

Artículo original

Estudio tractográfico de la anatomía helicoidal del miocardio ventricular mediante resonancia magnética por tensor de difusión

Ferran Poveda^a, Debora Gil^{a,b}, Enric Martí^a, Albert Andaluz^b, Manel Ballester^c y Francesc Carreras^{d,*}

^aDepartamento de Ciencias de la Computación, Universitat Autònoma de Barcelona, Bellaterra, Barcelona, España

^bCentro de Visión por Computador, Universitat Autònoma de Barcelona, Bellaterra, Barcelona, España

^cDepartamento de Medicina, Universitat de Lleida, Lleida, España

^dUnidad de Imagen Cardíaca, Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, IIB Sant Pau, Barcelona, España

Historia del artículo:

Recibido el 21 de diciembre de 2012

Aceptado el 4 de abril de 2013

On-line el 25 de julio de 2013

Palabras clave:

Corazón

Resonancia magnética de difusión

Tractografía de difusión

Corazón helicoidal

Banda ventricular de miocardio

RESUMEN

Introducción y objetivos: La integración de la anatomía y la función del miocardio ventricular es fundamental para una completa comprensión de la fisiología cardíaca, lo que podría revelar conocimientos clave para futuros estudios experimentales y procedimientos clínicos. Se han propuesto varios modelos conceptuales de la organización de las fibras miocárdicas, pero la dificultad para automatizar y analizar objetivamente una estructura anatómica tan compleja ha impedido que se llegue a un acuerdo. El objetivo de nuestro estudio es analizar objetivamente la arquitectura de las fibras miocárdicas mediante métodos avanzados de procesamiento gráfico por computadora aplicados a imágenes de resonancia magnética por tensor de difusión.

Métodos: Se han realizado reconstrucciones tractográficas automatizadas de datos de imágenes de resonancia magnética por tensor de difusión sin segmentar de corazones provenientes de la base de datos pública de la *Johns Hopkins University*. Las reconstrucciones a máxima resolución se han construido con 200 semillas y se componen de perfiles calculados sobre el volumen de vectores propios primarios obtenidos del tensor de difusión. También aportamos una nueva técnica de visualización multiescalar para obtener tractografías simplificadas. Esta metodología permite mantener las principales propiedades geométricas de las fibras y descifrar las principales propiedades de la organización arquitectónica del miocardio.

Resultados: En el análisis de las tractografías de todo el espectro multiescalar, encontramos una correlación exacta en los detalles de bajo nivel, así como de la conceptualización abstracta de la disposición helicoidal continua de las fibras miocárdicas que conforman la arquitectura ventricular.

Conclusiones: El análisis objetivo de la arquitectura miocárdica mediante un método automatizado que incluye el miocardio completo y utiliza diferentes niveles de complejidad tridimensional revela una organización de las fibras en forma de estructura helicoidal continua que conforma ambos ventrículos. Estos datos concuerdan con el modelo de banda ventricular miocárdica descrita por F. Torrent-Guasp. © 2013 Sociedad Española de Cardiología. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

Helical Structure of the Cardiac Ventricular Anatomy Assessed by Diffusion Tensor Magnetic Resonance Imaging With Multiresolution Tractography

ABSTRACT

Introduction and objectives: Deeper understanding of the myocardial structure linking the morphology and function of the heart would unravel crucial knowledge for medical and surgical clinical procedures and studies. Several conceptual models of myocardial fiber organization have been proposed but the lack of an automatic and objective methodology prevented an agreement. We sought to deepen this knowledge through advanced computer graphical representations of the myocardial fiber architecture by diffusion tensor magnetic resonance imaging.

Methods: We performed automatic tractography reconstruction of unsegmented diffusion tensor magnetic resonance imaging datasets of canine heart from the public database of the Johns Hopkins University. Full-scale tractographies have been built with 200 seeds and are composed by streamlines computed on the vector field of primary eigenvectors at the diffusion tensor volumes. We also introduced a novel multiscale visualization technique in order to obtain a simplified tractography. This methodology retains the main geometric features of the fiber tracts, making it easier to decipher the main properties of the architectural organization of the heart.

Results: Output analysis of our tractographic representations showed exact correlation with low-level details of myocardial architecture, but also with the more abstract conceptualization of a continuous helical ventricular myocardial fiber array.

Keywords:

Heart

Diffusion magnetic resonance imaging

Diffusion tractography

Helical heart

Myocardial ventricular band

VÉASE CONTENIDO RELACIONADO:

<http://dx.doi.org/10.1016/j.recesp.2013.05.012>, Rev Esp Cardiol. 2013;66:768-70

* Autor para correspondencia: Unidad de Imagen Cardíaca, Servicio de Cardiología, Hospital Santa Creu i Sant Pau, Sant Antoni M.^a Claret 167, 08025 Barcelona, España. Correo electrónico: fcarreras@santpau.cat (F. Carreras).

Conclusions: Objective analysis of myocardial architecture by an automated method, including the entire myocardium and using several 3-dimensional levels of complexity, reveals a continuous helical myocardial fiber arrangement of both right and left ventricles, supporting the anatomical model of the helical ventricular myocardial band described by F. Torrent-Guasp.

Full English text available from: www.revespcardiol.org/en

© 2013 Sociedad Española de Cardiología. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Abreviaturas

BMVH: banda miocárdica ventricular helicoidal
DT-RM: resonancia magnética por tensor de difusión

INTRODUCCIÓN

Está ampliamente aceptado que la arquitectura de las fibras miocárdicas desempeña un papel crucial en muchos aspectos funcionales del corazón, como la propagación eléctrica^{1,2} o la contracción ventricular^{3,4}. También está aceptado que el miocardio, al igual que sus fibras, puede sufrir alteraciones de su arquitectura en muchas enfermedades cardíacas^{5,6} que dé lugar a una función cardíaca ineficiente. Sin embargo, falta consenso respecto a la distribución exacta de las fibras miocárdicas y su disposición espacial que constituye la estructura miocárdica macroscópica (ventrículos izquierdo y derecho). Un conocimiento más preciso de la arquitectura cardíaca⁷ y su relación con la función ventricular⁸ sería beneficioso para actividades clínicas como la planificación de la cirugía de remodelado ventricular o la terapia de resincronización cardíaca^{9,10}.

Se han propuesto hasta siete modelos conceptuales¹¹ al intentar describir con detalle la arquitectura del corazón basándose en métodos de disección o histológicos. Dos de los enfoques más controvertidos son el modelo de malla cardíaca propuesto por Anderson et al^{12,13} y la banda miocárdica ventricular helicoidal (BMVH) propuesta por Torrent-Guasp¹⁴ y Torrent-Guasp et al¹⁵. El modelo de malla cardíaca propone que los miocitos están dispuestos de manera longitudinal y radial, con angulaciones que varían con la profundidad miocárdica, y relaciona esta distribución arquitectónica con su consecuencia funcional¹⁶. Por otro lado, el modelo BMVH afirma que el miocardio ventricular tiene una disposición anatómica helicoidal y continua de las fibras miocárdicas, arquitectura que se relaciona con la bien conocida mecánica de torsión ventricular¹⁷.

El problema en el estudio de los modelos ventriculares radica en que, a diferencia de lo que ocurre en el músculo esquelético, el tejido miocárdico forma un enmallado aparentemente discontinuo de miocitos con ramificaciones¹⁸. Esta estructura en malla es propensa a dificultar o incluso confundir la interpretación de los «tractos» que definen la disposición de las fibras miocárdicas. Algunos investigadores argumentan que la interpretación de estos «tractos» depende de la técnica de disección usada¹².

En la última década, una nueva técnica de diagnóstico por la imagen, la resonancia magnética por tensor de difusión (DT-RM), ha permitido realizar una validación computacional de la estructura muscular del corazón. Esta técnica proporciona una medición discreta de la disposición tridimensional de los miocitos¹⁹ mediante la observación de la difusión anisotrópica local de las moléculas de agua en los tejidos biológicos²⁰. La DT-RM se ha establecido como técnica de imagen de referencia para la medición de toda la arquitectura cardíaca, con una resolución aceptable ($300 \times 300 \times 1.000 \mu\text{m}$) en comparación con el tamaño de los miocitos ($50\text{-}100 \mu\text{m}$ de longitud y $10\text{-}20 \mu\text{m}$ de grosor). De hecho, la DT-RM proporciona una visión simplificada de la malla

microscópica y resalta las vías de conexión preferentes de los miocitos, lo que da lugar al concepto de fibra miocárdica.

En este estudio se utilizaron técnicas avanzadas de gráficos de ordenador para obtener una descripción objetiva y detallada de la arquitectura de las fibras miocárdicas, tal como se ha descrito parcialmente en una comunicación previa²¹, y se presenta un abordaje tractográfico multiresolutivo para conseguir una descripción ajustada de la arquitectura miocárdica ventricular.

MÉTODOS

Las series de datos utilizadas en este estudio proceden de la base de datos pública de la *Johns Hopkins University*²². Dichas series se obtuvieron de 4 corazones caninos normales. Cada corazón se colocó en un recipiente acrílico lleno de Fomblin, un perfluoropolietileno (Ausimom; Thorofare, New Jersey, Estados Unidos). Fomblin tiene un efecto dieléctrico bajo y una señal de RM mínima, con lo que aumenta el contraste y elimina los artefactos de susceptibilidad no deseados próximos a los límites del corazón. El eje largo del corazón se alineó con el eje z del escáner. La adquisición de las imágenes se realizó con una espiral en fase de rodilla, de cuatro elementos, en un escáner GE CV/I RM de 1,5 T (GE Medical System; Wausheka, Wisconsin, Estados Unidos) utilizando un sistema de gradiente intensificado, con 40 mT/m de amplitud de gradiente máximo y 150 T/m/s de frecuencia de cambio de voltaje (*slew rate*). Los corazones se colocaron en el centro de la espiral y se utilizó una secuencia de espín-eco rápida tridimensional para la adquisición de las imágenes de difusión con un mínimo de 16 direcciones de gradiente no colineales y un valor *b* máximo de 1.500 s/mm^2 . El tamaño de cada vóxel fue de alrededor de $312,5 \times 312,5 \times 800 \mu\text{m}$. La resolución derivada del relleno de cero en el espacio de Fourier nos permitió adaptar el tamaño de imagen original de 192×192 a 256×256 . El conjunto de datos final se dispuso en matrices de aproximadamente $256 \times 256 \times 108$ (según el corazón examinado) y contiene dos tipos de datos: datos de geometría/escalares y datos de tensor de difusión. Para los datos del tensor de difusión, cada vóxel de la matriz consistió en tres valores propios (eigenvalores) y tres vectores propios (eigenvectores). El tamaño de cada vóxel fue de alrededor de $312,5 \times 312,5 \times 800 \mu\text{m}$.

Las tractografías a escala completa presentadas en este estudio se han construido con 200 semillas. Estas semillas se eligieron aleatoriamente en toda la anatomía, excluyendo tan sólo una gama muy pequeña de puntos relacionados con los valores propios (eigenvalores) mínimos que es probable que sean un mal punto de partida para la reconstrucción. La estrategia para la elección de las semillas en las reconstrucciones de menor resolución en el espacio a escala consistió en escalar estos valores en proporción a la magnitud del escalado de reducción.

Puntos clave para la reconstrucción de la tractografía ventricular

- Completitud de los datos: es indiscutible que el anillo basal es crucial para comprender plenamente la anatomía y la función del corazón. Sin embargo, en algunas publicaciones²³⁻²⁵ el volumen del miocardio se corta justo por debajo de la válvula

mitral para evitar una tractografía con «ruido» en las cavidades auriculares. Dado que este plano de corte descarta el anillo basal, las reconstrucciones son demasiado incompletas para poder realizar una interpretación fiable de la arquitectura cardíaca.

- Orientación de campo vectorial de la DT-RM: la tractografía es una técnica heredada del estudio de fluidos, en la que la orientación de los campos vectoriales corresponde a las direcciones de flujo de los fluidos y, por lo tanto, las reconstrucciones no presentan ambigüedad alguna. Sin embargo, en el caso de las estructuras anatómicas, la orientación de los campos vectoriales de DT-RM no se corresponde con ninguna propiedad fisiológica. Para una reconstrucción tractográfica satisfactoria, deben reorientarse los campos vectoriales de la DT-RM. Los pocos abordajes existentes se basan en las propiedades locales del flujo o en modelos paramétricos del corazón. Por su propia naturaleza local, los abordajes locales²⁴ podrían introducir fibras subóptimas que no concuerdan con la estructura general. Aunque los modelos paramétricos de los ventrículos^{26,27} proporcionan buena solución para resolver la orientación de las fibras, dada su complejidad, suelen estar limitados al ventrículo izquierdo. Proponemos una organización geométrica coherente con la anatomía macroscópica del corazón.
- Visualización: la visualización completa de los tractos de fibras debe comportar una asignación correcta de colores que aporte información sobre la orientación de las fibras miocárdicas. Con frecuencia, los mapas de colores se definen empleando un sistema de coordenadas general, lo cual podría comportar una representación errónea de la estructura general. Para codificar adecuadamente la estructura anatómica, debe considerarse el uso de mapas de colores basados en la información local.
- Interpretación de la arquitectura del corazón: las reconstrucciones tractográficas plenamente detalladas se adaptan perfectamente a las descripciones de bajo nivel, pero podrían fallar a un nivel de análisis superior, como resultado de su complejidad. Para obtener descripciones más detalladas de la estructura miocárdica general, nosotros proponemos un abordaje de multiresolución aplicado a algoritmos tractográficos estándares. Esto puede ser útil para generar visualizaciones más sencillas, lo que a su vez puede facilitar un mejor conocimiento de la arquitectura miocárdica detallada.

Tractografía a escala completa

La tractografía cardíaca se interpreta como una reconstrucción formada por varias líneas de flujo²⁸ (también denominadas trayectos de fibras en este campo). La propiedad principal que define claramente una línea de flujo es que es una curva tangencial al campo vectorial en cualquier punto de esa curva.

En este estudio, las tractografías estarán formadas por líneas de flujo calculadas en el campo vectorial de los vectores propios (eigenectores) primarios en los volúmenes de tensor de difusión. Estas líneas de flujo se calcularon con un método de integración de quinto orden de Runge-Kutta-Fehlbert²⁹ que permite aportar resultados satisfactorios empleando pasos de integración variables basados en una estimación del error.

- Completitud de los datos: para obtener reconstrucciones completas de la anatomía miocárdica, se consideraron los volúmenes de DT-RM completos, incluidos los de las cavidades auriculares y el anillo basal. El «ruido» en la reconstrucción de líneas de flujo tiene origen principalmente en el tejido auricular delgado, que introduce en la visualización un desorden significativo. Para minimizar este artefacto, nuestro método de determinación de las líneas de flujo detiene la integración con un error de reconstrucción estimado de Runge-Kutta grande.

- Orientación de campo vectorial de DT-RM: la tractografía es una representación gráfica derivada de la mecánica de fluidos, en la que tanto la dirección como la orientación de los campos vectoriales forman parte útil de la información representada. Sin embargo, en los datos de DT-RM los vectores pueden considerarse bidireccionales, ya que la difusión del agua representada por este vector propio (eigenvector) se produce en una dimensión pero lo hace en las dos orientaciones posibles al mismo tiempo. A veces la serie de datos tendrá una estructura casi organizada, pero también se puede obtener orientaciones opuestas (fig. 1A) en algunos puntos del campo vectorial que dificultan su reconstrucción.
- Se aplicó una reorganización geométrica del campo vectorial usando sistemas de coordenadas locales coherentes con la anatomía ventricular y la mecánica de fluidos. La anatomía ventricular puede describirse mediante un eje longitudinal y coordenadas angulares respecto a este eje en los cortes axiales.

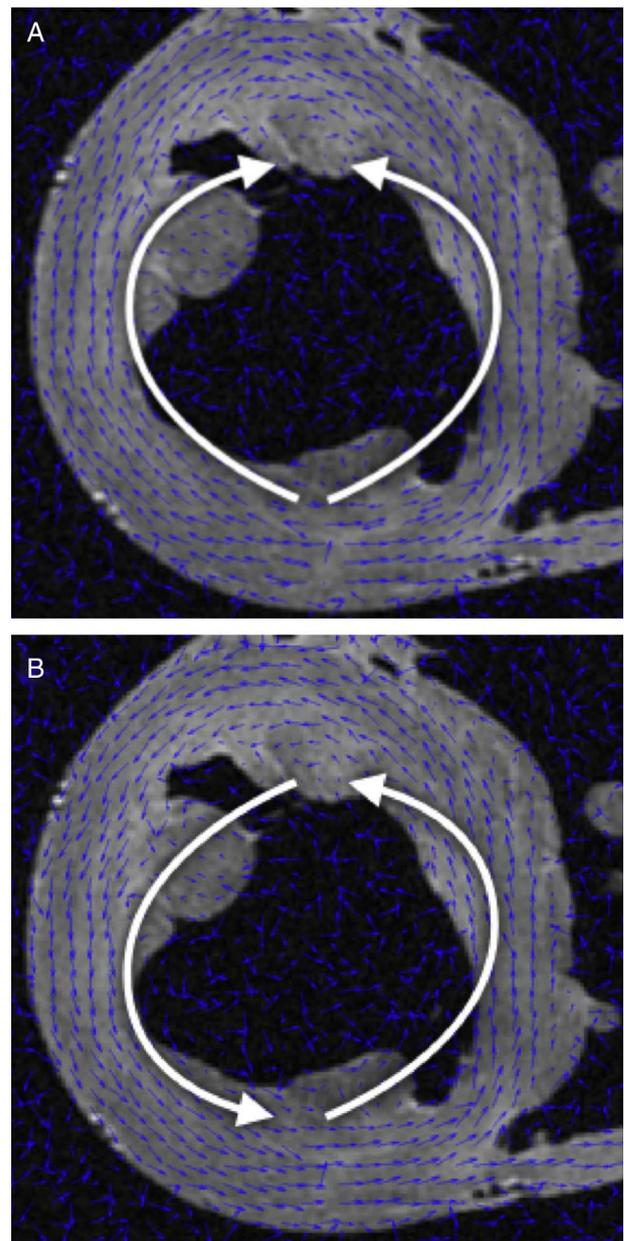


Figura 1. Orientación de los conjuntos de datos de campo vectorial. Orientación opuesta (A) y reorganización en forma de líneas de flujo de manera radial (B).

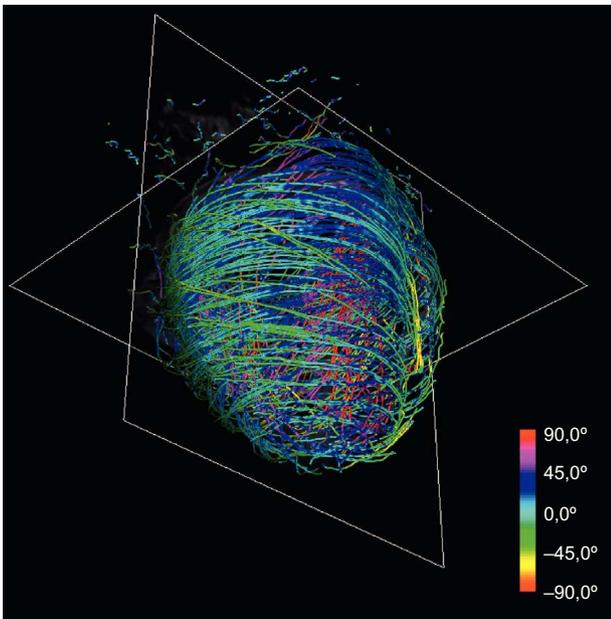


Figura 2. Mapa de colores de las fibras reconstruidas. Reconstrucción de tractografía a escala completa con casi 350 semillas. El esquema a todo color indica las orientaciones de las fibras. Esta figura se muestra a todo color solo en la versión electrónica del artículo.

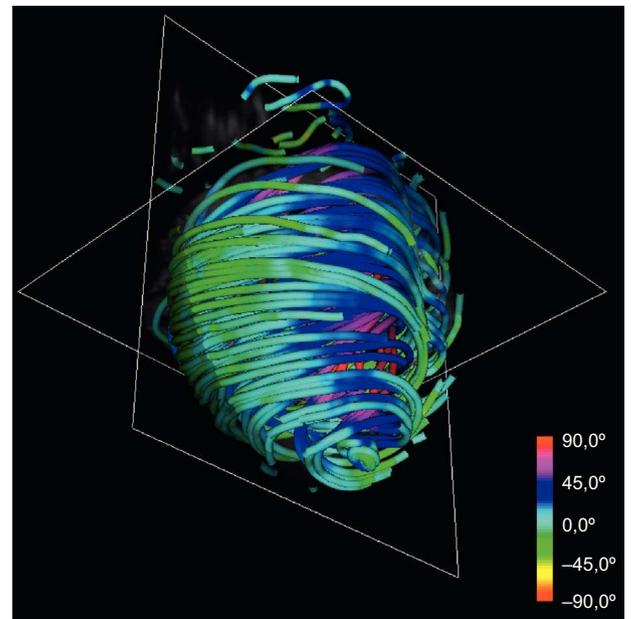


Figura 4. Tractografía simplificada, obtenida mediante reducción de la escala en dos órdenes de magnitud respecto al conjunto de datos original. Esta figura se muestra a todo color solo en la versión electrónica del artículo.

Para reorientar adecuadamente ambos ventrículos, nuestro eje longitudinal se situó a través del ventrículo izquierdo, cerca del tabique, lo cual garantizaba que no cruzara nunca una pared miocárdica. Para obtener un campo vectorial válido para las líneas de flujo, este eje debe definir un centro de rotación para cada corte axial. Así pues, en cada corte axial de la DT-RM reorganizamos las orientaciones de los vectores en forma de líneas de flujo (fig. 1B) alrededor del punto donde el eje de coordenadas tiene la intersección con el mismo corte axial. Esta aplicación permite una reorientación rápida, con lo que se evita toda suavización del campo vectorial.

- Asignación de colores a las fibras según la anatomía: la reorientación previa permite aplicar técnicas de asignación de

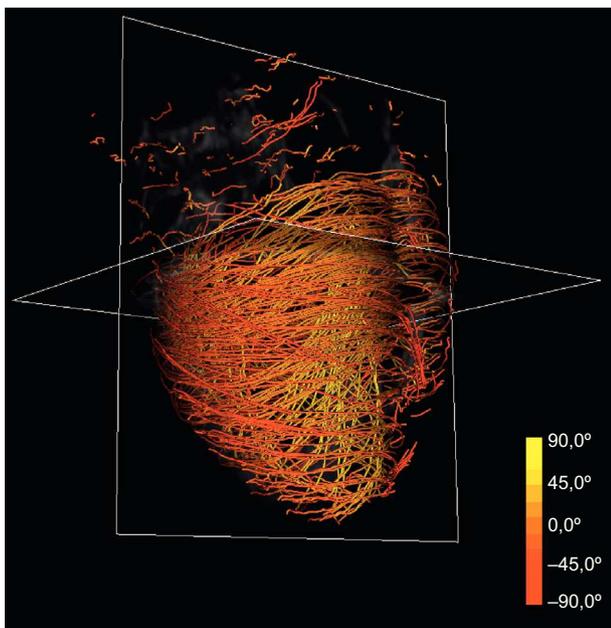


Figura 3. Mapa de colores de las fibras reconstruidas. El esquema de dos colores resalta la diferencia entre fibras ascendentes y descendentes. Esta figura se muestra a todo color solo en la versión electrónica del artículo.

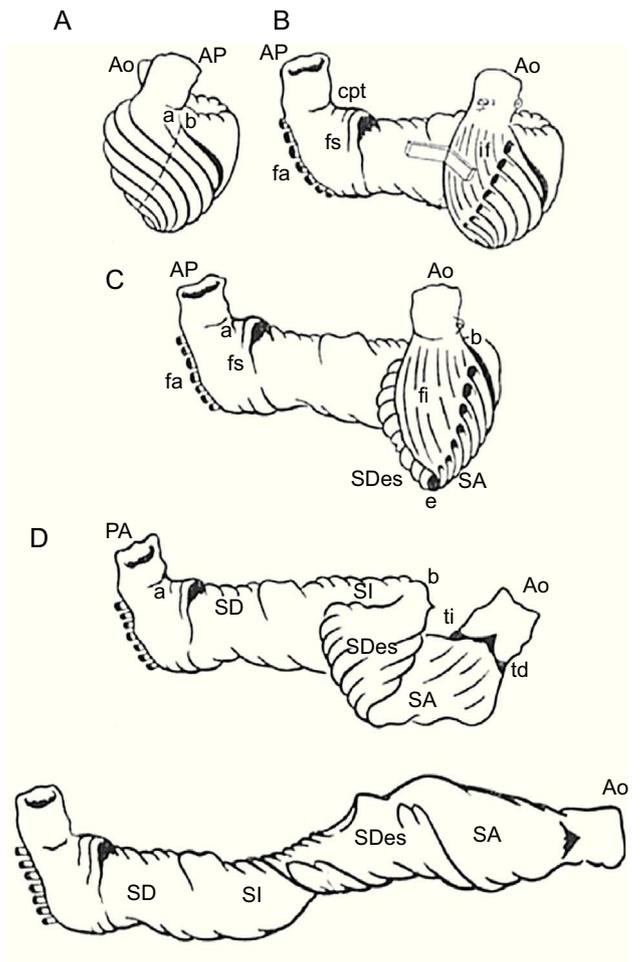


Figura 5. Banda miocárdica ventricular. Presentación esquemática de la disección de la banda miocárdica ventricular. Ao: aorta; AP: arteria pulmonar; cpt: cuerda pulmonar-tricuspidéa; fa: fibras aberrantes; fs: fibras septales derechas; fi: fibras intraseptales; SA: segmento ascendente; SD: segmento derecho; SDes: segmento descendente; SI: segmento izquierdo; td: trígono derecho; ti: trígono izquierdo.

colores basadas en las angulaciones axial y longitudinal de las fibras, lo que puede ser útil para la interpretación de los modelos tractográficos. Diferentes mapas de colores coherentes con esas direcciones permiten resaltar diferentes características de la arquitectura de las fibras, añadiendo una información útil acerca de las capas musculares existentes. Los mapas de colores ajustados según la angulación longitudinal aportan más información útil acerca de las capas musculares. En las [figuras 2 y 3](#) se presentan dos imágenes diferentes del mapa de color longitudinal de las fibras reconstruidas.

Tractografía multiresolución

La representación de una tractografía plenamente detallada ha sido la metodología moderna estándar utilizada para el examen del corazón. En este campo, los modelos tractográficos han alcanzado resultados interesantes, pero no han sido capaces de definir una descripción específica y ampliamente aceptada de la anatomía miocárdica.

Intuitivamente, cuando un observador intenta realizar un análisis macroscópico en el mundo real, puede apartarse unos metros del objeto del análisis y obtener una visión más contextualizada. Extrapolaremos esta conducta cotidiana para aplicarla a nuestro problema.

Para resolver esta cuestión en una representación gráfica de ordenador, ordenador es habitual utilizar modelos multiresolución que intentan construir modelos diferentes de los mismos datos con diferentes niveles de detalle pero sin perder fidelidad. Esta técnica, que generalmente se aplica a los mapas de textura, se denomina *mipmapping*³⁰, y se basa en la conocida representación de pirámide³¹. La técnica aplica un filtro gaussiano y luego una reducción exponencial a través de un submuestreo de la textura a escala completa. Las texturas reducidas son «resúmenes» de la textura original y se utilizan para representar esa textura a diferentes escalas. Estos «resúmenes» son estadísticamente completos, por lo que la suavización gaussiana mantiene la información contextual antes de aplicar la reducción de muestreo. El uso de estas imágenes desescaladas es frecuente también en otros campos como la visión por ordenador, en la que esta operación puede interpretarse como un cálculo en el espacio de escalas.

La técnica puede aplicarse al conjunto de datos de DT-RM para simplificar su complejidad. Con la reducción de escala en dos órdenes de magnitud respecto a la serie de datos original y aplicando nuestras líneas de flujo, se obtiene la tractografía simplificada que se muestra en la [figura 4](#). En comparación con la tractografía a escala completa que se muestra en la [figura 2](#), la simplificada mantiene las características geométricas de las fibras. En consecuencia, permite una identificación más fácil de las tendencias morfológicas generales.

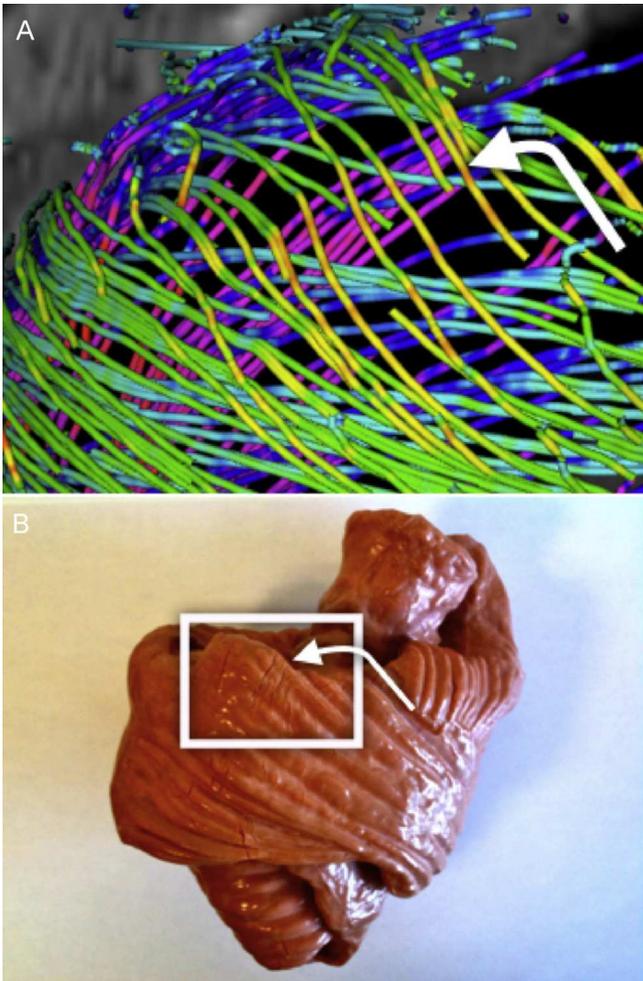


Figura 6. Comparación entre los tractos de resonancia magnética por tensor de difusión y un modelo de banda miocárdica ventricular helicoidal (A). Segmento derecho, que corresponde a la pared ventricular derecha (B).

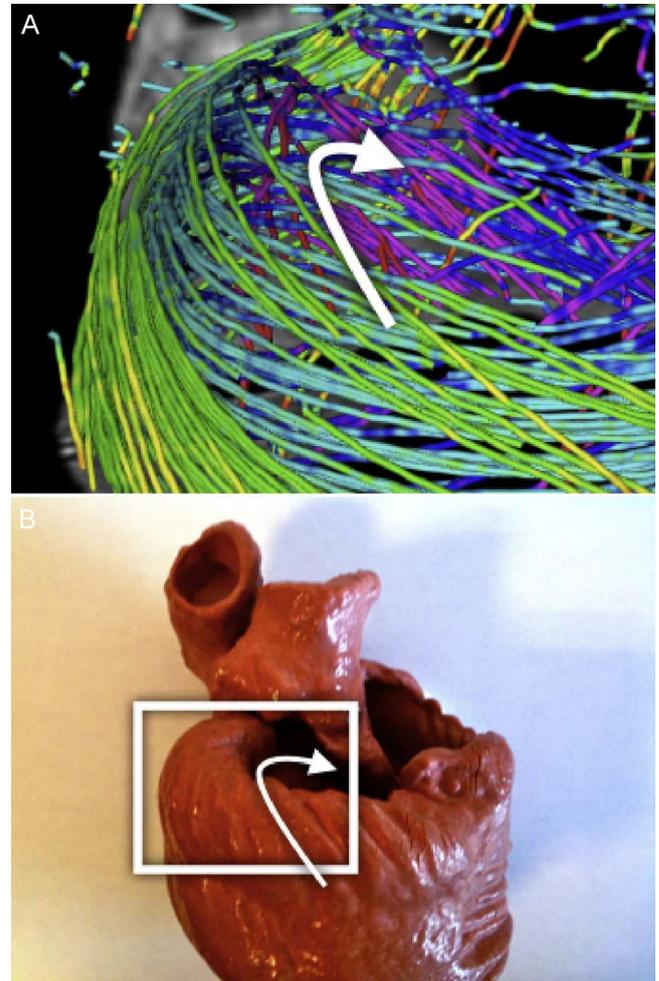


Figura 7. Comparación entre los tractos de resonancia magnética por tensor de difusión y un modelo de banda miocárdica ventricular helicoidal (A). Segmento izquierdo, que corresponde al anillo basal del miocardio ventricular izquierdo (B).

RESULTADOS

Nuestro método de reconstrucción tractográfica simplificada (fig. 4) mantiene las principales características geométricas de las fibras, y ello permite una identificación más fácil de las tendencias generales. A su vez, esas tendencias muestran una estructura helicoidal continua manifiesta del miocardio ventricular. Intentamos comparar los resultados de la tractografía con la anatomía de BMVH descrita por Torrent-Guasp et al¹⁵.

El modelo de BMVH describe una disposición longitudinal de las fibras miocárdicas ventriculares, formando una única banda muscular funcional (fig. 5) que empieza a la altura de la arteria pulmonar y termina a nivel de la aorta. Este músculo envuelve el ventrículo izquierdo y parte del ventrículo derecho (segmentos derecho e izquierdo), conectando con una estructura helicoidal que se inicia en el anillo basal y va hacia el interior del ventrículo izquierdo hacia el vértice cardiaco y regresa para conectar con la aorta (segmentos descendente y ascendente), envolviendo toda la anatomía del corazón.

Tractografía a escala completa

Para comparar los resultados tractográficos con los del modelo de banda, se compararon paso a paso reconstrucciones tractográficas con los tractos de fibras miocárdicas mostrados en el

modelo de caucho-silicona de Torrent-Guasp de la BMVH³² (figs. 6-9).

Segmento derecho

Se observa un patrón claro en el que los tractos reconstruidos en el epicardio están orientados hacia el anillo basal. Estos tractos forman un bucle en el anillo basal hacia el endocardio describiendo lo que parece un pliegue simple (fig. 6). Al seguir el trayecto por las líneas de flujo inferiores, estas líneas tienen una organización más horizontal, pero conservan una leve pendiente. Se puede observar que las líneas describen trayectorias envolventes alrededor del ventrículo izquierdo y que conectan con nuevos pliegues en el anillo basal (fig. 7).

Segmento izquierdo

El patrón previo se reproduce a lo largo del segmento izquierdo. Al final de este segmento, se observa que el pliegue mencionado termina en el punto donde las líneas de flujo entran en el endocardio (fig. 7).

Segmento descendente

En la proyección anterior (fig. 8) podemos distinguir claramente una organización espiral descendente de la población de líneas

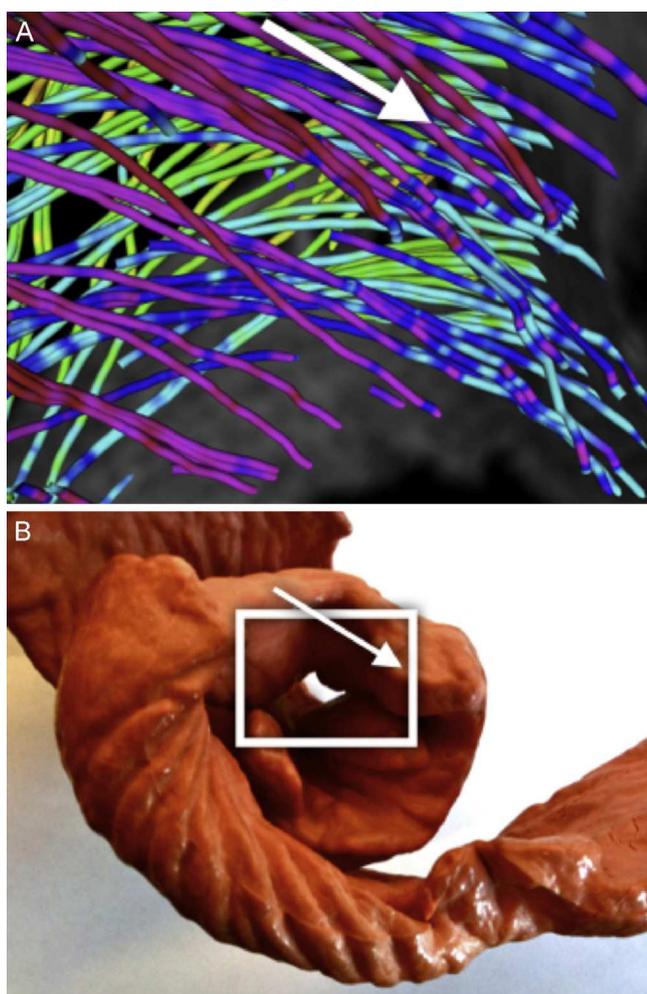


Figura 8. Comparación entre los tractos de resonancia magnética por tensor de difusión y un modelo de banda miocárdica ventricular helicoidal (A). Segmento descendente, que corresponde a la pared interna del miocardio ventricular izquierdo (B).

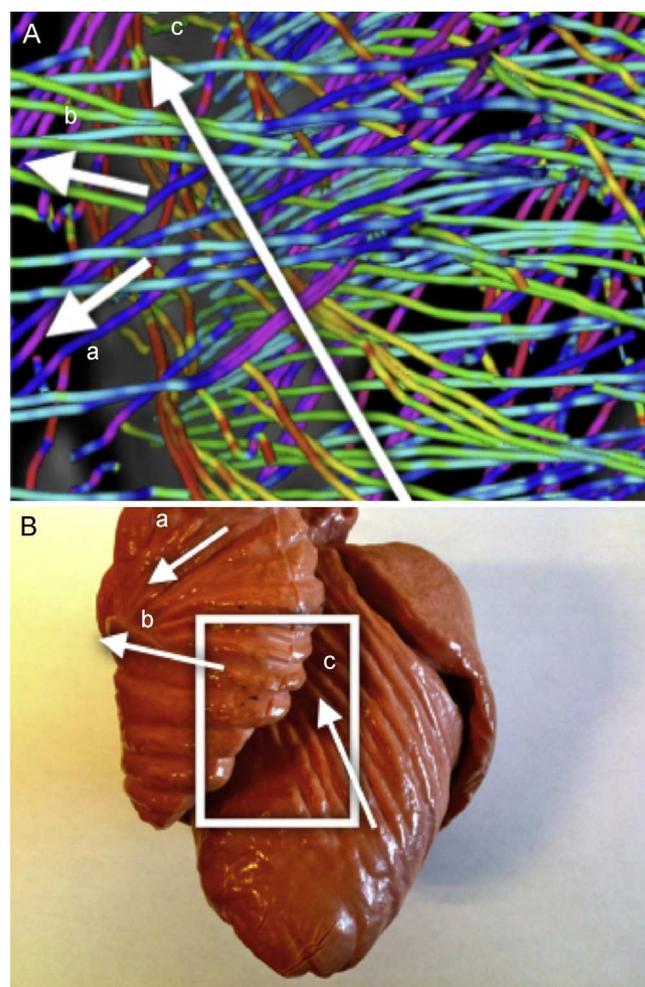


Figura 9. Comparación entre los tractos de resonancia magnética por tensor de difusión y un modelo de banda miocárdica ventricular helicoidal (A). Segmento ascendente, que corresponde a la pared externa del miocardio ventricular izquierdo (B).

de flujo del endocardio a través del tabique. Esta estructura continúa hacia el vértice cardiaco y la mayor parte de estas líneas de flujo continúan en el segmento derecho. Detrás de esta estructura endocárdica, se observa una estructura ascendente que se analiza en el apartado siguiente desde otro ángulo.

Segmento ascendente

El análisis de este segmento es más complejo debido a la imagen agrupada de varios cruces de poblaciones de miocitos. Con un número de líneas de flujo inferior al de las capturas previas, en la [figura 9](#) se muestran tres poblaciones en las que en esta zona las líneas de flujo procedentes del vértice cardiaco inician un ascenso apreciable (con una coloración de las líneas de flujo que va del verde al rojo [ver colores en la versión electrónica], lo cual indica aumento de la pendiente) debajo de las otras dos poblaciones que son el inicio del segmento derecho en su conexión con la arteria pulmonar.

Tractografía simplificada

Aunque nuestros modelos simplificados aportan una interpretación más fácil de las tendencias generales, continúan siendo demasiado complejos para resumir estructuras complejas como la BMVH de Torrent-Guasp.

Para simplificar la estructura básica de la orientación espacial de las fibras miocárdicas, se exploró la geometría del corazón mediante el examen de los trayectos largos que pueden corresponder a regiones conectadas en la tractografía de DT-RM. El objetivo de este proceso es proporcionar una reconstrucción completa que permita la interpretación a primera vista por cualquier posible observador.

Tomando manualmente semillas a nivel basal, obtuvimos trayectos continuos que conectan ambos ventrículos y envuelven todo el miocardio. En la [figura 10](#), se muestran cuatro tractos de modelos simplificados reconstruidos a partir de semillas tomadas manualmente situadas basales y cerca de la arteria pulmonar. Se

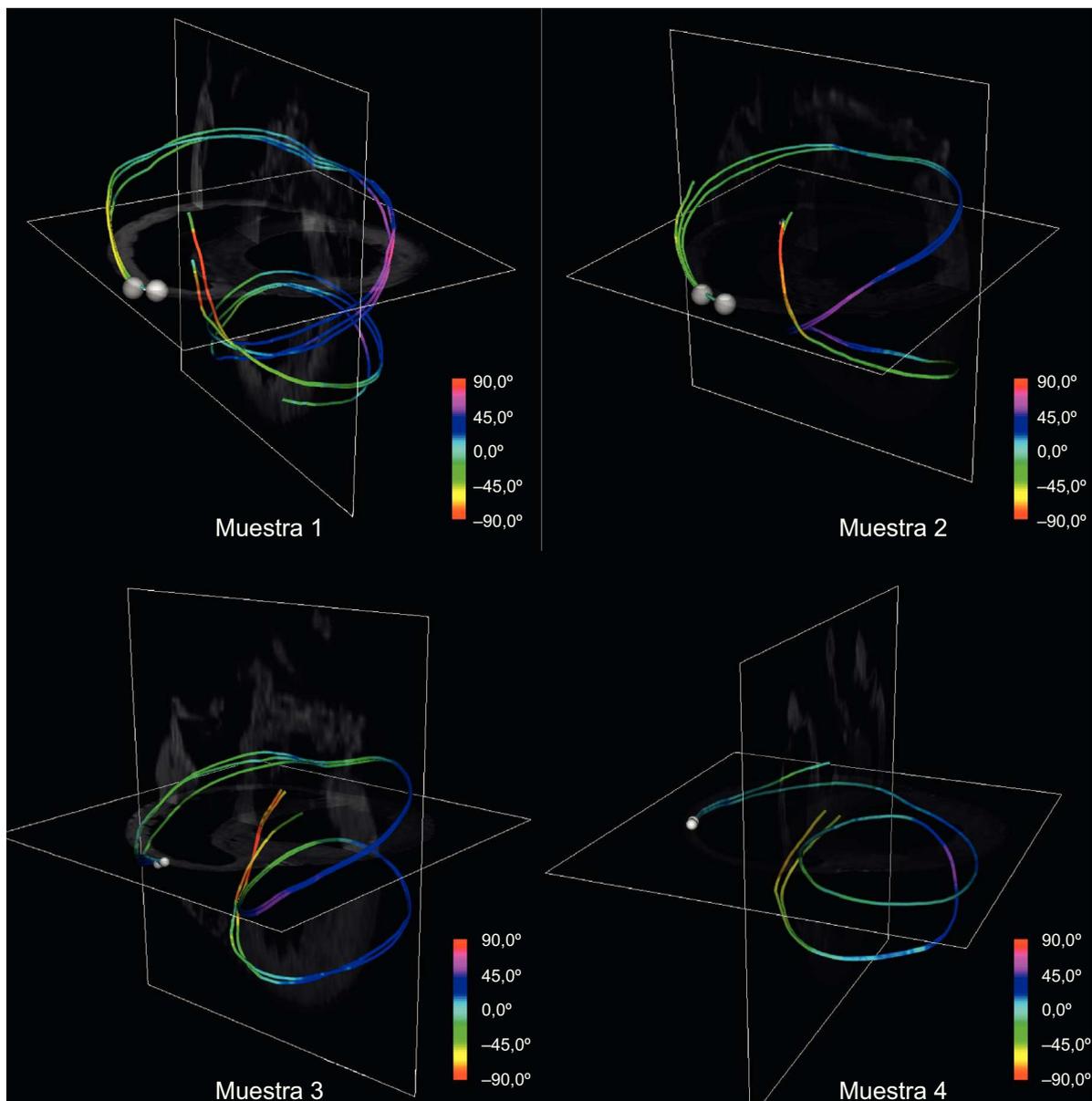


Figura 10. Tractografías ventriculares simplificadas. Ejemplo de tractos reconstruidos con la obtención manual de semillas (elegidas siempre cerca de la arteria pulmonar) en tractografías simplificadas. Esta figura se muestra a todo color solo en la versión electrónica del artículo.

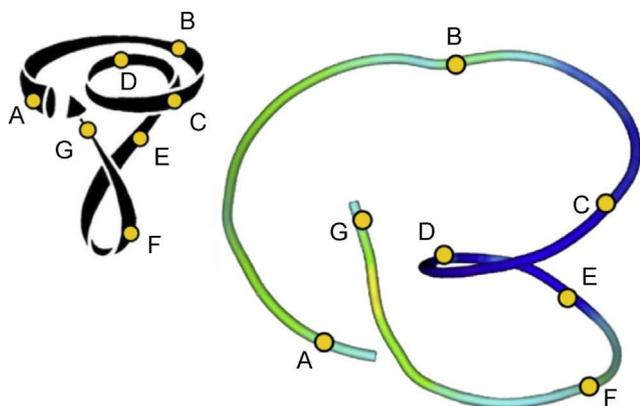


Figura 11. Comparación entre el esquema de banda miocárdica ventricular helicoidal y una tractografía ventricular simplificada. El modelo de banda miocárdica ventricular helicoidal de Torrent-Guasp (izquierda) en comparación con un tracto reconstruido (derecha) a partir de una sola semilla obtenida manualmente en el volumen de las imágenes de resonancia magnética por tensor de difusión con los puntos clave de referencia para la comparación con el modelo.

observa que los tractos definen una estructura helicoidal coherente para el conjunto de la muestra y cada muestra canina.

El uso de visualizaciones con tractos únicos modifica la forma en que se puede visualizar esta estructura. Se compararon estos tractos con la BMVH propuesta (fig. 11). Hay una clara semejanza entre el modelo esquemático de BMVH (fig. 11, izquierda) y los trayectos reconstruidos (fig. 11, derecha). En ambos modelos, los segmentos principales (indicados con las letras A-G) de la arquitectura helicoidal se identifican claramente.

DISCUSIÓN

Se presenta una interpretación objetiva de la arquitectura miocárdica a partir de las descripciones automatizadas de la DT-RM. Los resultados muestran la existencia de una conectividad inequívoca entre las fibras ventriculares, dispuestas de manera continua en una doble helicoide que conforma ambos ventrículos, arquitectura que reafirma la BMVH descrita por Torrent-Guasp en sus disecciones anatómicas. La representación gráfica de los resultados muestra unos tractos independientes, generados de forma automática, que conectan las fibras miocárdicas de manera continua a lo largo de toda la malla, con inicio en la arteria pulmonar y final en la aorta.

La técnica de DT-RM proporciona una información fiel y detallada del tejido miocárdico. Sin embargo, la interpretación de estos datos para validar la arquitectura cardíaca es indirecta. Las técnicas existentes reconstruyen la anatomía miocárdica ventricular completa utilizando puntos de referencia visuales. Desde que se propuso y se utilizó por primera vez la tractografía para el estudio de la estructura cardíaca^{23,33}, esta técnica ha sido la más comúnmente utilizada para obtener información de la DT-RM. Se han explorado también otras técnicas, como las descritas por Frindel et al²⁵, basadas en la optimización de modelos gráficos, que es prometedora para futuros desarrollos.

Hay muchos factores que se debe tener en cuenta para obtener reconstrucciones e interpretaciones ampliamente aceptables. En consecuencia, la mayoría de los enfoques existentes^{23-26,34,35} no aportan evidencia suficiente y ampliamente aceptada por toda la comunidad científica para respaldar o refutar determinado modelo de arquitectura. En lo único que hay acuerdo es en la existencia de una estructura en capas del miocardio a través de representaciones tractográficas y mejoras de la visualización mediante codificación con colores. De entre estos trabajos, resaltamos el de Helm et al²⁶, puesto que, dado su nivel de detalle, se ha comentado ampliamente

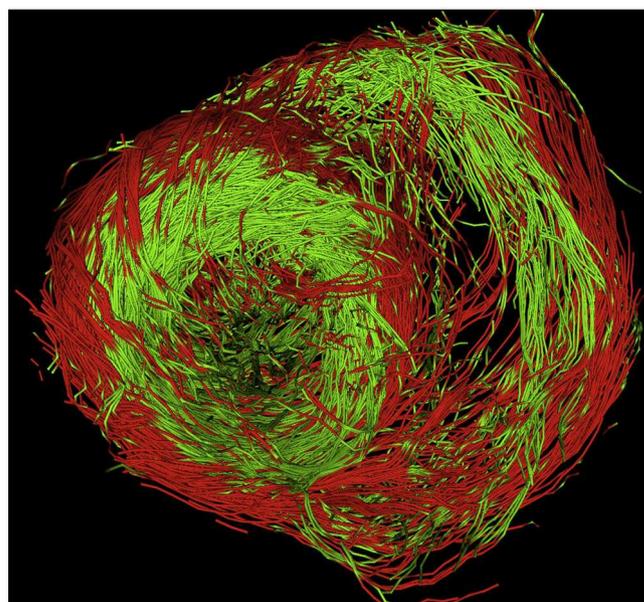


Figura 12. Reconstrucción de alta resolución de una resonancia magnética por tensor de difusión de un corazón de cerdo obtenida con un imán de 3 T.

en la literatura, con interpretaciones opuestas. Este desacuerdo es consecuencia directa de una reconstrucción parcial de la anatomía de las fibras cardíacas.

Para resolver tales discrepancias, se utilizaron todos los datos de DT-RM sin segmentación, para evitar la instrumentalización del estudio, y demostramos que es posible reconstruir todo el miocardio, incluidas algunas estructuras complejas como el bucle basal, que lamentablemente queda oculto o se malinterpreta en otros estudios. También fue necesario definir un método que garantizara un uso correcto de las técnicas de líneas de flujo a las peculiaridades de los campos vectoriales de la DT-RM.

La validación de la corrección de las estructuras locales no basta para ampliar la interpretación a una vista general. Para abordar interpretaciones de nivel superior de la organización arquitectónica del corazón, se buscaron también representaciones de nivel más alto que facilitarían su interpretación y su validación. Hemos desarrollado un método de multiresolución para la tractografía que usa reducción del muestreo de los volúmenes de DT-RM para mostrar las características generales de la estructura del corazón. Este trabajo incluye también técnicas para colorear aplicadas a nuestra solución para facilitar la interpretación de los modelos tractográficos tridimensionales.

Para los estudios que requieren un análisis *Q-ball*, es imprescindible el uso de no menos de 60 direcciones por vóxel. Sin embargo, los tensores de las técnicas de imagen de tensor de difusión (DTI) solo aportan una descripción del promedio de la difusión del agua, por lo que un número elevado de direcciones de difusión no mejora de manera significativa su calidad. En consecuencia, los estudios cardíacos de DTI existentes (como los datos de la *Johns Hopkins University* ampliamente utilizados³⁶) para el análisis de DTI suelen limitar los valores entre 12 y 32 direcciones³⁷ para alcanzar un compromiso adecuado entre tiempo de adquisición y calidad. Además, un estudio reciente ha indicado que el vector propio (eigenvector) primario de la DTI se mantiene sin variar dentro de una gran diversidad de parámetros del dispositivo de adquisición y, en particular, para un número bajo de direcciones de difusión³⁸. Nuestra propia investigación indica que la preparación del corazón y la resolución espacial del volumen, en realidad, son de los factores con mayor influencia en la calidad de la DTI. El campo de visión de adquisición debe ajustarse cuidadosamente para que encaje exactamente en el volumen miocárdico, que debe estar en

suspensión dentro de un recipiente para evitar distorsiones de la difusión cerca de los límites del miocardio.

Actualmente estamos adquiriendo nuestro propio conjunto de datos en corazones de cerdo mediante un equipo de RM Philips de 3 T con 32 gradientes, con una resolución de volumen de $1,38 \times 1,38 \times 1,5 \mu\text{m}$ ($144 \times 144 \times 60$ vóxeles) que abarca una región de interés de 70×70 píxeles, correspondiente a una sección del eje corto ventricular. En la *figura 12* (ver colores en la versión electrónica) se muestra una reconstrucción tractográfica con resolución completa de las fibras musculares, obtenida con nuestro programa informático. Los colores indican el signo de componente z de las fibras (rojo para positivo y verde para negativo) y, por lo tanto, su orientación. El bucle de fibras de transición del epicardio al endocardio se observa claramente en el segmento lateral izquierdo de la base del ventrículo izquierdo. La calidad de los resultados obtenidos evidencia la elevada resolución de los estudios realizados mediante DT-RM.

CONCLUSIONES

El análisis objetivo de la arquitectura del miocardio con un método automático que incluye la totalidad del miocardio y usando varios niveles tridimensionales de complejidad revela una disposición helicoidal y continua de las fibras miocárdicas en ambos ventrículos, hecho que respalda las descripciones anatómicas de F. Torrent-Guasp.

AGRADECIMIENTOS

Damos las gracias a los Dres. Patrick A. Helm y Raimond L. Winslow del *Center for Cardiovascular Bioinformatics and Modeling* y al Dr. Elliot McVeigh del *National Institute of Health* por proporcionarnos los conjuntos de datos de DT-RM.

FINANCIACIÓN

Estudio parcialmente financiado por las ayudas TIN2009-13618 y TIN2012-33116.

CONFLICTO DE INTERESES

Ninguno.

BIBLIOGRAFÍA

- Roberts D, Hersh L, Scher A. Influence of cardiac fiber orientation on wavefront voltage, conduction velocity, and tissue resistivity in the dog. *Circ Res*. 1979;44:701-12.
- Taccardi B, Punske BB, Macchi E, Macleod RS, Ershler PR. Epicardial and intramural excitation during ventricular pacing: effect of myocardial structure. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*. 2008;294:H1753-66.
- LeGrice I, Takayama Y, Covell J. Transverse shear along myocardial cleavage planes provides a mechanism for normal systolic wall thickening. *Circulation*. 1995;77:182-93.
- Zócalo Y, Guevara E, Bia D, Giacche E, Pessana F, Peidro R, et al. La reducción en el nivel y la velocidad de la torsión ventricular puede asociarse a incremento en la eficiencia ventricular izquierda: evaluación mediante ecografía *speckle-tracking*. *Rev Esp Cardiol*. 2008;61:705-13.
- Roberts W, Siegel R, McManus B. Idiopathic dilated cardiomyopathy: Analysis of 152 necropsy patients. *Am J Cardiol*. 1987;60:1340-55.
- Wickline S, Verdonk E, Wong A, Shepard RK, Miller JG. Structural remodeling of human myocardial tissue after infarction. Quantification with ultrasonic backscatter. *Circulation*. 1992;85:259-68.
- Ballester M, Ferreira A, Carreras F. The myocardial band. *Heart Failure Clin*. 2008;4:261-72.
- Cosín Aguilar JA, Hernández Martínez A, Tuzón Segarra MT, Agüero Ramón-Llin J, Torrent-Guasp F. Estudio experimental de la llamada fase de relajación isovolumétrica del ventrículo izquierdo. *Rev Esp Cardiol*. 2009;62:392-9.
- Torrent Guasp F, Caralps Riera JM, Ballester Rodés M. Cuatro propuestas para la remodelación ventricular en el tratamiento de la miocardiopatía dilatada. *Rev Esp Cardiol*. 1997;50:682-8.

- Jung BA, Kreher BW, Markl M, Hennig J. Visualization of tissue velocity data from cardiac wall motion measurements with myocardial fiber tracking: principles and implications for cardiac fiber structures. *Eur J Cardiothorac Surg*. 2006;295:S158-69.
- Gilbert SH, Benson AP, Li P, Holden AV. Regional localisation of left ventricular sheet structure: integration with current models of cardiac fiber, sheet and band structure. *Eur J Cardiothorac Surg*. 2007;32:231-49.
- Anderson R, Ho S, Redmann K, Sanchez-Quintana D, Lunkenheimer P. The anatomical arrangement of the myocardial cells making up the ventricular mass. *Eur J Cardiothorac Surg*. 2005;28:517-25.
- Anderson R, Smerup M, Sanchez-Quintana D, Loukas M, Lunkenheimer P. The three-dimensional arrangement of the myocytes in the ventricular walls. *Clin Anat*. 2009;22:64-76.
- Torrent-Guasp F. Estructura y función del corazón. *Rev Esp Cardiol*. 1998;51:91-102.
- Torrent-Guasp F, Ballester M, Buckberg G, Carreras F, Flotats A, Carrio I, et al. Spatial orientation of the ventricular muscle band: physiologic contribution and surgical implications. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2001;122:389-92.
- Torrent Guasp F. La mecánica agonista-antagonista de los segmentos descendente y ascendente de la banda miocárdica ventricular. *Rev Esp Cardiol*. 2001;54:1091-102.
- Carreras F, García-Barnes J, Gil D, Pujadas S, Li C, Suarez-Arias R, et al. Left ventricular torsion and longitudinal shortening: two fundamental components of myocardial mechanics assessed by tagged cine-MRI in normal subjects. *Int J Cardiovasc Imag*. 2011;28:273-84.
- LeGrice IJ, Smaill BH, Chai LZ, Edgar SG, Gavin JB, Hunter PJ. Laminar structure of the heart: ventricular myocyte arrangement and connective tissue architecture in the dog. *Am J Physiol*. 1995;38:H571-82.
- Scollan DF, Holmes A, Winslow R, Forder J. Histological validation of myocardial microstructure obtained from diffusion tensor magnetic resonance imaging. *Am J Physiol*. 1998;275(6 Pt 2):H2308-1.
- De Figueiredo EH, Borgonovi AF, Doring TM. Basic concepts of MR imaging, diffusion MR imaging, and diffusion tensor imaging. *Magn Reson Imag Clin North Am*. 2011;19:1-22.
- Poveda F, Martí E, Gil D, Carreras F, Ballester M. Helical structure of ventricular anatomy by diffusion tensor cardiac MR tractography. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2012;5:754-5.
- Johns Hopkins University. Public DT-MRI data set [citado Ene 2011]. Disponible en: http://gforge.icm.jhu.edu/gf/project/dtmri_data_sets/
- Zhukov L, Barr A. Heart-muscle fiber reconstruction from diffusion tensor MRI. *IEEE Visualization 2003. Proceedings of Vis*. 2003;597-602.
- Rohmer D, Sitek A, Gullberg G. Reconstruction and visualization of fiber and laminar structure in the normal human heart from ex vivo diffusion tensor magnetic resonance imaging (DTMRI) data. *Invest Radiol*. 2007;42:777-89.
- Frindel C, Schaerer J, Gueth P, Clarysse P, Zhu YM, Robini M. A global approach to cardiac tractography. *ISBI 2008: Proceedings of the 5th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: from Nano to Macro*, 2008, p. 883-6.
- Helm P, Beg MF, Miller MI, Winslow RL. Measuring and mapping cardiac fiber and laminar architecture using diffusion tensor mr imaging. *Ann N Y Acad Sci*. 2005;1047:296-307.
- Gil D, Garcia-Barnes J, Hernandez-Sabate A, Marti E. Manifold parameterization of the left ventricle for a statistical modeling of its complete anatomy. *Proceedings of the SPIE*. 2010;762:304-9.
- Granger RA. *Fluid mechanics*. Mineola: Courier Dover; 1995.
- Fehlberg E. *Klassischer Runge-Kutta-Formeln vierter und niedrigerer Ordnungsmittelschrittweitenkontrolle und ihre Anwendung auf Wärmeleitungsprobleme*. Computing (Arch Elektron Rechnen). 1970;6:61-71.
- Williams L. *Pyramidal parametrics*. SIGGRAPH '83: Proceedings of the 10th annual conference on computer graphics and interactive techniques. 1983;17:1-11.
- Burt P. Fast filter transform for image processing. *Computer Graphics and Image Processing*. 1981;16:20-51.
- Torrent-Guasp F, Whimster WF, Redmann K. A silicone rubber mould of the heart. *Technol Health Care*. 1997;5:13-20.
- Basser P, Pajevic S, Pierpaoli C, Duda J. In vivo fiber tractography using DT-MRI data. *Magn Res Med*. 2000;44:625-32.
- Schmid P, Jaermann T, Boesiger P, Niederer PF, Lunkenheimer P, Cryer CW, et al. Ventricular myocardial architecture as visualised in postmortem swine hearts using magnetic resonance diffusion tensor imaging. *Eur J Cardiothorac Surg*. 2005;27:468-72.
- Peeters T, Vilanova A, Strijkerst G, ter Haar Romeny B. Visualization of the fibrous structure of the heart. *Vision Modeling and Visualization Proceedings*. 2006;309-16.
- Sermesant M, Chabiniok R, Chinchapatnam P, Mansi T, Billet F, Moireau P, et al. Patient-specific electromechanical models of the heart for the prediction of pacing acute effects in CRT: a preliminary clinical validation. *Med Image Anal*. 2012;16:201-15.
- Krishnamurthy A, Villongco CT, Chuang J, Frank LR, Nigam V, Belezouli E, et al. Patient-specific models of biomechanics. *J Comput Phys*. 2013;244:4-21.
- Gilbert S, Trew M, Smaill B, Radjenovic A, Bernus O. Measurement of myocardial structure: 3 D structure tensor analysis of high resolution MRI quantitatively compared to DT-MRI. En: Camara O, Mansi T, Pop M, Rhode KS, Sermesant M, Young AA, editores. *Statistical Atlases and Computational Models of the Heart. Imaging and Modelling Challenges*. Third International Workshop, STACOM 2012, Held in Conjunction with MICCAI 2012, Nice, France, October 5, 2012, Revised Selected Papers.. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag; 2013. p. 207-14.