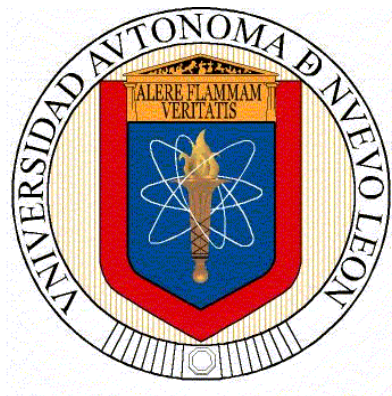


**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN**  
**FACULTAD DE MEDICINA**



**TESIS**

**“CARACTERIZACION ELECTROFISIOLOGICA  
DE LOS PLEXOS GANGLIONARES EN LAS AURICULAS  
POR MEDIO DEL ANALISIS DE SEÑALES INTRACAVITARIAS”**

**PRESENTADA POR  
DR. CARLOS ENRIQUE GUZMAN RODRIGUEZ**

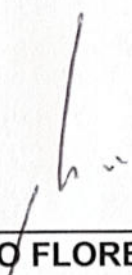
**COMO REQUISITO PARA OBTENER EL GRADO DE  
DOCTOR EN MEDICINA**

**AGOSTO 2025**

AGOSTO, 01 2025

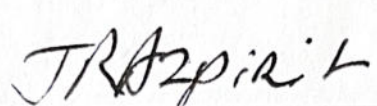
**“CARACTERIZACION ELECTROFISIOLOGICA DE LOS PLEXOS  
GANGLIONARES EN LAS AURICULAS POR MEDIO DEL ANALISIS DE SEÑALES  
INTRACAVITARIAS”**

Aprobación de la tesis:



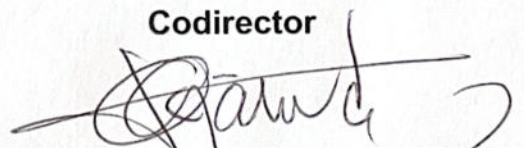
---

**Dr. med. RAMIRO FLORES RAMÍREZ**  
Director de la tesis



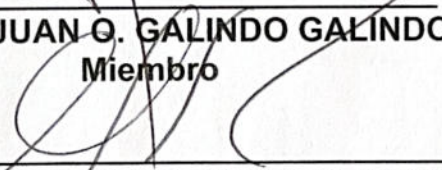
---

**Dr. med. JOSÉ RAMÓN AZPIRI LÓPEZ**  
Codirector



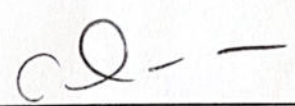
---

**Dr. med. JUAN Q. GALINDO GALINDO**  
Miembro



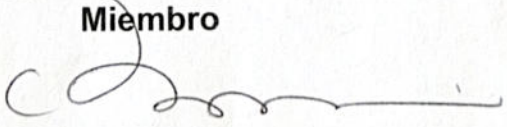
---

**Dr. med. GUILLERMO ELIZONDO RIOJAS**  
Miembro



---

**Dr. med. RAÚL REYES ARAIZA.**  
Miembro



---

**Dr. med. FELIPE ARTURO MORALES MARTÍNEZ**  
Subdirector de Estudios de Posgrado

## AGRADECIMIENTOS Y DEDICATORIAS

"A Aquel que es capaz de darnos más de lo que podemos pedir o imaginar".  
Efesios 3:20.

A Gabriela, esta tesis es un pequeño homenaje a tu amor, a la colaboración, paciencia y comprensión que me has dado a lo largo de la vida.  
A nuestros hijos, Carla, Carlos y Aldo que son una fuente de alegría y motivación en mi vida, gracias por perdonar, comprender y enseñar.  
La arquitectura de mi corazón sigue siendo un misterio, pero mi amor por ustedes es la energía endo-epicárdica que me impulsa a vivir.

Quiero agradecer a tres de mis maestros,

El Dr. Ramiro Flores mi tutor de tesis, especialmente por darme la oportunidad de crecer académica y profesionalmente.

Al Dr. Edgar Carrizales, por la capacidad de plasmar *con claridad y la sencillez todas las ideas, signo de un conocimiento profundo sobre el tema.*

Al Dr. Mauricio Cortes, por su respaldo incondicional en la implementación de esta innovadora metodología que indudablemente resultará muy útil en tratamiento de las arritmias.

"Si he logrado ver más lejos, es porque estoy sentado sobre los hombros de gigantes"

Dr. Robert Frank, Hopital la Pitié-Salpêtrière, París France.

Dr. Antonio González-Hermosillo, Instituto Nacional de Cardiología "Ignacio Chávez".

Mil gracias a todos por su amistad y enseñanzas

## TABLA DE CONTENIDO

|                             |        |
|-----------------------------|--------|
| Capítulo I                  | Página |
| 1. RESÚMEN .....            | 5      |
| Capítulo II                 |        |
| 2. INTRODUCCIÓN .....       | 6      |
| Capítulo III                |        |
| 3. HIPÓTESIS .....          | 7      |
| Capítulo IV                 |        |
| 4. OBJETIVOS .....          | 7      |
| Capítulo V                  |        |
| 5. MATERIAL Y MÉTODOS ..... | 8      |
| Capítulo VI                 |        |
| 6. RESULTADOS .....         | 11     |
| Capítulo VII                |        |
| 7. DISCUSIÓN .....          | 15     |
| Capítulo VIII               |        |
| 8. CONCLUSIÓN .....         | 22     |
| Capítulo IX                 |        |
| 9. BIBLIOGRAFÍA .....       | 23     |

## LISTA DE ABREVIATURAS

**DTMRI:** resonancia magnética con tensor de difusión.

**FA:** fibrilación auricular.

**FF:** campo lejano.

**LA:** aurícula izquierda.

**NF:** campo cercano.

**RIPV:** vena pulmonar inferior derecha.

**RPV:** vena pulmonar derecha.

**RSPV:** vena pulmonar superior derecha.

**SNR:** relación señal/ruido.

**SPB:** haz septopulmonar.

**SR:** ritmo sinusal.

**UP:** puntos utilizados.

## **RESUMEN**

Los catéteres con electrodos más pequeños y con menor separación entre ellos registran la información del campo cercano (NF) y reflejan con alta definición las características del endocardio contiguo al catéter, mientras que al incrementar la separación inter-electrodo se obtiene información de campo lejano (FF) que permite inferir las características del tejido epicardio.

El impacto del espaciado entre electrodos en los electrogramas bipolares en la aurícula no se ha examinado sistemáticamente. Hasta la fecha, ninguna técnica ha sido capaz de mapear y caracterizar las fibras endo-epicárdicas utilizando un catéter de mapeo estándar.

### **Objetivo**

Evaluar las características de la aurícula izquierda en un mapa de alta definición al adicionar electrogramas bipolares con mayor separación entre electrodos.

### **Métodos**

Se realizó mapeo electro anatómico tridimensional (EnSite Presicion™ Abbott) de la aurícula izquierda, estrictamente durante el ritmo sinusal y en aurículas sanas.

Se utilizó un catéter Advisor HD grid™ con 16 electrodos de 1 mm, distribuidos ortogonalmente a 3 mm de borde a borde, para obtener un mapa en el endocardio (NF) del atrio izquierdo (Matriz > 20000 puntos). En el análisis retrolectivo con Turbomap se agregó sistemáticamente un par de electrogramas bipolares con separación inter-electrodo de 8 mm (FF), con lo cual se obtuvieron 4 modelos: Configuración habitual (NF), NF más 2, 4 y 8 electrodos de campo lejano (FF)

### **Resultados**

Se incluyeron 22 pacientes en el estudio. La edad media fue de 50 años y el volumen auricular medio fue de 30,4 ml/m<sup>2</sup>. Se encontraron dos patrones principales de activación auricular izquierda. El 70 % de los pacientes presentó un patrón tipo 1, donde la activación se inicia en la región correspondiente al haz de Bachman, y un patrón tipo 2, donde la activación se inicia en la región correspondiente al haz septoatrial. Al aumentar la distancia entre los electrodos del catéter de mapeo, se detectaron áreas de activación de campo lejano que, al compararlas con las descripciones previas de tractos y haces, parecieron corresponder a la activación epicárdica.

### **Conclusiones**

Presentamos una nueva técnica de mapeo confocal que permite evaluar la activación endo-epicárdica y facilita la comprensión de la compleja estructura auricular. Estos hallazgos son fisiológicamente relevantes y consistentes.

## INTRODUCCION

La pared auricular es una estructura compleja compuesta por haces que conectan las superficies endocárdica y epicárdica, lo que favorece la conducción no homogénea de los impulsos eléctricos [1–3]. Algunos estudios han demostrado que la activación disincrónica endoepicárdica puede estar implicada en el origen y la perpetuación de las arritmias auriculares [4]. Hasta la fecha, Estudios que han buscado desentrañar esta compleja arquitectura auricular han utilizado corazones disecados e imágenes por resonancia magnética con tensor de difusión (DTMRI) y han demostrado que la estructura de la aurícula izquierda (AI) consta de haces y capas que pueden tener diferentes disposiciones [5]. Las simulaciones por computadora han permitido modelar las características anisotrópicas de la AI, esta información ha impulsado la investigación sobre la estructura y las propiedades de conducción de estos haces y capas [6].

La activación auricular y la propagación del impulso solo se han descrito mediante mapeo endocárdico, sin una metodología estandarizada. De Groot y sus colegas demostraron que existe una activación endoepicárdica asincrónica mediante mapeo monopolar y bipolar en aurículas enfermas [4,7–9]. También existe evidencia limitada de asincronía endoepicárdica en la aurícula humana normal, ya que solo unos pocos estudios han podido mapear simultáneamente las dos superficies, aquellos que lo han hecho fueron realizados en pacientes con cardiopatía estructura y por medio de cirugía cardíaca [4,10].

Algunos estudios han demostrado que el uso de diferentes disposiciones de microelectrodos incrustados en catéteres de baja definición permite una mejor diferenciación entre electrogramas de campo cercano (NF) y campo lejano (FF) [11,12]. La reorganización de estos catéteres podría capturar señales 2D tanto del endoepicardio como una perspectiva "confocal", lo que permite una mejor resolución de la propagación del impulso eléctrico a través de las capas miocárdicas. En este estudio, nuestro objetivo fue describir una nueva configuración de catéter basada en el aumento de la distancia entre electrodos utilizando un catéter de mapeo endocárdico convencional para proporcionar una perspectiva mejorada de los electrogramas FF y NF en la aurícula izquierda durante el ritmo sinusal.

**Objetivo general:**

Realizar un análisis descriptivo y comparativo de variables que permita caracterizar la localización anatómica y las interacciones funcionales en el atrio izquierdo.

**Hipótesis:**

A) *Hipótesis de trabajo:*

Por medio de análisis de variables electrofisiológicas es posible determinar la situación anatómica y las características funcionales de los tractos musculares el atrio izquierdo.

**Objetivos particulares:**

- Describir una metodología practica y reproducible para la localización anatómica de los tractos musculares en la aurícula izquierda.
- Construir una línea de investigación clínica en la que se aplique nuestra metodología a otras patologías que requieran ablación cardiaca.

**Cálculo del tamaño de muestra:**

20 pacientes

Estimado con base en un modelo no probabilístico por conveniencia.

## MÉTODOS

### *Diseño del estudio*

Diseñamos un estudio descriptivo y transversal de pacientes consecutivos sometidos a aislamiento de venas pulmonares por radiofrecuencia para fibrilación auricular (FA) paroxística. El comité de ética institucional aprobó este estudio y todos los pacientes firmaron un consentimiento informado antes del procedimiento. A todos los pacientes se les realizó una tomografía computarizada (TC) para evaluar la anatomía de las venas pulmonares y la aurícula izquierda.

### *Selección de pacientes*

Solo incluimos pacientes con aurícula izquierda estructuralmente normal y sin enfermedad coronaria. Los pacientes solo podían recibir tratamiento con antiarrítmicos de clase I y debían haber estado sin medicación durante al menos dos vidas medias antes de su inclusión. Los pacientes deberían estar en ritmo sinusal durante el procedimiento. Si presentaban FA u otras arritmias auriculares (incluidas las secundarias a la estimulación mecánica con el catéter de mapeo), se excluían del estudio.

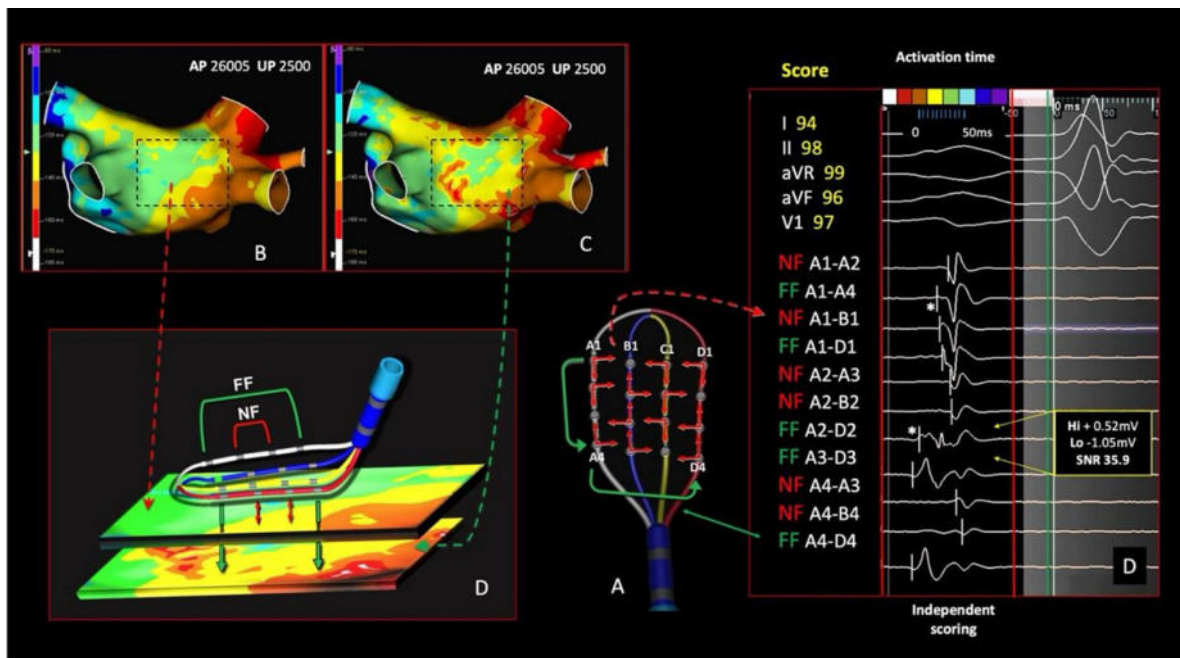
### *Procedimiento inicial*

Se realizó un protocolo de estudio electrofisiológico mediante mapeo electroanatómico tridimensional (sistema EnSite Precision, versión 2.2, Abbott St. Paul, Minnesota). Se colocó un catéter cuadripolar diagnóstico en el ápex del ventrículo derecho y se utilizó un catéter duodecapolar (Inquiry, Abbott) en el seno coronario. Se accedió a la aurícula izquierda mediante punción transeptal con un introductor Agilis NxT (Abbott, St. Paul, Minnesota) y una aguja transeptal Brockenbrough™ de 98 cm en cada paciente. Se administró heparina para mantener tiempos de coagulación activados >300 s durante todo el estudio.

### *Adquisición de señales*

El mapeo de la AI se realizó con un catéter de mapeo de 16 electrodos (Advisor HD Grid Sensor Enabled™, Abbott) que cubre un área de 13 × 13 mm y tiene forma de paleta compuesta por una cuadrícula de 2.5 Fr 4 × 4 (4 splines, cada uno con 4 electrodos) con una separación equidistante de 3 mm entre ellos. El diseño del catéter permite el registro simultáneo de electrogramas bipolares en direcciones ortogonales (a lo largo o a través de los splines), lo cual puede utilizarse en todas las configuraciones bipolares en diferentes conjuntos de mapas. El mapeo endocárdico inicial se realizó con la configuración HD-wave solution™, que permitió el registro simultáneo de 24 bipolares en direcciones ortogonales con una separación equidistante mediante el algoritmo de mejor duplicado, que selecciona automáticamente el que presenta el mayor voltaje pico a pico. La adquisición de los electrogramas se automatizó según las siguientes especificaciones predefinidas.

Criterios: I) Concordancia de la morfología de la onda P y el intervalo PR: utilizamos un ECG de 12 derivaciones para evaluar la puntuación de coincidencia de morfología con el objetivo de una concordancia del 90 % en la morfología de la onda p y el intervalo P-R; II) Estabilidad del ciclo: definida como una variabilidad menor al 10 % entre cada ciclo; III) Definición de la ventana de interés: el análisis de los tiempos de la onda P y del electrograma intracardíaco se midieron consistentemente de la misma manera; definimos una ventana de interés obtenida con el intervalo de puntuación independiente desde el inicio de la onda P hasta 30 ms antes de la primera deflexión del QRS (calibrador de desplazamiento de referencia en verde), esto se hizo para evitar la detección de potenciales de campo lejano de la aurícula derecha y el ventrículo izquierdo. Para definir la activación local, utilizamos el primer algoritmo de deflexión del electrograma bipolar desde la línea base; la primera deflexión representa el punto más temprano de activación eléctrica en la AI. La información solo se utilizó si se registró dentro del fondo negro entre las cortinas que aparecen como áreas sombreadas (puntuación independiente) como se muestra en la Figura 1.



**Fig. 1.** A) Muestra la configuración propuesta del catéter de mapeo HD-Grid. Las flechas rojas indican la configuración bipolar (HD-wave) que mostró señales de campo cercano (NF) de alta definición, mientras que las flechas verdes representan el aumento en el espacio entre los bipolares que mostraron señales de campo lejano (FF). Hay 3 mm de espacio entre cada flecha roja y 13 mm entre las flechas verdes. B) Representación esquemática de las señales endocárdicas obtenidas con la configuración NF. C) Representación de las señales FF y NF obtenidas con el aumento del espacio entre los bipolares. D) Muestra cómo las diferentes configuraciones permiten la detección de diferencias en los tiempos de activación local. El cuadrado superior representa la activación de NF y el inferior la activación de FF. E) Electrogramas que muestran la relación espaciotemporal entre NF y FF que muestran cierto grado de asincronía endoepicárdica. El cuadrado indica los voltajes alto (Hi) y bajo (Lo) del electrogramas que superan los 0,3 mV, lo que sugiere que la señal proviene de tejido y no de cicatrices. La relación señal-ruido (SNR) refleja la ausencia de ruido en la señal. AP = puntos adquiridos, UP = puntos utilizados.

Se obtuvieron registros bipolares con filtros paso alto de 30 Hz y paso bajo de 400 Hz, y con un filtro de ranura de 60 Hz. La amplitud de la deflexión fue al menos diez veces superior a la relación señal-ruido; se definió un límite de voltaje de  $<0,3$  mV para asegurar la inclusión de las áreas de la aurícula izquierda con los voltajes más bajos durante el ritmo sinusal, como se describió previamente [13]. Un mapa se consideró completo cuando el umbral de presentación alcanzó 0,5 mm y la densidad de electrogramas fue  $>10.000$  puntos. La escala de campo se aplicó a todos los mapas. La configuración de proyección interna-externa fue de 7 mm con una interpolación de 9 mm. Posteriormente, se analizaron manualmente los potenciales más tempranos y tardíos para excluir los potenciales de la aurícula derecha y el ventrículo izquierdo. Los puntos adquiridos del tabique interauricular se revisaron manualmente; si la primera deflexión bipolar era una onda positiva, se consideró que provenía de la pared opuesta y se excluyó, y se eliminó manualmente el grupo de puntos seleccionado. Para la reconstrucción anatómica de la arquitectura de la AI, se utilizaron todos los puntos adquiridos. Los mapas de activación local se crearon utilizando únicamente los puntos que cumplían los criterios preestablecidos de voltaje y tiempo (ventana de interés), como se describe en la sección anterior.

#### *Mapeo secundario*

Posteriormente al mapeo inicial, reanalizamos las señales obtenidas con Turbo Map (Abbott™ Abbott, St. Paul, Minnesota) para crear mapas secundarios a partir del conjunto de datos original del mapa de ondas HD. Cada mapa se analizó sistemáticamente en el mismo latido sinusal. Al programar el software para mostrar electrogramas adicionales seleccionados de pares de electrodos a mayor distancia a lo largo del catéter de mapeo, creamos cuatro configuraciones: a) denominada HD, que incluía la configuración convencional de ondas HD; b) HD+ 2, que incluía las señales de HD más las señales de las splines proximales transversales (A4-D4) y distales (A1-D1); c) HD+ 4, que incluía todas las anteriores más las señales de las splines longitudinales A1-A4 y D1-D4; y d) HD+ 8, donde añadimos a las configuraciones previas las señales provenientes de las splines longitudinales y transversales internas A2-D2, A3-D3, B1-B4, C1-C4. (Fig. 1 y Fig. 1 suplementaria).

Los mapas de activación local se evaluaron mediante mapas isócronos tradicionales, y el tiempo de activación auricular total (TAT) se dividió en ocho isócronos. Cada isócrono representa el 12,5 % del TAT, y se consideró que existía una diferencia en la activación cuando se producía una concentración de tres o más isócronas dentro de la zona de la cuadrícula, lo que representaba el 37,5 % del TAT [14].

## RESULTADOS

Se incluyeron 22 pacientes, 60 % varones, con una edad media de 50 años. Todos los pacientes presentaban FA paroxística y se encontraban en ritmo sinusal durante el estudio electrofisiológico (EF). Las características basales se muestran en la Tabla 1. El volumen indexado auricular izquierdo fue de 30,4 ml/m<sup>2</sup>. El tiempo total de activación de la aurícula izquierda se representó en auto color (media: 80,5 ± 9,2 ms), y la disincronía de activación o disociación endo-epicárdica se definió como el registro de más de tres isócronas en la misma región entre diferentes mapas. La activación inicial del endocardio en la aurícula izquierda se produjo en un tiempo medio de 16,9 ± 5,4 milisegundos tras el inicio de la onda p, como se observa en el electrocardiograma.

**Tabla 1. Características de los pacientes.**

|                                                               |                 |
|---------------------------------------------------------------|-----------------|
| Número de pacientes                                           | 22              |
| Edad media (años)                                             | 50.9 (15.24)    |
| Hombres (%)                                                   | 13 (59.1)       |
| IMC media (kg/m <sup>2</sup> )                                | 22.5 (3.62)     |
| LAVI medio (ml/m <sup>2</sup> )                               | 30.27 (4.04)    |
| CL media, ms                                                  | 832.10 (216.28) |
| Inicio de la onda P a la activación más temprana de la AI, ms | 16.90 (5.40)    |
| EEA                                                           | Type 1 (70)     |
| Tiempo de activación de la AI, ms                             | 80.5 (9.2)      |
| Tiempo de mapeo de la AI, min                                 | 24.93 (6.78)    |

IMC = Índice de Masa Corporal, CL = Longitud del Ciclo durante el Mapeo, EEC = Activación Endocárdica Temprana, AI = Aurícula Izquierda, Tiempo de Mapeo de AI (tiempo en puntos de adquisición). Tipo I = activación más temprana en el área del haz de Bachmann. Los valores son media (DE) o n (%), ms = milisegundos.

### Patrones de activación endocárdica

Se identificaron dos patrones principales de activación endocárdica asociados a la propagación eléctrica de la pared posterior, por lo tanto el frente de activación en el antro de las venas pulmonares es dependiente del sitio de activación inicial (Fig. 2).

#### Patrón de activación tipo 1

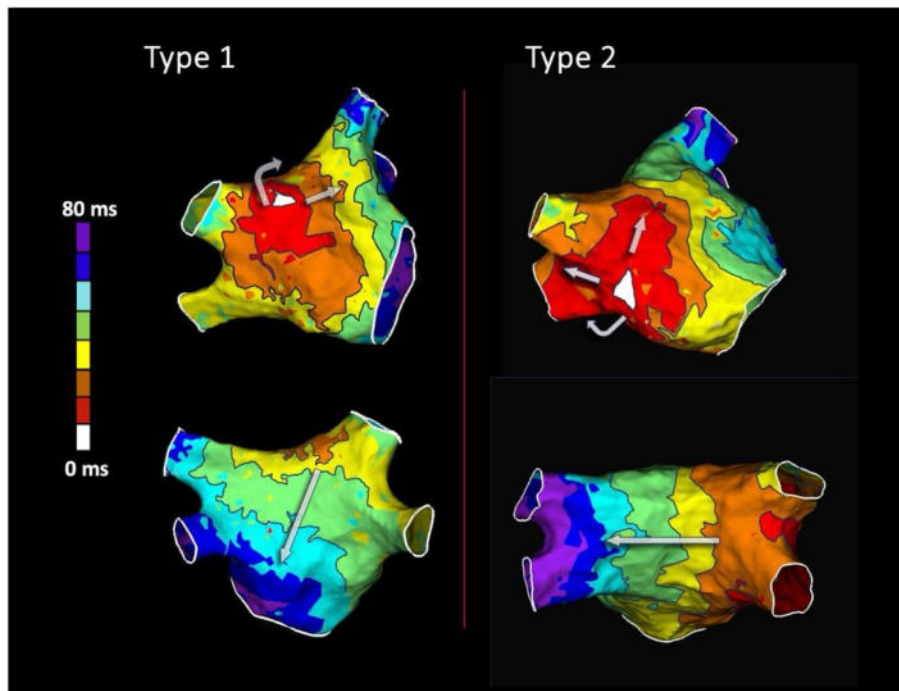
Este fue el más prevalente, presente en 15 pacientes (70%). En este patrón, el área del haz de Bachman (Fig. 2 y video suplementario 1) que corresponde a el punto de activación más temprano, ubicado en el techo de la AI, junto a la vena pulmonar superior derecha. Desde ese punto, la activación se divide en dos frentes de onda. Uno viaja a través del vestíbulo circunferencialmente (paralelo) al plano valvular mitral hasta la base de la orejuela. A partir de este punto, se dirige a

la pared lateral de la AI; el otro frente de activación alcanza el techo de la AI y se desplaza longitudinalmente desde la VP superior a la inferior., o de forma oblicua desde la VPSD a las VP izquierdas. Ambos frentes de onda colisionan en la pared inferolateral de la AI (Figs. 2 y 3 del Suplemento).

#### Patrón de activación tipo 2

Se observó un patrón tipo 2 (Fig. 2 y video suplementario 2) en los 5 pacientes restantes. En estos pacientes, el sitio inicial de activación fue el surco interauricular, contiguo al área correspondiente al haz septoatrial. Posteriormente, las ondas se propagaron en dos direcciones diferentes: una ascendió sobre el techo de la aurícula izquierda y atravesó el vestíbulo de la aurícula izquierda, paralela al anillo mitral, despolarizando la pared anterior de la aurícula izquierda. El segundo frente de onda emergió entre las venas parietales periféricas (VPR) o rodeándolas, con una propagación de izquierda a derecha de forma circunferencial hacia las venas pulmonares (VP) izquierdas, y luego colisionó con el primer frente de onda en la pared lateral. (Fig. 2 y Fig. suplementaria 4 y 5).

Del análisis anatómico mediante TC de arteria pulmonar, encontramos que el 88 % de los pacientes tenían dos VP izquierdas y dos derechas; el 18 % tenían variantes anatómicas, dos tenían una VP supernumeraria, uno de ellos mostraba un patrón de activación tipo 1 y el otro tipo 2. Los otros dos pacientes tenían ostium izquierdo común, definido como la fusión de VP superiores e inferiores a más de 1,5 cm del ostium, 1 tenía un patrón de despolarización tipo 1 y el otro tipo 2.

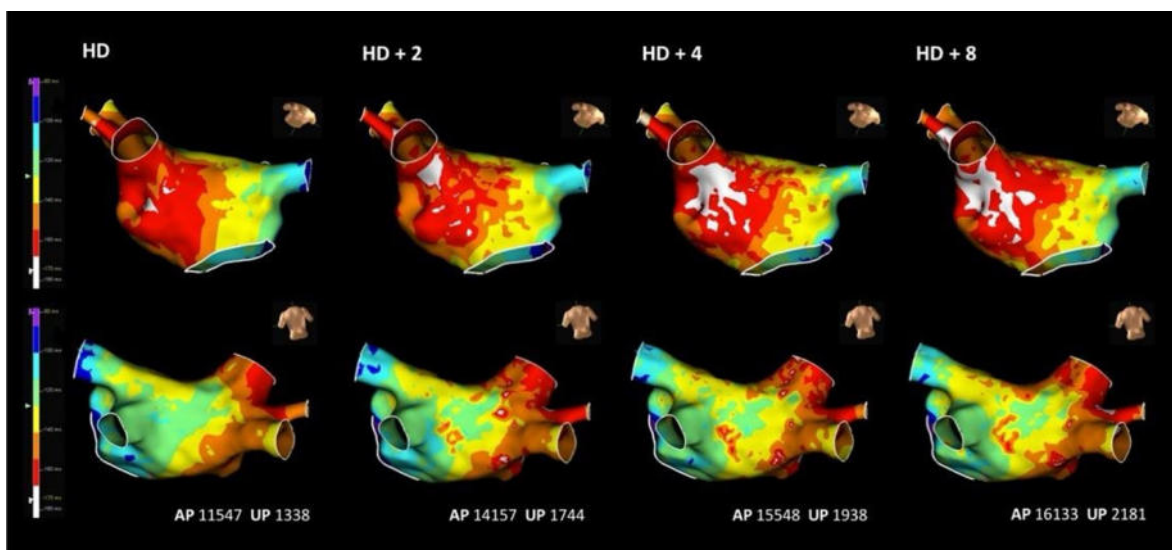


**Fig. 2.** Patrones de activación endocárdica durante el ritmo sinusal, según el sitio de activación inicial.

\*La activación se presenta de blanco a morado. Patrón 1) En este paciente, la activación se produce alrededor de la vena pulmonar superior derecha (haz de Bachman) y luego activa la aurícula izquierda posterior en dirección oblicua. Patrón 2) El sitio inicial de activación fue contiguo a las conexiones antero septales, un área que podría corresponder al haz septo atrial. Esta onda de propagación se desplazó alrededor de la vena pulmonar derecha (VPD) y hacia la pared posterior de la aurícula izquierda (AI) de forma circunferencial. En ambos paneles, la figura superior muestra una vista anterior y la inferior una vista posterior de la aurícula izquierda, respectivamente. Las flechas indican la dirección de propagación del frente de onda. Véanse los videos 1 y 2 en el material suplementario.

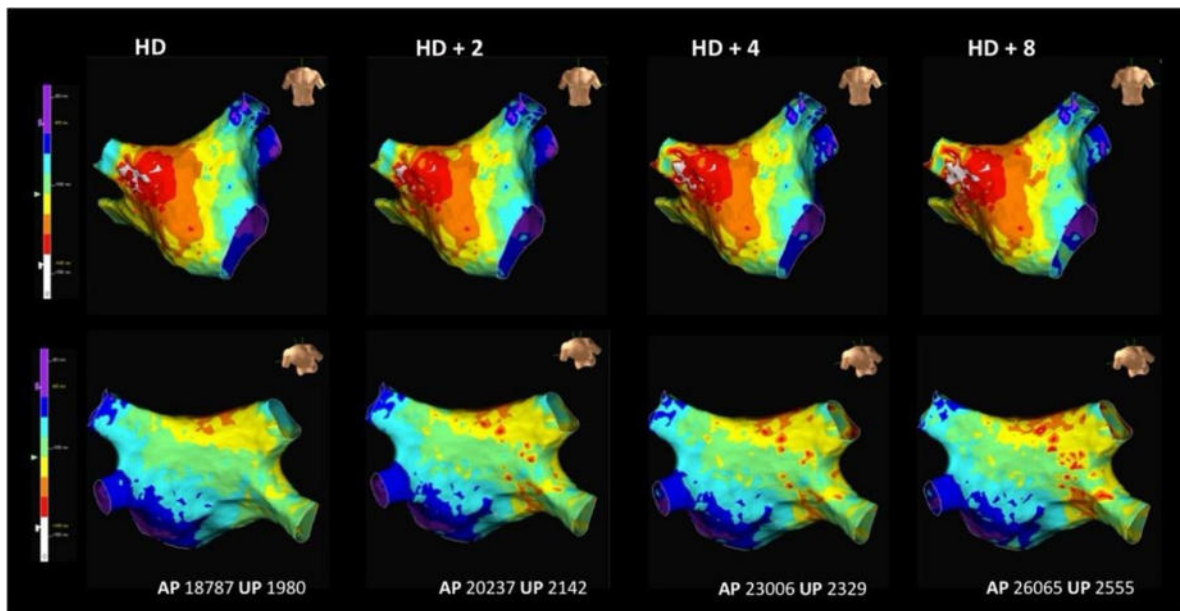
La inclusión sistemática y gradual de electrodos de FF facilitó la detección de regiones con activación temprana y propagación en una dirección distinta a la del mapa de HD inicial. Todos los pacientes mostraron patrones de disociación no homogéneos con variaciones interindividuales.

En diferentes regiones de la aurícula izquierda. En ciertos casos, estas regiones mostraron un gradiente de activación que excedía tres isócronas, suficientemente grandes como para ser observadas en los mapas, y mostraron diferentes ángulos de propagación en comparación con el mapeo de NF. Esto fue particularmente pronunciado en la pared posterior de la aurícula izquierda.



**Fig. 3.** Diferencias en los mapas de activación local con distintas configuraciones de catéter. En esta vista posterior de la aurícula izquierda, la activación homogénea del endocardio se interrumpe a medida que aumenta el espacio entre los bipolares desde la configuración estándar HD a la HD + 8. Esto sugiere cierto grado de asincronía endoepicárdica detectada con la adición de FF. Este paciente presentó un patrón de tipo 1 de activación de la AI desde la VPRS hasta la VPLI y la pared lateral. La adición sistemática de señales de FF muestra fibras que se activan antes en el subepicardio y el epicardio, lo que sugiere un haz septopulmonar. AP = puntos adquiridos, FF = campo lejano, AI = aurícula izquierda, VPLI = vena pulmonar inferior izquierda, VPRS = vena pulmonar superior derecha, UP = puntos utilizados.

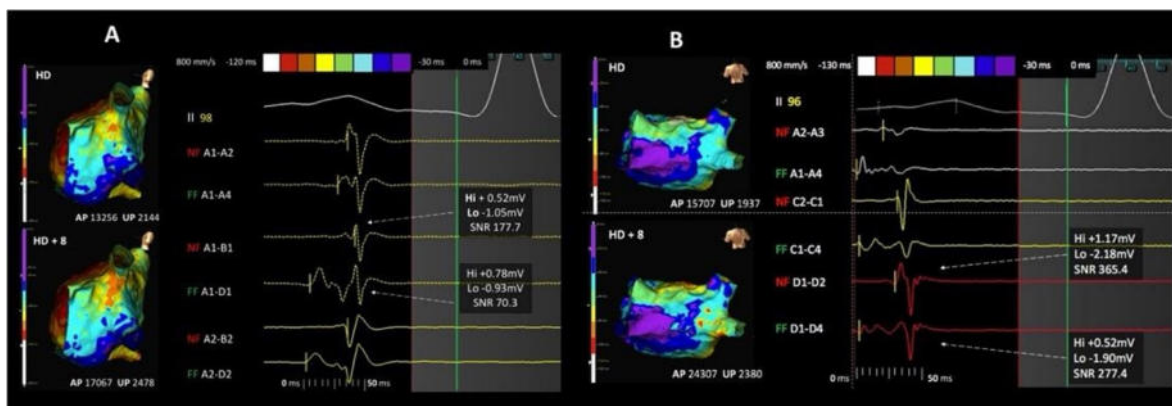
Los electrogramas iniciales obtenidos durante el mapeo de NF mostraron patrones de activación típicos con características anormales mínimas y sin evidencia de disincronía. Al aumentar el espacio inter-electrodo (HD + 4/8), se encontraron señales tempranas de FF que aparecieron antes que las registradas con configuraciones de NF (Figs. 3 y 4).



**Fig. 4.** Caracterización transmural de las direcciones de las fibras.

El mapa de activación inicial HD sugiere una activación endocárdica homogénea. La adición de señales FF demuestra la presencia de dos activaciones locales distintas que se asemejan a diferentes capas de fibras que se extienden perpendicularmente. Los mapas sugieren dispersiones de los ángulos transmursales de las fibras. AP = puntos adquiridos, UP = puntos utilizados.

Los electrodos adyacentes aún registraban señales de NF y se mantuvieron sin cambios en comparación con las obtenidas durante el mapeo inicial. La adición de las señales de FF mostró dos electrogramas independientes separados por una línea isoeletrica entre ellos: uno del FF (inicial) y el del NF (tardío). Los electrogramas NF y FF presentaron una polaridad discordante entre sí, con deflexiones positivas seguidas de deflexiones negativas y viceversa, respectivamente (Fig. 5 y Fig. 6 suplementaria).



**Fig. 5.** Relación espaciotemporal entre los campos cercano y lejano.

A) En la misma ranura del catéter, los electrogramas NF mantuvieron el patrón de activación endocárdica y revelaron una nueva activación precoz de FF (42 ms) cerca del ligamento de Marshall. Obsérvese que la relación señal-ruido es superior a 70. AP = puntos adquiridos, UP = puntos utilizados.

B) Componentes precoces de FF que surgen de la pared posterior. Los electrogramas registrados en la misma tira del catéter (potenciales dobles) representan una activación precoz en los electrodos de FF, lo que sugiere disincronías transmurales. Los electrogramas NF y FF presentaron una polaridad discordante entre sí, con deflexiones positivas seguidas de deflexiones negativas y viceversa, respectivamente. AP = puntos adquiridos, UP = puntos utilizados.

Los criterios predefinidos que utilizamos para la selección de puntos permitieron discriminar con precisión las señales con mayor probabilidad de ser ruido y seleccionar solo las señales de activación. La inclusión de 8 bipolares FF (HD + 8) resultó en un aumento adicional del 35 % en la densidad de puntos (Tabla Suplementaria 1).

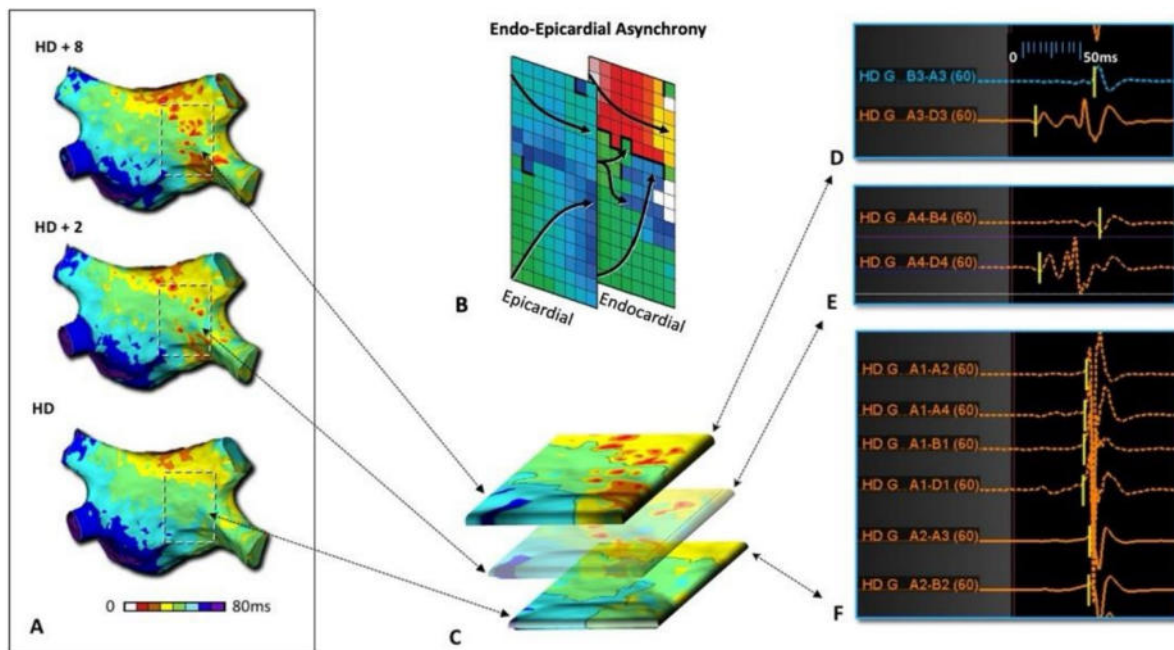
## DISCUSIÓN

En nuestro estudio, observamos que, al utilizar una configuración especial en el catéter de mapeo, realizada con una metodología estricta que respeta la anisotropía, podemos predecir el patrón de despolarización de la pared posterior de la aurícula izquierda observando el sitio inicial de activación de la aurícula izquierda. Además, podemos evaluar dos planos focales en el mismo segmento auricular e inferir que las señales evaluadas corresponden a señales de campo lejano probablemente provenientes de la superficie epicárdica (Fig. 5 y Fig. Suplementaria 6). Nuestro modelo nos permitió demostrar la presencia de heterogeneidad electrofisiológica para diferentes profundidades auriculares. Con esto, podemos evaluar los flujos eléctricos preferenciales y comprender mejor la orientación de las fibras en la aurícula izquierda utilizando un catéter endocárdico (Figs. 2-4 y Figs. Suplementarias 2-5).

La arquitectura auricular humana es muy compleja y, a pesar de numerosas A pesar de los intentos por comprender los patrones de organización y activación, aún existe falta de información. Estudios anatómicos y computacionales han

descrito las aurículas humanas y han demostrado que las miofibras se superponen en diferentes orientaciones que se asemejan a capas [2,3,12,14]. Para comprender la complejidad de la aurícula, podríamos comenzar considerando que la orientación de las fibras favorece una conducción altamente anisotrópica que fuerza al impulso eléctrico a propagarse a través de los ejes longitudinales de los haces musculares [15,16]. Encontramos que las características de la propagación eléctrica en el endocardio estaban relacionadas con el sitio inicial de activación de la aurícula izquierda (Fig. 2). En pacientes que tuvieron una activación anterior en la región de Bachmann, la activación de la pared posterior endocárdica viajó longitudinalmente hacia la pared izquierda, similar a un haz septopulmonar [14]. Cuando la activación comenzó cerca del área del foramen oval, el frente de onda de activación viajó paralelo al anillo mitral hacia las venas pulmonares izquierdas, hasta la pared posterior de la aurícula izquierda, de acuerdo con descripciones previas de Markides et al. y Lemery et al. [15,16]. (Fig. 2, videos 1 y 2 en el material suplementario).

Otras descripciones anatómicas de la disposición de los haces en las aurículas humanas provienen de estudios [4], que utilizan imágenes por resonancia magnética con tensor de difusión (DTMRI) en aurículas humanas explantadas para describir la heterogeneidad espacial de las fibras transmurales. Algunos de estos estudios han encontrado que la AI mantiene una estructura común, pero que la orientación de las fibras puede diferir entre sujetos y que las aurículas tienen capas endocárdicas, sub-epicárdicas y epicárdicas. Esta configuración multicapa también ha sido respaldada por los estudios electrofisiológicos de de Groot et al., que han demostrado la presencia de asincronía y disociación eléctrica entre el endocardio y el epicardio [6,7,17] (Fig. 6 B y Fig. Suplementaria 6) [17].



**Fig. 6.** El concepto de mapeo confocal.

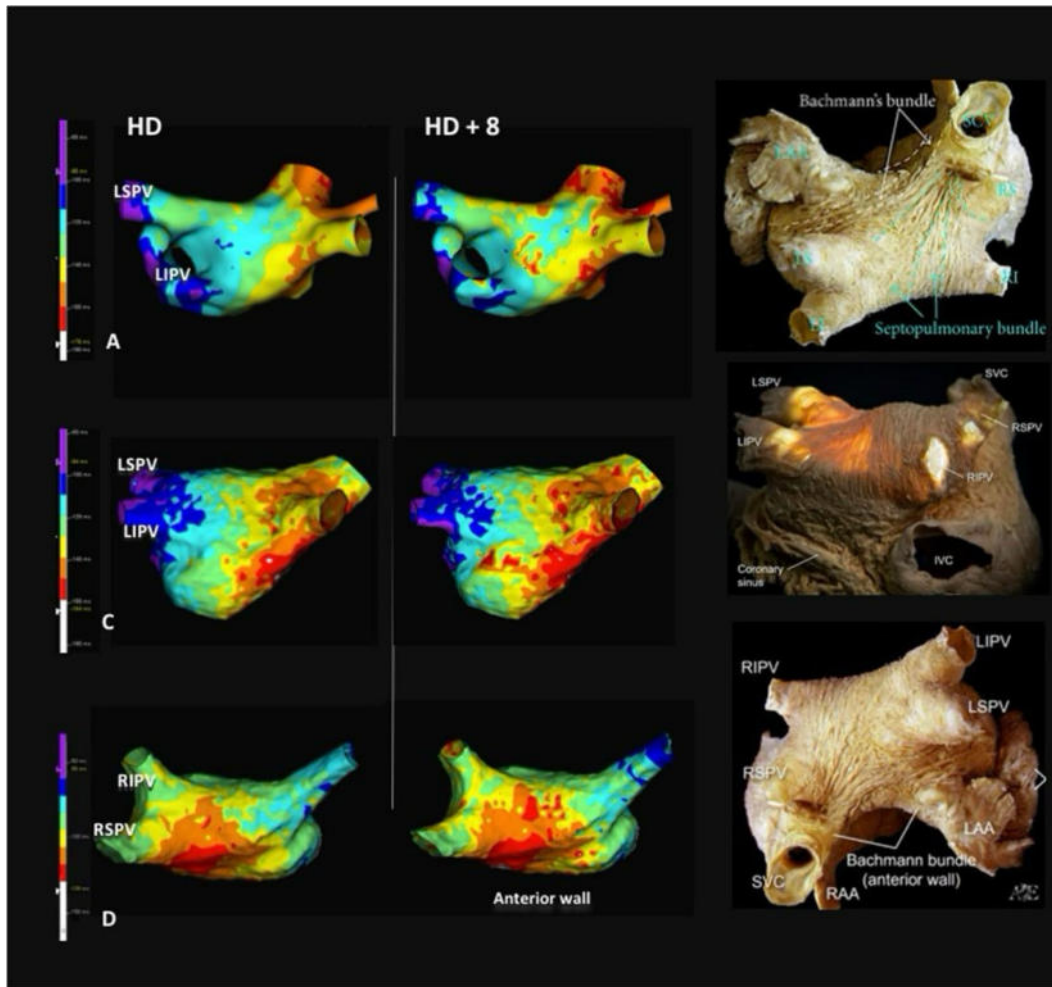
La configuración habitual del electrodo de mapeo HD muestra la activación endocárdica del NF. Al aumentar el espacio entre electrodos, aparecen áreas de activación temprana, correspondientes a FF (A, D y E). El concepto de mapeo confocal sugiere que esta configuración del electrodo de mapeo permite visualizar la activación auricular a diferentes profundidades, lo cual se ha demostrado previamente utilizando electrodos epicárdicos (B, C). Los electrogramas iniciales (D) obtenidos con la configuración HD muestran registros con características anormales mínimas. El aumento del espacio entre electrodos (HD + 4,8) revela señales tempranas y altamente fraccionadas provenientes de direcciones opuestas, que probablemente representan ondas de ruptura (E, F). (B) Adaptado de van Schie et al. [17] FF = campo lejano, NF = campo cercano.

Los trabajos de de Groot y Pashakanloo pueden considerarse complementarios, ofreciendo una buena perspectiva de las propiedades estructurales y eléctricas de la aurícula. Sin embargo, en ausencia de registros intramurales completos con electrodos de inmersión, el mapeo electroanatómico realizado desde el endocardio o el epicardio proporciona solo una representación visual de la activación en un formato planar y la estimación o inferencia de la vía de conducción se limita al mapeo desde un único

La superficie cardíaca se considera más importante que la propagación intramural tridimensional [10,11]. Los catéteres de mapeo más modernos, con electrodos más pequeños y un espacio interelectrodo más estrecho, permiten una mejor delineación del tejido auricular que se encuentra debajo de los electrodos [18]. Además, aumentar el espacio interelectrodo puede brindar una buena perspectiva de las señales de campo lejano, como se ha demostrado en estudios de mapeo de arritmias ventriculares [11,12,19].

Nuestro objetivo fue introducir el mapeo confocal, una técnica que permite evaluar dos planos focales (NF y FF) en el mismo segmento auricular, simultáneamente y utilizando el mismo catéter estándar, modificando únicamente el espacio entre electrodos. Esto proporciona una perspectiva multicapa de la propagación eléctrica (Fig. 6), lo que permite identificar similitudes con los hallazgos de trabajos previos. En nuestro estudio, al realizar el mapeo de FF, encontramos zonas de disociación eléctrica con diferente orientación angular.

Al comparar nuestros resultados con los de muestras anatómicas, computacionales y DTMRI [3,4], demostramos que las señales eléctricas detectadas con el campo lejano probablemente provengan de los haces epicárdicos (Fig. 7). La información simultánea del campo cercano y FF (mapeo confocal) puede revelar patrones de propagación más complejos en áreas de anisotropía no uniforme, tanto en miocardio normal como en miocardio patológico.



**Fig. 7.** Comparación entre los hallazgos del mapeo confocal y las muestras anatómicas.

A) El mapeo confocal muestra un patrón tipo 1 en comparación con las muestras anatómicas. La activación endocárdica comienza cerca de la BB, pero las señales de FF muestran despolarizaciones tempranas desde el epicardio que viajan desde la VPRS a la VPLI, similar a una BPSP. Esto se asemeja a las fibras auriculares descritas en las muestras anatómicas por Cabrera et al. B) Ilustra el patrón tipo 2 en comparación con estudios anatómicos y muestra las similitudes entre los tractos epicárdicos obtenidos mediante estos métodos. C) Una variante del patrón tipo 1 en el tronco común izquierdo. La activación en la pared posterior viaja oblicuamente y se asemeja a los tractos anatómicos. Las muestras anatómicas fueron adaptadas de Cabrera JA y Sánchez-Quintana D et al. [1,3] BB = haz de Bachmann, VCI = vena cava inferior, AAI = apéndice auricular izquierdo, LI = inferior izquierdo, VPLI = vena pulmonar inferior izquierda, LS = superior izquierdo, VPSL = vena pulmonar superior izquierda, AAR = apéndice auricular derecho, RI = inferior derecho, VPDl = vena pulmonar inferior derecha, RS = superior derecho VPSR = vena pulmonar superior derecha, VCS = vena cava superior.

Es fundamental cuantificar primero las propiedades electrofisiológicas del tejido auricular y, posteriormente, examinar la variación interindividual e intraindividual de estos parámetros cuantificados durante el ritmo sinusal normal [17,20]. Estas variantes electrofisiológicas pueden observarse mediante reasignación isócrona, que permite individualizar la ablación de la fibrilación auricular.

Estudios recientes han descrito técnicas similares utilizando catéteres multielectrodo con software que permite adoptar diferentes configuraciones de espaciado entre electrodos durante el mapeo ventricular. Sus resultados respaldan la idea de que la integración de este software para permitir diferentes matrices de catéteres de mapeo durante el posprocesamiento podría resultar clínicamente ventajosa para optimizar el espaciado de los electrodos y detectar sustratos más profundos [19,21,22].

Nuestro estudio tiene algunas limitaciones. En primer lugar, la información fue obtenida utilizando un software Ensite-Precisión que no permite la evaluación del llamado nuevo concepto de omnipolaridad, y que refleja con precisión la dirección de la propagación eléctrica en el endocardio (NF) [23,24]. Aunque estas tecnologías emergentes ofrecen algunas ventajas, no permiten la evaluación de la activación en todas las capas auriculares. Además, a pesar de que los catéteres de mapeo más nuevos tienen una gran sensibilidad para la detección de efectos locales, los patrones de activación a menudo se componen de señales endocárdicas, epicárdicas e intramurales, y cuando solo se mapea el endocardio, es difícil diferenciarlas. Proponemos que esto pudiese abordarse aumentando el espacio del bipolar. Incluso si la orientación bipolar y el espacio entre los electrodos pueden ser un distractor teórico, su impacto puede no tener relevancia clínica cuando el mapeo se realiza a alta densidad [25]. Es de gran interés implementar nuestra técnica de mapeo confocal a los nuevos softwares y valorarlo con catéteres multi-electrodos de diferentes casas comerciales. Esto ofrece una herramienta muy importante y practica para lograr una mejor comprensión tridimensional de las propiedades eléctricas de la aurícula izquierda.

Otra posible limitante de nuestro estudio es que pesar de incluir pacientes con aurículas normales y solo en ritmo sinusal, todos los pacientes presentaron al menos un episodio previo de fibrilación auricular, por lo que podría haber algunas imprecisiones en los registros. Sin embargo, al mapear solo en ritmo sinusal utilizando el mismo latido para las mediciones y evitando el daño tisular asociado con la cirugía, como se ha hecho en otros estudios. Nuestro estudio respeta completamente la anisotropía o conducción fisiológica del atrio izquierdo y por primera vez en la literatura demostró la contribución del mapeo **confocal** (campo cercano y lejano) en la caracterización electro-anatómica del atrio izquierdo.

## CONCLUSIONES

Este estudio respalda un nuevo concepto de mapeo “confocal”, el cual permite la visualización de diferentes profundidades (NF y FF) en un mismo punto y permite caracterizar e inferir la trayectoria de los haces que conforman la compleja estructura tridimensional de las aurículas humanas.

Al respetar estrictamente en ritmo sinusal y preservando así los principios de anisotropía, nuestros resultados aportan una nueva perspectiva de la activación auricular. Esto es de gran utilidad al ofrecer a cada paciente una terapia individualizada y personalizada dirigida a sustratos específicos en diferentes formas de arritmia.

Puede encontrar información complementaria de este artículo en línea en <https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2025.154070>.

### *Declaración de consentimiento y ética*

El estudio se realizó de conformidad con la Declaración de Helsinki. Los autores confirman que se ha obtenido el consentimiento por escrito de los pacientes para el envío y la publicación de este informe, incluyendo las imágenes y el texto correspondiente, de acuerdo con las directrices de COPE.

## BIBLIOGRAFIA

1. Papez JW. Heart musculature of the atria. *American Journal of Anatomy*. 1920;27(3):255-285.
2. Ho SY, Sánchez-Quintana D. The importance of atrial structure and fibers. *Clin Anat*. 2009;22(1):52-63.
3. Ho SY, Cabrera JA, Sanchez-Quintana D. Left atrial anatomy revisited. *Circ Arrhythm Electrophysiol*. 2012;5(1):220-228.
4. de Groot N, van der Does L, Yaksh A, et al. Direct Proof of Endo- Epicardial Asynchrony of the Atrial Wall During Atrial Fibrillation in Humans. *Circ Arrhythm Electrophysiol*. 2016;9(5).
5. Pashakhanloo F, Herzka DA, Ashikaga H, et al. Myofiber Architecture of the Human Atria as Revealed by Submillimeter Diffusion Tensor Imaging. *Circ Arrhythm Electrophysiol*. 2016;9(4):e004133.
6. Fastl TE, Tobon-Gomez C, Crozier A, et al. Personalized computational modeling of left atrial geometry and transmural myofiber architecture. *Med Image Anal*. 2018;47:180-190.
7. van der Does L, Knops P, Teuwen CP, et al. Unipolar atrial electrogram morphology from an epicardial and endocardial perspective. *Heart Rhythm*. 2018;15(6):879-887.
8. Kharbada RK, Kik C, Knops P, Bogers A, de Groot NMS. First Evidence of Endo-Epicardial Asynchrony of the Left Atrial Wall in Humans. *JACC Case Rep*. 2020;2(5):745-749.
9. van der Does L, Starreveld R, Kharbada RK, Knops P, Kik C, Bogers A, de Groot NMS. Detection of Endo-epicardial Asynchrony in the Atrial Wall Using One-Sided Unipolar and Bipolar Electrograms. *J Cardiovasc Transl Res*. 2021;14(5):902-911.
10. Mouws E, Lanter EAH, Teuwen CP, et al. Epicardial Breakthrough Waves During Sinus Rhythm: Depiction of the Arrhythmogenic Substrate? *Circ Arrhythm Electrophysiol*. 2017;10(9).
11. Anter E, Tschabrunn CM, Josephson ME. High-resolution mapping of scar-related atrial arrhythmias using smaller electrodes with closer interelectrode spacing. *Circ Arrhythm Electrophysiol*. 2015;8(3):537-545.
12. Glashan CA, Beukers HKC, Tofig BJ, et al. Mini-, Micro-, and Conventional Electrodes: An in Vivo Electrophysiology and Ex Vivo Histology Head-to-Head Comparison. *JACC Clin Electrophysiol*. 2021;7(2):197-205.
13. Rodríguez-Mañero M, Valderrábano M, Baluja A, et al. Validating Left Atrial Low Voltage Areas During Atrial Fibrillation and Atrial Flutter Using Multielectrode Automated Electroanatomic Mapping. *JACC Clin Electrophysiol*. 2018;4(12):1541-1552.
14. Raiman M, Tung R. Automated isochronal late activation mapping to identify deceleration zones: Rationale and methodology of a practical electroanatomic mapping approach for ventricular tachycardia ablation. *Comput Biol Med*. 2018;102:336-340.
15. Markides V, Schilling RJ, Ho SY, Chow AW, Davies DW, Peters NS. Characterization of left atrial activation in the intact human heart. *Circulation*. 2003;107(5):733-739.

16. Lemery R, Birnie D, Tang AS, Green M, Gollob M, Hendry M, Lau E. Normal atrial activation and voltage during sinus rhythm in the human heart: an endocardial and epicardial mapping study in patients with a history of atrial fibrillation. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2007;18(4):402- 408.
17. van Schie MS, de Groot NM. Clinical Relevance of Sinus Rhythm Mapping to Quantify Electropathology Related to Atrial Fibrillation. *Arrhythm Electrophysiol Rev*. 2022;11:e11.
18. Kim YH, Chen SA, Ernst S, et al. 2019 APHRS expert consensus statement on three-dimensional mapping systems for tachycardia developed in collaboration with HRS, EHRA, and LAHRS. *J Arrhythm*. 2020;36(2):215-270.
19. Takigawa M, Relan J, Martin R, et al. Detailed Analysis of the Relation Between Bipolar Electrode Spacing and Far- and Near-Field Electrograms. *JACC Clin Electrophysiol*. 2019;5(1):66-77.
20. Kotadia I, Whitaker J, Roney C, Niederer S, O'Neill M, Bishop M, Wright M. Anisotropic Cardiac Conduction. *Arrhythm Electrophysiol Rev*. 2020;9(4):202-210.
21. Barkagan M, Brem O, Younis A, et al. Optimizing Interelectrode Distance for Accurate Mapping of Postinfarct Scars: Insights on Electrogram Characteristics. *JACC Clin Electrophysiol*. 2025;11(6):1132-1141.
22. De Silva K, Kumar S. Interelectrode Spacing and Ventricular Scar: Finding the "Sweet Spot". *JACC Clin Electrophysiol*. 2025;11(6):1142- 1144.
23. Magtibay K, Porta-Sánchez A, Haldar SK, Deno DC, Massé S, Nanthakumar K. Reinserting Physiology into Cardiac Mapping Using Omnipolar Electrograms. *Card Electrophysiol Clin*. 2019;11(3):525-536.
24. Porta-Sánchez A, Magtibay K, Nayyar S, et al. Omnipolarity applied to equi-spaced electrode array for ventricular tachycardia substrate mapping. *Europace*. 2019;21(5):813-821.
25. Nairn D, Lehrmann H, Müller-Edenborn B, et al. Comparison of Unipolar and Bipolar Voltage Mapping for Localization of Left Atrial Arrhythmogenic Substrate in Patients With Atrial Fibrillation. *Front Physiol*. 2020;11:575846.

<https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2025.154070>