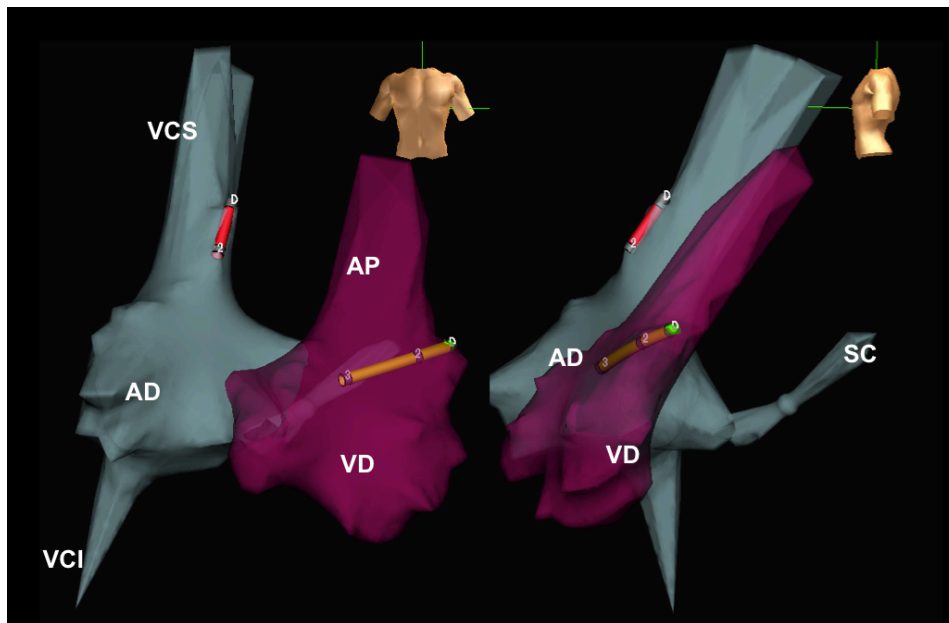


Figura 22. Reconstrucción anatómica 3D de la aurícula derecha (AD), vena cava superior e inferior (VCS, VCI), ventrículo derecho (VD) y tronco de la arteria pulmonar (AP) realizada con sistema de navegación no fluoroscópica Ensite NavX, en una mujer embarazada que se le implantó un desfibrilador automático en ausencia total de rayos X. Las proyecciones anteroposterior y lateral izquierda sirven para visualizar los electrodos bipolares de aurícula derecha (rojo) y el de desfibrilación distal en ventrículo derecho (naranja).

II. Justificación del estudio

En los últimos 10 años, se han incrementado el número de procedimientos en electrofisiología intervencionista de forma importante, la principal razón es que, estos procedimientos permiten sustituir intervenciones quirúrgicas invasivas y complicadas o el empleo crónico de FAA, que en algunos pacientes no son efectivos o no son tolerados por edad y condiciones médicas asociadas.

En este sentido, es relevante la dosis de radiación que reciben los pacientes y el personal sanitario, y con ello el riesgo de padecer secuelas de estas radiaciones ionizantes. De hecho, cuando se realizan procedimientos complejos o cuando se repiten procedimientos por fracasos anteriores en un mismo paciente, pueden verse incrementado considerablemente los efectos determinísticos y estocásticos de las radiaciones ionizantes, debido a que a menudo estos procedimientos requieren mayores tiempos de radioscopia. Estos efectos tienen mayor repercusión en pacientes jóvenes como los de la población de este estudio.

Se han descritos procedimientos de ablación libres de radiaciones ionizantes en pacientes con taquicardias supraventriculares (taquicardias auriculares, VAc, reentrada intranodal, etc) en cavidades cardíacas derechas, pero no ha sido evaluada la posibilidad de realizar el mismo procedimiento en cavidades izquierdas. De esta manera, planteamos la posibilidad de realizar procedimiento de ablación de VAc-I en ausencia total de radiaciones ionizantes (rayos X) y evitar de esta manera el potencial daño de estas radiaciones.

III. Objetivos

1. Evaluar la eficacia y seguridad de realizar ablación de VAc AV de pared libre izquierda sin radioscopia.

2. Comparar la eficacia y seguridad de esta técnica frente a un grupo histórico tratado con el abordaje radioscópico convencional.

IV. Material y métodos

Diseño

Para realizar los objetivos se diseñó el estudio que incluía las siguientes fases:

1) *Validación de la técnica de ARF en pacientes con VAc AV izquierdas con asistencia exclusiva de un sistema de navegación no radioscópico.*

Inicialmente se evaluaron a un grupo de 6 pacientes consecutivamente mediante un estudio piloto para demostrar la factibilidad de la técnica.

2) Exposición de la hipótesis del trabajo a partir de este estudio piloto. De esta manera se formularon las siguientes hipótesis:

H. Nula (Ho): El EEF y el procedimiento de ARF de VAc-I asistido exclusivamente por un sistema de navegación no radioscópico no es inferior a la ablación convencional,

H. Alternativa (Ha): El EEF y el procedimiento de ARF de VAc-I asistido exclusivamente por un sistema de navegación no radioscópico es más eficaz que el procedimiento asistido con visión radioscópica.

3) *Obtención de un grupo control* a partir de un grupo histórico de pacientes con VAc de pared libre izquierda tratados con ARF con el abordaje radioscópico convencional.

4) Posteriormente esta primera fase se evaluaron a todos los pacientes con diagnóstico presuntivo de VAc-I. La inclusión fue de forma consecutiva y prospectiva a todos los pacientes

5) Análisis y contrastación de las hipótesis.

Criterios de inclusión

Los pacientes debían cumplir todos los siguientes criterios que se resumen en la **tabla IV**:

Tabla IV. Criterios de inclusión del estudio

-
- ECG de 12 derivaciones durante un episodio de taquicardia sugestivo de TO mediada por una VAc-I o un ECG en reposo de 12 derivaciones con preexcitación ventricular mediada por una VAc-I.
 - Edad mayor a 18 años.
 - Firma el documento de consentimiento informado.
-

Criterios de exclusión y criterios de retirada del estudio

Se resumen en la **tabla V**:

Tabla V. Criterios de exclusión y de retirada del estudio

-
- Procedimiento previo de intento de ablación de la VAc.
 - Impregnación con FAA.
 - Inestabilidad clínica o hemodinámica.
 - Prótesis valvular.
 - Presencia de VAc posteroseptal.

Criterios de retirada del estudio:

- Demostración electrofisiológica de que la taquicardia documentada en el ECG presenta un mecanismo no mediado por una VAc-I
-

Pacientes

Está compuesto de pacientes remitidos al laboratorio de electrofisiología y arritmias del Hospital Universitario La Paz. Todos los pacientes habían sido evaluados por cardiólogos clínicos o vistos previamente en nuestra consulta externa de arritmias por sospecha de taquicardia supraventricular mediada por VAc-I.

Grupo de estudio

Para el grupo de estudio, se incluyeron todos los pacientes derivados para estudio electrofisiológico ablación en el laboratorio de electrofisiología y arritmias del Hospital Universitario La Paz de Madrid entre el 9 de mayo de 2005 y el 22 diciembre de 2009 de forma consecutiva, con preexcitación ventricular que sugería la presencia de una VAc-I o diagnóstico de sospecha de VAc oculta izquierda, según los criterios de inclusión y exclusión detallados en las **tablas IV y V**, para ser evaluados en el protocolo de ARF guiados exclusivamente por sistema de navegación no radioscópico y en ausencia total de rayos X.

Las características clínicas de los pacientes se resumen en la **tabla VI**

Tabla VI. Características clínicas del grupo de estudio

Nº Paciente	Edad (años)	Sexo	Cardiopatía	WPW / VAc O
1	40	M	N	WPW
2	49	M	N	WPW
3	40	V	N	WPW
4	33	V	N	WPW
5	30	V	N	VacO
6	34	V	N	WPW
7	25	M	N	WPW
8	59	V	N	VacO
9	56	V	N	VacO
10	57	M	N	VacO
11	49	M	N	WPW
12	45	M	N	WPW
13	45	M	N	WPW
14	38	V	N	WPW
15	48	V	CI (FEVI 35%)	WPW
16	53	M	N	WPW
17	28	M*	N	VacO
18	71	V	N	VacO
19	38	V	N	WPW
20	25	V	N	WPW
21	39	V	N	WPW
22	20	V	N	VacO

M: mujer; V: varón; N: no; CI: cardiopatía isquémica; FEVI: fracción de eyección del ventrículo izquierdo; WPW: Wolf-Parkinson-White; VAcO: vía accesoria oculta.

* Mujer embarazada al momento de realizar el estudio

Tabla VI (continuación). Características clínicas del grupo de estudio

Nº Paciente	Edad (años)	Sexo	Cardiopatía	WPW / VAc O
23	55	V	N	VacO
24	40	M	N	WPW
25	49	M	N	VacO
26	54	M	N	VacO
27	62	V	N	VacO
28	37	M	N	VacO
29	31	V	N	WPW
30	35	V	N	WPW
31	25	V	N	WPW
32	54	V	Doble lesión mitral moderada. HVI moderada. Estenosis aortica leve FE normal	VacO
33	36	M*	N	VacO
34	36	V	N	WPW
35	36	V	N	WPW
36	45	V	N	WPW
37	38	V	N	VacO
38	49	V	N	WPW
39	49	V	N	VacO
40	37	M	N	WPW
41	57	V	N	VacO
42	21	M	N	WPW

M: mujer; V: varón; N: no; CI: cardiopatía isquémica; FEVI: fracción de eyección del ventrículo izquierdo; WPW: Wolf-Parkinson-White; VAcO: vía accesoria oculta.

* Mujer embarazada al momento de realizar el estudio

En el grupo de estudio se incluyeron un total de 42 pacientes (26 hombres, 61,9 %).

La mayoría fueron pacientes jóvenes, la edad promedio fue de 42 ± 1 años. Sólo 2 pacientes presentaron cardiopatía estructural: 1) El paciente número 15 (varón de 48 años) presentaba disfunción ventricular izquierda severa (fracción de eyección del VI de 35%) en el contexto de cardiopatía isquémica crónica estable; y 2) el paciente número 32 (varón de 54 años) presentaba hipertrofia ventricular izquierda moderada, doble lesión de la válvula mitral, ambas moderadas y estenosis aórtica ligera con fracción de eyección del VI normal diagnosticada por ecocardiografía transtorácica previo al EEF.

La paciente 33 (mujer de 33 años) y la número 17 (mujer de 28 años) se encontraban embarazadas en el momento del EEF y se decidió realizar el mismo debido a taquicardias frecuentes, resistentes a FAA. Presentaban preexcitación en el ECG de superficie 25 pacientes (59,5%), en el resto de los pacientes las taquicardias eran mediadas por VAc ocultas.

Dos pacientes rechazaron negaron su participar en el estudio.

Grupo control

El grupo de estudio se comparó con un mismo número de pacientes remitidos al laboratorio de electrofisiología y arritmias del Hospital Universitario La Paz. Para ello fueron evaluados los 42 pacientes consecutivos previos al inicio del presente estudio, que hubiesen sido realizado exclusivamente por el mismo operador entre el 20 de julio de 1999 y el 30 de marzo de 2005, y que habían sido sometidos a ARF de VAc-I asistidos con rayos X.

En ninguno de estos casos se utilizó un navegador como asistente para la ARF. Las características clínicas de los pacientes se exponen en la **tabla VII**

En este grupo se incluyeron un total de 42 pacientes (25 hombres, 59,6 %), con edad promedio de $38,7 \pm 13,7$ años. Sólo dos pacientes presentaron cardiopatía estructural: 1) varón de 66 años con doble lesión aórtica de predominio de estenosis, disfunción sistólica del VI (fracción de eyección del VI de 35%) y antecedentes de taquicardiomiopatía, en este paciente no se logró acceder por vía retrógrada por lo que hubo necesidad de realizar abordaje transeptal; y 2) el paciente número 16, un varón de 34 años con miocardiopatía hipertrófica apical no obstructiva.

Tabla VII. Características clínicas del grupo control

Nº Paciente	Edad (años)	Sexo	Cardiopatía	WPW / VAc O
1	66	V	Doble lesión aortica a predominio de estenosis. FEVI 35%. Antecedentes de taquimiopatía	VAcO
2	41	M	N	VAcO
3	36	M	N	VAcO
4	20	V	N	VAcO
5	29	M	N	WPW
6	26	M	N	VAcO
7	43	V	N	VAcO
8	39	V	N	WPW
9	76	M	N	WPW
10	24	V	N	VAcO
11	37	M	N	VAcO
12	24	V	N	WPW
13	64	M	N	WPW
14	50	M	N	WPW
15	19	V	N	WPW
16	34	V	MCH	VAcO
17	52	V	N	VAcO
18	42	V	N	VAcO
19	43	V	N	VAcO
20	27	V	N	WPW
21	48	V	N	VAcO
22	32	V	N	VAcO

M: mujer; V: varón; N: no; CI: cardiopatía isquémica; FEVI: fracción de eyección del ventrículo izquierdo; MCH: miocardiopatía hipertrófica; WPW: Wolf-Parkinson-White; VAcO: vía accesoria oculta.

Tabla VII (continuación). Características clínicas del grupo control

Nº Paciente	Edad (años)	Sexo	Cardiopatía	WPW / VAc O
23	30	V	N	WPW
24	43	V	N	WPW
25	45	M	N	WPW
26	16	V	N	VAcO
27	42	M	N	VAcO
28	35	V	N	WPW
29	63	M	N	VAcO
30	53	V	N	VAcO
31	29	M	N	VAcO
32	51	M	N	VAcO
33	32	V	N	WPW
34	41	M	N	WPW
35	62	M	N	WPW
36	38	V	N	WPW
37	44	M	N	VAcO
38	20	V	N	WPW
39	46	V	N	WPW
40	36	M	N	VAcO
41	13	V	N	WPW
42	52	V	N	VAcO

M: mujer; V: varón; N: no; CI: cardiopatía isquémica; WPW: Wolf-Parkinson-White; VAcO: vía accesoria oculta.

Material

Todos los EEF fueron realizados en el mismo laboratorio de electrofisiología, que consta de una serie de equipamiento, que se usó comúnmente en ambos grupos. Para mejor comprensión de la forma como está distribuido el material, se anexa un dibujo esquemático. (figura 23)

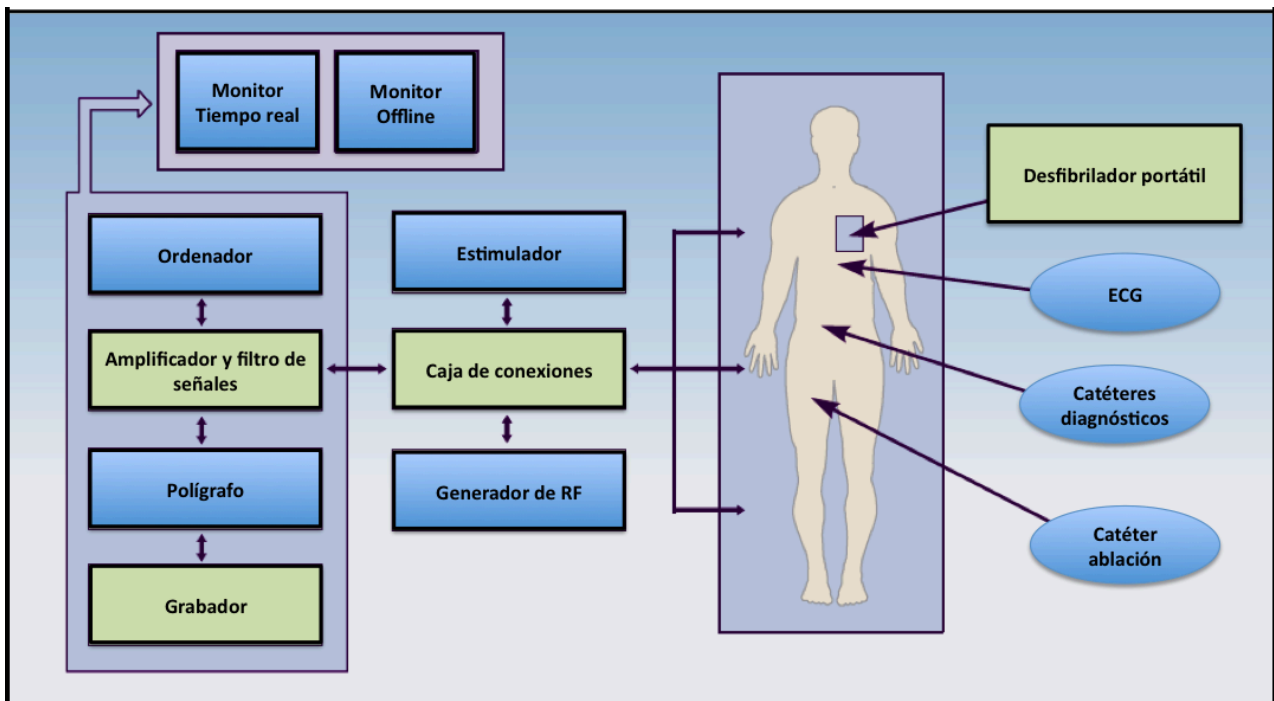


Figura 23. Dibujo esquemático que muestra los componentes principales de un laboratorio de electrofisiología

Los materiales utilizados fueron los siguientes:

- Polígrafo (*Bard Electrophysiology Inc, Massachussets, EEUU*) que permite la grabación completa de los estudios y su almacenamiento en el mismo terminal en formato digital. Antes de junio de 2004 los registros de los catéteres y las 12

derivaciones del electrocardiograma durante el estudio se realizaron con un polígrafo (Bard Electrophysiology Inc, Massachussets, EEUU) en el que se almacenan los estudios en discos ópticos.

- Estimulador digital (*Bard EP recording LAB-system CR Bard Inc., Billerica, Massachusetts*)
- Catéteres diagnósticos: tetrapolares 5F modelo Viking (*Bard Electrophysiology Inc, Massachussets, EEUU*) con curva Josephson, de 115 cm de longitud
- Catéter de ablación: de punta de 4 mm Mariner (*Mariner, Medtronic Cardiorrhhythm Inc, Minnesota, EEUU*) o de punta irrigada modelo Springkl (*Cardiorrhhythm Inc, Minnesota*)
- Generador de radiofrecuencia (Radiofrequency Power Generator Atakr, Medtronic Cardiorrhhythm Inc, California, EEUU).
- Equipo de rayos X monoplaneo Phillips Integris 9896 010 23571 (Philips Medical Sistem, Nederland)
- Cardiodesfibrilador portátil monofásico CodeMaster (Hewllet Packard Company, USA) modelo M1723B
- Otros instrumentos de uso rutinario de quirófano como bata quirúrgica, guantes, paños y campos estériles, gafas y delantal plomado (solo en el grupo control).

- Bomba de infusión para fármacos Alaris^R GW (CardioHelth IPX1, USA)
- Introdutores 5-7F (Daig Co., Minnetonka, MN, EE.UU) con sus respectivas guías.

En el grupo de estudio se usaron los mismos materiales excepto todo lo inherente a la protección radiológica (gafas, delantales plomados, etc). Además de esto se usó:

- Un sistema de tres pares de parches del sistema Ensite NavX V6 y V7 (*St. Jude Medical, St. Paul, Minnesota*). Los casos fueron grabados, procesados y finalmente guardados en *Disco Versátil Digital* (DVD) y archivados según el orden cronológico de cada estudio.

Métodos

Estudio electrofisiológico. Generalidades en ambos grupos

Todos los pacientes habían leído y firmado previamente el consentimiento por escrito. Los estudios se realizaron bajo sedación superficial consciente y en ninguno de los casos, se utilizó anestesia general y se canalizaron inicialmente tres accesos venosos femorales derechos usando la técnica de Seldinger.

El estudio electrofisiológico se realizó colocando un catéter tetrapolar en el aVD y otros dos en registro de His y seno coronario bajo control radioscópico (solo en los casos control) y guiados exclusivamente por sistema de navegación 3D en el grupo de estudio.

La grabación de los electrogramas registrados por los catéteres y las 12 derivaciones del electrocardiograma durante el estudio se realizó con un polígrafo en el que se almacenan los estudios en discos ópticos junto a un estimulador digital.

En todos los casos, se procedió a realizar protocolo de estimulación auricular o ventricular con estimulador digital para estudiar las propiedades de conducción de la VAc (conducción AV, VA, períodos refractarios de la VAc y del nodo AV) hasta inducir taquicardia y demostrar que la VAc participaba de forma activa en el circuito de misma.

En algunos pacientes en los que no se lograba inducir taquicardia inicialmente, se administró una infusión de isoproterenol intravenosa (a dosis de 1-3 mcg/kg/min) hasta lograr inducir la taquicardia clínica. Una vez realizado el diagnóstico electrofisiológico se procedió a realizar la cartografía convencional de la VAc.

En los casos de sospecha de VAc oculta izquierda, se realizó estimulación con trenes desde el catéter tetrapolar colocado en el aVD para ver el patrón de activación excéntrica retrógrada, guiados por los criterios electrofisiológicos descritos anteriormente para demostrar la presencia de una VAc. Por vía femoral arterial retrógrada se colocó un catéter de ablación en el ventrículo izquierdo. El catéter de ablación utilizado inicialmente en todos los estudios era un catéter de ablación de 4mm dirigible. En estos casos la cartografía se realizaba bien sea estimulando desde el aVD o durante TO. Si el paciente presentaba preexcitación ventricular con conducción anterógrada por la vía accesorio, la forma de cartografía (anterógrada o retrógrada) quedaba a decisión del operador. En los casos en los que la taquicardia no estaba mediada por una vía accesorio, se procedía a retirar al paciente del estudio.

Ablación por radiofrecuencia

En ambos grupos, el objetivo de la ARF era abolición de la conducción a través de la VAc con la consecuente ausencia de inducción de la taquicardia clínica.

Durante las aplicaciones se administró energía de radiofrecuencia con el generador correspondiente en configuración unipolar entre el electrodo distal del catéter de ablación y un parche indiferente colocado en la espalda del paciente. Se programaron parámetros para la ablación de radiofrecuencia entre 40-50 Watts y 60-70 grados de temperatura en todos los casos, pero con modificación en función a la dinámica de la ablación, de manera que en los casos de no alcanzar temperaturas adecuadas a pesar del buen contacto con el tejido, se aumentaba la misma de forma manual. Después de cada aplicación de RF se observaba la presencia de conducción a través de la VAc, en los casos de persistir la VAc

durante la RF por mas de 30 segundos, se detenía la misma y se procedía a realizar nueva cartografía.

En los casos de encontrar éxito, se esperaba durante 30 minutos antes de considerar terminado el procedimiento. Se realizaba durante ese tiempo nuevamente un estudio completo de conducción aurículo ventricular y ventrículo auricular para descartar la presencia de otras VAc o taquicardias no clínicas.

En cuatro pacientes del grupo de estudio y en dos casos de los controles, se substituyó el catéter de ablación de punta de 4 mm, por un catéter de punta irrigada para conseguir mayor profundidad de las lesiones.

Todos los procedimientos fueron realizados por el mismo operador con el fin de reducir la curva de aprendizaje y reducir la variabilidad interoperador que afectara la comparación del grupo de estudio con el grupo control.

Definiciones

- *Éxito definitivo*: terminación de la taquicardia y/o abolición de la conducción a través de la VAc durante la aplicación de radiofrecuencia sin recuperación de la misma posteriormente
- *Éxito transitorio*: terminación de la taquicardia y/o de la conducción a través de la VAc durante la ARF con recuperación de la misma posteriormente (durante el período de espera de 30 minutos)
- *Fracaso*: ausencia de bloqueo de la conducción de la VAc durante la ARF.
- *Recurrencias*: terminación de la taquicardia y/o de la conducción a través de la VAc durante la ARF con recuperación de la misma posteriormente en el seguimiento.
- *ARF > 10''*: fueron todas las ARF que se tomaron como válidas y se cuantificaron en el presente trabajo. Las ARF < 10'', se relacionaron con desplazamiento del catéter y no fueron cuantificadas

Se cuantificaron los siguientes tiempos del estudio:

- *Tiempo total de estudio diagnóstico*: tiempo transcurrido entre el momento que se obtienen los accesos femorales hasta el final del estudio electrofisiológico, incluyendo el tiempo de espera post ablación.
- *Reconstrucción anatómica*: tiempo en realizar la reconstrucción anatómica derecha o izquierda en ausencia total de rayos X.
- *Cartografía*: tiempo desde el inicio de la cartografía de la VAc hasta el momento de localización de la misma con aplicación efectiva de radiofrecuencia.
- *Tiempo de subida de catéteres*: tiempo transcurrido entre el momento desde que se insertan en la vena/arteria femoral hasta que se colocan de forma definitiva en cada una de las cámaras.

Procedimiento de ablación sin radioscopia

En el grupo de estudio, se realizó el EEF y la ARF en ausencia total de rayos X, tubo de rayos X alejado de la cama del paciente, todo el personal de la sala de electrofisiología sin protección radiológica (sin gafas, ni delantal plomado, etc). Antes del estudio, se le colocaba a todos los pacientes el sistema de tres pares de parches Ensite NavX. Como se describió con anterioridad, este sistema permite la visualización simultánea de todos los catéteres usados en el procedimiento (tanto catéteres diagnósticos como terapéuticos). Puede configurarse para visualizar una o dos proyecciones en la pantalla a la vez. En este estudio se utilizó por defecto proyecciones ortogonales oblicua anterior derecha y oblicua anterior izquierda pero que podía modificarse conforme a las necesidades durante la cartografía.

El primer catéter que se insertó fue un catéter de ablación de punta de 4 mm Mariner a través de la vena femoral derecha ya que además de ser flexible, permite realizar desplazamiento vertical secuencial y posibilidad de marcar el trayecto (a través de la herramienta “añadir sombras” del sistema EnSite) y poder así ser guiados exclusivamente por el sistema e navegación no fluoroscópica. En los casos que en la punta del catéter se notara resistencia para el paso del mismo o que, tomase un recorrido “inusual” como una vena renal o el trayecto infrahepático de la vena cava inferior (**figura 24**), podría retroceder al trayecto previamente demarcado, aunque esta herramienta solo se utilizó en los primeros casos, y una vez que el operador se encontró familiarizado con el sistema, los catéteres se subían directamente hasta las cavidades cardíacas (sin uso de sombras)

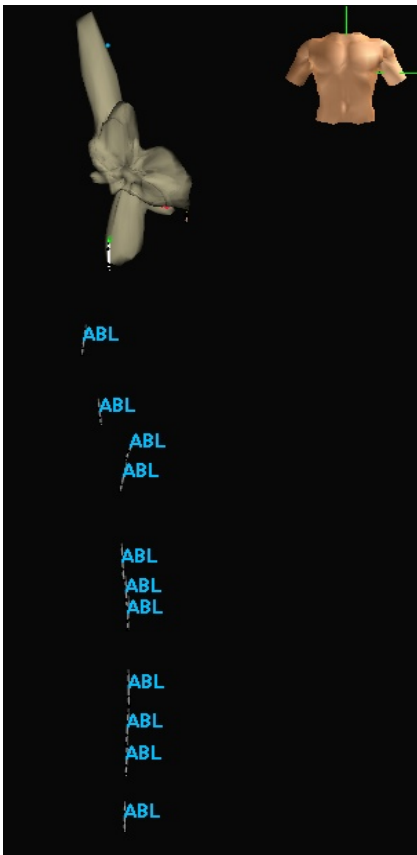


Figura 24. Reconstrucción anatómica 3D de la aurícula derecha y ambas venas cavas realizada con el sistema de navegación no radioscópico EnSite NavX. Se observa las “sombras” que se pueden marcar con el paso del catéter de ablación a través de la vena cava inferior.

Se accedió a la AD guiados por electrogramas sugerentes de AD, una vez en este sitio, se procedió a realizar la reconstrucción anatómica 3D con el catéter de ablación de la AD, venas cavas y seno coronario, para posteriormente emplazar catéter tetrapolares en aVD, seno coronario y registro de His. En los casos de no poder acceder al seno coronario con un catéter tetrapolar, se procedió a usar para cartografía, un catéter de punta dirigible (usualmente uno de ablación de punta de 4 mm), sin embargo, esto solo ocurrió en siete casos.

De nuevo, por medio de la herramienta de “añadir sombras” del sistema EnSite, se procedió a colocar sombras a todos los catéteres una vez emplazados, usando la referencia externa del sistema de navegación. Se uso este método de forma sistemática en todos los pacientes para los casos en los que, se pudiese desplazar alguno de estos

catéteres de forma inadvertida, poder “volver” al sitio donde originalmente se habían colocado. Una vez obtenida las sombras de todos los catéteres, se procedió a usar el bipolo distal del catéter de aVD como referencia interna para la reconstrucción anatómica de las cavidades ya que proporciona mayor estabilidad y es menos influido por la respiración del paciente.

En los primeros 20 pacientes se realizó una reconstrucción anatómica de las cavidades derechas usando la referencia externa (parches) del sistema de navegación como se describió con anterioridad, pero a partir del paciente número 21, se procedió a colocar los catéteres en aVD, registro de His y seno coronario sin la reconstrucción anatómica previa, guiados exclusivamente por el sistema de navegación tridimensional.

En dos casos, en los que se había realizado inicialmente un diagnóstico clínico presuntivo de taquicardia por reentrada intranodal y se observó (posterior al tener los catéteres diagnósticos en AD, VD y seno coronario) una secuencia de activación excéntrica retrógrada, se procedió a retirar todos los catéteres y empezar el protocolo como lo antes descrito.

De la misma forma, se realizó abordaje retrogrado transaórtico hasta llegar a la raíz de aorta. Inicialmente se realizó reconstrucción anatómica del ventrículo izquierdo, anillo mitral y en algunos casos, la raíz de aorta, pero igualmente a partir del paciente número 19, se realizó la cartografía sin la reconstrucción previa de las cavidades izquierdas, de manera que, se realizaba la cartografía a la vez que se tomaban puntos para la reconstrucción anatómica de dichas cavidades. En los casos de encontrar criterios de ablación exitosa, o que sugerían posición adecuada para ARF, se procedía a realizar la

misma y a posteriori se terminaba la reconstrucción anatómica para disponer de iconografía.

Estudio electrofisiológico. Grupo control

Los procedimientos en este grupo se realizaron siguiendo el mismo protocolo descrito al inicio, con la excepción que tanto estudio como la ablación fueron guiados por visión fluoroscópica y sin asistencia de un sistema de navegación

V. Tamaño muestral

Se realizó un cálculo del número de pacientes necesarios para demostrar o rechazar la hipótesis nula de que la ablación de las VAc-I sin radioscopia no es inferior a la ablación convencional, definido como un número de aplicaciones de RF no significativamente mayor hasta alcanzar el éxito.

Para ello se hizo un cálculo de dos colas con un nivel de sensibilidad mínimo ($\mu_0 - \mu_1 =$ media esperada - media de la H_0) de dos aplicaciones de RF, una desviación estándar de 3, un error α de 0,05 y un error β de 0,20, obteniéndose un número de 74 pacientes a incluir (37 en cada grupo).

Considerando a un 10% de los pacientes que haya que excluir por diversos motivos, o en los que se inicia el protocolo y no se le puede hacer seguimiento, el número mínimo de pacientes a incluir en cada grupo fue de 41.

VI. Análisis estadístico

La descripción de los datos cualitativos se realizó en forma de frecuencias absolutas y porcentajes y los datos cuantitativos mediante media \pm desviación estándar o, mediana y rango intercuartílico según la distribución de los mismos.

La normalidad de distribución se comprobó mediante la prueba Kolmogórov-Smirnov

Los datos cualitativos se compararon mediante el test de la Chi-cuadrado o el test exacto de Fisher.

En la comparación de datos cuantitativos entre dos grupos, se utilizó el test de la t-Student para datos independientes como prueba paramétrica y el test de U-Mann Whitney como prueba no paramétrica, dependiendo de la distribución de los datos.

Todos las pruebas estadísticas se han considerado bilaterales y como valores significativos, aquellos p inferiores 0,05. Los datos se han analizado con el programa estadístico SPSS 9.0 (SPSS Inc. Chicago, Illinois, USA, 2003).

VII. Resultados

Efectividad del procedimiento

El procedimiento fue exitoso en 40 de los 42 pacientes del grupo en estudio. La efectividad del estudio y la ablación en cada uno de los pacientes se muestran detallados en la **tabla VIII**. De la misma forma se muestra la localización de la VAc y el número de aplicaciones de RF que se hicieron en cada caso.

Uno de los pacientes en el que se falló se trataba de la mujer de 28 años embarazada con una VAc oculta lateral izquierda. Se realizó cartografía del anillo AV izquierdo durante taquicardia obteniendo la actividad más precoz (-26 ms) a nivel de la región lateral del anillo AV izquierdo. En esta posición se realizó una aplicación de RF consiguiéndose la abolición de la conducción por la vía accesoria transitoriamente. Tras múltiples intentos no exitosos de ablación en la vertiente ventricular del anillo, se realizan 3 aplicaciones en la vertiente auricular, que tampoco consigue eliminar la conducción por la misma ni tampoco inducir taquicardia. Hubo necesidad de realizar en tres oportunidades la reconstrucción anatómica del VI y raíz de aorta por desplazamiento inadvertido de la referencia anatómica interna del sistema NavX como consecuencia de la movilización frecuente de la paciente a la que apenas se había sedado dada su condición, este caso la referencia interna se trataba de un catéter emplazado en el seno coronario inicialmente y posteriormente en el aVD. Se decidió terminar el procedimiento por agotamiento de la paciente y la probable presencia de edema que dificulta el procedimiento.

El segundo fracaso, fue un varón de 54 años que presentaba hipertrofia ventricular izquierda moderada, doble lesión de la válvula mitral, ambas moderadas y estenosis aórtica ligera, con fracción de eyección del VI normal diagnosticada por ecocardiografía transtorácica previo al EEF. La primera parte del procedimiento, incluyendo el diagnóstico y la colocación de catéteres en aVD, seno coronario y registro de His se realizó sin complicaciones. Al tratar de acceder al VI, se intentó en múltiples oportunidades pasar el catéter de ablación a través de la válvula aórtica sin éxito, guiados por el sistema de navegación no radioscópico. Después de varios intentos, se decidió usar guía radioscópica para intentar pasar la válvula aórtica, pero igualmente con resultados infructuosos, por lo que se decidió cambio de estrategia y usar el abordaje transeptal, finalmente efectivo. Si bien es cierto que tampoco se logró acceder al VI de forma retrógrada asistido por rayos X, decidimos contabilizarlo como fracaso por no cumplir con el objetivo trazado en el grupo de estudio. Este es el único paciente del grupo de estudio en el que hubo la necesidad de cambio de un protocolo (sin rayos X) por otro.

Tabla VIII. Éxito / fracaso y localización de la VAc en el grupo de estudio

Nº paciente	Éxito/Fracaso	Nº de ARF	Localización de la VAc
1	Éxito	2	Lateral
2	Éxito	2	Lateral
3	Éxito	2	Lateral
4	Éxito	5	Posterolateral
5	Éxito	1	Lateral
6	Éxito	2	Lateral
7	Éxito	1	Lateral
8	Éxito	1	Anterolateral
9	Éxito	2	Posterior
10	Éxito	2	Posterior
11	Éxito	1	Antro lateral
12	Éxito	2	Anterolateral
13	Éxito	2	Lateral
14	Éxito	3	Lateral
15	Éxito	1	Posterior
16	Éxito	1	Lateral
17*	Fracaso	6	Lateral
18	Éxito	2	Lateral
19	Éxito	1	Lateral
20	Éxito	1	Lateral
21	Éxito	1	Lateral
22	Éxito	1	Anterolateral

* Ver texto para discusión

Tabla VIII (continuación). Éxito / fracaso y localización de la VAc en el grupo de estudio

Nº paciente	Éxito/Fracaso	Nº de ARF	Localización de la VAc
23	Éxito	2	Lateral
24	Éxito	1	Posterolateral
25	Éxito	1	Lateral
26	Éxito	1	Lateral
27	Éxito	1	Posterolateral
28	Éxito	2	Posterolateral
29	Éxito	2	Lateral
30	Éxito	1	Lateral
31	Éxito	1	Lateral
32*	Fracaso	2	Lateral
33	Éxito	3	Posterolateral
34	Éxito	3	Lateral
35	Éxito	3	Posterolateral
36	Éxito	1	Lateral
37	Éxito	4	Posterolateral
38	Éxito	1	Lateral
39	Éxito	1	Lateral
40	Éxito	2	Lateral
41	Éxito	1	Lateral
42	Éxito	4	Lateral

* Paciente en el que no se logró acceder al VI por alteraciones anatómicas de la válvula aórtica, por esta razón se tomó como fracaso del procedimiento "sin radioscopia". La ablación fue finalmente exitosa por abordaje transeptal con el método convencional

Se muestran los resultados del éxito del EEF y la localización de la VAc del grupo control en la **tabla IX**

Tabla IX. Éxito / fracaso y localización de la VAc en el grupo control

Nº paciente	Éxito/Fracaso	Nº de ARF	Localización de la VAc
1	Éxito	4	Antero lateral
2	Éxito	1	Lateral
3	Éxito	1	Postero lateral
4	Éxito	10	Postero lateral
5	Éxito	4	Postero lateral
6	Éxito	5	Lateral
7	Fracaso	17	Antero lateral
8	Éxito	1	Lateral
9	Éxito	10	Lateral
10	Éxito	2	Lateral
11	Éxito	3	Lateral
12	Éxito	5	Lateral
13	Éxito	2	Postero lateral
14	Éxito	3	Lateral
15	Éxito	3	Lateral
16	Éxito	5	Lateral
17	Éxito	1	Lateral
18	Éxito	3	Lateral
19	Éxito	1	Lateral
20	Éxito	1	Anterolateral
21	Éxito	11	Posterolateral
22	Éxito	1	Lateral

Tabla IX (continuación). Éxito / fracaso y localización de la VAc en el grupo control

Nº paciente	Éxito/Fracaso	Nº de ARF	Localización de la VAc
23	Éxito	1	Lateral
24	Éxito	1	Posterior
25	Éxito	8	Lateral
26	Éxito	3	Lateral
27	Éxito	1	Lateral
28	Éxito	1	Lateral
29	Éxito	1	Lateral
30	Éxito	2	Lateral
31	Éxito	3	Posterolateral
32	Éxito	14	Anterolateral
33	Éxito	2	Posterolateral
34	Éxito	8	Posterolateral
35	Éxito	7	Lateral
36	Éxito	1	Lateral
37	Éxito	6	Posterior
38	Éxito	1	Posterolateral
39	Éxito	1	Posterior
40	Éxito	3	Lateral
41	Éxito	2	Lateral
42	Éxito	8	Lateral

En este grupo se documentó un fracaso (paciente número 7) del total de 42 casos, se trataba de un varón de 43 años sin cardiopatía estructural con una VAc oculta antero lateral izquierda. En este caso la VAc participaba exclusivamente como brazo retrógrado de una taquicardia por reentrada ortodrómica. Se realizó cartografía tanto de la inserción auricular como ventricular del anillo mitral, observándose la existencia de activación precoz de AI en una zona relativamente ancha de la región lateral izquierda. Tras 3 aplicaciones de radiofrecuencia se observó retraso de la activación auricular retrógrada en la región lateral manteniendo la misma en la región anterolateral, lo que sugiere la ablación de una de las ramificaciones de la VAc. Posteriormente, a nivel anterolateral izquierdo y hasta la porción más anterior del anillo mitral se realizaron numerosas aplicaciones de RF (total 17), tanto en el lado ventricular como auricular del anillo, sin conseguir la abolición de la conducción por la vía accesoria. Se decidió dar por finalizado este procedimiento

En otros tres pacientes (2 mujeres de 76 y 51 años respectivamente y un varón de 52 años) hubo que realizar abordaje transeptal por no ser inicialmente eficaz el abordaje transaórtico.

En un paciente (varón de 28 años) se evidenció la presencia de una segunda VAc de localización anteroseptal derecha que participaba activamente en un segundo circuito de taquicardia como brazo retrógrado, y otro paciente (varón de 24 años) se diagnosticó una taquicardia por reentrada intranodal que participaba pasivamente en el circuito. Ambos sustratos se les realizó ARF efectiva, pero los resultados de éstas no fueron cuantificados en este protocolo por ser circuitos del lado derecho del corazón.

Localización de la VAc

La localización de las VAc se relacionó con las descritas en la literatura en el surco AV izquierdo (**figuras 25 y 26**). En el grupo de estudio la mas frecuente fue la localización lateral izquierda (66,7%), seguida de posterior izquierda (14,3%), por último anterolateral (9,5%) y posterolateral izquierda (9,5%). Mientras que en el grupo control fue la siguiente: 1) lateral 26 pacientes (61,9 %), 2) posterolateral 8 (19,1%), anterolateral 4 (9,5%) y por último posterior con 4 pacientes (9,5%).

Figura 25. Porcentaje de la localización de la vía accesoria en el grupo de estudio

● Posterolateral ● Lateral ● Anterolateral ● Posterior

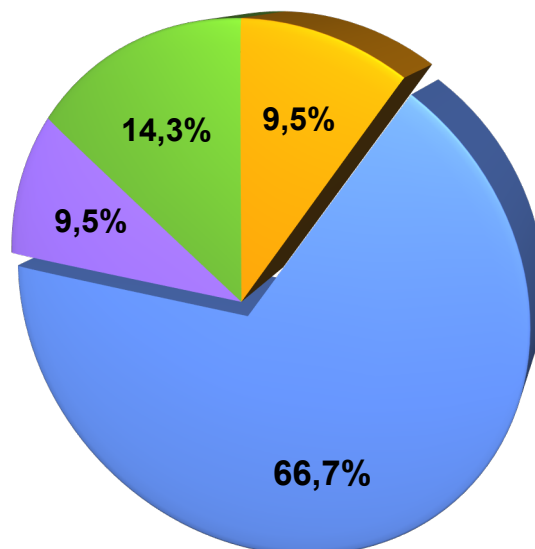
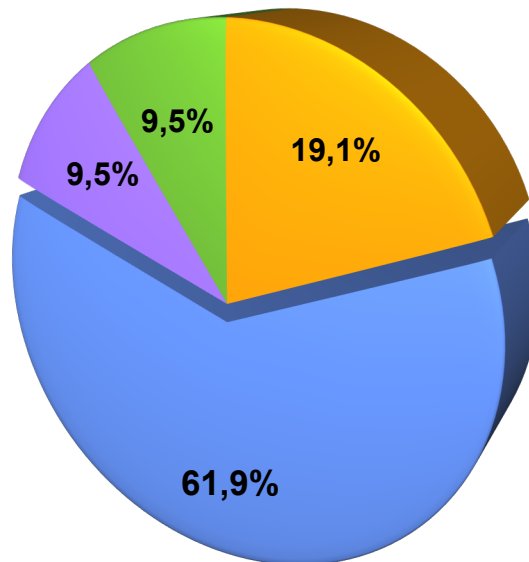


Figura 26. Porcentaje de la localización de la vía accesoria en el grupo control

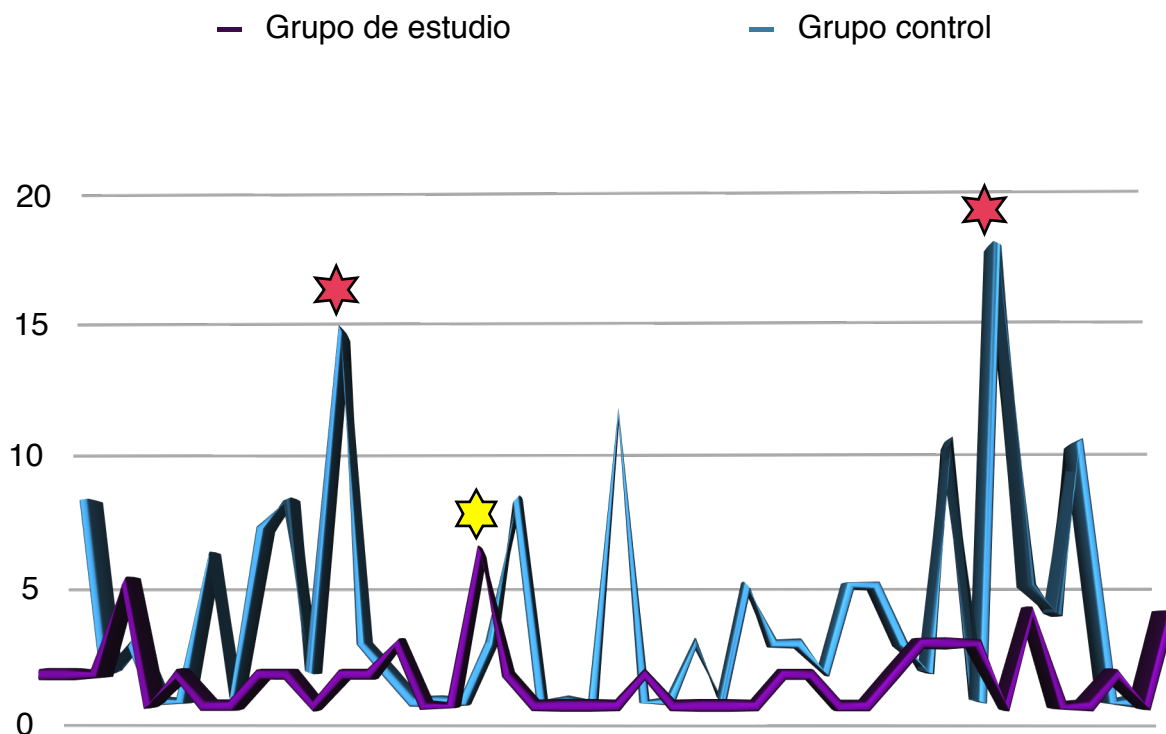
● Posterolateral ● Lateral ● Anterolateral ● Posterior



Número de aplicaciones de radiofrecuencia

Por otra parte también se evaluó el número total de ARF, se contabilizaron aquellas mayores de diez segundos, ya que este último tiempo es el que consideramos útil para producir una lesión definitiva y estable sobre el tejido (**Tabla X y figura 27**). En el grupo de estudio la media de aplicaciones de RF mayores a diez segundos fue de $1,7 \pm 0,9$ (rango 1-5); mientras que el grupo control fue de $4,0 \pm 3,8$ (rango de 1-16). Obteniendo diferencias significativas en ambos grupos : $P=0,004$.

Figura 27. Número de ARF de los pacientes en cada uno de los grupos



La línea color lila representa el grupo de estudio con un rango de aplicaciones entre 1-5 y la línea azul el grupo control, con un rango de aplicaciones entre 1-17. El eje de las ordenadas están representados todos los pacientes a través del tiempo, de manera que los mas cercanos al eje de las abscisas son los primeros pacientes en cada grupo, y los ms alejados, son los que se realizaron de último. Esto con la finalidad de evidenciar si existía alguna tendencia a medida que el operador superaba la curva de aprendizaje. Las estrellas rojas resaltan los dos pacientes del grupo control con mayor número de ARF, la primera, a la izquierda (14 ARF), se trataba de una mujer de 58 años con una VAc oculta anterolateral izquierda en la que se contabilizaron 8 éxitos transitorios con el abordaje retrógrado transaórtico, por lo que se decidió realizar acceso transeptal, logrando la eliminación definitiva de la conducción a través de la VAc. Es importante reseñar que esta

paciente es una de las que presentó recurrencia (nuevos episodios de TO y nuevo intento de ARF) en el seguimiento clínico. La segunda estrella roja (17 ARF), representa el único caso fallido de ablación en este grupo de estudio (varón de 43 años con una VAc anterolateral descrito anteriormente). La estrella amarilla representa el paciente con mayor número de ARF del grupo de estudio e igualmente se relacionó con el fallo en la ablación (mujer de 28 años, embarazada, también descrita anteriormente).

Tabla X. Comparación del número total de ARF y sus rangos en cada grupo

	Grupo A (Sin radioscopia)	Grupo B (con radioscopia)	Valor de P
Nro de ARF > 10 seg (media ± SD)	1,7 ± ,0,9	4,0 ± 3,8	0,004
Rango de ARF > 10 seg	1 - 5	1 - 16	

Comparación entre el número de ARF en cada uno de los grupos.
ARF: Ablación por radiofrecuencia; SD: desviación estándar.

Las características clínicas de la población y la comparación entre ambos grupos también se resume en la **tabla XI**

Tabla XI. Características clínicas de los pacientes

	Grupo A (Sin radioscopia) N = 42	Grupo B (con radioscopia) N = 42	Valor de P
Sexo masculino (%)	26 (61,9)	25 (59,6)	1,000
Edad ± SD	42,1 ± 11,8	39,6 ± 14,3	0,333
Cardiopatía estructural (%)	2 (4,7)	2 (4,7)	1,000
Preexcitación basal	25 (59,5)	19 (45,2)	0,275
Éxito	40 (95,2)	41 (97,6)	0,923
Localización de la VAc (%)			
Posterolateral	4 (9,5)	8 (19,1)	
Lateral	28 (66,7)	26 (61,9)	
Anterolateral	4 (9,5)	4 (9,5)	
Posterior	6 (14,3)	4 (9,5)	

VAc: vía accesoria; SD: desviación estándar;

Duración del procedimiento

Grupo de estudio

Reconstrucción anatómica y emplazamiento de catéteres

De manera descriptiva en el grupo de estudio, se midió el tiempo usado para realizar la reconstrucción anatómica de las cavidades cardíacas derechas con el sistema EnSite NavX (**Tabla XII**). Como se describió con anterioridad, en los primeros 22 pacientes del grupo de estudio, se realizó previo al acceso aórtico retrógrado, reconstrucción anatómica del VD, AD, seno coronario y venas cavas con el catéter de ablación. Una vez realizada la reconstrucción anatómica, se procedió a colocar los catéteres diagnósticos. A partir del paciente número 21, se emplazaron los catéteres diagnósticos sin la reconstrucción anatómica previa de las cavidades derechas, guiados por registro electrogramas de cada cavidad en particular. Se cuantificó el tiempo que se utilizó para realizar la reconstrucción electroanatómica del VI y de la raíz de la aorta en algunos pacientes. En los primeros 28 pacientes se realizó la reconstrucción anatómica del VI y AM previo a la cartografía, y a partir del paciente número 29, de forma consecutiva, se realizó la cartografía a la vez que se realizaba la reconstrucción anatómica, con la finalidad de tratar de reducir el tiempo total de EEF.

También se cuantificó el tiempo empleado para emplazar los catéteres diagnósticos desde la inserción en la vena femoral hasta su posición definitiva en aVD, seno coronario y registro de His. El tiempo desde la inserción arterial femoral del catéter de ablación para acceder de forma retrógrada hasta el anillo mitral también fue medido.

Tabla XII. Tiempo utilizado para la reconstrucción anatómica y emplazamiento de catéteres

Nº paciente	T. Anatomía derecha (min)	T. Anatomía del VI (min)	T. Subida de catéteres diagnósticos (min)	T. Subida catéter arterial (min)
1	23	14	4	4
2	8	7	35	2
3	12	8	22	2
4	5	10		5
5	2	8	16	0,26
6	2	6	6	2
7	4	7	14	1
8	2	7	39	3
9	1	3	17	1
10	6	5	26	1
11*	3		11	*
12	4	4	11	1
13	1	6	7	1
14	1	16	23	2
15	2	10	8	1
16	2	9	10	2
17	2	13	8	1
18	7	24	19	22
19	15	7	20	0,41
20	4	7	24	1
21	2		5	1
22	2		7	1

T. anatomía derecha e izquierda: tiempo usado para realizar la reconstrucción anatómica del VI, y cavidades derechas. T. Subida de catéteres: tiempo usado para emplazar catéteres diagnósticos. * se accedió a la aurícula izquierda a través del foramen oval. Las casillas en blanco: no se encontraron datos en el polígrafo. Columna en gris: pacientes a los que se le realizó reconstrucción anatómica de las cavidades derechas

Tabla XII. Tiempo utilizado para la reconstrucción anatómica y emplazamiento de catéteres

Nº paciente	T. Anatomía del VD (min)	T. Anatomía del VI (min)	T. Subida de catéteres diagnósticos (min)	T. Subida catéter arterial (min)
23			5	1
24			16	2
25		6	13	0,18
26			29	1
27			12	1
28		19	15	1
29			7	0,5
30			28	2
31			18	1
32 **			4	**
33				1
34			4	1
35			8	3
36			24	0,17
37			6	0,36
38			2	0,15
39			14	2
40			17	2
41			3	1
42			5	0,21

T. de anatomía derecha e izquierda: tiempo que se usó para realizar la reconstrucción anatómica del VI, y cavidades derechas. T Subida de catéteres: tiempo usado para emplazar catéteres diagnósticos. ** paciente en el que no se logró acceder al VI por alteraciones anatómicas de la válvula aórtica. Las casillas en blanco: no se encontraron datos en el polígrafo.

El paciente número dos (mujer de 40 años con WPW lateral) y el número ocho (varón de 58 años con una VAc oculta anterolateral) fueron los pacientes donde se evidenció el mayor tiempo usado en el emplazamiento de catéteres con 35 y 39 minutos respectivamente. En ambos casos hubo problemas al tratar de pasar los catéteres tetrapolares diagnósticos a través del acceso femoral derecho por tortuosidades de la vena, por lo que se decidió acceder en ambos casos a través de la vena femoral izquierda.

El paciente número 18, un varón de 71 años con una VAc oculta lateral, y que a su vez representa el paciente mas longevo de toda la serie, se cuantificó un tiempo de “subida” del catéter arterial al VI por acceso retrógrado de 22 minutos. Este paciente no tenía datos previos de cardiopatía estructural, pero probablemente por rigidez o calcificación de las válvulas aórticas, hubo dificultad para el acceso al VI. Finalmente se logró acceder al VI sin que hubiese repercusiones clínicas ni hemodinámicas.

La paciente número 11 se trataba de una mujer de 29 años con una VAc manifiesta lateral izquierda. Inicialmente no se logró acceder al seno coronario con un catéter tetrapolar diagnóstico, probablemente por la presencia de una válvula de Thebesio redundante alrededor del ostium del seno coronario, pero finalmente se accedió sin complicaciones con un catéter de ablación de punta de 4 mm dirigible. Durante la realización de la reconstrucción anatómica de la AD, se advirtió la presencia de foramen oval permeable, por lo que no hubo necesidad de acceder de forma retrógrada al VI. Se realizó reconstrucción anatómica de la AI, y se realizó la ARF guiado por precocidades con respecto al QRS del ECG de superficie y la caída brusca de la derivación monopolar. Se aplicó RF en una sola oportunidad, logrando la desaparición definitiva de la conducción a través de la VAc en 3,6 segundos.

El paciente número 32, en el que no hay datos sobre el tiempo de acceso al VI, se trata del mismo caso descrito anteriormente de un varón de 54 años con una VAc oculta lateral, en el que no se accedió al VI por alteraciones anatómicas de la válvula aórtica.

El resultado de los tiempos descritos anteriormente también se pueden ver resumidos (con los rangos respectivos) en la **tabla XIII**

Tabla XIII. Promedio y el rango de tiempo usado para la reconstrucción anatómica y el emplazamiento de catéteres

	Media \pm SD	Rango
T. Anatomía derecha (min)	5,0 \pm 5,4	1 - 23
T. Emplazamiento de catéteres Dg (min)	14,4 \pm 9,3	2 - 35
T. Catéter aorta (min)	1,8 \pm 3,4	0,1 - 22
T. Anatomía del VI (min)	9,3 \pm 5,2	3 - 24

Catéteres Dg: catéteres diagnósticos. VI: ventrículo izquierdo

Duración del estudio diagnóstico, cartografía y tiempo de radioscopia

Los resultados de grupo de estudio pueden verse en la **tabla XIV**. La duración total del EEF en el grupo de estudio fue $110,7 \pm 56,4$ minutos. Este tiempo fue el resultante de la suma de: I) el *tiempo de estudio diagnóstico*, que se contabilizó desde el inicio de la punción venosa hasta el inicio de la cartografía en el anillo AV izquierdo ($78,7 \pm 36,2$ minutos) y II) el *tiempo de ablación*, siendo este el tiempo transcurrido entre el inicio de la cartografía en el anillo AV izquierdo y el momento hasta la última RF efectiva que terminó con la conducción definitivamente a través de la VAc, y que en el grupo de estudio fue de $31,9 \pm 36,7$ minutos.

El tiempo de espera (no contabilizado) para comprobar la efectividad de la ARF, fue en todos los casos de al menos 30 minutos. En los casos que hubiese alguna recurrencia precoz dentro de este tiempo de espera, se reiniciaba la cartografía y se sumaba el tiempo a esta última.

Tabla XIV. Tiempo de cartografía, EEF y radioscopia

Nº paciente	T. Diagnóstico (min)	T. Cartografía (min)	T. Total de EEF (min)	T. de radioscopia (min)
1	118	15	133	0
2	86	64	150	0
3	126	20	146	0
4	84	22	106	0
5	64	3	67	0
6	43	4	47	0
7	40	19	59	0
8	48	1	49	0
9	138	10	148	0
10	143	5	148	0
11	57	17	74	0
12	62	13	75	0
13	59	20	79	0
14	123	82	205	0
15	92	1	93	0
16	52	6	58	0
17*	56	166	222	0
18	147	83	230	0
19	78	20	98	0
20	64	12	76	0
21	39	18	57	0
22	134	18	152	0

Duración total: desde el inicio de la punción venosa hasta el fin del EEF. Diagnóstico: tiempo desde el inicio de la punción venosa hasta el inicio de la cartografía del VI para la ablación. Ablación: tiempo de cartografía y la última RF efectiva en el VI; ** paciente embarazada

Tabla XIV. Tiempo de cartografía, EEF y radioscopia

Nº paciente	T. Diagnóstico (min)	T. Cartografía (min)	T. Total de EEF (min)	T. de radioscopia (min)
23	31	21	52	0
24	51	13	64	0
25	42	23	65	0
26	90	20	110	0
27	109	26	135	0
28	120	113	233	0
29	157	42	199	0
30	88	7	95	0
31	62	16	78	0
32*	119	10	129	30*
33**	80	22	102	0
34	48	25	73	0
35	85	74	159	0
36	51	37	88	0
37	97	37	134	0
38	21	26	47	0
39	61	27	88	0
40	61	28	89	0
41	50	53	103	0
42	31	32	63	0

Duración total: desde el inicio de la punción venosa hasta el fin del EEF. Diagnóstico: tiempo desde el inicio de la punción venosa hasta el inicio de la cartografía del VI para la ablación. Ablación: tiempo de cartografía y la última RF efectiva en el VI; * paciente en el que no se logró acceder al VI por alteraciones anatómicas de la válvula aortica; ** paciente embarazada.

La paciente número 17 y la número 33 se encontraban embarazadas en el momento del EEF. Ambos casos han sido descritos anteriormente, sin embargo es importante resaltar que en el primero de estos dos casos, se contabilizó un tiempo total de estudio prolongado (222 minutos), debido en su mayoría al tiempo utilizado para realizar la cartografía y las aplicaciones de RF (no efectivas). Este tiempo también se vio influido por la movilización de la referencia interna y la distorsión de la reconstrucción anatómica en tres oportunidades.

El paciente número 9, un varón de 56 años con una VAc oculta posterior y el número 14, varón de 38 años con una VAc manifiesta lateral, muestran tiempos de estudio diagnóstico prolongados con respecto a al media, debido en parte a que utilizó inicialmente para la reconstrucción anatómica de las cavidades derechas, la referencia externa (parches cutáneos) del sistema Ensite NavX, y en ambos casos hubo que recolocar uno de los parches (abdominal) con la consecuente deformación de la reconstrucción.

Solo se usó la radioscopia en uno de los pacientes del grupo de estudio, que a su vez, representa uno de los casos no exitosos, el paciente de 54 años con diagnóstico ecocardiográfico de estenosis aórtica ligera e hipertrofia moderada del VI, en el que después de múltiples intentos infructuosos de acceder al VI a través de la válvula aórtica, se decidió usar radioscopia como guía; y de esta forma saliendo del protocolo, sin embargo, como se describe anteriormente, tampoco se logró acceder al VI por lo que hubo que cambiar al abordaje transeptal. Por este motivo el paciente tuvo que salir del protocolo de estudio. En el resto de los pacientes no se usó radioscopia en ningún momento del estudio.

Grupo control

Duración del estudio diagnóstico, cartografía y tiempo de radioscopia

De la misma forma, se pueden ver los resultados del tiempo del EEF y tiempo total de radioscopia en el grupo control en la **tabla XV**

También se puede ver resumidos los resultados, y la comparación entre ambos grupos en la **tabla XVI y en la gráfica 28 y 29**. En el grupo de estudio hay una disminución tanto en el tiempo de cartografía, como en el tiempo de ARF. El tiempo total de radioscopia es evidentemente superior en el grupo control, en ninguno de los cuales se usó un sistema de navegación, ($0,7 \pm 4,4$ vs $44,0 \pm 28,3$ minutos, $P < 0,0001$).

Tabla XV. Tiempo de cartografía, EEF y radioscopia. Grupo control

Nº paciente	T. Diagnóstico (min)	T. Cartografía (min)	T. Total de EEF (min)	T. de radioscopia (min)
1	155	85	240	34
2				
3	65	105	170	32
4	35	210	245	59
5	90	74	164	75
6	50	100	150	55
7	120	155	275	118
8	107	18	125	58
9	98	87	185	54
10	90	10	100	22
11	110	30	140	33
12	140	90	230	63
13	75	35	110	40
14	105	60	165	31
15	90	5	95	24
16	135	24	159	33
17	90	1	91	25
18	108	20	128	44
19	130	5	135	22
20	145			10
21	115	80	195	
22	175			18

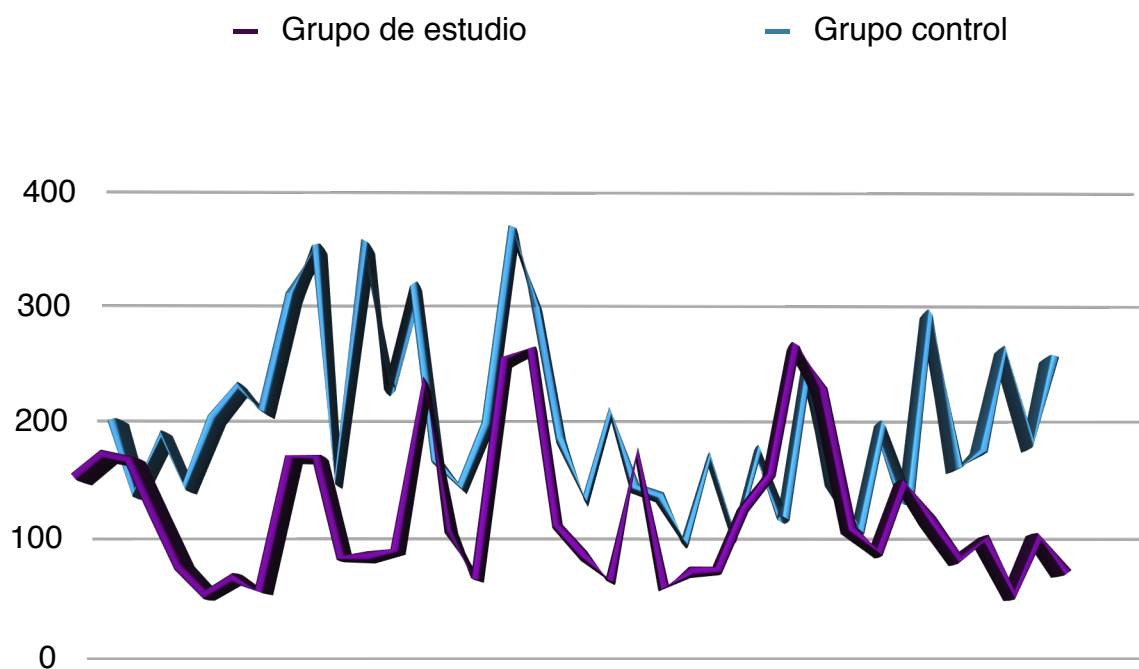
Los espacios en blanco son datos que no se encontraron en el polígrafo

Tabla XV. Tiempo de cartografía, EEF y radioscopia. Grupo control

Nº paciente	T. Diagnóstico (min)	T. Cartografía (min)	T. Total de EEF (min)	T. de radioscopia (min)
23	105	20	125	35
24	135	38	173	
25	80	199	279	72
26	115	230	345	58
27	105	80	185	22
28	105	30	135	18
29	115	41	156	51
30	138	160	298	56
31	120	95	215	45
32	163	170	333	60
33	105	35	140	27
34	120	210	330	158
35	120	170	290	63
36	180	15	195	18
37	75	140	215	39
38	155	35	190	31
39	105	30	135	19
40	110	66	176	28
41	105	25	130	17
42	75	113	188	52

Los espacios en blanco son datos que no se encontraron en el polígrafo

Figura 28. Tiempo de EEF de los pacientes en cada uno de los grupos



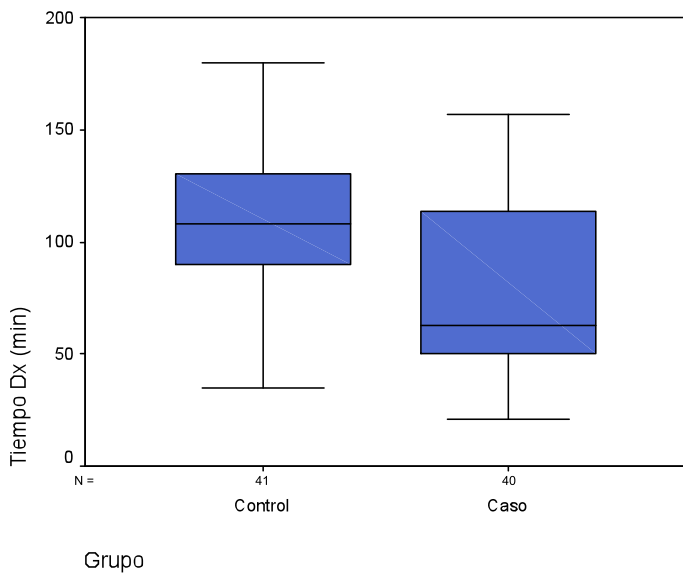
En el eje de las abscisas se representan cada uno de los pacientes (de cada grupo) y en el eje de las ordenadas la duración total del estudio electrofisiológico

Tabla XVI. Comparación del tiempo de EEF, diagnóstico y ARF de ambos grupos

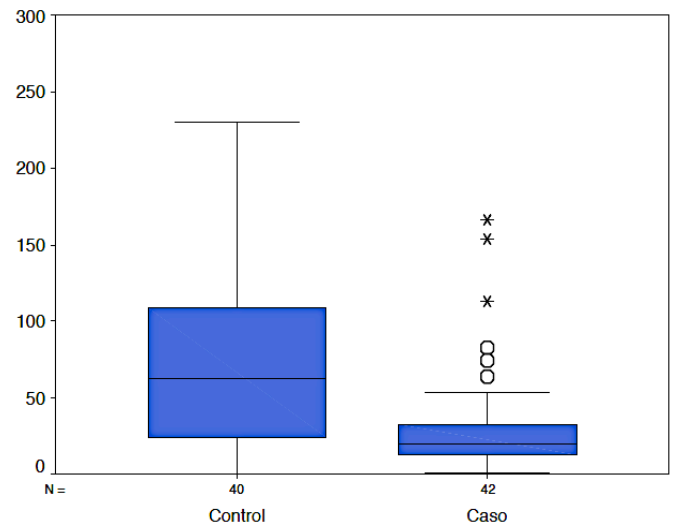
	Grupo A	Grupo B (Grupo control)	Valor de P
Duración total de EEF (min) ± SD	110,7 ± 56,4	188,0 ± 68,5	< 0,0001
Tiempo de radioscopia (min) ± SD	0,7 ± 4,6	44,0 ± 28,3	< 0,0001
Ablación (min) ± SD	31,9 ± 36,7	79,3 ± 66,1	< 0,0001

Duración total: desde el inicio de la punción venosa hasta el fin del EEF. Diagnóstico: tiempo desde el inicio de la punción venosa hasta el inicio de la cartografía del VI para la ablación. Ablación: tiempo de cartografía y la última RF efectiva en el VI

Figura 29. Tiempo de EEF de los pacientes en cada uno de los grupos



Representación de la mediana (línea gruesa), los cuartiles 25 y 75 (cajas) y el rango para los valores de tiempo total del EEF entre ambos grupos.



Representación de la mediana (línea gruesa), los cuartiles 25 y 75 (cajas) y el rango para los valores de tiempo de cartografía y ablación entre ambos grupos.

Temperatura, potencia y segundos hasta el éxito

Se midieron los parámetros biofísicos como temperatura y potencia durante la ARF en ambos grupos (**Tablas XVII y XVIII**), al igual que el tiempo que transcurrió durante el inicio de la ARF hasta la abolición definitiva de la conducción a través de la VAc (segundos hasta éxito). No encontrando diferencia en este último entre ambos grupos.

Tabla XVII. Parámetros de temperatura, potencia y tiempo hasta éxito. Grupo de estudio

Nº paciente	Temperatura	Potencia	Seg. hasta éxito
1	81	39	2,6
2	81	44	4,8
3	70	47	2,3
4	68	52	18
5			9,5
6	74	54	5,4
7	67	47	1,2
8	71	49	4
9	70	48	4
10	60	47	7,5
11	54	53	3,6
12	84	17	4,1
13			3,3
14	72	27	3,5
15	74	17	2
16	74	28	3,2
17	69		3,4
18	75	59	3
19	82	26	2
20	71	31	2,5
21	81	24	1
22			1,2

Los espacios en blanco son datos que no se encontraron en el polígrafo

Tabla XVII. Parámetros de temperatura, potencia y tiempo hasta éxito. Grupo de estudio

Nº paciente	Temperatura	Potencia	Seg. hasta éxito
23	72	69	2,9
24	83	21	3
25	58	48	2,7
26	71	21	2,9
27	78	34	3
28	70	47	5
29	76	48	3
30			2,1
31	49	49	2
32	55	45	2
33	54	49	2
34	84	50	1
35	94	49	2
36	83	49	6
37	60	46	4
38	71	43	2
39	73	40	1
40	62	46	1
41	71	43	12
42	72	47	12

Los espacios en blanco son datos que no se encontraron en el polígrafo

Tabla XVIII. Parámetros de temperatura, potencia y tiempo hasta éxito. Grupo de control

Nº paciente	Temperatura	Potencia	Seg. hasta éxito
1	49	48	
2	67	32	
3	49	49	6
4	82	50	9
5	75	50	9,9
6	55	49	2,6
7	74		
8	67	48	2
9	68		2,4
10	44	49	2,2
11	67	50	
12	48	50	0,6
13	50	50	2
14	54	50	1,6
15	57	50	0,8
16	74	48	
17	50	58	11,7
18	70	43	0,5
19	69	48	0,5
20	64	48	0,8
21	69	50	0,9
22	64	49	1,8

Los espacios en blanco son datos que no se encontraron en el polígrafo

Tabla XVIII. Parámetros de temperatura, potencia y tiempo hasta éxito. Grupo de control

Nº paciente	Temperatura	Potencia	Seg. hasta éxito
23	59	47	3,6
24	46	49	1
25	69	48	2,4
26	58	49	7
27	63	44	1
28	58	48	2,5
29	69	19	4
30	70	29	1,9
31	45	50	1,8
32	81	44	1,4
33	64	46	1,2
34	75	45	1,8
35	78	42	2,1
36	68	16	1,9
37	71	44	1,7
38	67	44	3,2
39	61	48	0,7
40	71	36	2,3
41	62	47	4,5
42	73	49	3

Complicaciones

No se documentaron complicaciones agudas ni tardías en el grupo de estudio, mientras que en el grupo control hubo una complicaciones (2,3%): una disección de aorta abdominal (que no requirió reparación quirúrgica) con el paso de la guía de punción en una mujer de 76 años. Se documentó (aunque no se tomó como complicación) en una mujer de 45 años en la que durante la cartografía del anillo AV izquierdo con el catéter de ablación, un bloqueo traumático (no asociado a RF) de la rama izquierda del Haz de His, este bloqueo fue transitorio (con duración menor a diez minutos) y sin repercusiones hemodinámicas en la paciente.

Seguimiento y recurrencias

Posterior al estudio EF, a todos los pacientes se les realizó una revisión clínica presencial a los 6 meses en la consulta externa de arritmias del Hospital Universitario La Paz. En esta consulta se realizaba un ECG de 12 derivaciones donde se corroboraba la presencia o ausencia de preexcitación basal. En los casos de VAc ocultas, se preguntaba por los síntomas y signos sugestivos de recurrencias (taquicardias sostenidas y documentadas, palpitaciones, etc). En los casos que el paciente no pudiese acudir a la consulta por tener residencia en de otra localidad, se realizó la misma consulta a través

de una llamada telefónica y se contactó con el médico que hizo la referencia para corroborar el estado del paciente.

De todos los pacientes incluidos en ambos grupos, 6 de los casos controles y 3 del grupo de estudio, no se logró realizar el seguimiento posterior a la ARF. En la mayoría de los casos ocurrió por ser pacientes de otras comunidades autónomas que no pudieron acudir a la consulta y en otros casos, no se logró contactar vía telefónica (por cambio de número o error en la base de datos)

En el grupo de estudio no se documentaron recurrencias en el seguimiento. En el grupo control hubo una recurrencia. Esta fue en un varón de 66 años con doble lesión aórtica a predominio de estenosis moderada, fracción de eyección del VI de 35% y antecedentes de taquicardiomiopatía. Se realizó abordaje transeptal debido a la valvulopatía que presentaba. Se localizó la VAc en el anillo mitral lateral, en su vertiente auricular y se aplicó RF durante estimulación ventricular, apreciando ligero cambio en el intervalo VA local, posterior a tres éxitos transitorios, se decide usar un catéter irrigado, con abolición definitiva de la conducción a través de la VAc. Cinco días después del alta hospitalaria, el paciente acude nuevamente a urgencia por un nuevo episodio de palpitaciones y taquicardia de QRS estrecho. Se decidió realizar un nuevo EEF, donde se constató la recurrencia de la conducción por la misma VAc. Se realizó ARF exitosa en este segundo intento. El paciente no tuvo recurrencias clínicas en el seguimiento a los 6 meses.

Tabla VXIII. Parámetros de RF, segundos hasta el éxito, complicaciones y recurrencias en cada uno de los grupos

	Grupo A (Sin radioscopia)	Grupo B (con radioscopia)	Valor de P
Potencia (W) Media ± SD	41,8 ± 3,1	45,3 ± 8,5	< 0,01
Temperatura (C) Media ± SD	71,4 ± 13,5	63,3 ± 10,1	< 0,005
Tiempo hasta éxito (seg)	3,8 ± 3,4	2,9 ± 2,6	NS
Rango	1 - 18	0,2 - 11,5	
Complicaciones (%)	0	1 (2,3)	NS
Recurrencias (en el seguimiento)	0	1(2,3)	NS

Comparación entre los parámetros biofísicos de ARF y el tiempo hasta conseguir la abolición de la conducción por la VAc.

W: Watts (unidades de potencia); C: grados centígrados (unidades de temperatura)

SD: desviación estándar.

Imágenes mas demostrativas

Se muestran a continuación las imágenes de los mapas electroanatómicos de algunos de los casos mas interesantes del grupo de estudio, así como trazados de registros intracavitarios durante la ARF.

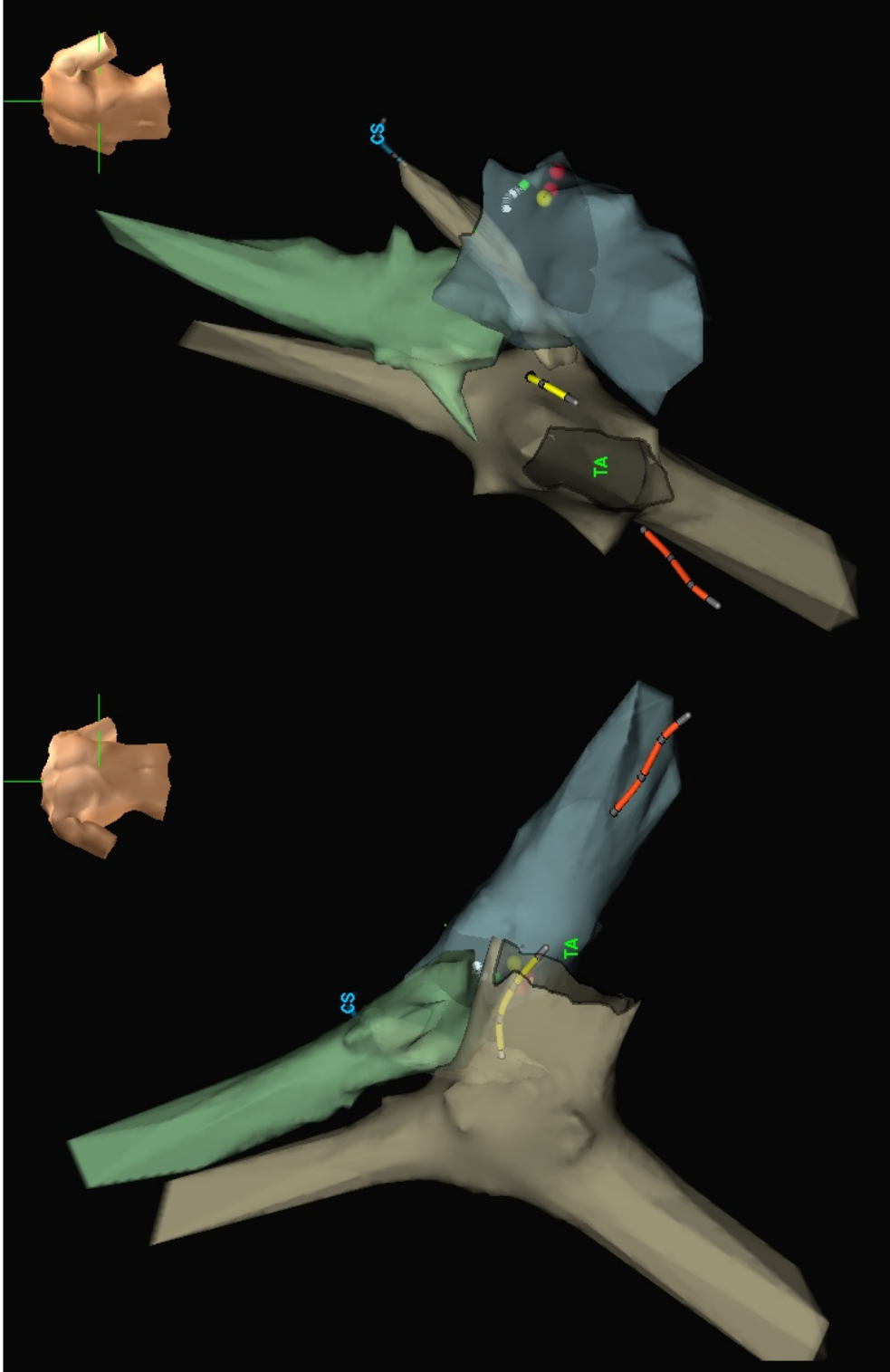


Figura 30. Reconstrucción anatómica con el sistema EnSite NavX de aurícula derecha, venas cavas, aurícula izquierda y raíz de aorta en un paciente que se realizó ablación por radiofrecuencia de con una vía accesoria lateral izquierda sin apoyo de radioscopia. Este es uno de los primeros casos en lo que se realizó reconstrucción anatómica de cavidades derechas inicialmente. Proyecciones oblicua derecha (mapa de la izquierda) y oblicua anterior izquierda (mapa de la derecha). Obsérvese el marcado con una bola roja de la zona de aplicación de RF exitosa en el anillo mitral lateral. Igualmente se observan la los catéteres de ablación (blanco), tetrapolar de His y ápex de ventrículo derecho (azul, amarillo y rojo respectivamente). TA: anillo tricuspídeo, CS: seno coronario.

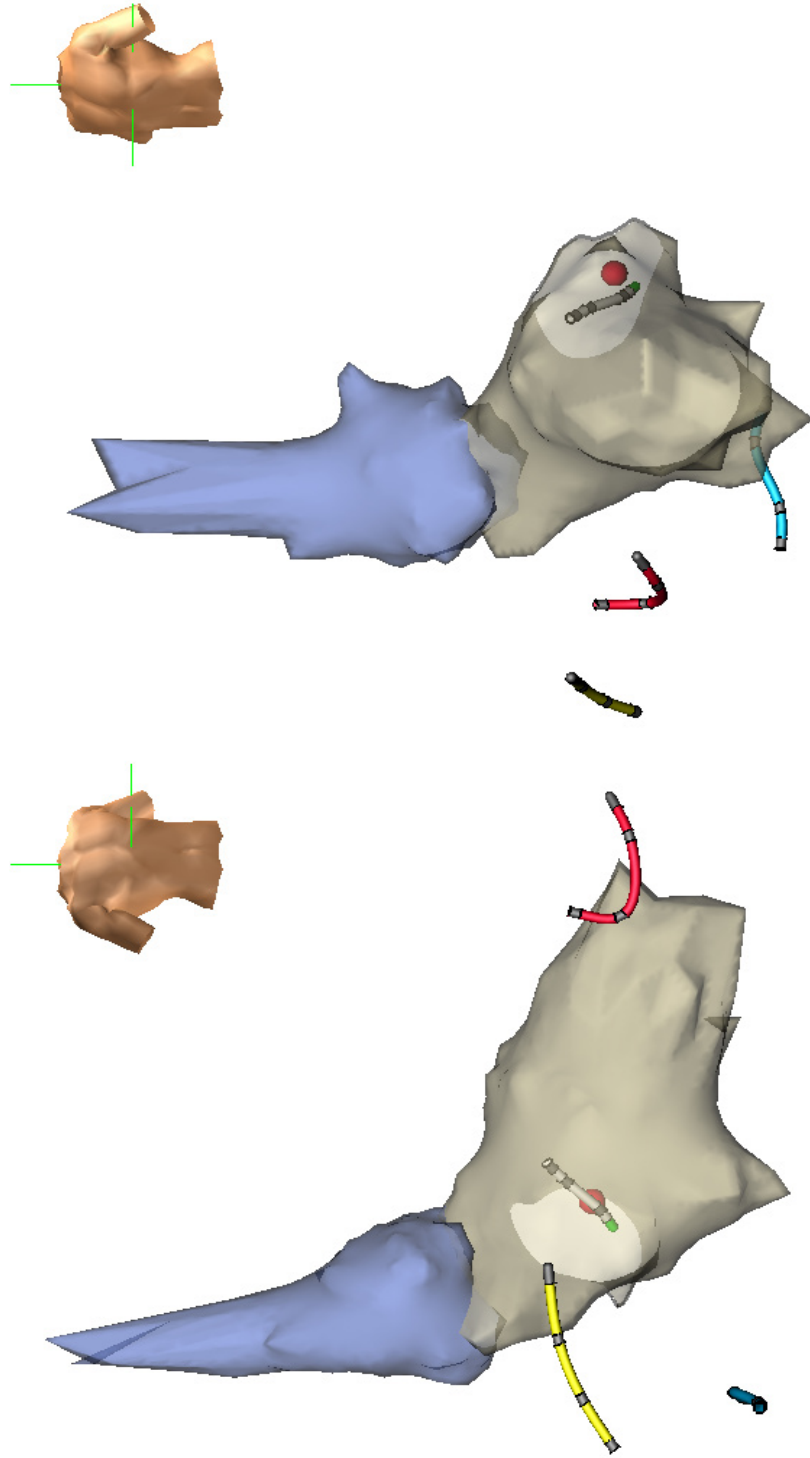


Figura 31. Reconstrucción anatómica con el sistema EnSite NavX de aurícula izquierda y raíz de aorta en un paciente que se realizó ablación por radiofrecuencia de con una vía accesoria postero lateral izquierda sin apoyo de radioscopia. Proyecciones oblicua derecha (mapa de la izquierda) y oblicua anterior izquierda (mapa de la derecha). Obsérvese el marcado con una bola roja de la zona de aplicación de RF exitosa en el anillo mitral lateral. Igualmente se observan la los catéteres de ablación (blanco), tetrapolar de His y ápex de ventrículo derecho (azul, amarillo y rojo respectivamente).

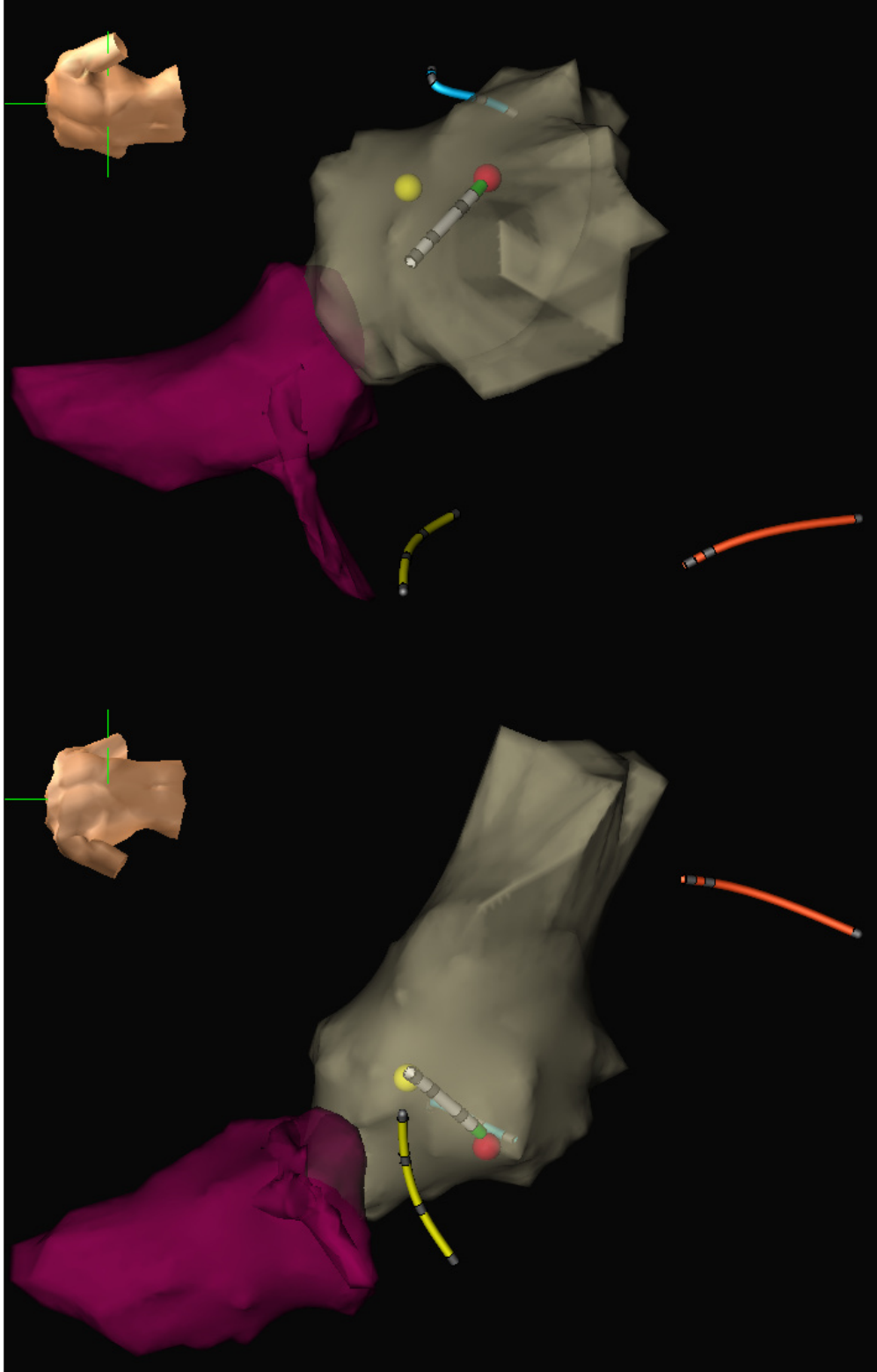


Figura 32. Reconstrucción anatómica con el sistema EnSite NavX de la aurícula izquierda y raíz de aorta y tronco de coronaria derecha en un paciente que se realizó ablación por radiofrecuencia de con una vía accesoria posterior izquierda sin apoyo de radioscopia. Proyecciones oblicua derecha (mapa de la izquierda) y oblicua anterior izquierda (mapa de la derecha). Obsérvese el marcado con una bola amarilla, zona de buena precocidad y bola roja de la zona de aplicación de RF exitosa en el anillo mitral. Igualmente se observan la los catéteres de ablación (blanco), tetrapolar de His y ápex de ventrículo derecho (azul, amarillo y naranja respectivamente).

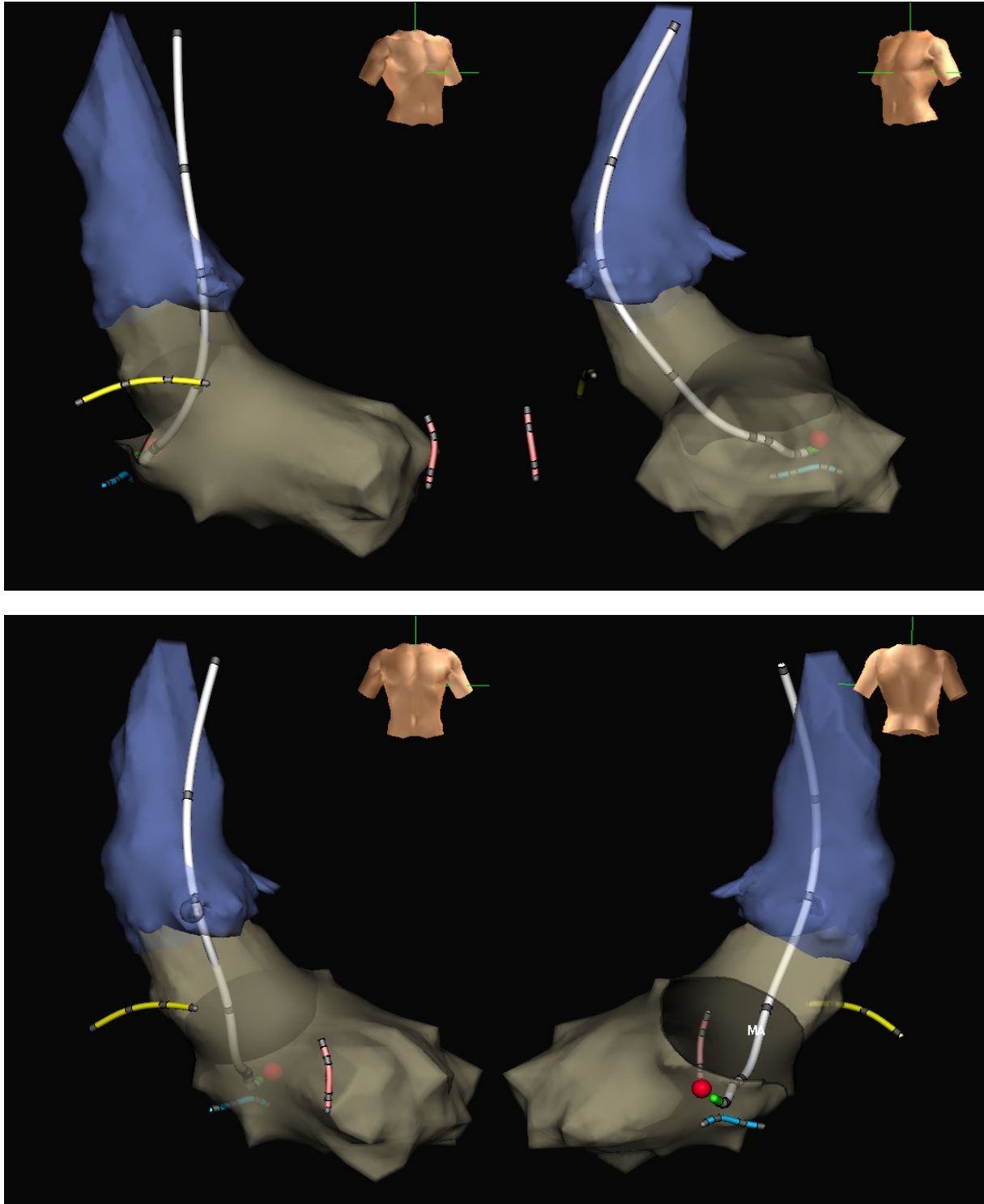


Figura 33. Reconstrucción anatómica con el sistema EnSite NavX de la aurícula izquierda y raíz de aorta y tronco de coronaria derecha e izquierda en un paciente que se realizó ablación por radiofrecuencia de con una vía accesoria lateral izquierda sin apoyo de radioscopia. Proyecciones oblicua derecha (mapas de la izquierda) y oblicua anterior izquierda (mapas de la derecha) y visión posterior (mapa de la derecha inferior). La bola roja de la zona de aplicación de RF exitosa en el anillo mitral. Igualmente se observan la los catéteres de ablación (blanco), tetrapolar de His y ápex de ventrículo derecho (azul, amarillo y rosa respectivamente).

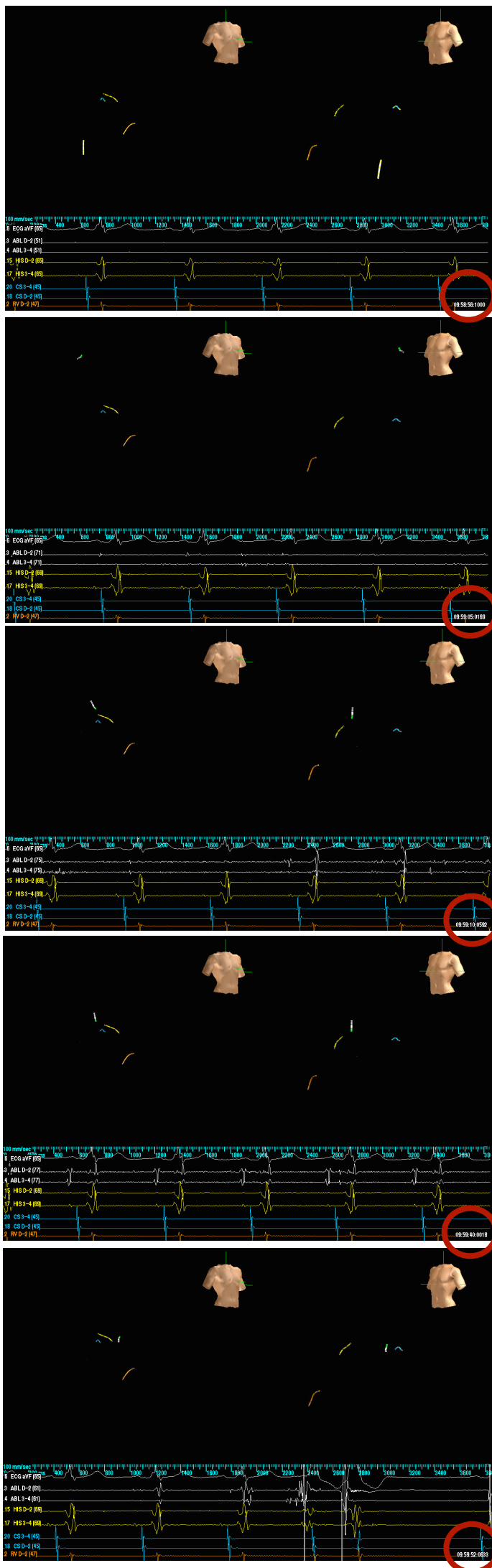


Figura 34. Imagen donde se muestra el posicionamiento de catéteres guiados exclusivamente por el sistema Ensite NavX. En los círculos rojos se resalta el tiempo secuencial que tarda el operador en acceder al VI desde la arteria femoral derecha. En la parte inferior se pueden ver los electrogramas pertenecientes a los catéteres visualizados, y que ayudan a guiar la ARF. Proyecciones oblicua derecha e izquierda

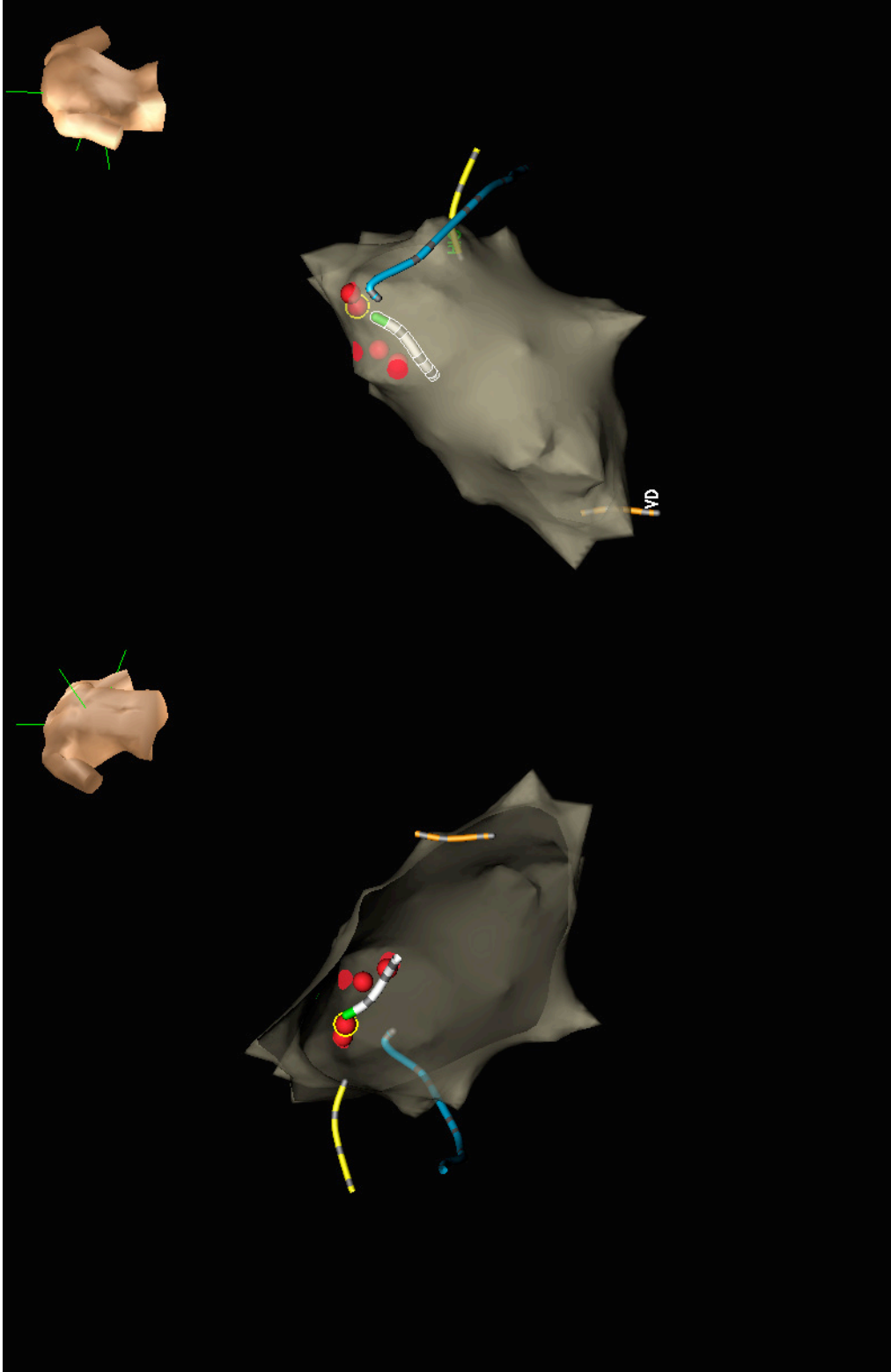


Figura 35. Reconstrucción anatómica parcial con el sistema EnSite NavX del ventrículo izquierdo en un paciente que se realizó ablación por radiofrecuencia de con una vía accesoria lateral izquierda sin apoyo de radioscopia. Proyecciones oblicua derecha (mapa de la izquierda) y posterior izquierda con ligera inclinación craneal (mapa de la derecha). Obsérvese el marcado con una bola roja de la zona de aplicación de RF exitosa en el anillo mitral lateral. Igualmente se observan la los catéteres de ablación (blanco),decapolar en seno coronario, tetrapolar de His y ápex de ventrículo derecho (azul, amarillo y naranja respectivamente).

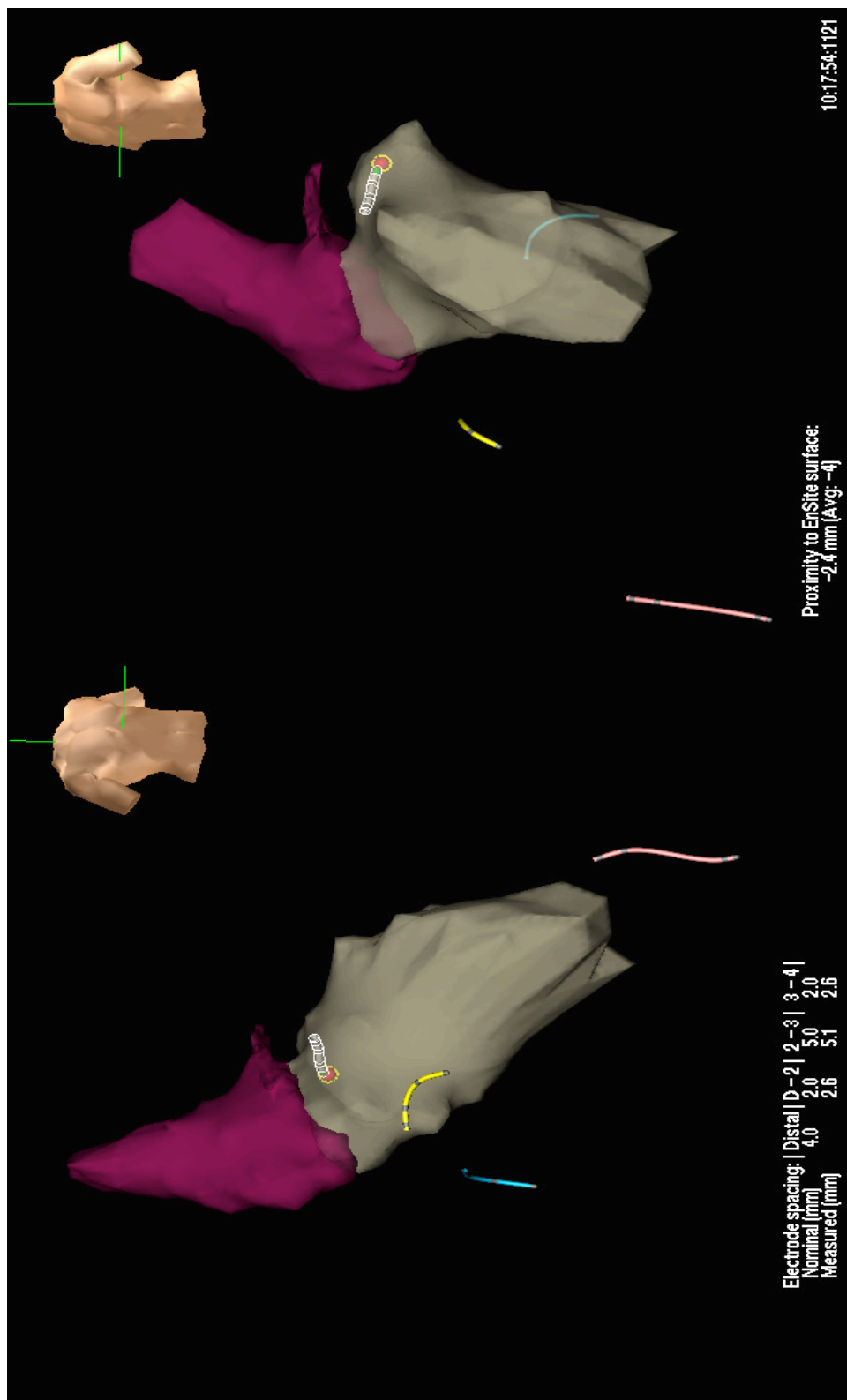


Figura 36. Reconstrucción anatómica con el sistema EnSite NavX del ventrículo izquierdo, raíz de aorta y coronaria izquierda en un paciente que se realizó ablación por radiofrecuencia de con una vía accesoria lateral izquierda sin apoyo de radioscopia. Proyecciones oblicua derecha (mapa de la izquierda) oblicua izquierda (mapa de la derecha). Obsérvese el marcado con una bola roja de la zona de aplicación de RF exitosa en el anillo mitral lateral. Igualmente se observan la los catéteres de ablación (blanco), tetrapolar en seno coronario, tetrapolar de His y ápex de ventrículo derecho (azul, amarillo y naranja respectivamente).

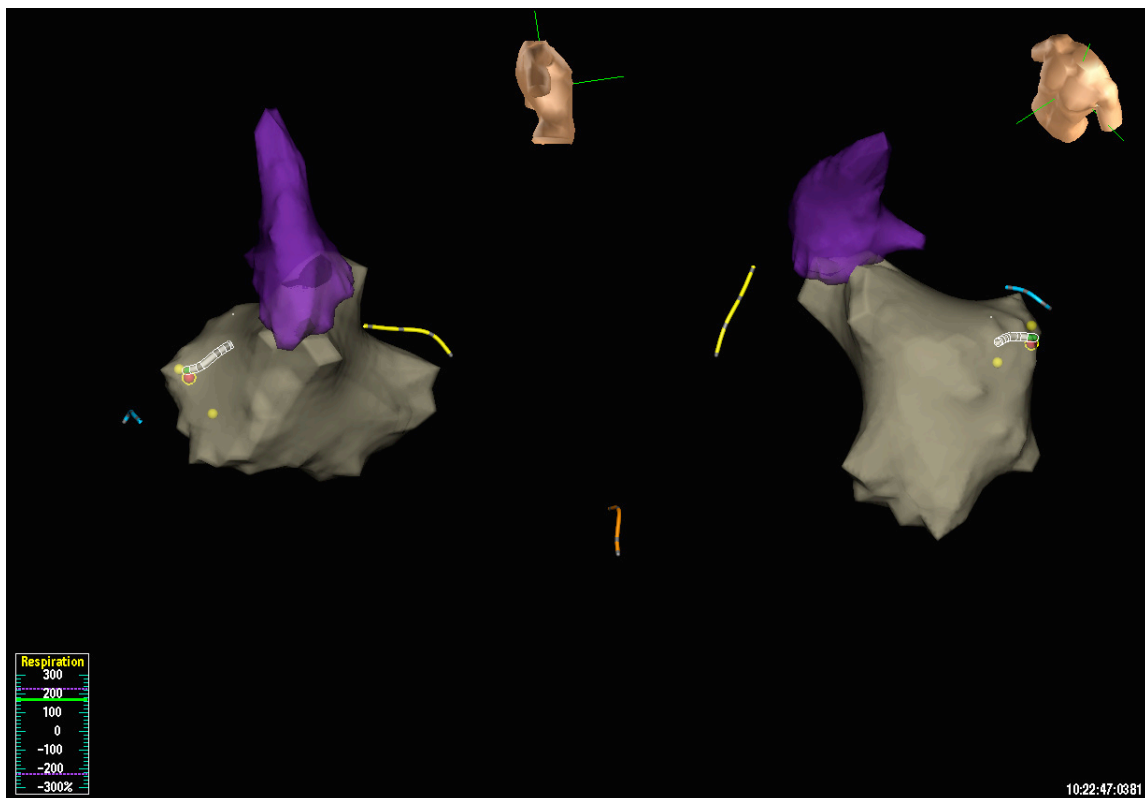


Figura 37. Reconstrucción anatómica con el sistema EnSite NavX del ventrículo izquierdo, raíz de aorta y coronaria izquierda en un paciente que se realizó ablación por radiofrecuencia de con una vía accesoria lateral izquierda sin apoyo de radioscopia. Proyecciones oblicua derecha (mapa de la izquierda) y oblicua izquierda (mapas de la derecha superiores), además de lateral derecha y oblicua izquierda con inclinación craneal. Estas visiones ortogonales mejoran la precisión de la lesión. Obsérvese el marcado con una bola roja de la zona de aplicación de RF exitosa en el anillo mitral lateral. Igualmente se observan la los catéteres de ablación (blanco), tetrapolares en seno coronario, registro de His y ápex de ventrículo derecho (azul, amarillo y naranja respectivamente).

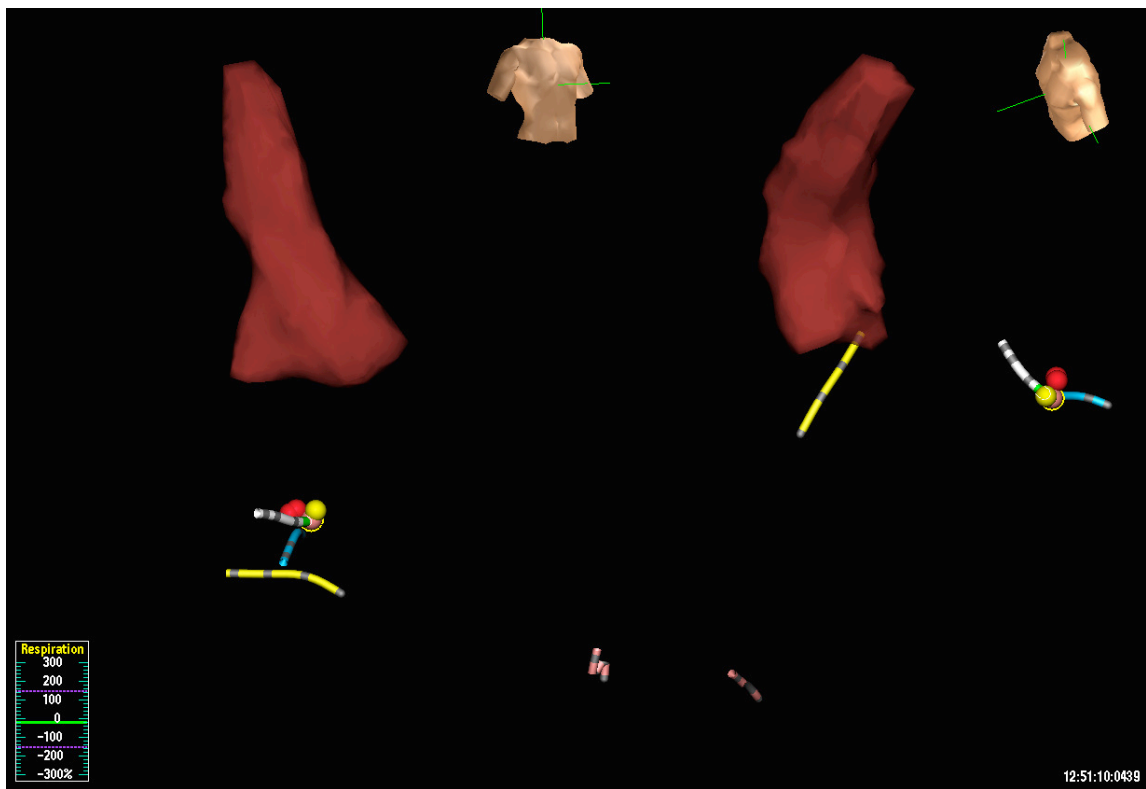


Figura 38. Reconstrucción anatómica con el sistema EnSite NavX de la raíz de aorta en un paciente que se realizó ablación por radiofrecuencia de con una vía accesoria lateral izquierda. Proyecciones oblicua derecha (mapa de la izquierda superior) y oblicua izquierda (mapas de la derecha superior). Este caso representa al paciente en el que no se logró acceder al VI a través del la válvula aórtica por alteraciones estructurales de la misma. Se observa el sitio de RF exitoso (bola roja) una vez realizado el abordaje transeptal con guiados con rayos X. Una vez realizada la ablación, se realizó reconstrucción anatómica de la AI. Igualmente se observan la los catéteres de ablación (blanco), tetrapolares en seno coronario, registro de His y ápex de ventrículo derecho (azul, amarillo y naranja respectivamente).

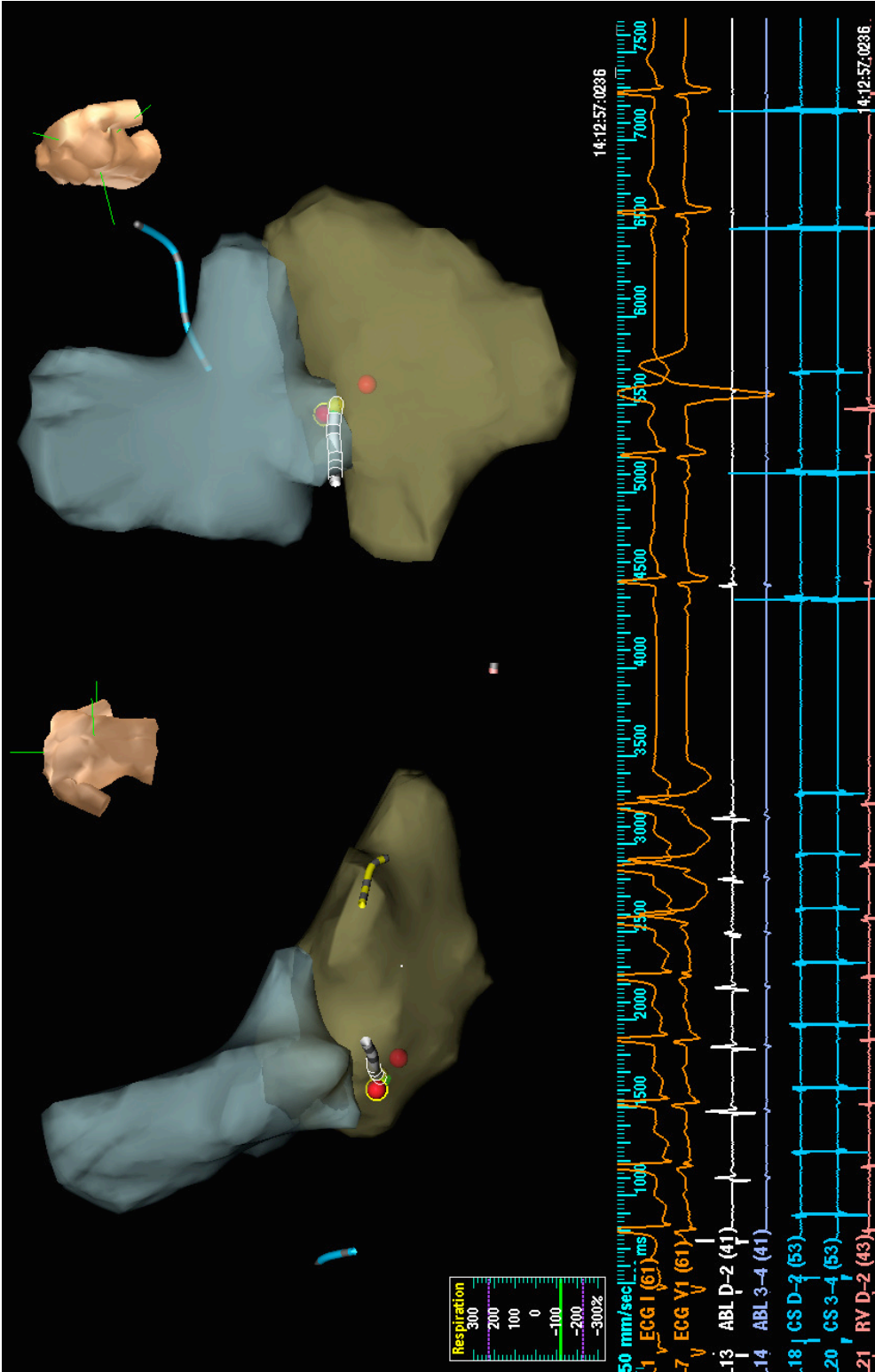


Figura 39. Reconstrucción anatómica con el sistema EnSite NavX del ventrículo izquierdo y raíz de aorta en un paciente que se realizó ablación por radiofrecuencia de con una vía accesoria lateral izquierda en ausencia total de rayos X. Proyecciones oblicua derecha (mapa de la izquierda) y oblicua posterior (mapas de la derecha). Se aprecia en la parte inferior del mapa, los electrogramas durante la cartografía en taquicardia ortodrómica. Igualmente se observan la los catéteres de ablación (blanco), tetrapolares en seno coronario, registro de His y ápex de ventrículo derecho (azul, amarillo y naranja respectivamente).

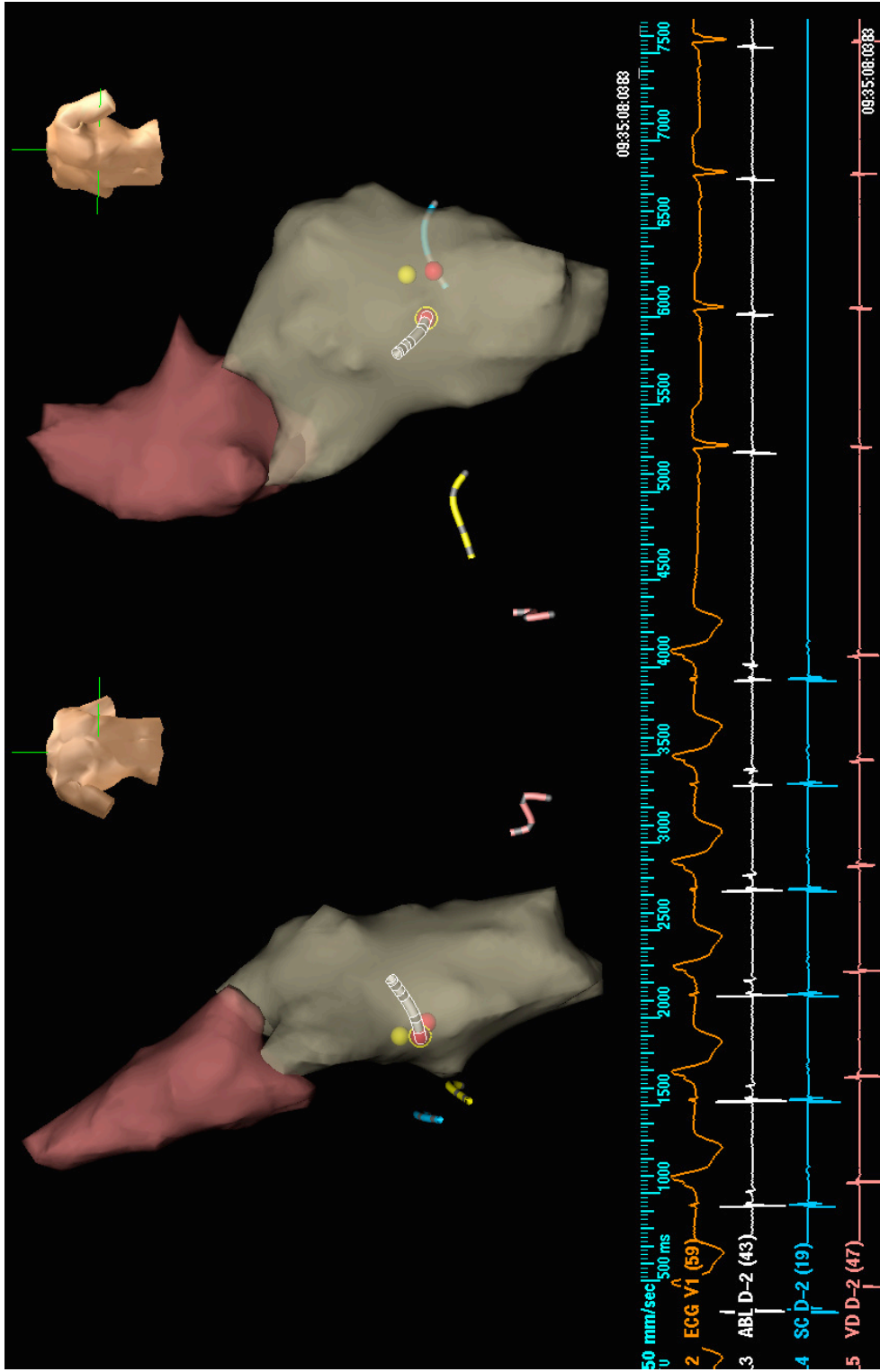


Figura 40. Reconstrucción anatómica con el sistema EnSite NavX del ventrículo izquierdo y raíz de aorta en un paciente que se realizó ablación por radiofrecuencia de con una vía accesa posterior lateral izquierda en ausencia total de rayos X. Proyecciones oblicua derecha (mapa de la izquierda) y oblicua izquierda (mapas de la derecha). Se aprecia en la parte inferior del mapa, los electrogramas y ECG de superficie durante estimulación auricular para conseguir preexcitación máxima en el sitio de ablación exitoso (bola roja) . Igualmente se observan la los catéteres de ablación (blanco), tetrapolares en seno coronario, registro de His y ápex de ventrículo derecho (azul, amarillo y rosa respectivamente).

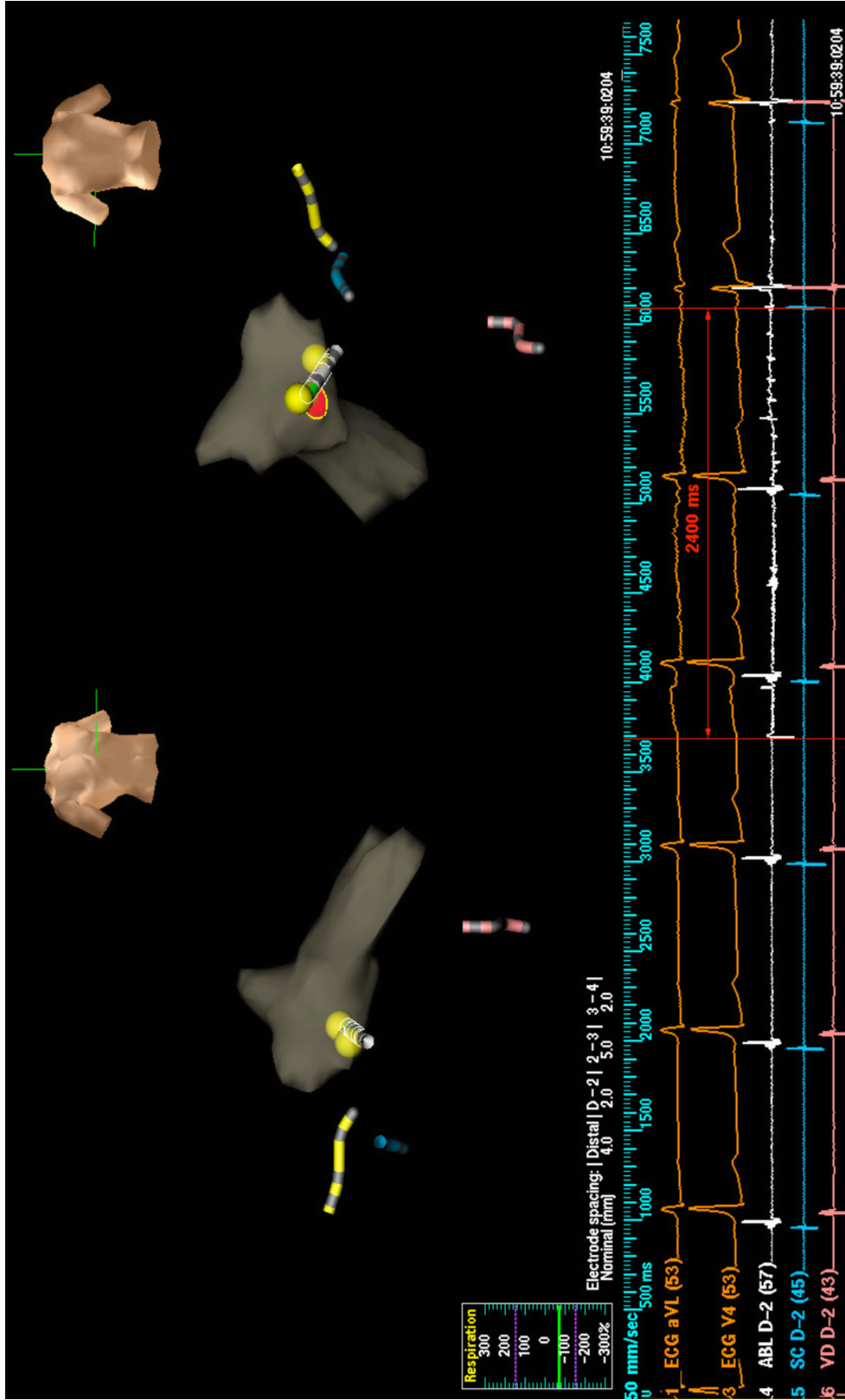


Figura 41. Reconstrucción anatómica parcial con el sistema EnSite NavX del ventrículo izquierdo en un paciente que se realizó ablación por radiofrecuencia de con una vía accesoria postero lateral izquierda en ausencia total de rayos X. Proyecciones oblicua derecha (mapa de la izquierda) y oblicua izquierda (mapas de la derecha). Se aprecia en la parte inferior del mapa, los electrogramas y ECG de superficie durante ritmo sinusal en el sitio de ablación exitoso (bola roja) y el tiempo que tarda en dejar de existir conducción a través de la VAc (2,4 seg). Este ejemplo sirve para mostrar como se realizaba la cartografía al mismo tiempo que se realizaba la reconstrucción anatómica del VI. Igualmente se observan la los catéteres de ablación (blanco), tetrapolares en seno coronario, registro de His y ápex de ventrículo derecho (azul, amarillo y rosa respectivamente).

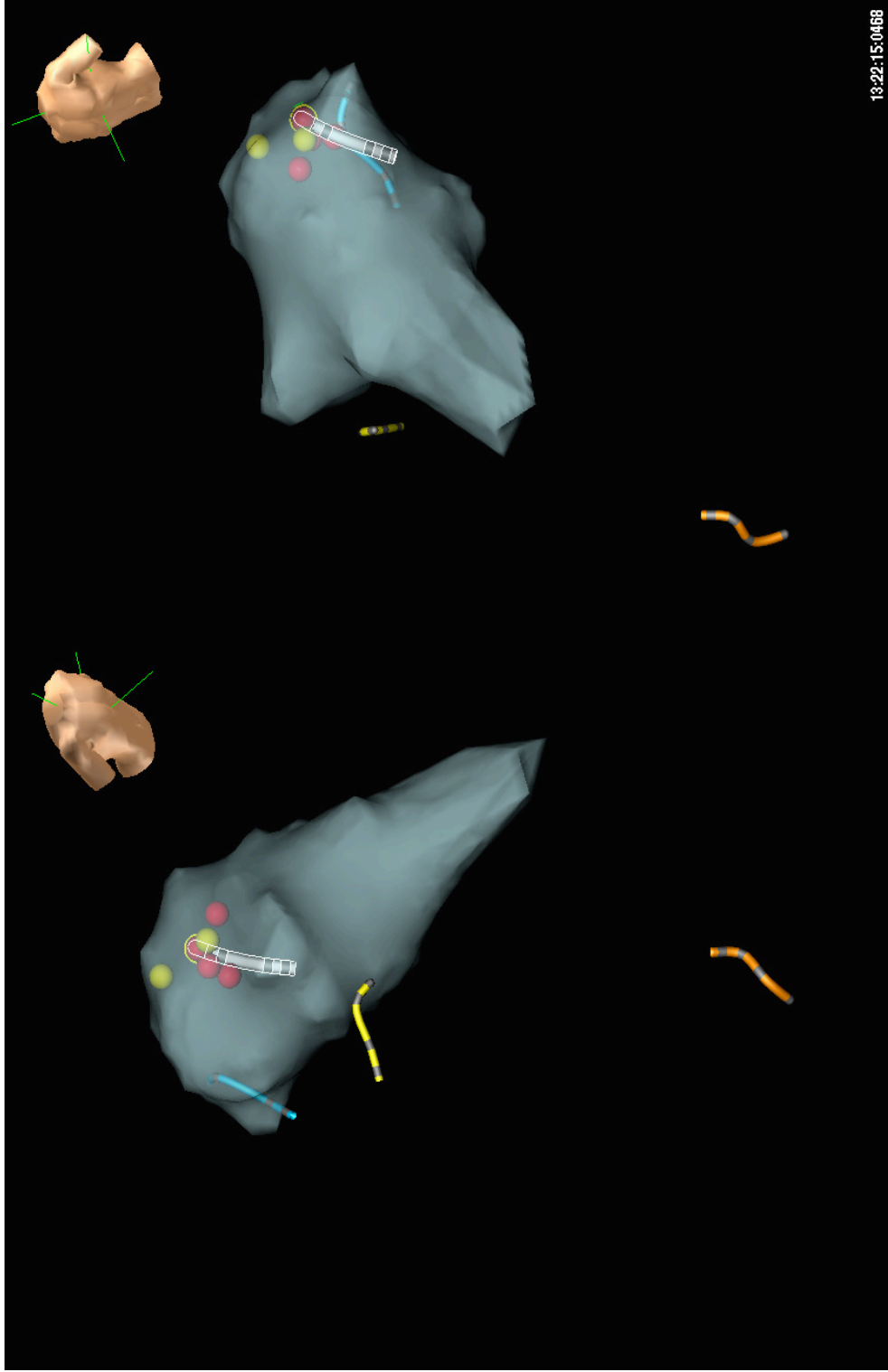


Figura 42. Reconstrucción anatómica con el sistema EnSite NavX del ventrículo izquierdo en un paciente que se se realizó ablación por radiofrecuencia de con una vía accesoria lateral izquierda sin apoyo de radioscopia. Proyecciones oblicua derecha (mapa de la izquierda) y oblicua izquierda con ligera inclinación craneal (mapa de la derecha). Obsérvese el marcado con una bola amarilla en donde se encontraron buenas precocidades durante la cartografía y la bolas rojas en relación a aplicación de RF exitosa (bola roja con el halo amarillo) en el anillo mitral lateral. Igualmente se observan la los catéteres de ablación (blanco), tetrapolares en seno coronario, registro de His y ápex de ventrículo derecho (azul, amarillo y naranja respectivamente).

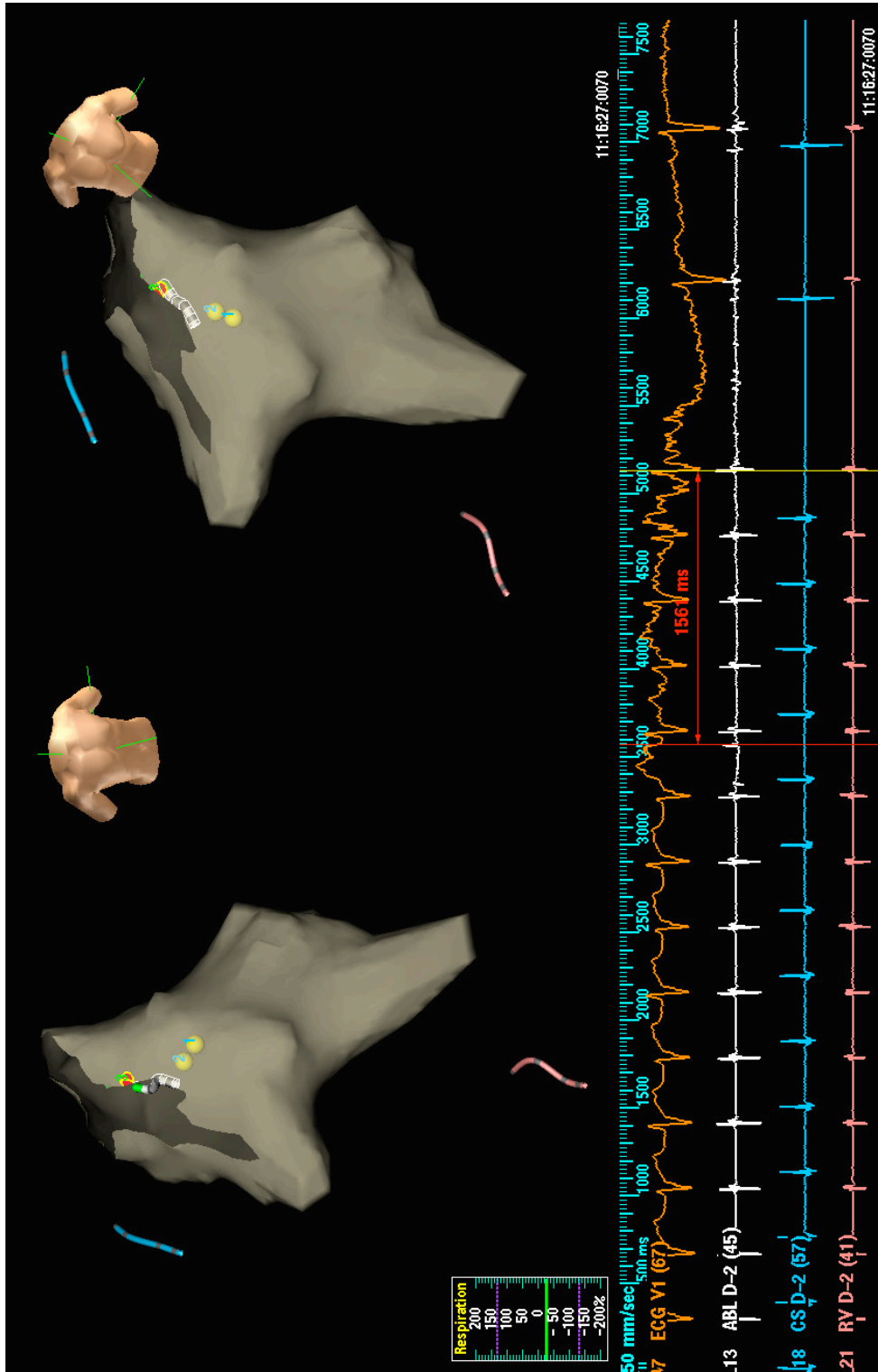


Figura 43. Reconstrucción anatómica con el sistema EnSite NavX del ventrículo izquierdo en un paciente que se realizó ablación por radiofrecuencia de con WPW por una vía accesoria lateral izquierda en ausencia total de rayos X. Proyecciones oblicua derecha (mapa de la izquierda) y oblicua izquierda (mapas de la derecha). Se aprecia en la parte inferior del mapa, los electrogramas y ECG de superficie durante la cartografía en taquicardia en el sitio de ablación exitoso (bola roja) y el tiempo que tarda en dejar de existir conducción a través de la VAc (1,5 seg). Igualmente se observan la los catéteres de ablación (blanco), tetrapolares en seno coronario, registro de His y ápex de ventrículo derecho (azul, amarillo y rosa respectivamente).

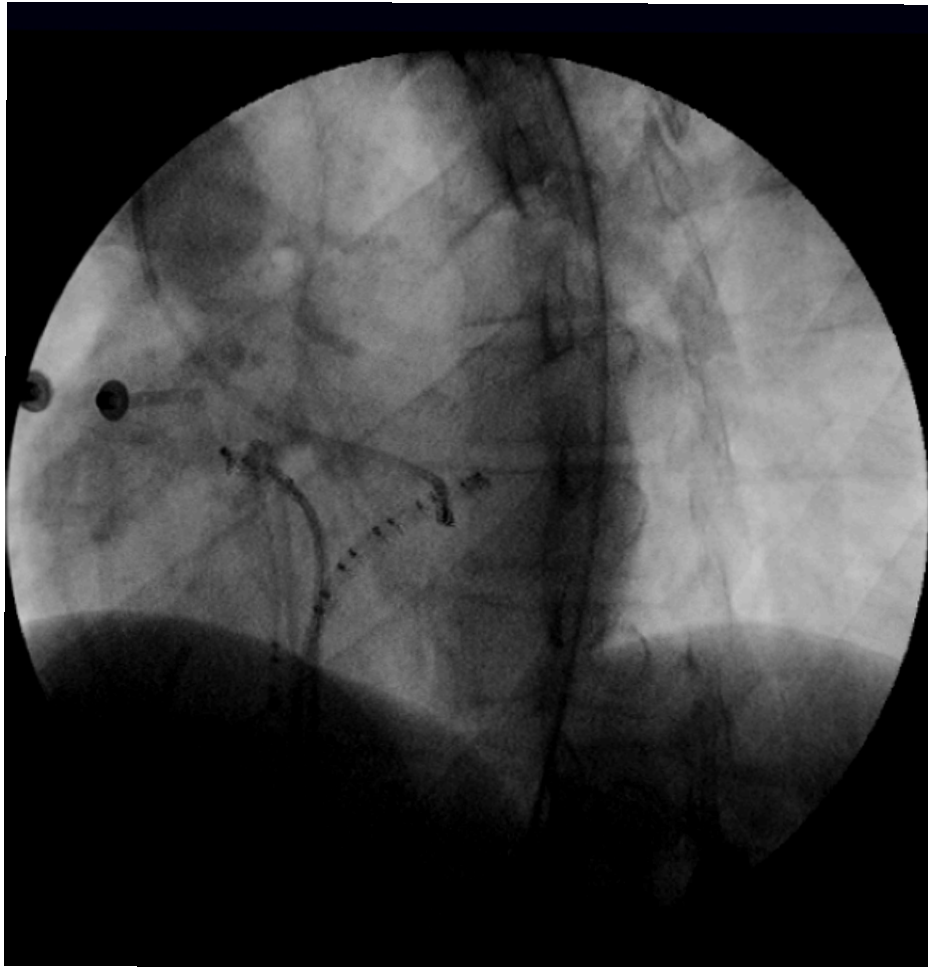


Figura 44. Imagen radioscópica en un paciente que se se realizó ablación por radiofrecuencia de con una vía accesoria postero lateral izquierda con el apoyo exclusivo de radioscopia. Proyección oblicua izquierda 45°. Igualmente se observan la los catéteres de ablación a través del acceso retrógrado aórtico, un catéter decapolar en seno coronario, tetrapolar registro de His y ápex de ventrículo derecho

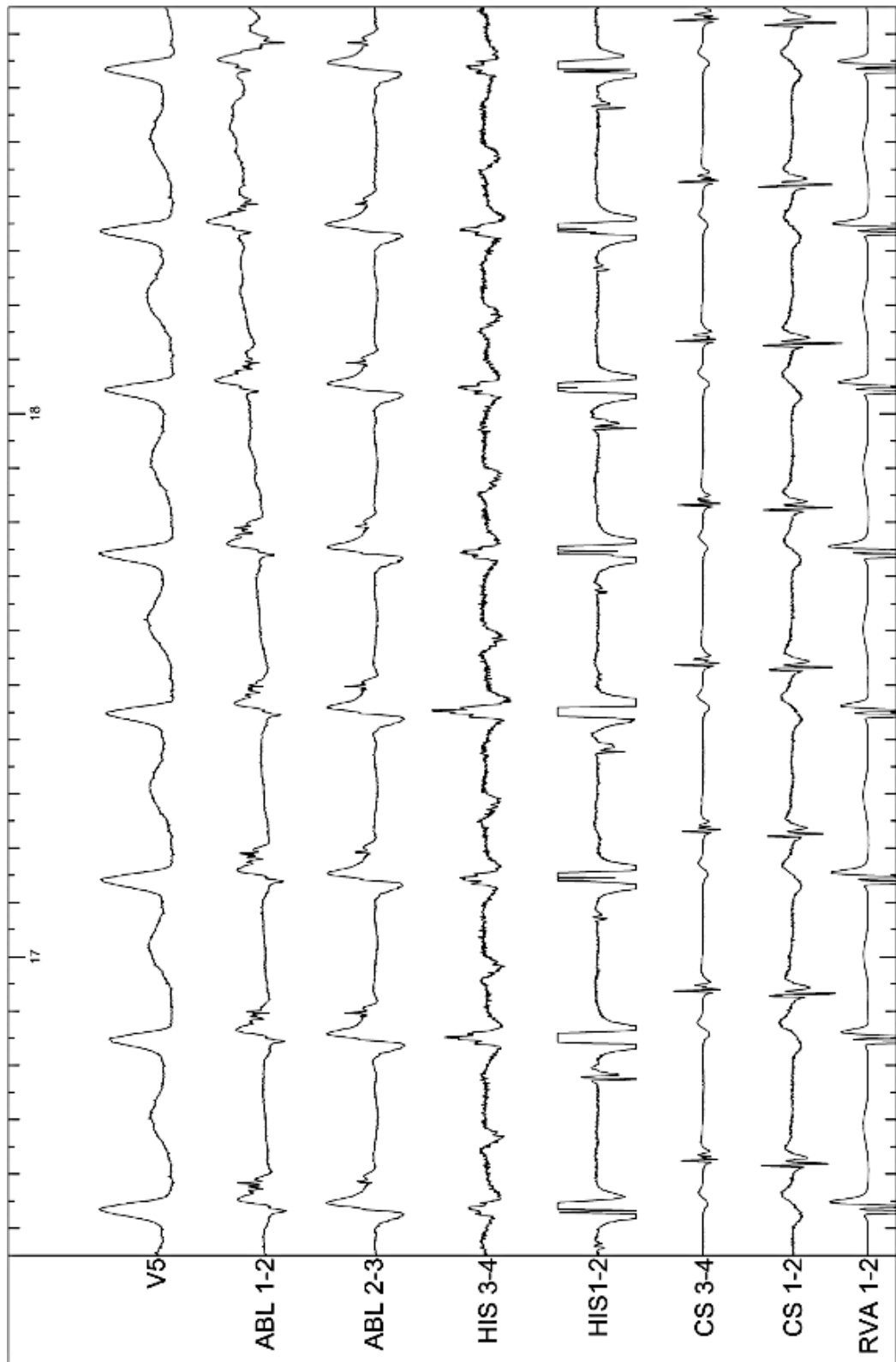


Figura 45. Derivación de superficie V5 y registros intracavitarios bipolares del ablación (Abl 1,2 y Abl 2,3), His, seno coronario (CS 1,2 y CS 3,4) y ápex de ventrículo derecho (RVA 1,2) en un paciente con una vía accesoria oculta lateral izquierda. Se puede observar la actividad continua VA en el registro distal del catéter de ablación. Este electrograma representa el punto de ablación exitosa.

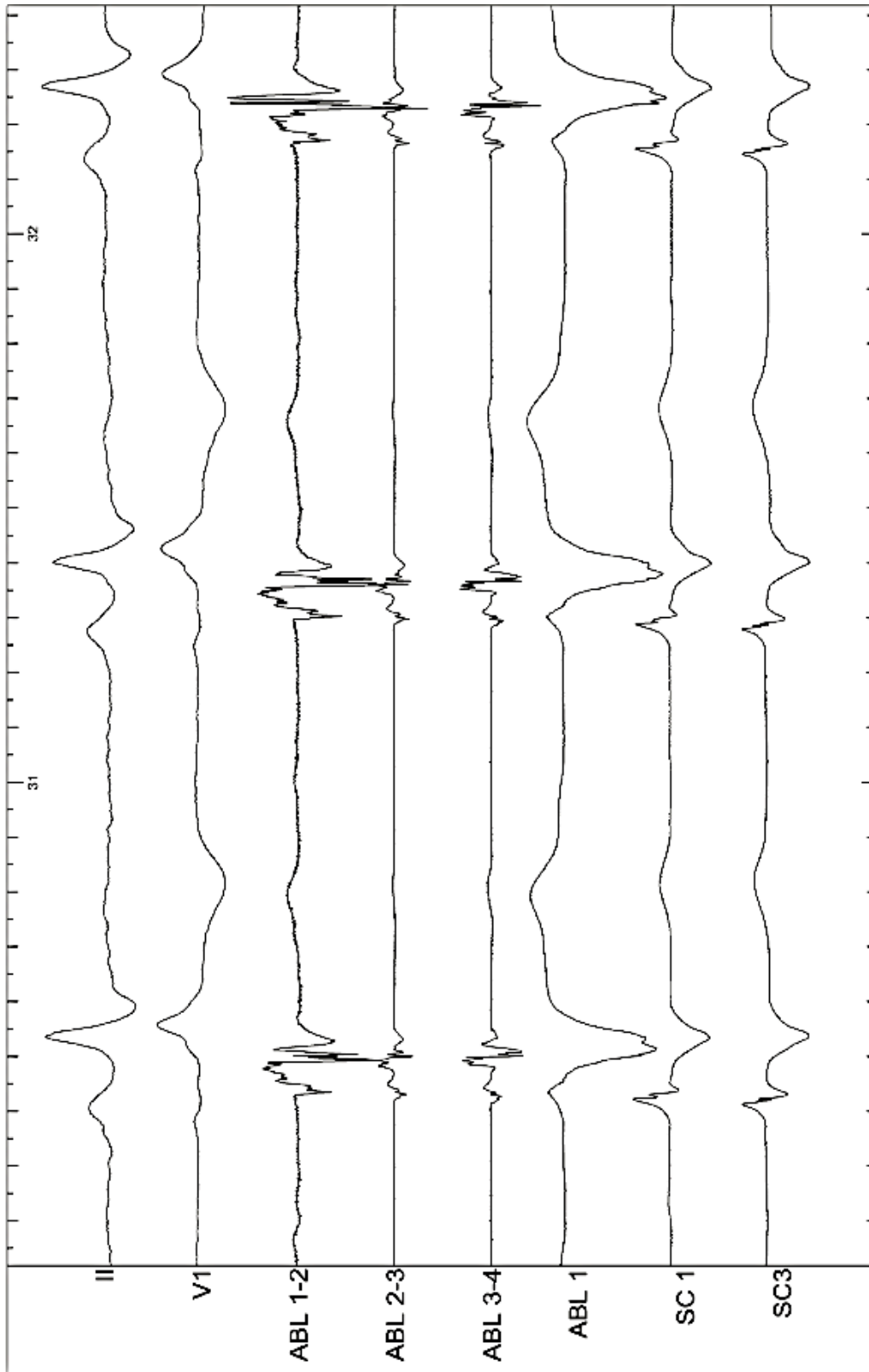


Figura 46. Derivación de superficie V1, DII y registros intracavitarios bipolares del ablación (Abl 1,2 y Abl 2,3), mas derivaciones monopolares de seno coronario (CS 1 y CS 3) y catéter de ablación 1, en un paciente con una vía accesoria oculta antero lateral izquierda. Se puede observar la actividad continua VA en el registro distal del catéter de ablación y las derivaciones monopolares con caída brusca y patrón PQS. Este electrograma representa el punto de ablación exitosa.

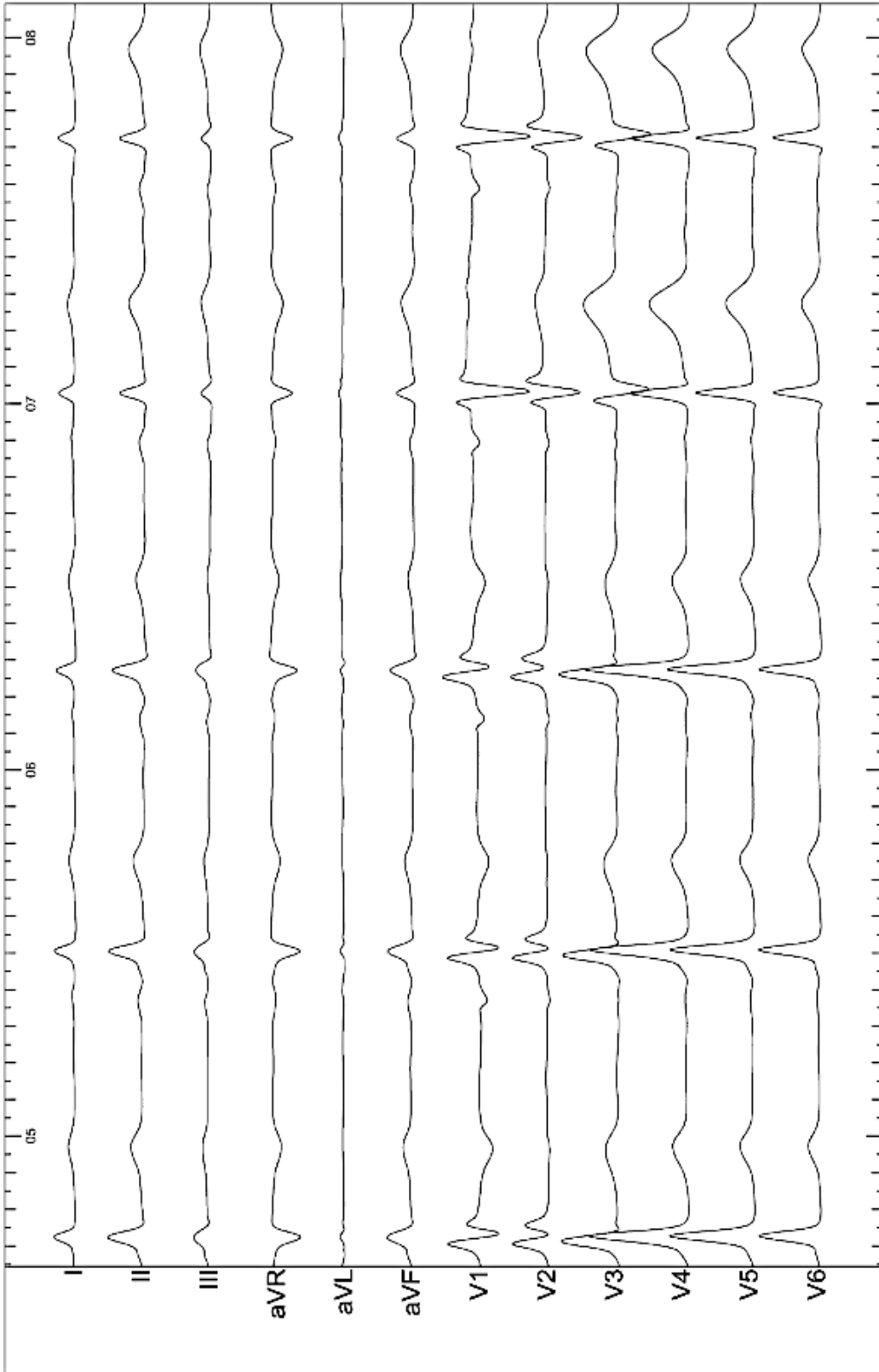


Figura 47. ECG de superficie de 12 derivaciones en un paciente con preexcitación ventricular mediada por una vía accesoria lateral izquierda en el momento de ablación por RF de dicha vía (electrogramas intracavitarios no mostrados). Se puede apreciar el momento cuando cambia la morfología del ECG de superficie y se elimina la preexcitación ventricular (últimos dos latidos), también puede verse el fenómeno de memoria eléctrica.

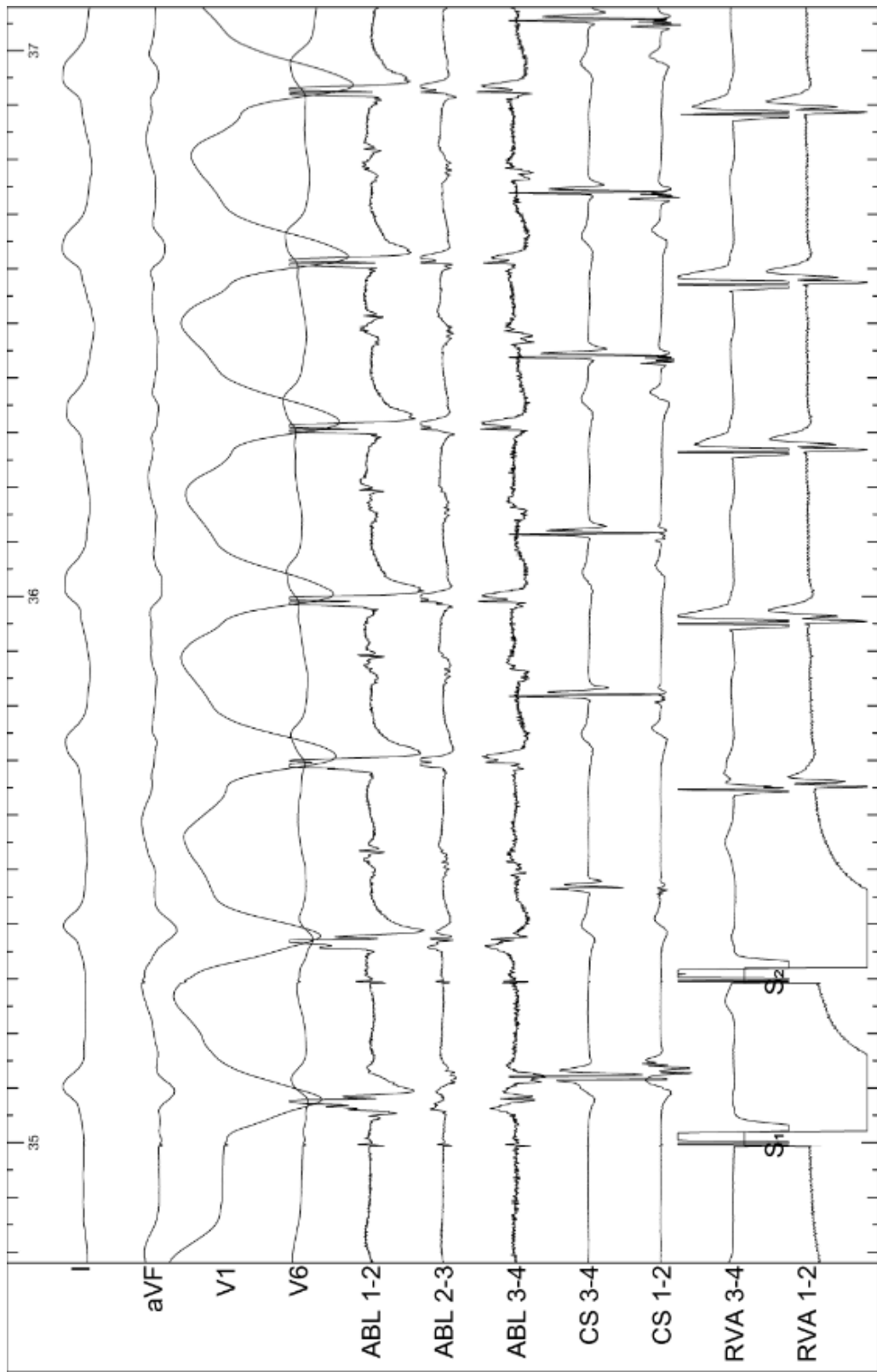


Figura 48. Derivaciones de ECG de superficie V1, V6, DI, aVF y electrogramas intracavitarios bipolares en el registro de His (Abl 1,2; Abl 2,3 y Abl 3,4), seno coronario (CS 1,2 y 3,4) y ápex de ventrículo derecho en un paciente con una vía accesoria lateral izquierda. Los primeros dos latidos corresponden al fin de un tren de estímulos desde el ápex de VD que desencadena una taquicardia ortodrómica de QRS ancho y morfología de bloqueo de rama izquierda del haz de his (puede verse el Hisiograma antes de cada QRS y precedido por una aurícula)

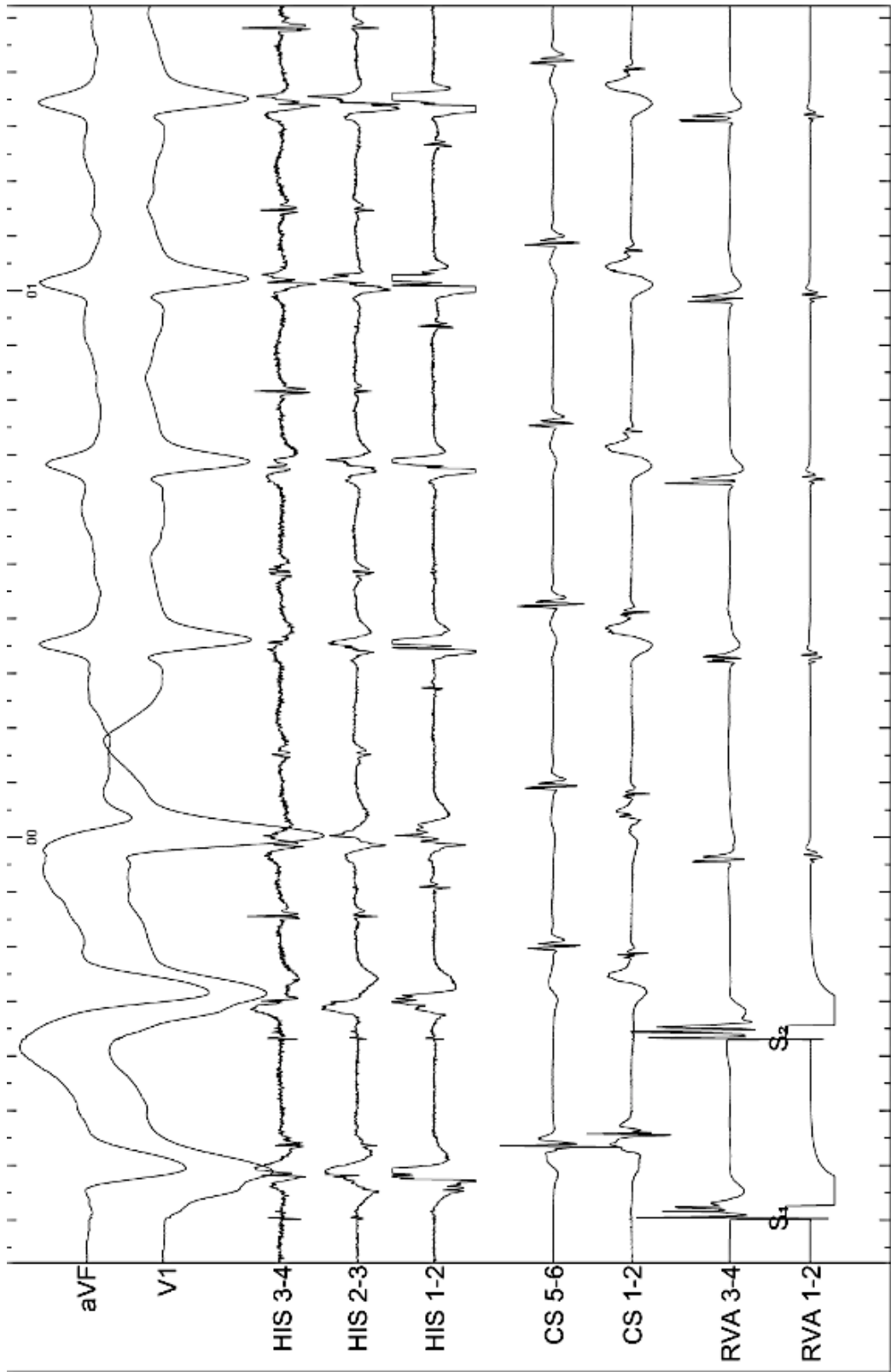


Figura 49. Derivaciones de ECG de superficie V1, aVF y electrogramas intracavitarios bipolares en el registro de His (His 1,2; His 2,3 y His 3,4), seno coronario (CS 1,2 y 5,6) y ápex de ventrículo derecho en un paciente con una vía accesoria lateral izquierda. Los primeros dos latidos corresponden al fin de un tren mas un extra estímulo de estímulos desde el ápex de VD que desencadena una reentrada rama a rama (V3) y posteriormente una taquicardia ortodrómica de QRS estrecho (puede verse el Hisiograma antes de cada QRS y precedido por una aurícula)

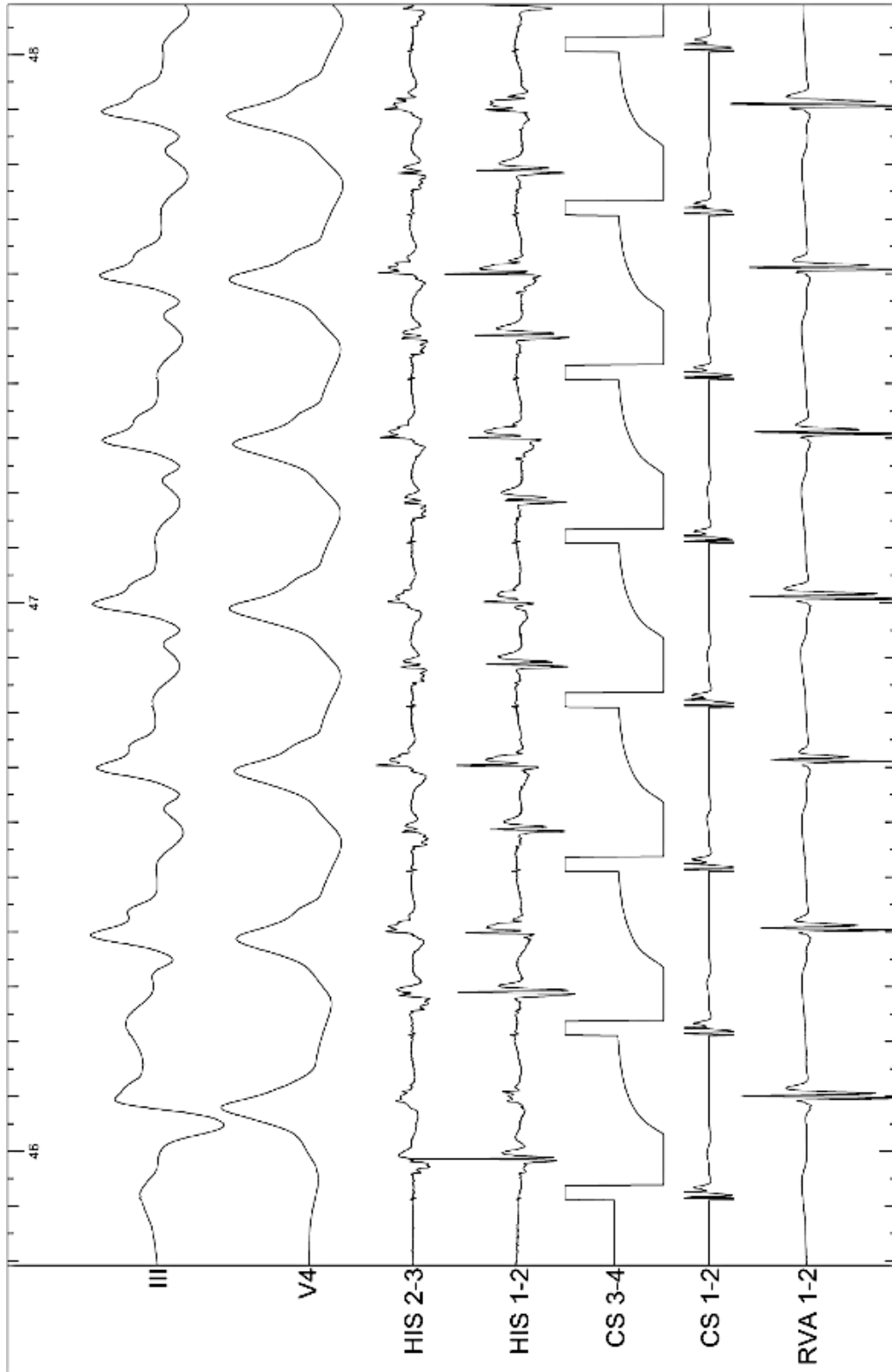


Figura 50. Derivaciones de ECG de superficie DIII y V4 y electrogramas intracavitarios bipolares en el registro de His (His 1,2; His 2,3), seno coronario (CS 1,2 y 5,6) y ápex de ventrículo derecho (RVA1,2) en un paciente con una vía accesorio postero lateral izquierda. Se aprecia preexcitación máxima por estar estimulado con trenes desde el SC proximal, sitio en donde se inserta la vía accesorio y sitio el que realizó la ablación definitiva

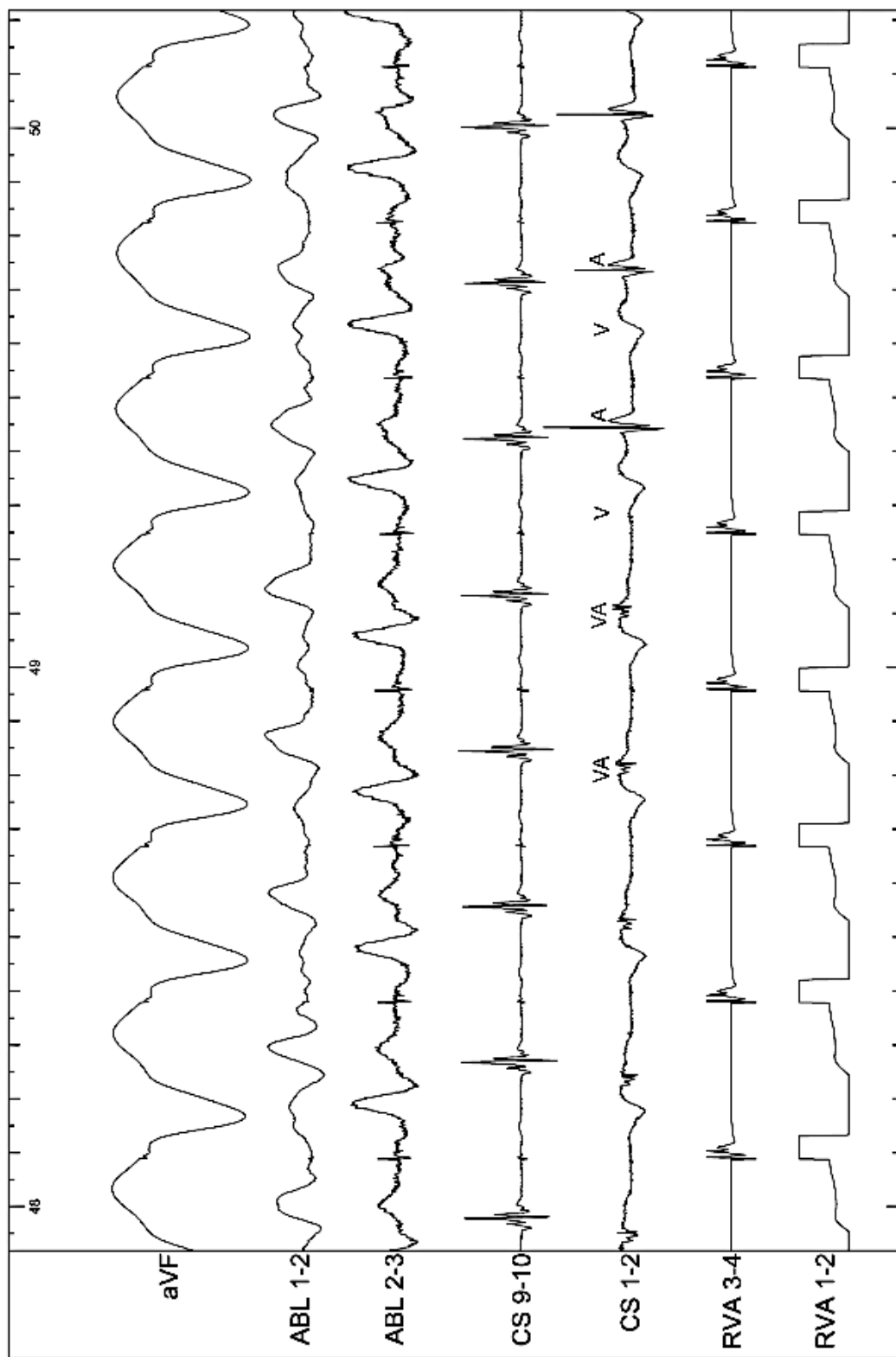


Figura 51. Derivaciones de ECG de superficie aVF y electrogramas intracavitarios bipolares del catéter de ablación durante la ablación de RF (que aparece con mucha interferencia eléctrica) otro en el registro de His (His 1,2; His 2,3), seno coronario (CS 1,2 y 9,10) y ápex de ventrículo derecho (RVA1,2) en un paciente con una vía accesoria postero lateral izquierda. Se recogen los registros durante la cartografía de la VAc con estimulación ventricular. Se puede apreciar el momento de desaparición de la VAc por el cambio en la secuencia de activación del seno coronario distal (alargamiento del VA)

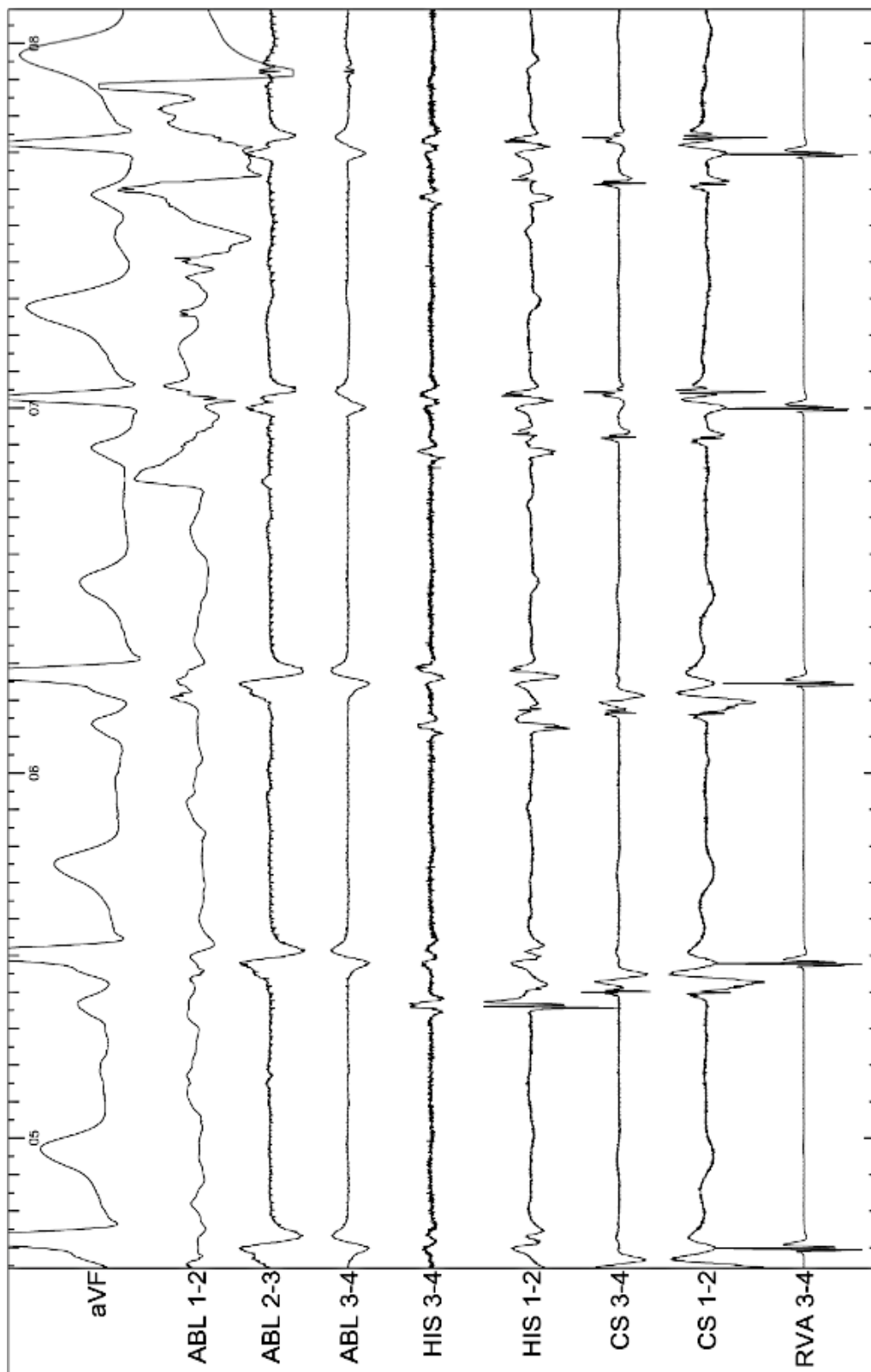


Figura 52. Derivación del ECG de superficie aVF en un paciente con preexcitación ventricular mediada por una vía accesoria antero lateral izquierda en el momento de ablación por RF de dicha vía. Electrogramas intracavitarios o en el registro de His (His 1,2; His 2,3), seno coronario (CS 1,2 y 3,4) y ápex de ventrículo derecho (RVA 1,2) durante la cartografía de la VAc en ritmo sinusal. Se puede apreciar el momento cuando cambia la morfología del ECG de superficie y se elimina la preexcitación ventricular (últimos dos latidos), también puede verse el alargamiento del VA en el registro del His

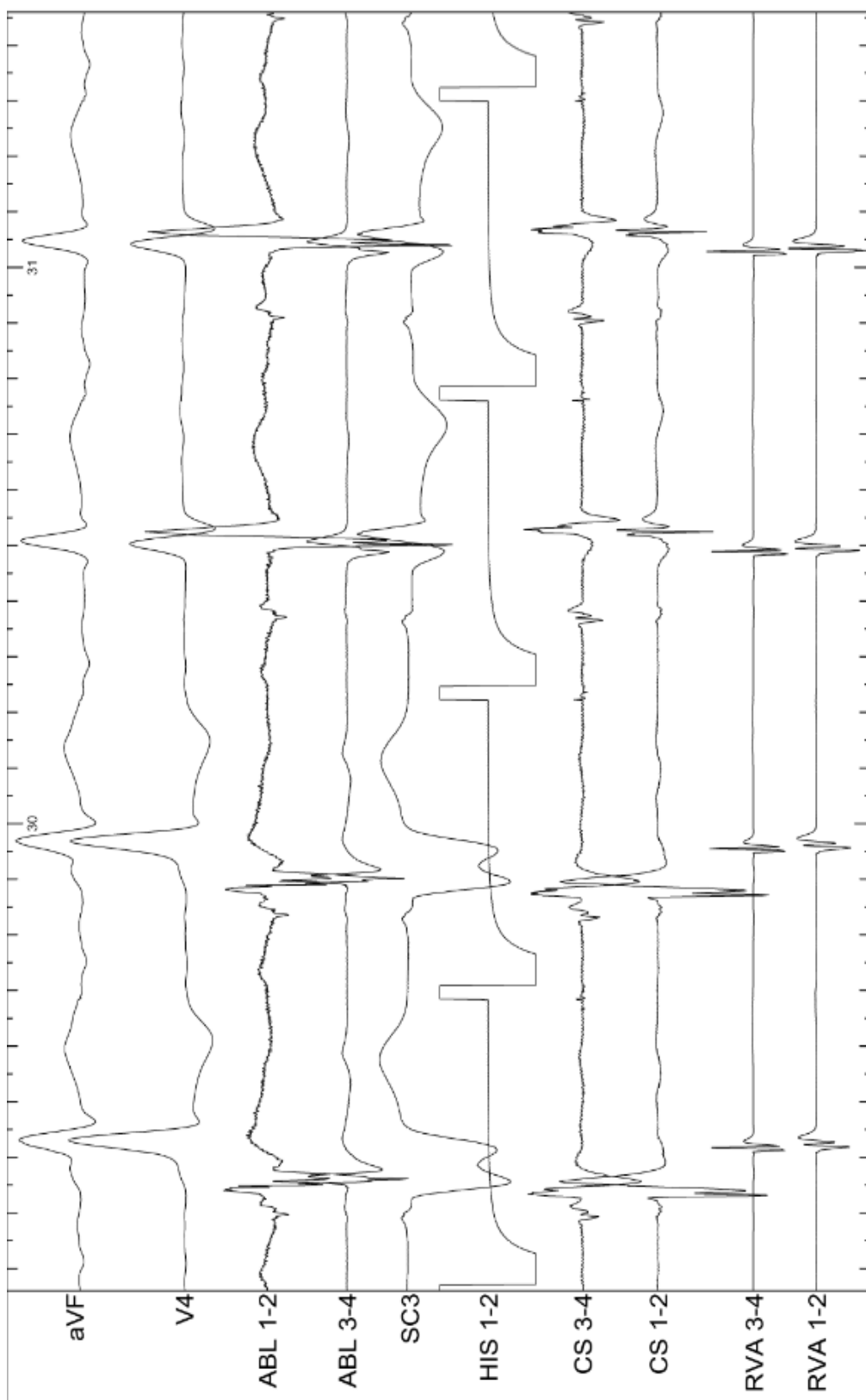


Figura 53. Derivaciones de ECG de superficie aVF y V4 y electrogramas intracavitarios bipolares en el registro de seno coronario (CS 1,2 y 3,4) y ápex de ventrículo derecho (RVA1,2). Catéter de His estimulando desde la AD y electrograma monopolar del SC 3, en un paciente con una vía accesoria postero lateral izquierda. Se aprecia preexcitación en los primeros dos latidos y posteriormente cambio en la morfología del ECG de superficie y de la derivación monopolar con relación al cese de la conducción por la vía accesoria.

VIII. Discusión

La ablación de VAc representa el 21% de todos los procedimientos de ablación en España ¹⁸⁸ y alrededor del 19% en otros países de Europa.¹⁸⁹ Actualmente la radioscopia es el principal sistema de asistencia para la ablación de VAc-I. La efectividad del procedimiento aunado a relativa baja tasa de complicaciones ha sido comprobada en numerosas series antes descritas. En el Multicenter Atakr study, ¹⁹⁰ se demostró un 97% de éxito, menos del 2% de complicaciones y 4% de recurrencias en ablación de VAc usando guía fluoroscópica exclusivamente. Sin embargo, debido a los potenciales efectos secundarios de las radiaciones ionizantes, el personal de la sala de EF debe estar protegido con guantes, gafas, delantal plomado, e incluso se ha sugerido usar cabinas protectoras. ¹⁹¹

Además de los pacientes, que son los que reciben la mayor cantidad de radiación, el personal médico y del equipo del laboratorio (técnicos, enfermeras, auxiliares, etc) también están sometidos al riesgo de la exposición a la radiación. La Comisión Internacional y Española ¹⁹² de Protección Radiológica establece los principios y normativa básicos a nivel internacional, ofrecen recomendaciones tendentes a una progresiva disminución de la dosis máxima permisible para pacientes y personal profesionalmente expuesto. Esta continuada reducción de los límites no se debe tanto a una evidencia positiva del daño que producen las radiaciones sino más bien a una aplicación progresiva del principio de cautela sobre la base del conocimiento científico y a la vez, al evidente aumento del número de individuos expuestos (concepto **ALARA** ¹⁹³ -As Low As Reasonably Achievable-). La exposición a la radiación “aguda” por un procedimiento, no es considerada en términos relativos como una causa de preocupación, pero la dosis acumulada absorbida durante la exposición a largo plazo puede significar un grave problema de salud; de hecho la frecuencia de algunos de los efectos deletéreos de

las radiaciones ionizantes (eritema, esterilidad, atrofia de órganos, cataratas, etc) se incrementan en forma lineal con la cantidad de dosis recibida. ⁸⁶

También es importante tener en cuenta que el uso crónico del delantal plomado ha sido relacionado con lesiones de columna vertebral que incrementa las bajas laborales en comparación con otras profesiones. ¹⁹⁴⁻¹⁹⁶ En este sentido, se han creado sistemas robotizados para asistir los procedimientos de ARF, y efectivamente se reduce significativamente la exposición a la radiación para el operador, sin embargo, el tiempo de radioscopia no se reduce para los pacientes.

Los sistemas de navegación no fluoroscópica, y mas específicamente el sistema EnSite NavX permiten la visualización virtual de todos los catéteres que se utilizan durante el EEF y la ARF, y debido al sistema de parches que utiliza, genera un campo eléctrico que permite que esta visualización se pueda hacer desde la inserción del catéter en las venas o arteria femoral, permitiendo vigilar todo el recorrido de dichos catéteres hasta las cámaras cardíacas.

Este trabajo demuestra que el emplazamiento de los catéteres tanto del lado derecho como del lado izquierdo (solo ventrículo o aurícula cuando hay foramen oval permeable) del corazón se pueda realizar totalmente sin la asistencia de rayos X. En ninguno de los casos nos encontramos con problemas al momento de desplazar los catéteres y colocarlos en los sitios claves (aVD, registro de His, etc). En todos los pacientes se utilizaron catéteres de EF convencionales, y no hubo la necesidad de uso catéteres especiales a excepción cinco oportunidades en el grupo de estudio y una en los casos control, que se no se logró acceder al seno coronario con un catéter tetrapolar diagnóstico. En estos casos se cambió el catéter por uno de ablación de punta de 4 mm

dirigible, que se utilizó como catéter diagnóstico. No hubo necesidad de accesos venosos diferentes a los femorales en ninguno de los casos a excepción de tres casos (en el grupo de estudio) en el que no se logró avanzar los catéteres diagnósticos por el acceso femoral derecho, este problema se resolvió en todos los pacientes, realizando una punción venosa femoral izquierda.

Si bien es cierto que en la mayoría de los centros se accede al seno coronario a través el acceso subclavio por mayor facilidad anatómica, es una práctica habitual en nuestro laboratorio el acceso desde las venas femorales por considerarlo mas ergonómico y conveniente para evitar tener dos campos quirúrgicos y poder manipular todo desde un punto, también por comodidad del paciente y menos radiaciones frente a manipular desde el cuello) a la hora de estudio electrofisiológico.

Existen datos de ablación de taquicardias supraventriculares en el lado derecho del corazón sin asistencia fluoroscópica, y de algunos casos de VAc-I con disminución importante en los tiempos de radioscopia,^{129,186} pero no existen trabajos publicados hasta la fecha en los que se haya realizado el procedimiento de VAc-I en ausencia total de rayos X. De hecho, en la mayoría de los trabajos publicados, en los que se evalúan los EEF asistidos exclusivamente por navegación 3D, se excluyen los pacientes con VAc-I. Esto se debe probablemente al temor que se tiene de poder lesionar la válvula aórtica al tratar de pasar a través de ella al VI, o de la lesión en una arteria coronaria por paso inadvertido en la misma. Sin embargo, el control que se tiene con radioscopia de canalización inadvertida de una arteria coronaria con el catéter de ablación se basa fundamentalmente en la relación de éste con otros catéteres intracardíacos como el del haz de His o del seno coronario y esto es esencialmente igual al control que se tiene con el sistema de navegación no radioscópico.

Por otro lado, la reconstrucción anatómica virtual 3D de las cavidades cardíacas permite al operador una visión de los catéteres de electrofisiología desde diferentes ángulos. Esto ayuda a una colocación rápida, movimientos precisos y seguros de dichos catéteres dentro del corazón a diferencia de la imagen bidimensional que proporciona la radioscopia. Esta visión 3D permite al operador familiarizarse con la localización estructuras cardíacas que difícilmente se pueden apreciar con los rayos X, tales como válvulas AV, que pudiese mejorar la precisión al momento de hacer la ablación. En cuanto a la reconstrucción anatómica 3D de las cavidades derechas (en ablación de VAc-I, en el presente trabajo solo se realizó en los primeros 21 pacientes, que inicialmente se hizo con la finalidad de ayudar a consolidar la curva de aprendizaje del operador y tener una mayor comprensión de la situación espacial de los catéteres. En la otra mitad de los pacientes, se colocaron los catéteres guiados por la señal de los electrogramas locales (seno coronario, registro de His y aVD) pero no se realizó reconstrucción anatómica de dichas cavidades. Creemos que no es necesaria la reconstrucción de cavidades derechas ya que, según los resultados de este trabajo, prolonga los tiempos de estudio sin influir en la efectividad del procedimiento (que es igual entre la primera y segunda mitad de los pacientes).

Todos los procedimientos en el grupo de estudio, excepto dos, fueron exitosos, representando el 95,2% de éxito agudo, que se puede comparar con la tasa de éxito en las series y registros publicados realizados bajo guía fluoroscópica. En el primero de los casos en que se falló (mujer de 28 años que se encontraba embarazada en el momento del EEF), hubo problemas por desplazamiento de la referencia interna del sistema NavX en múltiples oportunidades por movilización continua de la paciente debido a discomfort dado que se trato de minimizar el uso de sedación, con la consecuencia de desplazamiento del mapa 3D. Sin embargo, dentro de la serie hay otra mujer con una VAc

lateral izquierda, que también se encontraba embarazada y se pudo realizar la ARF sin complicaciones, por lo que no creemos que sea una limitación. El segundo paciente en el que se falló, se comentó anteriormente. Se trataba de un varón con diagnóstico de estenosis aórtica ligera por ecocardiografía, sin embargo, fue imposible pasar al VI a través de la válvula aórtica, incluso después de salir del protocolo y usar guía radiológica. Si bien es cierto que existen otros factores (que sin llegar que tener estenosis valvular) puede verse limitado el acceso al VI como la rigidez de las válvulas, calcificación, etc, creemos conveniente realizar un cuidadoso estudio con ecocardiografía transtorácica antes de realizar un procedimiento libre de radioscopia. El paciente del grupo control en el que se falló se trataba de un varón de 43 años con una VAc anterolateral en el que se realizaron hasta 17 ARF con 5 ET y tiempo de uso de radioscopia de 118 minutos. Este caso representa un ejemplo claro de las limitaciones de una visión bidimensional de los rayos X

El promedio del tiempo total del procedimiento en el grupo de estudio fue de $110,7 \pm 56,4$ minutos. Este resultado es mucho menor al que se obtuvo en los casos controles ($188,0 \pm 68,5$ minutos). Existen varios argumentos que pueden explicar este hallazgo. En primer lugar se puede deber a un efecto de la curva de aprendizaje dado que los pacientes del grupo control se realizaron, muchos de ellos, años antes del grupo de estudio. Se trató de dilucidar la influencia de una posible curva aprendizaje analizando el comportamiento del tiempo total del EEF y del número de ARF en cada uno de los pacientes de ambos grupos (figuras 27 y 28). Se demuestra que no existe una tendencia clara en la reducción de estos parámetros en cada grupo por separado, y si existe diferencia cuando se comparan entre si, que por demás es muy aparente desde el inicio.

En segundo lugar, la necesidad de usar pocas aplicaciones de RF (comparado con el grupo control), podría haber tenido influencia en estas diferencias en el tiempo de duración del EEF, ya que al tener una visión 3D de la punta del catéter, se pudiese realizar lesiones más precisas sin la posible formación de edema local, recurrencias y riegos.

Se puede argumentar que el tiempo de EEF en ambos grupos fue prolongado, pero hay que tener en cuenta que en nuestro se realizan diversos tipos de estudios sobre estos pacientes ¹⁹⁷⁻²⁰⁷ que influyeron de manera directa, incrementado en el tiempo del EEF.

Nuestro laboratorio tenía experiencia previa con el uso del sistema EnSite NavX como herramienta de navegación 3D en la ablación de taquicardias supraventriculares. Por lo tanto el entrenamiento en la manipulación y visualización de los catéteres debería ser establecido previamente antes de realizar cualquier procedimiento sin radioscopia. Debe tomarse en cuenta que ninguno de los procedimientos de ablación de esta serie fueron casos repetidos (en los que previamente se había utilizado radioscopia), ya que de esta manera, se hubiese podido acortar el tiempo de cartografía y EEF.

Limitaciones:

Es importante resaltar que la mayoría de los pacientes en los que se realizó la ablación no tenían datos de cardiopatía estructural, por lo que los resultados de nuestro estudio pudieran variar en los pacientes con valvulopatías severas, dilatación de las cavidades cardiacas.

Partimos de grupos comparables en edad, sexo, presencia de cardiopatía y hasta localización de la VAc. Aunque el grupo de pacientes tratados con ablación sin guía fluoroscópica fue un estudio prospectivo, la comparación con el grupo de control ha sido retrospectiva porque el estudio no fue aleatorizado. Sin embargo, creemos que los

resultados son válidos porque los procedimientos realizados en el grupo control reflejan la realidad de nuestro laboratorio y de la mayoría de las series publicadas, una realidad que hemos tratado de duplicar en el grupo de estudio (número y la ruta de aproximación de todos los catéteres, los operadores, los métodos para calcular el tiempo, etc.) Además, este diseño retrospectivo reduce cualquier posible sesgo en el procedimiento de ablación asistida con rayos X, porque la decisión de cuánta radioscopia se deja de usar, quedaba al libre albedrío del operador y por otro lado no habría el sesgo de una menor motivación en lograr la ablación con menos ARF, dado que esos momentos no se había planteado siquiera, la realización del presente trabajo. El hecho de que los tiempos de radioscopia y RF son similares a los descritos en estudios previos, incluyendo estudios aleatorizados, apoya la validez de nuestro grupo de control.

El bajo número de complicaciones en ambos grupos también es comparable con los datos presentados en otras series y que han sido descritos en este manuscrito anteriormente. Si bien es cierto que es un número relativamente bajo de pacientes, la ausencia de complicaciones (leves o graves) en el grupo de estudio, traduce la seguridad nuestros resultados. Reiteramos la ventaja de tener la posibilidad de visualización del recorrido de cada uno de los catéteres en todo momento, este hecho disminuye las lesiones por el paso inadvertido en afluentes del sistema venoso o ramas del sistema arterial, además la posibilidad de visualizar todos los catéteres de forma simultánea, permite ayudar a posicionar éstos de forma rápida, ya que la relación entre éstos (y de estos con los registros de electrogramas locales) en una imagen 3D, facilita al operador la comprensión espacial de las cavidades cardíacas.

Inicialmente el objetivo del trabajo iba dirigido a demostrar que se podía realizar la ablación con una tasa de éxito y complicaciones similar al abordaje convencional. Sin

embargo, se observaron diferencias significativas en el número de ARF a favor del grupo de estudio. Esto inicialmente nos llamó la atención, sin embargo, si realizamos un análisis racional, no debería llamar la atención porque en realidad se tiene control 3D del catéter de ablación, se pueden “marcar” posiciones para luego volver y se tiene una idea del contacto del catéter con la superficie endocárdica.

En la actualidad existen controversia sobre el uso sistemático de navegadores en procedimientos de ablación, ya que algunos grupos consideran que el beneficio es limitado, además de incrementarse el costo del procedimiento. De todas estas premisas, la única basada en evidencia y que probablemente tiene mayor peso es que se incrementa el costo de EEF.¹²⁹ Sin embargo, debe tomarse en cuenta la reducción de costos inherente al equipo de protección radiológica, y la reducción de las potenciales lesiones (columna vertebral, , radiaciones) del personal expuesto. Si existe bajo riesgo para el operador y para los pacientes, cualquier esfuerzo por disminuir los tiempos de radioscopia es importante y bienvenido. Por nuestra parte defendemos el uso de la técnica ya que, según nuestra experiencia es segura para el paciente y disminuye la exposición a las radiaciones del personal del laboratorio.

En conclusión, el principal hallazgo de este estudio es que demuestra la eficacia y la seguridad del EEF y los procedimientos de ablación sin uso de guía radioscópica, en pacientes con VAc-I, apoyados exclusivamente por un sistema de navegación 3D.

IX. Conclusiones

1. *La ablación de vías accesorias atrioventriculares de pared libre izquierda sin uso de radioscopia es un procedimiento factible y aparentemente seguro.*
2. *Podría ofrecer resultados al menos superponibles a los de ablación guiados por radioscopia.*
3. *Los resultados no se vieron influenciados por una curva de aprendizaje inherente al procedimiento sin radioscopia.*
4. *Los resultados de este trabajo podrían ser diferentes en pacientes con cardiopatía estructural importante.*
5. *El menor número de aplicaciones de radiofrecuencia se pudo deber a un control 3D de las lesiones y la posibilidad de “volver” a sitios en los que previamente se había estado durante la cartografía.*
6. *La reducción de la radiación para el paciente y para el personal que labora en la sala se consideró significativo.*

7. El mayor costo del procedimiento y la falta de familiaridad con es sistema podría limitar el uso extensivo de esta técnica.

X. Referencias

1. Kalbfleisch SJ, El-Atassi R, Calkins H, et al. Differentiation of paroxysmal narrow QRS complex tachycardias using the 12-lead electrocardiogram. *J Am Coll Cardiol* 1993;21:85-9.
2. Frank R, Brechenmacher G, Fontaine G. Apport de l'histologie Dans l'étude des syndromes de preexcitation ventricular. *Coeur et Médecine Interne* 1976;15:189-260.
3. Becker A, Anderson RH, Durrer D, et al. The anatomical substrates of WPW syndrome. A clinicopathologic correlation in seven patients. *Circulation* 1978;57:870-9.
4. Sealy WC. Surgical anatomy of accesory conections of atrioventricular conduction. *Ann Thoracic Surg* 1994;57:1675-83.
5. Brechenmacher CL. Anatomie et histologie des voies de conduction. Les troubles dy ryhme cardiaque. Naterre, Ed Corbiere 1978:13-9.
6. Farré J, De Pablos L, Grande A, et al. Estudios electrofisiológicos en pacientes con vías accesorias aurículo ventriculares. *Rev Lat de Cardiol* 1983;4:115-31.
7. Llavador J, García Cibera R, Sanjuán R. Síndromes de preexcitación . Bases anatómicas y electrofisiológicas. *Automatismo y conducción cardíacos*. Barcelona, Ed MCR 1987;533-61.
8. García Cibera R, Sanjuán R, Morell S. Vías accesorias AV ocultas. *Terapéutica del síndrome de WPW*. *Automatismo y conducción cardíacos*. Barcelona, Ed MCR 1987; 609-51.
9. Gallagher, JJ, Sealy, WC, Kasell, J. Intraoperative mapping studies in the Wolff-Parkinson-White syndrome. *Pacing Clin Electrophysiol* 1979; 2:523-6.
10. Gallagher JJ, Pritchett EL, Sealy WC, et al. The preexcitation syndromes. *Prog Cardiovasc Dis* 1978;20:285-327.

11. Cain, ME, Cox, JL. Surgical treatment of supraventricular arrhythmias. In: Management of cardiac arrhythmias: the nonpharmacologic approach, Platia, E (Ed), JB Lippincott, Philadelphia, 1987:304.
12. Durrer D, Schuilenburg RM, Wellens HJ. Preexcitation revisited. Am J Cardiol 1970;25:690-7.
13. Kuck K, Jackman WM, Friday K, Kunze KP, Schluter M, Lazara R. Sites of conduction block in accessory atrioventricular pathway: Basis for concealed accessory pathways. Cardiac Electrophysiology: From cell to bedside. Philadelphia PA WB Saunders 1990:503-12.
14. Morady F. The spectrum of tachyarrhythmias in preexcitation syndromes. In: Benditt DG, Benson DW, eds. Cardiac preexcitation syndromes: origins, evaluation, and treatment. Boston: Martinus Nijhoff Publishing 1986:119-39.
15. Munger TM, Packer DL, Hammill SC, et al. A population study of the natural history of Wolf-Parkinson-White syndrome in Olmsted County, Minnesota 1953-1989. Circulation 1993; 87:866-73.
16. Pappone C, Santinelli V, Rosanio S, et al. Usefulness of invasive electrophysiologic testing to stratify the risk of arrhythmic events in asymptomatic patients with Wolf-Parkinson-White pattern: results from a large prospective long-term follow-up study. J Am Coll Cardiol 2003;41:239-44.
17. Calkins H, el-Atassi R, Kalbfleisch SJ, et al. Effect of operator experience on outcome of radiofrequency catheter ablation of accessory pathways. Am J Cardiol 1993;71:1104-5.
18. Haissaguerre M; Warin JF; Le Metayer P, et al. Catheter ablation of Mahaim fibers with preservation of atrioventricular nodal conduction. Circulation 1990;82:418-27.

19. Anderson KP; Walker R; Fuller M, et al. Criteria for local myocardial electrical activation: effects of electrogram characteristics. *IEEE Trans Biomed Eng* 1993;40:169-81.
20. Villacastín J, Almendral J, Medina O, et al. "Pseudodisappearance" of atrial electrogram during orthodromic tachycardia: New criteria for succesful ablation of concealed left-side accesory pathways. *J Am Coll Cardiol* 1996;27:853-9.
21. Chen X, Borggreffe M, Shenasa M, et al. Characteristic of local electrogram predicting successful transcatheter radiofrequency ablation of left-side accessory pathways. *J Am Coll Cardiol* 1992;20:656-65.
22. Hindricks G, Kottkamp H, Chen X, et al. Localization and radiofrequency catheter ablation of left-side accessory pathways during atrial fibrillation 1995;25:441-51.
23. Bashir Y, Heald SC, Katritsis D, et al. Radiofrequency ablation of accessory atrioventricular pathways: Predictive value of local electrograma characteristics for the identification of successful target sites. *Br heart j* 1993;69:315-21.
24. Haissaguerre M, Gaita F, Marcus FI, et al. Radiofrequency catheter ablation of accessory pathways: A contemporary rewiew. *J Cardiovasc Electrophysiol* 1994;5:523-52.
25. Barlow MA, Klein GJ, Simpson CS, et al. Unipolar electrogram characteristics predictive of successful radiofrequency catheter ablation of accessory pathway. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2000;11:146-54.
26. Calkins H, kim Y-N, Schmaltz S, et al. Electrogram criteria for identification of aprópiate target sites for radiofrequency catheter ablation of accessory atrioventricular conections. *Circulation* 1992;85:565-73.
27. Cappato R, Schluter L, Mont L, et al. Anatomic, electrical and mechanical factors

affecting bipolar endocardial electrogram: Impact on catheter ablation of manifest left free-wall accessory pathways. *Circulation* 1994;90:884-94.

28. JL Merino, J Amendral, R Peinado, et al. Pacing from the ablation catheter for localization of the ventricular insertion of left concealed accessory pathways. *Eur Heart J* 1996;17 suppl.
29. Yamabe H, Shimasaki Y, Honda O, et al. Localization of ventricular insertion side of concealed left-side accessory pathways using ventricular pace mapping. *Pacing Clin Electrophysiol* 2002;25:940-50.
30. Fisher WG, Swartz JF. Three dimensional electrogram mapping improves ablation of left-side accessory pathways. *Pacing Clin Electrophysiol* 1992;15:2344-56.
31. De Ponti R, Zardini M, Storti C, et al. Transeptal catheterization for radiofrequency catheter ablation of cardiac arrhythmias. *Eur Heart J* 1998;19:943-8.
32. Montenero AS, Drago F, Crea F, et al. Ablazione transcatetere con radiofrequenza delle tachicardie sopraventricolare in eta pediatrica. *G Ital Cardiol* 1996;26:31-40.
33. Twidale N, Wang Z, Beckman KJ, et al. Factor associated with recurrences of accessory pathway conduction after radiofrequency catheter ablation. *Pacing Clin Electrophysiol* 1991;14:2042-48.
34. Lesh MD, Van Hare GF, Schamp DJ, et al. Curative percutaneous catheter ablation using radiofrequency energy for accessory pathways in all locations: results of 100 consecutive patients. *J Am Coll Cardiol* 1992;19:1303-09.
35. Langberg JJ, Calkins H, Kim Y-N, et al. Recurrence of conduction in accessory atrioventricular connections after initially successful radiofrequency catheter ablation. *J Am Coll Cardiol* 1992;19:1588-92.
36. Calkins H, Langberg J, Sousa J, et al. Radiofrequency catheter ablation of

- accessory atrioventricular connections in 250 patients: abbreviated therapeutic approach to Wolff-Parkinson-White syndrome. *Circulation* 1992;85:1337-46.
37. Hindricks G for the Multicentre European Radiofrequency Survey (MERFS) investigators of the Working Group on Arrhythmias of the European Society of Cardiology. The Multicentre European Radiofrequency Survey (MERFS): complications of radiofrequency catheter ablation of arrhythmias. *Eur Heart J* 1993;14:1644-53.
 38. Jackman WM, Wang X, Friday KJ, et al. Catheter ablation of accessory atrioventricular pathways (Wolff–Parkinson–White syndrome) by radiofrequency current. *N Engl J Med* 1991;324:1605-11.
 39. Garson A Jr., Gillette PC, McNamara DG. Supraventricular tachycardia in children: clinical features, response to treatment, and long-term follow-up in 217 patients. *J Pediatr* 1981;98:875–882.
 40. Macedo PG, Patel SM, Bisco SE, Asirvatham SJ. Septal accessory pathway: anatomy, causes for difficulty, and an approach to ablation. *Indian Pacing Electrophysiol J.* 2010;10:292-309.
 41. Swartz JF, Tracy C, Fletcher RD. Radiofrequency endocardial catheter ablation of accessory atrioventricular pathway atrial insertion sites. *Circulation* 1993;87:487-99.
 42. Kay GN, Epstein AE, Dailey SM, Plumb VJ. Role of radiofrequency ablation in the management of supraventricular arrhythmias: experience in 760 consecutive patients. *J Cardiovasc Electrophysiol* 1993;4:371-89.
 43. Deshpande SS, Bremner S, Sra JS, et al. Ablation of left free-wall accessory pathways using radiofrequency energy at the atrial insertion site: transseptal versus transaortic approach. *J Cardiovasc Electrophysiol* 1994; 5:219-31.

44. Blomström-Lundqvist C, Scheinman MM, et al. ACC/AHA/ESC guidelines for the management of patients with supraventricular arrhythmias. *J Am Coll Cardiol*. 2003;42:1493-53.
45. Spector P, Reynolds M, Calkins H, et al. Meta-Analysis of Ablation of Atrial Flutter and Supraventricular Tachycardia. *Am J Cardiol* 2009;104:671–677.
46. Kuck KH, Schluter M, Geiger M, Siebels J, Duceck W. Radiofrequency current catheter ablation of accessory atrioventricular pathways. *Lancet* 1991;337:1557-61.
47. Kay GN, Epstein AE, Dailey SM, Plumb VJ. Role of radiofrequency ablation in the management of supraventricular arrhythmias: experience in 760 consecutive patients. *J Cardiovasc Electrophysiol* 1993;4:371-89.
48. Kalbfleisch SJ, Sousa J, el-Atassi R, et al. Repolarization abnormalities after catheter ablation of accessory atrioventricular connections with radiofrequency current. *J Am Coll Cardiol* 1991; 18:1761-6.
49. Kosinski DJ, Grubb BP, Burket MW, et al. Occlusion of the left main coronary artery during radiofrequency ablation for the Wolff Parkinson-White syndrome. *Eur J Card Pacing Electrophysiol* 1993;1:63-6.
50. Hogenhuis W, Stevens SK, Wang P, et al. Cost-effectiveness of radiofrequency ablation compared with other strategies in Wolff-Parkinson-White syndrome. *Circulation* 1993;88:(Suppl) II:437-446.
51. Scheinman M, Morady F, Hess D, Gonzalez R. Atrioventricular Junction to Control Refractory Supraventricular Arrhythmias. *JAMA* 1982;248:851-5.
52. Borggrefe M, Hindricks G, Haverkamp W, Breithardt G. Catheter ablation using radiofrequency energy. *Clin Cardiol* 1990;13:127-31.
53. Wittkampf FHM. Temperature response in radiofrequency catheter ablation.

Circulation 1992; 86:1648–50.

54. Avitall B, Khan M, Krum D, et al. Physics and engineering of transcatheter cardiac tissue ablation. *J Am Coll Cardiol* 1993; 22:921–32.
55. Haines DE. The biophysics of radiofrequency catheter ablation in the heart: The importance of temperature monitoring. *Pacing Clin Electrophysiol* 1993; 16:586–91.
56. Nath S, DiMarco JP, Haines DE. Basic aspects of radiofrequency catheter ablation. *J Cardiovasc Electrophysiol* 1994; 5:863–76.
57. Wittkamp FHM, Simmers TA, Hauer RNW, et al. Myocardial temperature response during radiofrequency catheter ablation. *Pacing Clinical Electrophysiol* 1995; 18:307–17.
58. Haines DE, Watson DD. Tissue heating during radiofrequency catheter ablation: a thermodynamic model and observations in isolated perfused and superfused canine right ventricular free wall. *Pacing Clin Electrophysiol* 1989;12:962-76.
59. Haines DE, Watson DD, Verow AF. Electrode radius predicts lesion radius during radiofrequency energy heating: validation of a proposed thermodynamic model. *Circ Res* 1990;67:124-9.
60. Simmers TA, Wittkamp FHM, Hauer RNW, et al. In vivo ventricular lesion growth in radiofrequency catheter ablation. *Pacing Clin Electrophysiol* 1994;17:523-31.
61. Nakagawa H, Yamanashi WS, Pitha JV, et al. Comparison of in vivo tissue temperature profile and lesion geometry for radiofrequency ablation with a saline-irrigated electrode versus temperature control in a canine thigh muscle preparation. *Circulation* 1995;91:2264-73.
62. Simmers TA, de Bakker JMT, Wittkamp FHM, et al. Effects of heating with radiofrequency power on myocardial impulse conduction: is radiofrequency ablation

- exclusively thermally mediated?. J Cardiovasc Electrophysiol 1996;7:243-7.
63. Nath S, Lynch C III, Whayne JG, et al. Cellular electrophysiological effects of hyperthermia on isolated guinea pig papillary muscle: implications for catheter ablation. Circulation 1993;88:1826-31.
 64. Langberg JJ, Calkins H, el-Atassi R, et al. Temperature monitoring during radiofrequency catheter ablation of accessory pathways. Circulation 1992;86:1469-74.
 65. Calkins H, Prystowsky E, Carlson M, et al. Temperature monitoring during radiofrequency catheter ablation procedures using closed loop control. Circulation 1994;90:1279-86.
 66. Langberg JJ, Borganelli SM, Kalbfleisch SJ, et al. Delayed effects of radiofrequency energy on accessory atrioventricular connections. Pacing Clin Electrophysiol 1993;16:1001-5.
 67. Nath S, Whayne JG, Kaul S et al. Effects of radiofrequency catheter ablation on regional myocardial blood flow: possible mechanism for late electrophysiological outcome. Circulation 1994;89:2667-72.
 68. Ocaña Servín, Héctor y Humberto Pinzón Poot. Los Rayos X y el doctor Roentgen. Vanguardia Médica 2008;5:30-3. Enciclopedia de la técnica y la mecánica, vol.7, Juan J. Wahl, editorial Nauta, 1970, Italia.
 69. Manual del ingeniero mecánico, vol.1, Theodore Baumeister, Eugene Avallone y Theodore Baumeister III, editorial McGraw-Hill, 1992, México.
 70. Greenstock CL. Biological and Biophysical Techniques to Assess Radiation Exposure. Prog.Biophys.molec.Biol 1994;6: 81-130.
 71. Real A. Un desafío para los principios en los que se ha basado la radiobiología en

- el pasado.. Radioprotección 2001;9: 27-35.
72. Slater, R.J. Radioisotopes in Biology. A practical approach. Ed. IRL Press, Oxford, England. 1990.
 73. Shapiro J. Radiation Protection. A Guide for scientist and physicians. Harvard University Press. 1990.
 74. Little. J.B. Efectos no dirigidos de la radiación ionizante: Implicaciones la protección radiológica. Radioprotección 2005;43: 12-9.
 75. Goodhead D.T. Initial events in the cellular effects of ionizing radiations: clustered damage in DNA. Inter. J. Radiat. Biol. 1994; 65: 7-17.
 76. Radiation Protection. A guide for Scientist and Physicians. Ed: Jacob Shapiro. Harvard University Press, Cambridge, Massachusets. 1990.
 77. Wilson BJ. The Radiochemical Manual. The Radiochemical Centre. Amersham. England. 1966.
 78. Phelps M.E. PET. Molecular Imaging and Its Biological Applications. Springer Press. New York. 2004.
 79. Herman W, Knoche. Radioisotopic Methods for biological and Medical Research". Oxford University Press 1991.
 80. Cox R. Molecular mechanisms of radiation oncogenesis. Int. J. Rad. Biol 1994. 65:57-64.
 81. Wolf S. The adaptive response in radiobiology: evolving insights and implications. Environ. Health Perspect 1998;106: 277-83.
 82. UNSCEAR. Sources and effects of ionizing radiation, United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation UNSCEAR 2000 Report to the General Assembly, with scientific annexes. 2000.

83. EURATOM. Council Directive E 97/43, On health protection of individuals against the dangers of ionising radiation in relation to medical exposure, and repealing Directive 84/466/Euratom. Official Journal of the European Communities 1997; L 180/22.
84. UNSCEAR, "Sources and effects of ionising radiation. Report to the General Assembly, with scientific annexes." New York: UN 1993.
85. Wagner LK, Eifel PJ, Geise RA. Potential biological effects following high X-ray dose interventional procedures. J Vasc Interv Radiol 1994; 5: 71-84.
86. Limacher MC, Douglas PS, Germano G, et al. ACC expert consensus document. Radiation safety in the practice of cardiology. American College of Cardiology. J Am Coll Cardiol 1998; 31: 892- 913.
87. Berrington de Gonzalez A, Darby S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. Lancet 2004; 363: 345-51.
88. Seeram E, Travis E. Radiation protection, Philadelphia. Lippincott Williams and Wilkins 1997
89. Quai E, Padovani R, Peterzol A, et al. Maximum skin dose assessment in interventional cardiology: results in three different European hospitals Eur Radiol 2003; 13: 542.
90. ICRP. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann ICRP 1990; 60.
91. NRPB. National Radiological Protection Board (NRPB) and Royal College of Radiologists (RCR). Patient dose reduction in diagnostic radiology. Report of the RCR and NRPB, Documents of the NRPB 1(3). 1990.
92. Fransson SG, Persliden J. Patient radiation exposure during coronary angiography

- and intervention. *Acta Radiol* 2000; 41: 142- 4.
93. Katritsis D, Efstathopoulos E, Betsou S, et al. Radiation exposure of patients and coronary arteries in the stent era: A prospective study. *Catheter Cardiovasc Interv* 2000; 51: 259-64.
 94. Kocinaj D, Cioppa A, Ambrosini G, et al. Radiation dose exposure during cardiac and peripheral arteries catheterisation. *Int J Cardiol* 2006; 113: 283-4.
 95. Balter S. Methods for measuring fluoroscopic skin dose. *Pediatr Radiol* 2006; 36 (Suppl 14): 136-40.
 96. Einstein AJ, Moser KW, Thompson RC, Cerqueira MD, Henzlova MJ. Radiation dose to patients from cardiac diagnostic imaging. *Circulation* 2007; 116: 1290-305.
 97. Hirshfeld JW, Jr, Balter S, Brinker JA, et al. ACCF/AHA/HRS/SCAI clinical competence statement on physician knowledge to optimize patient safety and image quality in fluoroscopically guided invasive cardiovascular procedures: a report of the American College of Cardiology Foundation/ American Heart Association/American College of Physicians Task Force on Clinical Competence and Training. *Circulation* 2005; 111:511-32.
 98. Diagnostic radiology from entrance surface dose and dose-area product measurements," Chilton: NRPB-R262, 1994.
 99. Padovani R, Quai E. Patient dosimetry approaches in interventional cardiology and literature dose data review. *Radiat Prot Dosimetry* 2005; 117: 217-21.
 100. Chida K, Fuda K, Saito H, et al. Patient skin dose in cardiac interventional procedures: conventional fluoroscopy versus pulsed fluoroscopy. *Catheter Cardiovasc Interv* 2007; 69: 115-21.
 101. Trianni A, Chizzola G, Toh H, et al. Patient skin dosimetry in haemodynamic and

- electrophysiology interventional cardiology. *Radiat Prot Dosimetry* 2005; 117: 241-6.
102. Picano E, Santoro G, Vano E. Sustainability in the cardiac cath lab. *Int J Cardiovasc Imaging* 2007; 23: 143-7.
 103. Baim D, Grossman W. *Cardiac Catheterization, Angiography, and Intervention* Baltimore. Williams & Wilkins 1994.
 104. Dill T, Deetjen A, Ekinci O, et al. Radiation dose exposure in multislice computed tomography of the coronaries in comparison with conventional coronary angiography. *Int J Cardiol* 2008; 124: 307-11.
 105. Weiss EM, Thabit O. Clinical considerations for allied professionals: radiation safety and protection in the electrophysiology lab. *Heart Rhythm* 2007; 4: 1583-7.
 106. Bakalyar DM, Castellani MD, Safian RD. Radiation exposure to patients undergoing diagnostic and interventional cardiac catheterization procedures. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1997; 42: 121-5.
 107. Delichas MG, Psarrakos K, Molyvda-Athanassopoulou E, et al. Radiation doses to patients undergoing coronary angiography and percutaneous transluminal coronary angioplasty. *Radiat Prot Dosimetry* 2003; 103: 149-54.
 108. Efstathopoulos EP, Makrygiannis SS, Kottou S, et al. Medical personnel and patient dosimetry during coronary angiography and intervention. *Phys Med Biol* 2003; 48: 3059-68.
 109. Hunold P, Vogt FM, Schmermund A, et al. Radiation exposure during cardiac CT: effective doses at multi-detector row CT and electron-beam CT. *Radiology* 2003; 226: 145-52.
 110. Kuon E, Birkel J, Schmitt M, Dahm JB. Radiation exposure Benefit of a lead cap in invasive cardiology. *Heart* 2003; 89: 1205-10.

111. Kuon E, Glaser C, Dahm JB. Effective techniques for reduction of radiation dosage to patients undergoing invasive cardiac procedures. *Br J Radiol* 2003; 76: 406-13.
112. Van de Putte S, Verhaegen F, Taeymans Y, Thierens H. Correlation of patient skin doses in cardiac interventional radiology with dosearea product. *Br J Radiol* 2000; 73: 504-13.
113. Koenig TR, Wolff D, Mettler FA, Wagner LK. Skin injuries from fluoroscopically guided procedures: part 1, characteristics of radiation injury. *AJR Am J Roentgenol* 2001; 177: 3-11.
114. Padovani R, Bernardi G, Malisan MR, et al. Patient dose related to the complexity of interventional cardiology procedures. *Radiat Prot Dosimetry* 2001; 94: 189-92.
115. Kuon E, Dahm JB, Schmitt M, et al. Short communication: time of day influences patient radiation exposure from percutaneous cardiac interventions. *Br J Radiol* 2003; 76: 189-91.
116. Calkins H, Niklason L, Sousa J, et al. Radiation exposure during radiofrequency catheter ablation of accessory atrioventricular connections. *Circulation* 1991; 84: 2376-82.
117. Lindsay BD, Eichling JO, Ambos HD, Cain ME. Radiation exposure to patients and medical personnel during radiofrequency catheter ablation for supraventricular tachycardia. *Am J Cardiol* 1992; 70: 218-23.
118. Kover P, Ricciardello M, Collins L, Uther JB, Ross DL. Risk to patients from radiation associated with radiofrequency ablation for supraventricular tachycardia. *Circulation* 1998; 98: 1534-40.
119. Perisinakis K, Damilakis J, Theocharopoulos N, et al. Accurate assessment of patient effective radiation dose and associated detriment risk from radiofrequency

catheter ablation procedures. *Circulation* 2001; 104: 58-62.

120. Farré J, Anderson RH, Cabrera JA, et al. Fluoroscopic cardiac anatomy for catheter ablation of tachycardia. *PACE* 2002;25:76-94.
121. Wittkamp F, Wever E, Derksen R, et al. Localisa: new technique for real-time 3-dimensional localization of regular intracardiac electrodes. *Circulation* 1999;99:1312-7.
122. Gepstein L, Hayam G, Ben-Haim SA. A novel method for nonfluoroscopic catheter-based electroanatomical mapping of the heart. In vitro and in vivo accuracy results. *Circulation* 1997;95:1611-22.
123. Schilling R, Peters NS, Kadish A, et al. Noncontact endocardial mapping. En: Shenasa M, Borggrefe M, Breithardt G, editors. *Cardiac mapping*. 2nd ed. Elmsford: Blackwell Futura Division, 2003; p. 59-102.
124. Schreieck J, Ndrepepa G, Zrenner B, et al. Radiofrequency ablation of cardiac arrhythmias using a three-dimensional real-time position management and mapping system. *Pacing Clin Electrophysiol* 2002;25:1699-707.
125. Berrington de Gonzalez A, Darby S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet* 2004;363:345-51.
126. Wittkamp FH, Wever EF, Vos K, Geleijns J, et al. Reduction of radiation exposure in the cardiac electrophysiology laboratory. *Pacing Clin Electrophysiol* 2000;23:1638-44.
127. Kirchhof P, Loh P, Eckardt L, Ribbing M, et al. A novel nonfluoroscopic catheter visualization system (Localisa) to reduce radiation exposure during catheter ablation of supraventricular tachycardias. *Am J Cardiol* 2002;90:340-3.
128. Kottkamp H, Hugl B, Krauss B, et al. Electromagnetic versus fluoroscopic mapping

of the inferior isthmus for ablation of typical atrial flutter: a prospective randomized study. *Circulation* 2000;102:2082–6.

129. Earley MJ, Showkathali R, Alzetani M, et al. Radiofrequency ablation of arrhythmias guided by non-fluoroscopic catheter location: a prospective randomized trial. *Eur Heart J* 2006;27: 1223–9.
130. Wittkamp F, Wever E, Derksen R, et al. Accuracy of the Localisa system in catheter ablation procedures. *J Electrocardiol* 1999;32:7-12.
131. Abello MS, Merino JL, Peinado R, et al. Ablación de taquicardias ventriculares guiada mediante sistema Localisa en pacientes con cardiopatía estructural. *Rev Esp Cardiol* 2004;57:737-44.
132. González-Torrecilla E, Arenal A, Quiles J, Atienza F, Jiménez- Candil J, Del Castillo S, et al. La cartografía electroanatómica (Sistema CARTO) en la ablación de las taquicardias auriculares. *Rev Esp Cardiol* 2004;57:37-44.
133. Schreieck J, Ndrepepa G, Zrenner B, et al. Radiofrequency ablation of cardiac arrhythmias using a three-dimensional real-time position management and mapping system. *Pacing Clin Electrophysiol* 2002;25:1699-707.
134. Ventura R, Rostock T, Klemm HU, et al. Catheter ablation of common-type atrial flutter guided by three-dimensional right atrial geometry reconstruction and catheter tracking using cutaneous patches: a randomized prospective study. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2004;15:1157-61.
135. Gnoatto M, Abello M, Merino JL. Reconstrucción anatómica digital (NavX®) como guía de ablación. *Rev Esp de Cardiol* 2004;57(12):1233.
136. Diaz-Caraballo E, Merino JL, Guzman G. Vena pulmonar accesoria posterior y fibrilación auricular. *Rea Esp de Cardiol* 2010;63:224.

137. Merino JL, Refoyo E, Peinado R. Real-time representation of multielectrode ablation catheters by integration of computed tomographic geometry with three-dimensional electroanatomic mapping of left atrium and pulmonary veins. *Heart Rhythm*. 2008;5:628-9.
138. M Ormaetxe Merodio, JD Martinez Alday, MF Arcocha Torres, JL Merino. Fluoroscopy free ablation of the cavotricuspid isthmus: results of a pilot multicenter study. *Eur Heart J* 2008;29 suppl.
139. J.L. Merino, M. Gonzalez Vasserot, R. Peinado. Left-sided accessory pathway ablation without a fluoroscopy system. *Eur Heart J* 2007;28 suppl.
140. Nademanee K, Kosar EM: A nonfluoroscopic calheier-based mapping technique to ablate focal ventricular tachycardia. *PACE* 1998; 21:1442-1447.
141. Ben-Haim, SA, Osadchy, D, Schuster, I, et al. Nonfluoroscopic, in vivo navigation and mapping technology. *Nat Med* 1996; 2:1393.
142. Shah DC; Jais P; Haissaguerre M; Chouairi S, et al. Three-dimensional mapping of the common atrial flutter circuit in the right atrium. *Circulation* 1997;96:3904-12.
143. Jais P; Shah DC; Haissaguerre M; Hocini M, et al. Mapping and ablation of left atrial flutters. *Circulation* 2000;101:2928-34.
144. Friedman PA; Packer DL; Hammill SC. Catheter ablation of mitral isthmus ventricular tachycardia using electroanatomically guided linear lesions. *Cardiovasc Electrophysiol* 2000;11:466-71.
145. Nakagawa H, Jackman WM. Use of a 3-dimensional electroanatomical mapping system for catheter ablation of macroreentrant right atrial tachycardia following atriotomy. *J Electrocardiol*. 1999;32(Suppl):16–21.
146. Kanter RJ, Papagiannis J, Carboni MP, et al. Radiofrequency catheter ablation of

- supraventricular tachycardia substrates after Mustard and Senning operations for d-transposition of the great arteries. *J Am Coll Cardiol.* 2000;35:428–41.
147. Hsia HH, Lin D, Callans DJ, Marchlinski FE. Anatomic characterization of endocardial substrate for hemodynamically stable reentrant ventricular tachycardia: identification of endocardial conducting channels. *Heart Rhythm* 2006;3:513-5.
 148. Arenal A, del Castillo S, Gonzalez-Torrecilla E. Tachycardia-related channel in the scar tissue in patients with sustained monomorphic ventricular tachycardias: influence of the voltage scar definition. *Circulation* 2004;110:2568-74.
 149. Triedman JK, Alexander ME. Electroanatomic Mapping of Entrained and Exit Zones in Patients With Repaired Congenital Heart Disease and Intra-Atrial Reentrant Tachycardia. *Circulation.* 2001;103:2060-5.
 150. Dorostkar PC, Cheng JIE, Scheinman MM. Electroanatomical mapping and ablation of the substrate supporting intraatrial reentrant tachycardia after palliation for complex congenital heart disease. *Pacing Clin Electrophysiol.* 1998;21:1810–9.
 151. Stevenson WG, Delacretaz E, Friedman PL, et al. Identification and ablation of macroreentrant ventricular tachycardia with the CARTO electroanatomical mapping system. *Pacing Clin Electrophysiol.* 1998;21: 1448–56.
 152. Cheung P, Hall B, Chugh A et al. Detection of inadvertent catheter movement into a pulmonary vein during radiofrequency catheter ablation by real-time impedance monitoring. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2004;15:674–678.
 153. Cao H, Speidel M, Tsai J, Lysel M, et al. Analysis of predicting electrode myocardium contact from RF cardiac catheter ablation system impedance. *IEEE Trans Biomed Eng* 2002; 49:520 –526.
 154. Nademanee K, McKenzie J, Kosar E, et al. A New Approach for Catheter Ablation of

Atrial Fibrillation: Mapping of the Electrophysiologic Substrate. *J Am Coll Cardiol* 2004;43:2044 –53.

155. Haissaguerre M, Jais P, Shah DC, et al. Spontaneous initiation of atrial fibrillation by ectopic beats originating in the pulmonary veins. *N Engl J Med* 1998;339:659–66.
156. Aizer A, Holmes D. Standardization and validation of an automated algorithm to identify fractionation as a guide for atrial fibrillation ablation. *Heart Rhythm* 2008;5:1134-41.
157. Verma A, Novak P, Macle L, et al. A prospective, multicenter evaluation of ablating complex fractionated electrograms (CFE) during atrial fibrillation (AF) identified by an automated mapping algorithm: acute effects of AF and efficacy as an adjuvant strategy. *Heart Rhythm* 2008;5:198 –205.
158. Scherr D, Dalal D, Cheema A, et al. Automated detection and characterization of complex fractionated atrial electrograms in human left atrium during atrial fibrillation. *Heart Rhythm* 2007;4:1013–20.
159. Atienza F, Almendral J, Jalife J et al. Real-time dominant frequency mapping and ablation of dominant frequency sites in atrial fibrillation with left-to-right frequency gradients predicts long-term maintenance of sinus rhythm. *Heart Rhythm* 2009;6:33– 40.
160. Berenfeld O. Quantifying activation frequency in atrial fibrillation to establish underlying mechanisms and ablation guidance. *Heart Rhythm* 2007;4:1225– 1234.
161. Oral H, Scharf C, Chugh A, et al. Catheter ablation for paroxysmal atrial fibrillation: segmental pulmonary vein ostial ablation versus left atrial ablation. *Circulation* 2003;108:2355–60.
162. Pérez A, Merino JL, Peinado R et al. Ablation of left atrial flutter guided first

- postpacing interval electroanatomical mapping. *European Heart Journal* 2008;29 (Suppl):407.
163. Santucci P, Varma N, Cytron J, et al. Electroanatomic mapping of postpacing intervals clarifies the complete active circuit and variants in atrial flutter. *Heart Rhythm* 2009;6:1586–95.
164. Kettering K, Greil GF, Fenchel M, et al, Schreieck. Catheter ablation of atrial fibrillation using the Navx-/Ensite-system and a CT-/MRI-guided approach. *Clin Res Cardiol.* 2009;98:285-96.
165. Kistler P, Rajappan K, Jahngir M et al. The Impact of CT Image Integration into an Electroanatomic Mapping System on Clinical Outcomes of Catheter Ablation of Atrial Fibrillation. *J Cardiovasc Electrophysiol*, 2006; 17: 1093-01.
166. Sra J, Krum D, Hare J, Okerlund D, et al. Feasibility and validation of registration of three-dimensional left atrial models derived from computed tomography with a noncontact cardiac mapping system. *Heart Rhythm* 2005;2:55-63.
167. Dong J, Calkins H, Solomon SB, et al. Integrated electroanatomic mapping with three-dimensional computed tomographic images for real-time guided ablations. *Circulation* 2006;113:186-94.
168. Dickfeld T, Calkins H, Zviman M, et al. Anatomic stereotactic catheter ablation on three-dimensional magnetic resonance images in real time. *Circulation* 2003;108:2407-13.
169. Packer D, Johnson S, Kolasa M. New generation of electro-anatomic mapping: full intracardiac ultrasound image integration. *Europace* 2008; 10: iii35–iii41.
170. Fahmy T, Mlcochova H, Wazni O, et al. Intracardiac echo-guided image integration: optimizing strategies for registration. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2007;18:276–82.

171. Okumura Y, Henz B, Johnson S, et al. Threedimensional ultrasound for image-guided mapping and intervention: methods, quantitative validation, and clinical feasibility of a novel multimodality image mapping system. *Circulation Arrhythmia* 2008;1:110–9.
172. Packer D, Stevens C, Curley M, et al. Intracardiac phased-array imaging: methods and initial clinical experience with high resolution, under blood visualization: initial experience with intracardiac phased-array ultrasound. *J Am Coll Cardiol* 2002;39:509–16.
173. Mangrum J, Koch L, DiMarco J, et al. Intracardiac echocardiography-guided, anatomically based radiofrequency ablation of focal atrial fibrillation originating from pulmonary veins. *J Am Coll Cardiol* 2002;39:1964–72.
174. Kalman J, Fisher W, Chin M, et al. Radiofrequency catheter modification of sinus pacemaker function guided by intracardiac echocardiography. *Circulation* 1995;92:3070–81.
175. Arruda M, Wang Z, Patel A, et al. Intracardiac echocardiography identifies pulmonary vein ostia more accurately than conventional angiography. *J Am Coll Cardiol* 2000;35:110.
176. Kanagaratnam P, Koa-Wing M, Wallace D et al. Experience of robotic catheter ablation in humans using a novel remotely steerable catheter sheath. *J Interv Card Electrophysiol* 2008; 21:19–26.
177. Camarillo, D, Krummel, T, Salisbury J, et al. Robotic technology in surgery: past, present, and future. *American Journal of Surgery* 2004;188: (4A Suppl), 2S–15S.
178. Davis DR, Tang AS, Gollob MH, et al. Remote magnetic navigation-assisted catheter ablation enhances catheter stability and ablation success with lower catheter temperatures. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2008;31:893-8.

179. Ernst S, Ouyang F, Linder C et al. Initial experience with remote catheter ablation using a novel magnetic navigation system: magnetic remote catheter ablation. *Circulation*. 2004;109:1472-5.
180. 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.
181. Pappone C, Santinelli V. Safety and efficacy of remote magnetic ablation for atrial fibrillation. *J Am Coll Cardiol*. 2008;51:1614-5.
182. Moreno J, Archondo T, Barrios R et al. La ablación de taquicardia intranodal con sistema de navegación remota Stereotaxis® precisa menores parámetros de temperatura y potencia por mejoría del contacto tisular. *Rev Esp Cardiol*. 2009;62:1001-11.
183. JL Merino, R Peinado, M González, et al. Ablación de vías accesorias AV izquierdas en completa ausencia de radioscopia. *Rev Esp Cardiol* 2006;59 suppl.
184. Tuzcu V. A nonfluoroscopic approach for electrophysiology and catheter ablation procedures using a three-dimensional navigation system. *Pacing Clin Electrophysiol* 2007;30:519 –25.
185. Smith G, Clark JM. Elimination of fluoroscopy use in a pediatric electrophysiology laboratory utilizing three-dimensional mapping. *Pacing Clin Electrophysiol* 2007;30:510 –8.
186. Álvarez A, Tercedor L, Almansa I, et al. Safety and feasibility of catheter ablation for atrioventricular nodal re-entrant tachycardia without fluoroscopic guidance. *Heart Rhythm* 2009;6:1714–20.
187. Merino JL, Peinado R, Silvestre J. Dual-chamber implantable cardioverter

- defibrillator implantation guided by non-fluoroscopic electro-anatomical navigation. *Europace* 2008;10:1124–25.
188. Díaz-Infante E, Macías-Gallego A, García-Bolao I. Registro Español de Ablación con Catéter. IX Informe Oficial de la Sección de Electrofisiología y Arritmias de la Sociedad Española de Cardiología (2009). *Rev Esp Cardiol.* 2010;63:1329-39.
189. Inama G, Pedrinazzi C, Adragao P, et al. Five Years of Catheter Ablation Procedures in South-Western Europe: Meta-Analysis of National Registries. *PACE* 2009; 32:506–15.
190. Calkins H, Yong P, Millar JM, et al. Catheter ablation of accessory pathways, atrioventricular nodal re-entrant tachycardia and the atrioventricular junction: final results of a prospective, multicenter clinical trial. *Circulation* 1999;99:262– 70.
191. Dragusin O, Weerasooriya R, Jais P, et al. Evaluation of a radiation protection cabin for invasive electrophysiological procedures. *Eur Heart J* 2007;28:183–9.
192. Directiva 97/43 EURATOM relativa a la protección de la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas. *Diario oficial de Comunidades europeas* 1997; 180:22-7.
193. Charles E. Willis, Thomas L. Slovis. The ALARA Concept in Pediatric CR and DR: Dose Reduction in Pediatric Radiographic Exams – a White Paper Conference Executive Summary. *Radiology* 2005; 234:343-4
194. Ross AM, Segal J, Borenstein D, et al. Prevalence of spinal disc disease among interventional cardiologists. *Am J Cardiol* 1997;79:68 –70.
195. Goldstein JA, Balter S, Cowley M, et al. Occupational hazards of interventional cardiologists. Prevalence of orthopedic health problems in contemporary practice. *Catheter Cardiovasc Interv* 2004;63:407– 11.

196. Fadl YY, Ellenbogen KA, Grubb RL, et al. A review of spinal injuries in the invasive cardiologist: part 1. Biomechanics and pain generation. *Pacing Clin Electrophysiol* 2007;30:1012–9.
197. Abello M, Peinado R, Merino JL, et al. Sinus node inhibition during ventricular stimulation. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology* 2002; 13: 1181.
198. Merino JL, Peinado R, Fuertes J, et al. Diagnóstico de la taquicardias de QRS estrecho. *Cuadernos de Cardiología* 1998;6:7-17.
199. MG Vasserot, M Gnoatto, JL Merino, et al. Characterization of electrical activation and stimulation of the superior vena cava. *Europace* 2005;7 suppl 1.
200. R Peinado, JL Merino, M Abello, et al. Determinants and clinical implications of the lack of palpitations during regular wide QRS complex tachycardia. *J Am Coll Cardiol* 2003; suppl
201. JL Merino, R Peinado, A Peinado, et al. Validation of the unipolar recordings to locate the site of origin of the atrial activation. *Eur Heart J* 1999;20 suppl.
202. JL Merino, R Peinado, J Fuertes, et al. How long should be the observation after a successful radiofrequency application before catheter withdraw in the ablation of accessory pathways? JA Gómez-Guindal. *Eur Heart J* 1998;19 suppl.
203. JL Merino, R Peinado, L Tercedor, et al. Is the slow onset of delta wave in the WPW syndrome due to the AV annular insertion of the accessory pathway. *PACE* 1999; suppl.
204. JL Merino, R Peinado, I Fernández Lozano, A, et al. A new approach to elucidate the mechanism of wide QRS complex tachycardia through the analysis of the first postpacing interval following entrainment by right ventricular apex stimulation. *Circulation* 1999;100 suppl.
205. J Fuertes, JL Merino, R Peinado, et al. Differences in onset of delta wave between

different electrocardiographic leads: implications for prediction of accessory pathway location and for catheter ablation. *Eur Heart J* 1999;20 suppl.

206. JL Merino, J Amendral, R Peinado, et al. Pacing from the ablation catheter for localization of the ventricular insertion of left concealed accessory pathways. *Eur Heart J* 1996;17 suppl.

207. JL Merino, L Tercedor, R Peinado, et al. Twelve lead ECG Pace-Mapping for Radiofrequency Catheter Ablation of Manifest Left Free Wall Accessory Pathways. *Circulation* 1995;92(8) suppl.