



MODELOS COMPUTACIONALES 3D DE LA PROPAGACIÓN DE ONDAS EN LAS AURÍCULAS HUMANAS: ¿TIENEN ALGUNA IMPLICACIÓN CLÍNICA?

3D COMPUTER MODELS OF WAVE PROPAGATION IN HUMAN ATRIA: IS THERE ANY CLINICAL IMPLICATION?

William Uribe, MD.^(1, 2, 3)

Las arritmias auriculares son los trastornos del ritmo más comunes en la práctica clínica, y su génesis aún es materia de extensa investigación experimental básica y clínica. Desde la publicación del modelo de Hodgkin-Huxley hace más de 60 años, la simulación y los modelos de los fenómenos biológicos se han hecho más complejos y realistas. Se han incorporado más y más propiedades de las células y los tejidos en modelos matemáticos y el número de variables ha aumentado más de diez veces en comparación con el modelo Hodgkin-Huxley (1). El desarrollo de múltiples modelos experimentales tanto en animales como computacionales ha permitido, en las últimas dos décadas, progresar de manera acelerada en el entendimiento de las interacciones complejas entre las propiedades eléctricas de la membrana y la heterogeneidad estructural de las aurículas humanas. Estas últimas aurículas tienen una intrincada disposición de sus fibras musculares (figuras 1A, 1B y 1C) que explican los constantes cambios en la velocidad de conducción del potencial de acción y, por tanto, de la propagación del impulso eléctrico, lo que dificulta el diseño de modelos experimentales computacionales matemáticos. En este número de la revista de la Sociedad Colombiana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular, Castaño y Ruiz, de las Universidades de Caldas y Nacional de Colombia, respectivamente, sedes de Manizales, Colombia, y en compañía de Castillo de la Universidad Pontificia de Salamanca, de Madrid España y Heidenreich de la Universidad Lomas de Zamora, de Buenos Aires, Argentina, reportan, de manera excepcional, el uso de dos modelos de electrofisiología celular para las aurículas humanas, con el objetivo de evaluar el grado de predictibilidad entre ambos, a través del análisis de las propiedades tisulares de la duración del potencial de acción y la velocidad de conducción en un modelo muy ingenioso de tejido realista 3D que permite incorporar variables como la heterogeneidad anatómica de la dirección de las fibras y la anisotropía (2); ésta es una característica de la conducción eléctrica cardíaca que se debe a que la conducción cardíaca es mayor en la dirección de las fibras (longitudinal) que en la dirección cruzada (transversal), lo cual facilita la reentrada, y es una determinante clave en la estabilidad de las arritmias, como es el caso particular de la fibrilación atrial.

Los hallazgos más importantes del trabajo en mención, mostraron que en ambos modelos los ascensos rápidos del potencial de acción, determinados por el cambio de forma del mismo, se asocian con baja velocidad de propagación en la dirección transversal, mientras que los lentos se relacionan con alta velocidad de propagación en el sentido longitudinal.

La electrofisiología cardíaca clínica ha partido de este tipo de estudios experimentales para conseguir, de la mano de la ingeniería y los sistemas computacionales, incorporar la tecnología tridimensional en el mapeo de las arritmias. En la actualidad, los sistemas computacionales de mapeo tridimensional (mapeo electroanatómico no fluoroscópico) permiten realizar reconstrucciones geométricas (anatómicas) de alta

(1) Servicio de Electrofisiología, CES Cardiología. Medellín Colombia.

(2) Universidad CES. Medellín Colombia.

(3) Universidad Pontificia Bolivariana. Medellín Colombia.

precisión de todas las cámaras cardíacas y del sistema vascular cardiorácico, para lo cual utilizan un sofisticado software específico para electrofisiología (3). La tecnología más utilizada en Colombia es capaz de mostrar la posición 3D de múltiples catéteres al mismo tiempo y de realizar diversos mapas 3D: geométricos o anatómicos, de activación o precocidad, de voltaje o cicatriz y de propagación o movimiento (figuras 2A, 2B 2C, 2D, 3A, 3B, 3C). Esto se consigue cuando se aplica un bajo nivel de corriente de 5,6 kHz a través de parches de piel localizados en el tórax de manera que formen tres ejes ortogonales con el corazón en el centro, creando un campo eléctrico transtorácico. El voltaje y la impedancia registrados en cada electrodo de los catéteres, generados por dicha corriente, permite calcular la distancia desde los electrodos a cada uno de los parches de piel y finalmente su localización espacial, para luego ser triangulados con la ayuda de un electrodo de referencia. La geometría de las cámaras cardíacas se genera al mover los catéteres de mapeo que están en contacto con la superficie endocárdica que se desea reconstruir, lo cual se conoce como mapeo de contacto. Adicionalmente, el mapeo de no contacto utiliza un catéter tipo balón inflable con malla multielectrodos (array) para registrar simultáneamente múltiples áreas de activación endocárdica sin necesidad de estar en contacto directo; simplemente el balón se infla dentro de la cavidad a reconstruir y mapear. Este catéter permite realizar un mapeo de alta densidad aún con un solo latido de taquicardia (figura 4).

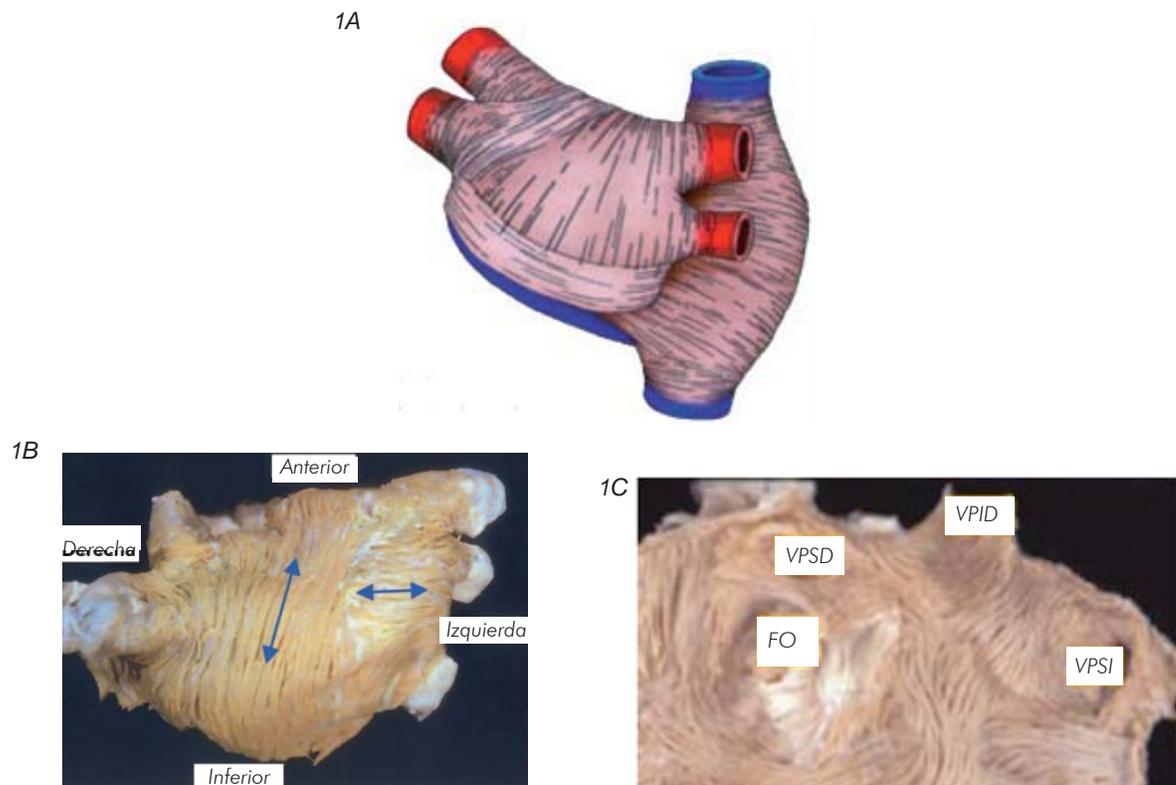


Figura 1A. Dibujo esquemático de la disposición de las fibras musculares en las aurículas humanas en donde se aprecia la distribución transversa y longitudinal. Vista epicárdica posterior.

Figura 1B. Miorquitectura de la pared muscular de la aurícula izquierda. En esta vista de la aurícula izquierda evertida se puede observar cómo las miofibras subendocárdicas presentan cambios abruptos (longitudinal y transversa) en su alineación (flechas con doble punta). En estos cambios de dirección fue en donde se documentaron los cambios de velocidad del potencial de acción en el trabajo de Castaño, Ruiz, Castillo y Heidenreich (1).

Figura 1C. La disección detallada de las miofibras subendocárdicas y subepicárdicas a lo largo del espesor completo de la pared auricular izquierda, ha demostrado una compleja arquitectura de bandas de haces miocárdicos alineados que se superponen. En la figura se muestra la disección subendocárdica de la pared posterior de la aurícula izquierda en donde se observa el cambio abrupto en la orientación de las fibras longitudinales alrededor de los orificios de las venas pulmonares y el foramen oval.

FO: foramen oval, VPSD: vena pulmonar superior derecha, VPID: vena pulmonar inferior derecha y VPSI: vena pulmonar superior izquierda.

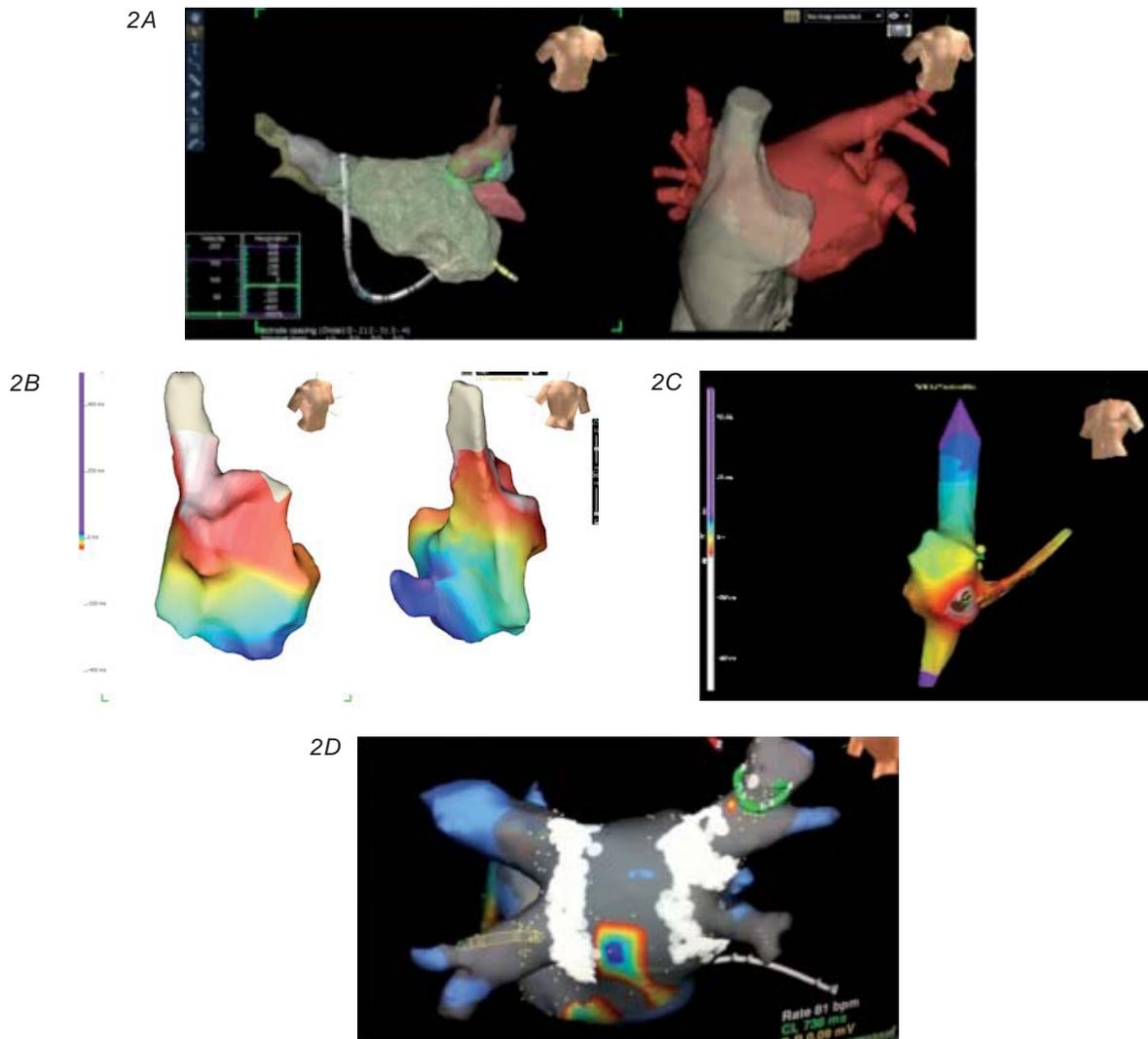


Figura 2A. Mapa geométrico o anatómico. En la gráfica de la derecha se observa la reconstrucción tridimensional de las aurículas, las venas cavas y las venas pulmonares procesadas por el sistema de navegación EnSite NavX® a partir de una angio-TAC de tórax. En la gráfica de la izquierda se observa la adquisición anatómica de la aurícula izquierda y las venas pulmonares mediante el uso de catéteres endocárdicos (seno coronario en blanco con sombra gris, catéter circular de mapeo en verde y catéter de ablación en amarillo). Después de terminada la adquisición de la anatomía, el sistema permite hacer una fusión de la imagen de la angio-TAC con la imagen creada por los catéteres para poder trabajar en una cavidad tridimensional con reconstrucción virtual endoscópica.

Figura 2B. Mapa de activación. En ambas gráficas se muestra la reconstrucción anatómica de la aurícula derecha y la vena cava superior. En colores se aprecia un mapa de activación en ritmo sinusal donde se observa, en color blanco, el sitio de activación más precoz (el nodo sinusal en la unión ateroepicárdica de la aurícula derecha y la vena cava superior) y en color azul y púrpura los sitios más tardíos, que en este caso se localizan hacia la vena cava inferior (vista anterior, figura izquierda) y el seno coronario vista posterior, figura derecha).

Figura 2C. Mapa de activación durante taquicardia atrial ectópica de origen en la porción baja de la aurícula derecha cerca a la Os (ostium) del seno coronario. Se observan la vena cava superior, la aurícula derecha, el seno coronario y la vena cava inferior. El sitio más precoz de activación (origen de la taquicardia) en blanco, los puntos cafés representan las aplicaciones de radiofrecuencia y el punto verde señala el sitio exitoso de ablación en donde cedió la taquicardia.

Figura 2D. Mapa de voltaje de la aurícula izquierda con sus respectivas venas pulmonares en un paciente sometido a aislamiento eléctrico de las venas pulmonares. Se observa la reconstrucción 3D de la aurícula izquierda ya fusionada con la imagen de la angio-TAC (vista posterior). El catéter circular de mapeo (verde), se ubicó distal en la vena pulmonar superior derecha, el catéter de ablación (amarillo) en la vena pulmonar inferior izquierda y el catéter de seno coronario (blanco) se observa por fuera de la anatomía auricular. Los puntos blancos alrededor de las cuatro venas pulmonares representan los sitios de ablación con radiofrecuencia (aislamiento eléctrico antral). El mapa muestra colores en la región inferior y posterior de la aurícula izquierda que corresponden a zonas con voltaje adecuado. El color gris muestra zonas con voltaje inferior a 0,1 mV, las cuales representan el bajo voltaje post-ablación que se extiende hacia las mangas musculares dentro de las venas pulmonares y a toda la pared posterior. El color azul fue el escogido para realizar el mapa anatómico y no tiene ningún significado.

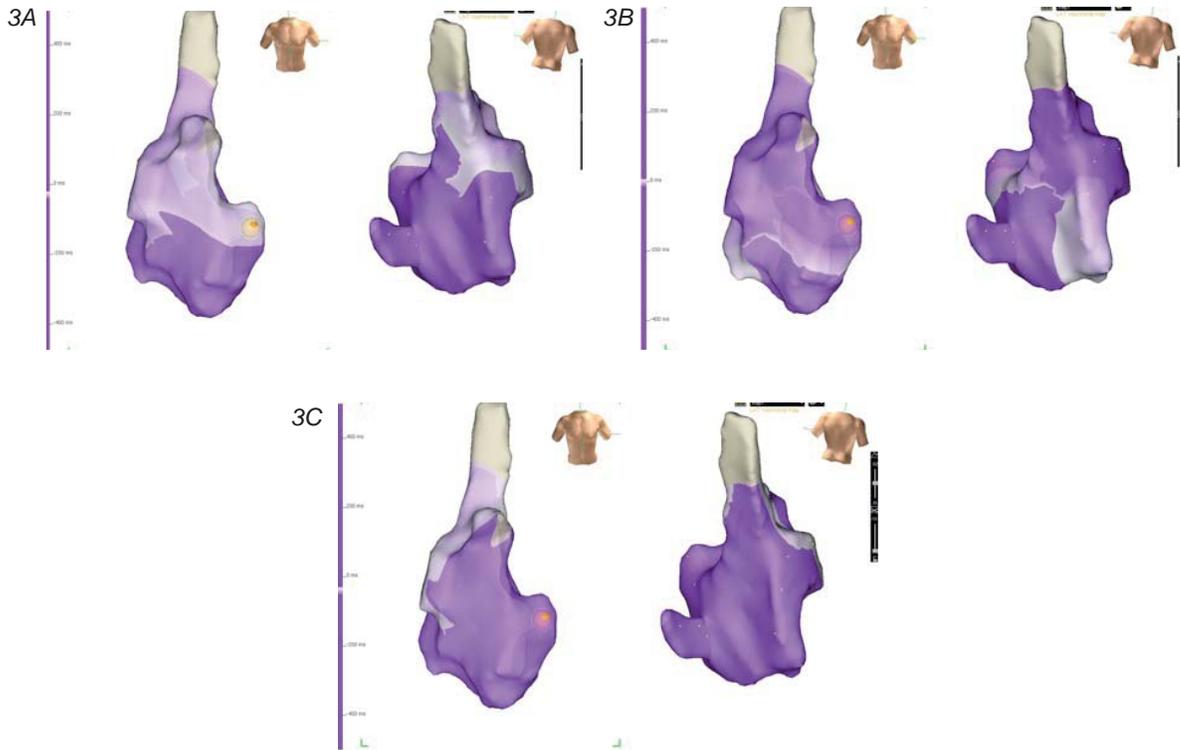


Figura 3A, 3B, 3C. Mapa de propagación. Vista anterior (izquierda) y posterior (derecha) de la aurícula derecha y la vena cava superior. El mapa de propagación en este caso se muestra como una secuencia en esta figura y las siguientes debido a que no es posible mostrarlo en movimiento como realmente es. En este caso se representa la propagación normal de un latido sinusal. El color pardo representa el color seleccionado para la reconstrucción anatómica de la aurícula derecha y la vena cava superior (en este caso sólo se observa la vena cava superior debido a que no tiene potenciales eléctricos). La propagación inicia en una mancha de color blanco en la zona que corresponde al nodo sinusal, unión entre vena cava superior y aurícula derecha en la región anterior, y se disemina hasta la porción inferior de la aurícula y la zona del nodo AV (punto amarillo) en las figuras 3B y 3C.

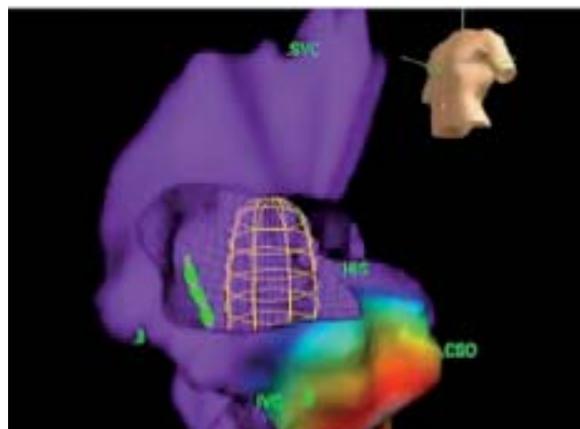


Figura 4. Mapa de no contacto. La figura muestra la reconstrucción 3D anatómica de la aurícula derecha. SVC: vena cava superior, His: haz de His, CSO: Os del seno coronario, IVC: vena cava inferior. La malla amarilla dentro de la aurícula corresponde al catéter balón array para el mapeo de no contacto y el catéter verde es el catéter de ablación. En este caso se muestra un mapa de activación en donde el color rojo representa la zona más precoz de la taquicardia (porción inferior de la aurícula derecha cerca de la Os del seno coronario) y el azul la más distal.

Nota del autor: todas las imágenes y figuras utilizadas pertenecen al laboratorio de electrofisiología del Dr. William Uribe.

La aplicación de los conceptos aprendidos a partir de los modelos experimentales en la electrofisiología clínica contemporánea, ha sido fundamental para el entendimiento y manejo, mediante la ablación con radiofrecuencia, de las arritmias supraventriculares y ventriculares. En los pacientes con fibrilación atrial paroxística y gracias a todos estos avances tecnológicos de la ingeniería computacional, hoy se puede contar con tasas de éxito libres de recurrencia de alrededor del 70% en seguimientos hasta de cinco años realizando aislamiento eléctrico de las venas pulmonares con la ayuda de mapeo tridimensional electroanatómico no fluoroscópico, ecocardiografía intracardíaca y aplicación de radiofrecuencia a través de catéteres irrigados (4-6).

En Colombia (7), el uso de la tecnología en mención, ha permitido ofrecer a los pacientes tasas altas de éxito y bajas de recurrencia en el tratamiento de las arritmias complejas (fibrilación atrial, flutter atrial, taquicardia atrial ectópica, complejos ventriculares prematuros y taquicardia ventricular idiopática e isquémica) que se pueden comparar con las tasas obtenidas en América del Norte y Europa (8, 9).

El aporte más reciente e importante, en la génesis de la fibrilación atrial, proviene de un modelo de mapeo computacional fisiológicamente guiado para demostrar la presencia de rotores eléctricos que controlan la actividad eléctrica de la fibrilación atrial, y su implicación más trascendental será en las técnicas de mapeo y ablación utilizadas en la práctica clínica (10).

CONFLICTOS DE INTERÉS: el autor declara no tener conflictos de interés.

Bibliografía

1. Hodgkin AL, Huxley AF. A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve. *J Physiol.* 1952; 117: 500-544.
2. Castaño A, Ruiz C, Castillo A, Heidenreich E. Propagación de onda en un tejido cardíaco 3D usando dos modelos auriculares. *Rev Colomb Cardiol.* 2013; 20(4): 201-207.
3. Uribe W, Montero G, Marín JE, Medina LE, González E, Uribe JC, Duque M. Experiencia con el uso de mapeo tridimensional electroanatómico no fluoroscópico. *Universidad CES. XXII Congreso Colombiano de Cardiología. Cartagena, 12-15 Febrero de 2008. Rev Colomb Cardiol.* 2008; 15 (Supl. 1): 67.
4. González E, Uribe W, Marín JE, Montero G, Medina LE, Duque M. Aislamiento eléctrico de venas pulmonares en pacientes con fibrilación auricular paroxística. *Universidad CES. XXII Congreso Colombiano de Cardiología. Cartagena, 12-15 Febrero de 2008. Rev Colomb Cardiol.* 2008; 15 (Supl. 1): 76.
5. Uribe W, González E, Baranchuk A, Herrera AM, Medina E, Marín J, Duque M. Ablation of atrial fibrillation, first single center Latin-American consecutive series guided by ICE and 3D electroanatomical mapping. *RIA* 2010; 1 (2): 168. Disponible en: www.ria-online.com. DOI: 10.503 1/v1i2.ria10110.
6. Uribe W, Aristizábal J, Velásquez J, Medina E, Marín J, Bareño J, et al. Clinical outcomes of catheter ablation in patients with paroxysmal atrial fibrillation in a developing country: results of a long term follow-up. *Europace.* 2013; 15 (Suppl. 2): 534.
7. Uribe W. La electrofisiología cardiovascular en Colombia. (Editorial). *Rev Colomb Cardiol.* 2011; 18 (3): 129-130.
8. Uribe W, Astudillo V, Medina LE, Marín JE, González E, Aristizábal J, et al. Taquicardia ventricular proveniente de las cúspides coronarias, características electrocardiográficas, electrofisiológicas y resultados de ablación por radiofrecuencia; validación de un algoritmo diagnóstico. *RIA.* 2010; 1 (2): 134-146 Disponible en: www.ria-online.com
9. Uribe W, Velásquez JE, Aristizábal J, Astudillo V, Medina E, Marín J, et al. R-wave duration in lead V2: a new electrocardiographic criterion for differentiating left from right coronary cusps tachycardias. *Europace.* 2013; 15 (Suppl. 2): S169.
10. Narayan S, Krummen D, Rappel VJ. Clinical mapping approach to diagnose electrical rotors and focal impulse sources for human atrial fibrillation. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2012; 23: 447-454.