

Investigación científica básica

Más allá de los términos fusiforme y sacular: un nuevo índice cuantitativo para clasificar la morfología de los aneurismas y predecir su potencial de rotura

Suguna Pappu¹, Alan Dardik¹, Hemant Tagare² y Richard J. Gusberg¹,
West Haven, New Haven, Connecticut, Estados Unidos

Aunque se considera que los aneurismas saculares de la aorta abdominal (AAA) son más propensos a la rotura que los fusiformes, las tentativas para validar esta observación han sido limitadas debido a la imposibilidad de definir cuantitativamente la morfología tridimensional de la aorta. Un modelo cuantitativo de su estructura geométrica podría distinguir entre clases de morfologías y, en último término, ser útil para identificar los aneurismas con riesgo de rotura. Se generaron datos tridimensionales de la superficie luminal de AAA a partir de imágenes tomográficas computarizadas (TC) de 15 pacientes con aneurismas de pequeño tamaño ($\leq 5,5$ cm diámetro transverso máximo). Se utilizó una línea central para producir una clasificación de la morfología basada en la proyección ortográfica de la línea central alrededor de su eje central. Se cuantificaron la extensión y dirección de las desviaciones individuales como áreas en el plano de proyección para crear una clasificación de la morfología. Para verificar las diferentes clases de forma se usó un análisis de agrupación jerárquica. Se calculó un índice de tortuosidad y se clasificó en diferentes clases desde mínima a máxima. La existencia de trombomural podría modificar el índice de tortuosidad o su clasificación morfológica. En diversos pacientes con TC seriadas, el índice de tortuosidad cambió con el tiempo y se correlacionó con la rotura. En tres de ellos; en los que su AAA evolucionó hacia la rotura, la tortuosidad media aumentó un 29% mientras que el diámetro transverso medio aumentó un 3,3%. Los AAA en expansión desarrollan morfologías específicas y cuantificables que pueden expresarse como un índice de tortuosidad cuantitativa que puede ser congruente con su historia natural. Las características tridimensionales de este modelo morfológico proporcionan información complementaria a la simple medición del diámetro transverso máximo que puede resultar clínicamente adecuado. Se requieren estudios de mayor tamaño para correlacionar el índice de tortuosidad con los modelos de elemento finito y la capacidad para predecir la rotura del aneurisma.

DOI of original article: 10.1016/j.avsg.2007.09.004.

¹Department of Surgery, Yale University School of Medicine, New Haven, and the VA Connecticut Healthcare Systems, West Haven, CT, EE. UU.

²Departments of Diagnostic Radiology and Biomedical Engineering, Yale University School of Medicine, New Haven, CT, EE. UU.

Correspondencia: Richard Gusberg, MD, Department of Surgery, Yale University School of Medicine, 333 Cedar Street, FMB 137, P.O. Box 208062, New Haven, CT 06520-8062, EE. UU. Correo electrónico: richard.gusberg@yale.edu

Ann Vasc Surg 2008; 22: 88-97

DOI: 10.1016/j.avsp.2008.04.019

© Annals of Vascular Surgery Inc.

Publicado en la red: 26 de noviembre de 2007

INTRODUCCIÓN

Las reconstrucciones tridimensionales de los aneurismas de la aorta abdominal (AAA) permiten una visualización anatómica detallada pero, en general, no proporcionan datos cuantitativos para predecir su potencial de rotura. La supuesta asociación entre la morfología y el potencial de rotura se basa en las observaciones de Szilagyi et al sobre las angiografías bidimensionales; es decir, los aneurismas con una morfología sacular son más propensos a la rotura que aquéllos con una

morfología fusiforme¹. La determinación individual del diámetro transverso máximo ha sido el único criterio usado para la indicación quirúrgica durante los 40 últimos años²⁻⁴ recomendándose, en general, la reparación de los que alcanzan 5-5,5 cm de diámetro. No obstante, se han publicado numerosos informes de aneurismas de menos de 5,5 cm de diámetro que ingresan con fisuración, estimándose tasas de rotura que han variado entre el 4,6 y el 23% en aneurismas pequeños⁵⁻⁹. Por el contrario, la presentación incidental de aneurismas asintomáticos de gran tamaño demuestra el potencial de crecimiento asintomático, de algunos grandes aneurismas. Es probable que los de tamaño similar se caractericen por tasas dispares de crecimiento y que, en consecuencia, el uso tradicional del diámetro como determinante exclusivo del potencial de rotura sea insuficiente.

Puesto que el diámetro máximo del aneurisma no predice de forma fiable su rotura en el paciente concreto, la integración de la información tridimensional adquirida durante las técnicas habituales de diagnóstico por la imagen podría mejorar la predicción del potencial de rotura. Por ejemplo, los modelos que han usado un análisis de elementos finitos han demostrado una correlación de las regiones de tensión elevada en la pared del aneurisma con lugares potenciales de fisuración¹⁰⁻¹⁴. También se ha observado que la morfología del vaso sanguíneo determina las fuerzas hemodinámicas y la tortuosidad y, por lo tanto, podría influir en la tensión de la pared y en el potencial de rotura¹⁵⁻¹⁹. Vorp et al¹³ describieron que la tensión de la pared aórtica depende de la morfología del aneurisma. De igual forma, Fillinger et al¹¹ demostraron que la geometría tridimensional predice el potencial de rotura con más precisión que su diámetro. Sin embargo, en general, estos análisis se han basado en una evaluación cualitativa, más que un cálculo cuantitativo de la morfología. Además, estas investigaciones han efectuado un análisis de elementos finitos para calcular los tipos de tensión de la pared del aneurisma; no obstante, es posible que la forma del aneurisma evolucione con el tiempo, es decir, durante la vigilancia de los pequeños aneurismas, y se desarrolle una geometría propensa a la rotura antes de la aparición de una tensión crítica de la pared.

Por esta razón, un índice cuantitativo simple de la estructura tridimensional que se calcula directamente a partir de los datos primarios, como el índice de tortuosidad, podría ser un método más directo para calcular la morfología del aneurisma y predecir la rotura comparado con los modelos actuales²⁰⁻²⁶. Los beneficios potenciales de una

determinación cuantitativa de la morfología incluyen 1) facilidad del cálculo, 2) sensibilidad a los cambios de la forma antes del desarrollo de la tensión crítica de la pared y 3) capacidad para discriminar los efectos de un trombo intraluminal. Describimos la determinación cuantitativa de la morfología y tortuosidad tridimensionales de la aorta que también puede considerar un trombo luminal y puede ser útil en la predicción del potencial de rotura.

MÉTODOS

Selección de pacientes

En el presente estudio se incluyeron los pacientes, sometidos a un seguimiento para un AAA de pequeño tamaño (diámetro máximo $\leq 5,5$ cm) y en los que se había efectuado, como mínimo, una tomografía computarizada (TC) con contraste intravenoso ($n = 15$). Las TC se efectuaron de forma sincronizada con la fase arterial del ciclo cardíaco, con un grosor de los cortes de 2,5-8 mm entre pacientes y almacenados en formato digital. Este estudio fue aprobado por el comité de revisión institucional de la Yale University School of Medicine.

Segmentación manual

Las imágenes de la aorta se segmentaron manualmente, o se definieron, en cada corte axial, desde el nivel del tronco celíaco hasta la bifurcación de la aorta. Aunque las técnicas automatizadas de análisis de imágenes médicas pueden proporcionar información similar, efectuamos manualmente la segmentación para permitir los cálculos directos de los datos. Para cada aneurisma, se generaron tres series de datos: puntos de referencia, puntos de la superficie luminal y superficie luminal del trombo. Los puntos de referencia se obtuvieron al nivel del tronco celíaco, arterias renales izquierda y derecha y bifurcación aórtica. Las porciones de los vasos sanguíneos presentes en múltiples imágenes axiales se aproximaron como un punto individual. El punto correspondiente a la bifurcación aórtica se determinó en el centro del corte axial proximal a la aparición de la doble luz.

La superficie de la luz se calculó con y sin el trombo. Cada corte axial se definió en torno al contorno de la luz de la aorta; las coordenadas x e y se derivaron del corte axial, registrándose las localizaciones de los píxeles como valores entre 0 y 255, y la coordenada z se derivó del número de

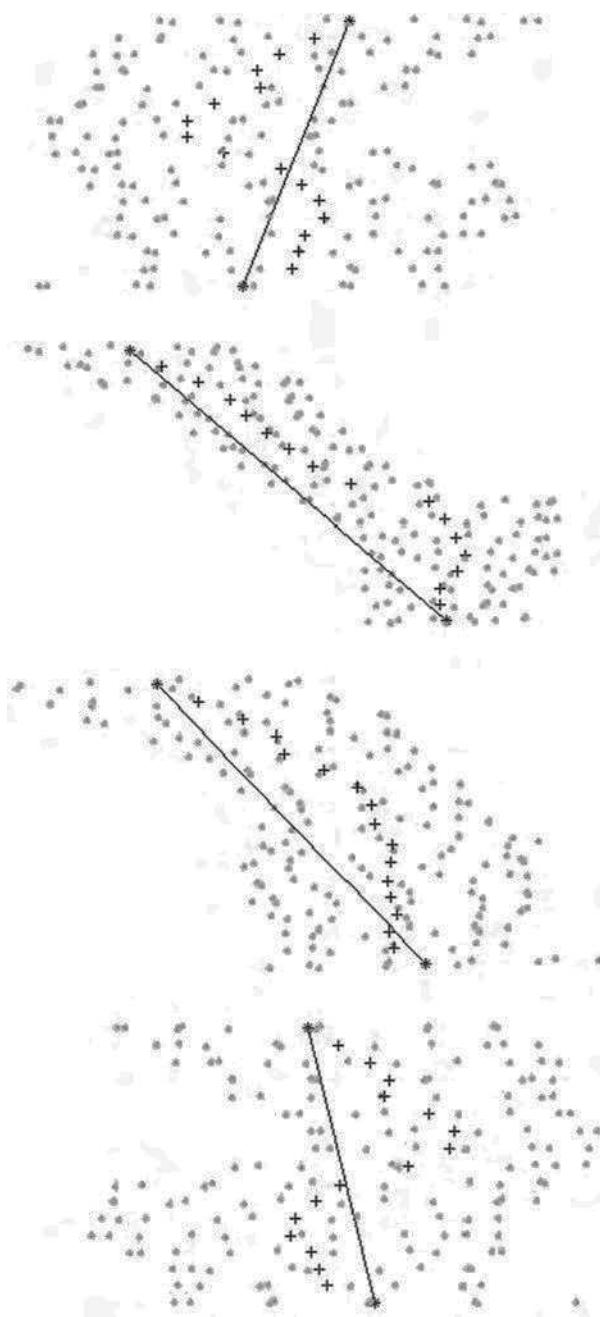


Fig. 1. Visión tridimensional de la tortuosidad del aneurisma. Superficie de una aorta individual rotada para demostrar la variación del perfil durante la rotación. La superficie está representada por una serie de puntos tridimensionales, mostrados en verde, y su línea central tridimensional, en azul.

corte. El proceso se repitió hasta que se registró por completo el contorno interno del aneurisma, con y sin el trombo. En la figura 1 se muestra una serie de datos representativos de un AAA concreto en diversas rotaciones, demostrándose los diferentes perfiles de su luz sin el trombo. En estas imágenes

el eje z es vertical, con las coordenadas x e y aplazadas en esta imagen bidimensional. Los datos de la superficie se normalizaron en dos sentidos: el tamaño del píxel se obtuvo de los datos TC brutos originales, al igual que el grosor del corte para cada estudio; acto seguido, estos valores se aplicaron a las coordenadas tridimensionales de modo que el valor de cada dimensión fuera uniforme en milímetros, creándose puntos de densidad uniformes (vóxeles). Además, los datos se normalizaron por el centro de la masa, calculado como la media de cuatro puntos de referencia, con una corrección para el índice de masa corporal del paciente.

Líneas centrales y tortuosidad

La *línea central* de la aorta fue el cálculo primario de los datos. Se define ésta como la línea que representa la distancia máxima a partir de todos los puntos circundantes. Calculamos la línea central del aneurisma tanto sin como con el trombo; su finalidad se describe al término de esta sección.

El *eje central* se definió como la línea que conectaba los dos puntos finales de la línea central (línea a-c en la figura 2a) y se usó como línea de referencia para las determinaciones de la curvatura y la tortuosidad. Por ejemplo, la línea central es equivalente al eje del centro de un cilindro recto, mientras que un cilindro curvo tiene una línea central que se desvía de su eje del centro. Más de una desviación del eje del centro de la línea central constituye la tortuosidad. El eje del centro tridimensional, visualizado a lo largo de su eje, se indica como *origen*, o el punto $(0, 0)$ en las coordenadas (x, y) (fig. 2). Los puntos de la línea central se registraron como una nube de puntos bidimensionales en el plano axial como *proyección de la línea central*²⁶ (fig. 2b). Otras determinaciones efectuadas incluyeron las siguientes:

1. Desviación máxima: distancia desde el origen hasta el punto más alejado de la luz del aneurisma (valor y del eje en la fig. 2b).
2. Área de proyección: el perímetro de todos los puntos proyectados delimita un área en el plano (fig. 2b). Esta área representa la cantidad total de desviación dentro de la luz del aneurisma. Los ejes perpendiculares (z) a este plano se orientaron a través del punto de desviación máxima (fig. 2c) la orientación perpendicular a lo largo del eje z permite la división de la proyección de la línea central, que contiene el área de proyección, en cuatro cuadrantes (fig. 2c). El número de cuadrantes

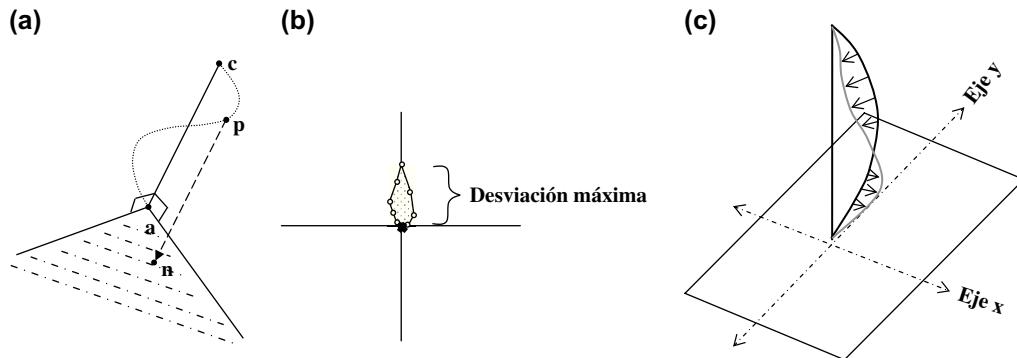


Fig. 2. Demostración del eje central, desviación máxima y proyección de la línea central. **a** La línea que conecta el punto *c* (coordenada tridimensional del eje celíaco) con el punto *a* (coordenada tridimensional de la bifurcación aórtica) es el eje central. La *línea curva* está formada por los puntos tridimensionales individuales de la línea central. El eje central está fijado perpendicularmente en un plano. Con una rotación del campo de perspectiva, o un examen a lo largo del eje central, los puntos de la línea central arrojan una sombra sobre el plano (es decir, el punto individual *p* se proyecta como punto *n*) como una nube de puntos bidimensionales. **b** El origen representa la alineación del punto final del eje central. En morfología de *círculos*, se muestra una nube de puntos bidimensionales, el resultado de la proyección de la línea central. El punto a la máxima distancia desde el origen reproduce el grado de desviación de la línea central a partir de dicho eje. El área dentro de los puntos proyectados expresa el grado de tortuosidad, es decir, la desviación por encima de la curvatura primaria. El eje *y* se traza como la línea que conecta el origen y el punto de máxima desviación, y el eje *x* se traza perpendicular al eje *y* a través del origen. **c** Se muestra en negrita el eje central y una línea central idealizada tan sólo con una curvatura. La proyección de esta línea central sería una línea recta y una extrapolación de la curvatura primaria; el índice de tortuosidad para la línea en negrita es < 1 . En gris se muestra una línea central que no cruza el eje central pero tiene una desviación relativa a la línea central idealizada. La proyección de esta línea central se extiende por un área proporcional a la desviación lateral y por encima del eje central.

dentro de la proyección de la línea central ocupada por el área de proyección es equivalente al número de grados de curvatura de la línea central y define las posibles clases de morfologías en las que un aneurisma puede desarrollarse (fig. 3).

3. Índice de tortuosidad: definido como la proporción del área total de proyección con respecto a la desviación máxima, t (mm). $t < 1$ indica la desviación primaria del eje central, con una desviación secundaria limitada, es decir un aneurisma con una morfología similar a la letra "C". Sin embargo, $t > 1$ indica que el área de la proyección representa, como mínimo, la misma amplitud que longitud, lo que sugiere una desviación significativa por encima de la curvatura primaria, es decir, una morfología similar a la letra "S".

Análisis estadístico

Las clases de morfologías del aneurisma se confirmaron mediante análisis de agrupación jerárquica. Este análisis es una técnica que establece grupos dentro de los datos a lo largo de una variedad de escalas; se forma un árbol de

agrupaciones que asigna jerárquicamente niveles variables de confianza a los subgrupos. La técnica puede utilizarse en series pequeñas de datos. Esta técnica está disponible en la ventana de herramientas de estadística MATLAB²⁷ (Mathworks, Natick, MA).

Algoritmo de la línea central

La línea central tridimensional se approxima como una columna de puntos centrales a partir de cada imagen axial. Cada punto central se genera en el entorno del programa MATLAB usando las funciones y algoritmo siguientes en el procesamiento de la imagen:

1. Segmentación manual del contorno de la aorta, que deparó las coordenadas (*x*, *y*).
2. Cálculo del límite convexo que rodea la nube de puntos (función CONVHULL).
3. Aplicación de un operador binario a dicha nube de modo que todos los puntos de su interior se incluyan en la región de interés.
4. Empleo de la función BWIMORPH. Esta función selecciona los datos de la nube de puntos, deforma que sólo permanece un punto individual que es la mejor representación de

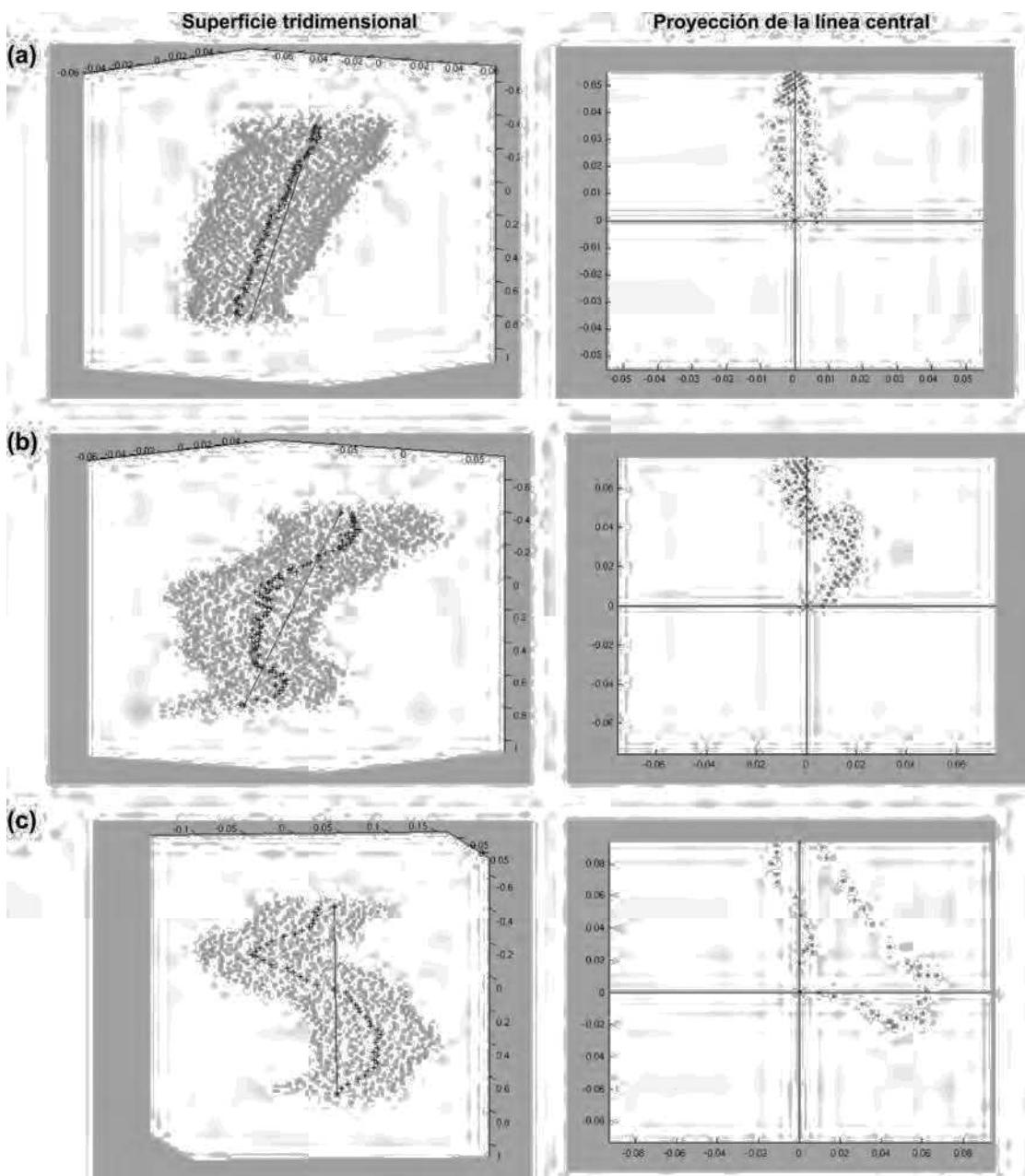


Fig. 3. Datos de la superficie tridimensional y proyección de la línea central de clases de aneurismas representativas. **a** Clase 0, tortuosidad mínima. **b** Clase 2, dos direcciones de tortuosidad. **c** Clase 3, tres direcciones de tortuosidad.

un área determinada, es decir, su centro geométrico. Este punto individual se utiliza como punto central para un corte dado.

RESULTADOS

Cumplieron los criterios de inclusión en el estudio 15 pacientes en seguimiento por aneurisma aórtico de pequeño tamaño; el diámetro máximo medio del aneurisma era de 4,8 cm (límites 4,3-5,1). Los

datos de la superficie luminal de cada aneurisma, sin y con el trombo, se segmentaron manualmente con la generación de líneas centrales y sus proyecciones. En la figura 4 se muestra una figura representativa y en la tabla I se presenta un resumen de los datos y determinaciones calculadas. En la tabla II se muestran la media y desviación estándar del área de proyección, la desviación máxima y el índice de tortuosidad, basados en los cálculos con y sin el trombo.

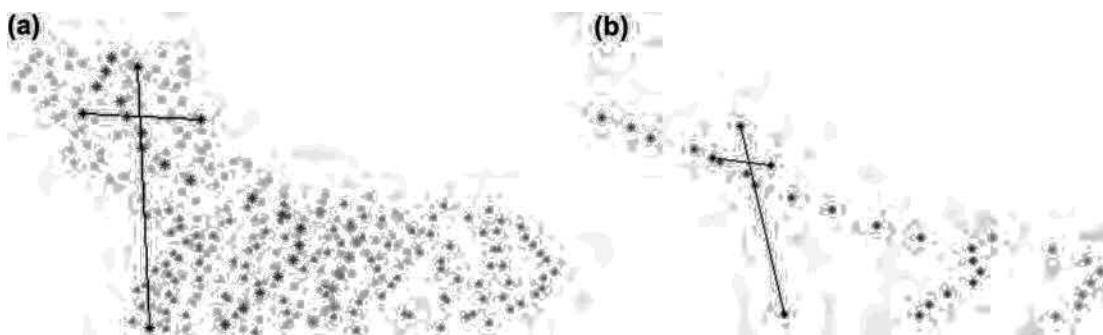


Fig. 4. Efecto del trombo sobre las líneas centrales. **a** Se muestra la luz permeable de la aorta en verde y el trombo en morado como series de puntos tridimensionales. Se muestran líneas centrales calculadas por separado con y sin la inclusión del trombo en azul y rojo, respectivamente. **b** Se muestran las líneas centrales tridimensionales de la luz sin y con el trombo, incluidos los puntos de referencia en negro para proporcionar una mejor orientación espacial. La misma técnica puede usarse para generar proyecciones. El grado de diferencia entre la línea central de la luz y la línea central del trombo es una expresión de simetría y puede usarse en la cuantificación de la morfología del trombo.

Para confirmar que el índice de tortuosidad describe la morfología global de estos aneurismas, se usó un análisis de agrupación jerárquica para identificar independientemente las clases de morfologías en función de las áreas de proyección, tanto sin como con el trombo. Mediante el análisis de agrupación jerárquica, se identificaron cinco morfologías: clase 0, correspondiente a la curvatura primaria con una tortuosidad mínima ($t < 1$); clases 1, 2 y 3, correspondientes al número de cuadrantes que estaban ocupados por el área de proyección y exhibían este número de direcciones de la desviación por encima de la curvatura primaria. Con la expresión del cuarto cuadrante no se detectaron proyecciones. Se asignó una clase 4 si no pudo definirse en ninguna otra categoría. Con la inclusión del trombo, en cuatro pacientes se demostró un cambio de la clase de morfología. Los coeficientes de correlación fueron de 0,90 y 0,91 para la luz, con y sin trombo, respectivamente, lo que sugiere una buena correlación del análisis de agrupación con el cálculo del índice de tortuosidad.

Análisis longitudinal

Examinamos las TC de cinco pacientes con más de una exploración y calculamos el índice de tortuosidad para dichos pacientes en cada examen TC (tabla III). En tres de estos pacientes las TC se habían efectuado antes de la rotura del aneurisma; dos pacientes continúan en observación. Los tres aneurismas con una rotura ulterior demostraron un crecimiento fuera del plano significativamente mayor, determinado por el índice de tortuosidad, comparado con el cambio del diámetro máximo. Aunque el cambio del diámetro transverso medio sólo fue del $3,3\% \pm 5,7\%$, el cambio del índice de

tortuosidad medio fue del $29,3\% \pm 17,9\%$. En la figura 5 se muestra la visualización del crecimiento fuera del plano para un paciente concreto que, más tarde, experimentó la rotura del aneurisma.

DISCUSIÓN

Describimos una nueva estrategia para evaluar cuantitativamente la tortuosidad del aneurisma y la morfología fuera del plano. Este método utiliza el cálculo de una línea central para discriminar entre las clases de morfología del aneurisma y distinguir entre la forma de la luz sola y la de la luz y el trombo. Puesto que la tortuosidad del aneurisma se asocia con un aumento tanto de la turbulencia del flujo como de la tensión regional de la pared¹⁰⁻¹⁴, y dado que el potencial de rotura del aneurisma se correlaciona directamente con los gradientes de tensión de la pared, la cuantificación de la tortuosidad del aneurisma puede ser una medida indirecta útil para predecir el potencial de rotura, complementando las medidas convencionales del diámetro exclusivo.

Este modelo de cuantificación de la morfología tridimensional complementa los modelos biomecánicos ya existentes de crecimiento y rotura del aneurisma. El cálculo directo de un índice de tortuosidad y discriminación de las clases de morfología del aneurisma puede o no correlacionarse con la tensión de superficie de la pared. Es interesante destacar que el cálculo del índice de la tortuosidad depende de la inclusión del trombo intraluminal en los cálculos, además de usar los datos de la morfología de la superficie del aneurisma. La inclusión del trombo puede reducir la tortuosidad de la línea central, como en el caso de los pacientes 1, 4, 5 y 8 (tabla I), lo que

Tabla I. Datos de la morfología del aneurisma

Paciente		Diámetro(cm)	Desvmax	A _{sd}	A _{si}	A _{id}	A _{ii}	Total	Tortuosidad	Clase
1	L	5,1	5	5	1	0	0	6	1,20	4
	LT		6	0	0	0	0	0	0	0
2	L	4,6	15	15	10	0	0	25	1,67	2
	LT		19	17	15	0	0	32	1,68	2
3	L	4,5	8	3	1	0	0	4	0,50	0
	LT		12	21	1	0	0	22	1,83	1
4	L	5,1	13	12	6	4	0	22	1,69	3
	LT		13	8	4	3	0	15	1,15	3
5	L	4,3	17	92	21	10	0	123	7,24	4
	LT		17	83	16	10	0	109	6,41	4
6	L	5,5	8	5	1	0	0	6	0,75	0
	LT		8	4	3	0	0	7	0,88	0
7	L	4,9	17	78	0	0	0	78	4,59	1
	LT		16	77	0	0	0	77	5,75	1
8	L	4,9	20	98	17	0	0	115	4,36	2
	LT		22	65	23	8	0	96	0,5	2
9	L	4,3	8	2	2	0	0	4	1,18	0
	LT		11	10	3	0	0	13	2,0	4
10	L	5,1	27	34	20	0	0	54	3,23	2
	LT		35	84	29	0	0	113	3,42	4
11	L	4,4	17	46	12	0	0	58	4,5	4
	LT		20	65	25	0	0	90	3,0	4
12	L	4,9	16	47	1	0	0	48	3,89	1
	LT		18	69	1	0	0	70	12,73	1
13	L	5,1	19	120	116	6	0	242	12,73	2
	LT		19	120	116	6	0	242	0,5	2
14	L	5,0	4	2	0	0	0	2	0,8	0
	LT		5	3	1	0	0	4	2,0	0
15	L	4,9	10	11	5	4	0	20	2,89	3
	LT		9	13	8	5	0	26		3

L: luz; LT: luz con trombo.

En los casos 1, 4, 5 y 8, el índice de tortuosidad disminuyó con la consideración del trombo del aneurisma. En los casos 1, 3, 9 y 10, la clasificación de la morfología difirió con la consideración del trombo del aneurisma. A_{sd}, A_{si}, A_{id} y A_{ii} son las áreas normalizadas de los cuadrantes superior derecho, superior izquierdo, inferior derecho e inferior izquierdo. Desmax es la desviación máxima.

Tabla II. Media y desviación estándar (DE) para las características de la morfología del aneurisma: cálculos separados considerando la luz con y sin trombo

	Media área	DE área	Media Desv _{máx}	DE Desv _{máx}	Media tortuosidad	DE tortuosidad
Luz	52,1	65,5	14,1	8,4	2,9	2,5
Luz + trombo	50,7	43,5	15,5	8,8	2,9	2,2

coincide con la hipótesis de que el trombo puede servir para contrarrestar las fuerzas biomecánicas que actúan en la luz^{14,16}. El trombo también puede modificar la clasificación de la morfología, como en el caso de los pacientes 1, 3, 9 y 10 (tabla I). Por consiguiente, puede usarse el índice de tortuosidad para estudiar el desarrollo y la propagación de un trombo, junto con la morfología de la luz, al igual que la morfología externa del aneurisma.

Se ha demostrado que la morfología de un aneurisma²⁸⁻³² puede evolucionar con el tiempo. Las tentativas previas de modelar el desarrollo del AAA se iniciaron con la asunción de que la aorta es un cilindro^{14,19} con un crecimiento fusiforme uniforme y sacular asimétrico, a pesar de la curvatura normal del vaso³³. El análisis de los cambios seriados de la morfología del aneurisma demuestra un crecimiento no lineal y que la morfología fusiforme y sacular predecibles en la

Tabla III. Datos longitudinales

Paciente	Diámetro (cm)	% cambio	Intervalo (meses)	Área	% Cambio	Tortuosidad	% cambio	Desenlace
1 a	4,3			123		7,2		
b	4,3	0	5	128	4,1	8,5	18,1	
2 a	4,9			78		4,5		
b	4,9	0	6	87	11,5	5,4	20,0	
3 a	5,1			54		2,0		
b	5,6	9,8	12	73	35,2	3,0	50	
4 a	4,9			41		2,7		Observación
b	5,3	8,2	5	48	22,0	3,0	11,1	
5 a	5,1			89		7,4		Observación
b	6,0	17,6	18	242	171,9	12,7	71,6	Rechazó la cirugía

Las letras "a" y "b" representan exámenes separados para el mismo paciente.

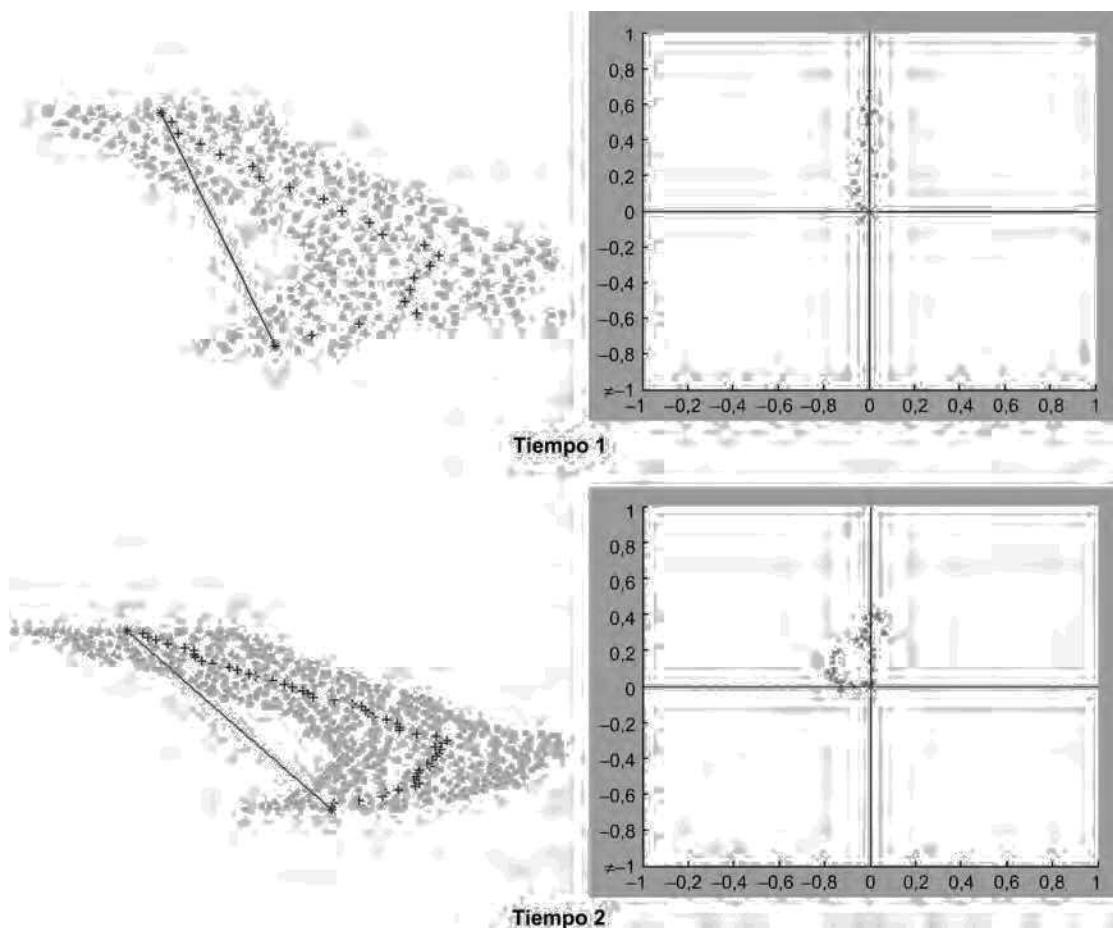


Fig. 5. Cambio de la tortuosidad con el tiempo. Para un paciente que, en último término, experimentó rotura del aneurisma, se muestran la superficie de la luz tridimensional y la proyección de la línea central en dos exámenes secuenciales, que demuestran el desarrollo de tortuosidad.

inmorfología bidimensional no tienen los correspondientes análogos tridimensionales. Los datos del presente estudio permiten clasificar cinco morfologías distintas, lo que sugiere que, potencialmente, los cambios de morfología con el

tiempo pueden dar lugar a patrones complejos de crecimiento. ¿Cómo se usará en último término este modelo de cuantificación de la tortuosidad y la morfología de los AAA en la predicción del potencial de rotura de los aneurismas de pequeño

tamaño? Los datos del presente estudio demuestran que diversos AAA que experimentaron rotura se caracterizaron por un mayor crecimiento fuera del plano que en dirección axial (tabla III), lo que sugiere la utilidad de las determinaciones cuantitativas de la morfología del aneurisma. Se requieren más estudios para establecer una correlación del índice de tortuosidad con la tensión de la pared, según lo calculado por el análisis de elementos finitos, o con la rotura del aneurisma.

El análisis de la tensión del crecimiento y rotura del AAA es un modelo biomecánico fascinante y, estructuralmente, es una función de las propiedades geométricas derivadas de la morfología, curvatura y asimetría. El grupo de Vorp^{13,34} ha documentado que la tensión en la pared del aneurisma y posiblemente el potencial de rotura dependen de la morfología del aneurisma. Además, Fillinger et al¹¹ han demostrado que, utilizando un modelado por ordenador de la geometría tridimensional del AAA, el cálculo de la tensión de la pared parece evaluar el riesgo de rotura con mayor precisión que el diámetro del AAA u otros índices clínicos propuestos previamente. Los hallazgos del presente estudio coinciden con estos estudios pioneros. Dado que es probable que la morfología del aneurisma y la tensión de la pared se correlacionen, los conocimientos sobre la evolución de los cambios de la forma con el tiempo, podrían contribuir a identificar qué morfologías de los aneurismas entrañan un mayor riesgo de desarrollar una tensión patológica y una rotura posterior³⁵⁻³⁷. Si las series de mayor tamaño demuestran que los cambios de la morfología se correlacionan con el potencial de rotura, el cálculo del índice de tortuosidad podría complementar las estrategias de vigilancia actuales.

La potencia del modelo de la presente investigación se basa en que deriva de los datos de los pacientes más que de cálculos hipotéticos. Aunque sólo se analizaron 15 aneurismas, el índice de tortuosidad podría identificar diferencias de la tortuosidad y discriminar los tipos de morfología. En particular, las observaciones sobre el impacto de los trombos en la tortuosidad y la morfología y la capacidad para cuantificar el crecimiento, fuera del plano de sección, de los aneurismas que son objeto de vigilancia podrían reflejar la utilidad del índice de tortuosidad²⁶. Sin embargo, en la evaluación del potencial de rotura, la utilidad de estas determinaciones deberá validarse mediante el examen de una serie más extensa de datos clínicos, con protocolos de adquisición de imágenes e intervalos de los

exámenes estandarizados. Además, el uso de series de datos más extensas permitirá examinar la utilidad de las clases de morfología para predecir la rotura del aneurisma. Por otra parte, la investigación en el área de análisis de la tensión sugiere que será necesario examinar la correspondencia entre ésta y la geometría del aneurisma.

RESUMEN

Los términos *fusiforme* y *sacular* están profundamente consolidados. Los conceptos cualitativos de la morfología del AAA derivan de las proyecciones bidimensionales de las angiografías. La disponibilidad actual de datos tridimensionales permite una caracterización precisa de la morfología de los aneurismas que, en último término, proporcionará una evaluación cuantitativa de la posibilidad de rotura del mismo. La línea central puede funcionar como una representación estructural del aneurisma para describir sumofología y tortuosidad, y permite una consideración separada de la luz, con y sin un trombo asociado. La línea central proporciona un cálculo cuantitativo que puede usarse para la determinación seriada de los cambios tridimensionales con el tiempo y puede ser más sensible que el diámetro transverso exclusivamente.

En general, en pacientes asintomáticos de edad avanzada y con comorbilidades significativas se efectúa una reparación electiva del AAA. La base de esta importante intervención, y de coste elevado, es la prevención de la muerte debida a la rotura. Por esta razón, en esta población, una asistencia apropiada, sin riesgos y rentable depende de una selección de los pacientes para el tratamiento en los que la rotura de la lesión pueda predecirse fiablemente. Usando datos tridimensionales, se ha descrito una clasificación de la morfología de los AAA que, en último término, podrá usarse para orientar la selección más apropiada para el tratamiento. Se requieren estudios adicionales para validar este modelo con el potencial de identificar aquellos aneurismas cuya morfología es propensa a la rotura, seleccionando sólo a este subgrupo de pacientes asintomáticos para una intervención profiláctica.

BIBLIOGRAFÍA

1. Szilagyi DE, Smith RF, DeRusso FJ, et al. Contribution of abdominal aortic aneurysmectomy to the prolongation of life. Ann Surg 1966;164:678-699.
2. Upchurch GR, Jr, Wakefield TW, Williams DM, et al. Abdominal aortic aneurysms. In: Eagle KA, Baliga RR eds.

- Practical Cardiology: Evaluation and Treatment of Common Cardiovascular Disorders. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2003.
3. Huber TS, Lee WA, Ozaki CK, Seeger JM. Abdominal aortic aneurysms. In: Mulholland MW, Lillemoe KD, Doherty GM, et al. eds. Greenfield's Surgery: Scientific Principles & Practice. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2006. pp 1711-1747.
 4. Guirgis EM, Barber GG. The natural history of abdominal aortic aneurysms. Am J Surg 1991;162:481-483.
 5. Brown LC, Powell JY. Participants USAT. Risk factors for aneurysm in patients kept under ultrasound surveillance. Ann Surg 1999;230:289-296.
 6. Darling RC, Messina CR, Brewster DC, Ottlinger LW. Autopsy study of unoperated abdominal aortic aneurysms. The case for early resection. Circulation 1977;56(Suppl. 3): II161-II164.
 7. Hall AJ, Busse EFG, McCarville DJ, Burgess JJ. Aortic wall tension as a predictive factor for abdominal aortic aneurysm rupture: improving the selection of patients for abdominal aortic aneurysm repair. Ann Vasc Surg 2000;14:152-157.
 8. United Kingdom Small Aneurysm Trial Participants. Long-term outcomes of immediate repair compared with surveillance of small abdominal aortic aneurysms. N Engl J Med 2002;346:1445-1452.
 9. Mortality results for randomised controlled trial of early elective surgery or ultrasonographic surveillance for small abdominal aortic aneurysms. Lancet 1998;352:1649-1655.
 10. Fillinger MF, Marra SP, Raghavan ML, Kennedy FE. Prediction of rupture risk in abdominal aortic aneurysm during observation: wall stress versus diameter. J Vasc Surg 2003;37:724-732.
 11. Fillinger MF, Raghavan ML, Marra SP, Cronenwett JL, Kennedy FE. In vivo analysis of mechanical wall stress and abdominal aortic aneurysm rupture risk. J Vasc Surg 2002;36:589-597.
 12. Fillinger MF, Racusin J, Baker R, et al. Anatomic characteristics of ruptured abdominal aortic aneurysm on conventional CT scans: implications for rupture risk. J Vasc Surg 2004;39:1243-1252.
 13. Vorp DA, Raghavan ML, Webster MW. Mechanical wall stress in abdominal aortic aneurysm: influence of diameter and asymmetry. J Vasc Surg 1998;27:632-639.
 14. Raghavan ML, Vorp DA, Federle MP, Makaroun MS, Webster MW. Wall stress distribution on three-dimensionally reconstructed models of human abdominal aortic aneurysm. J Vasc Surg 2000;31:760-769.
 15. Shahcheraghi N, Dwyer HA, Cheer AY, Barakat AI, Rutaganira T. Unsteady and three-dimensional simulation of blood flow in the human aortic arch. J Biomech Eng 2002;124:378-387.
 16. DiMartino ES, Guadagni G, Fumero A, et al. Fluid-structure interaction within realistic three-dimensional models of the aneurysmatic aorta as a guidance to assess the risk of rupture of the aneurysm. Med Eng Phys 2001;23:647-655.
 17. Elger DF, Blackletter DM, Budwig RS, Johansen KH. The influence of shape on the stresses in model abdominal aortic aneurysms. J Biomech Eng 1996;118:326-332.
 18. Finol EA, Keyhani K, Amon CH. The effect of asymmetry in abdominal aortic aneurysms under physiologically realistic pulsatile flow conditions. J Biomech Eng 2003;125:207-217.
 19. Taylor TW, Yamaguchi T. Three-dimensional simulation of blood flow in an abdominal aortic aneurysm—steady and unsteady flow cases. J Biomech Eng 1994;116:89-97.
 20. Dougherty G, Varro J. A quantitative index of the measurement of the tortuosity of blood vessels. Med Eng Phys 2000;22:567-574.
 21. Brinkman AM, Baker PB, Newman WP, Vigorito R, Friedman MH. Variability of human coronary artery geometry: an angiographic study of the left anterior descending arteries of 30 autopsy hearts. Ann Biomed Eng 1994;22:34-44.
 22. Smedby O, Bergstrand L. Tortuosity and atherosclerosis in the femoral artery: what is cause and what is effect? Ann Biomed Eng 1996;24:474-480.
 23. Capowski JJ, Kylstra JA, Freedman SF. A numeric index based on spatial frequency for the tortuosity of retinal vessels and its application to plus disease in retinopathy of prematurity. Retina 1995;15:490-500.
 24. Kimball B, Bui S, Dafopoulos N. Angiographic features associated with acute coronary artery occlusion during elective angioplasty. Can J Cardiol 1990;6:327-332.
 25. Hatokeyama T, Shigematsu H, Muto T. Risk factors for rupture of abdominal aortic aneurysm based on three-dimensional study. J Vasc Surg 2001;33:453-461.
 26. Giannoglou G, Giannakoulas G, Soulis J, et al. Predicting the risk of rupture of abdominal aortic aneurysms by utilizing various geometrical parameters: revisiting the diameter criterion. Angiology 2006;57:487-494.
 27. Everitt BS, Landau S, Leese M. Cluster Analysis. Oxford: Oxford University Press, 2001.
 28. Chaudhuri A, Ansdel LE, Grass AJ, Adisesiah M. Aneurysmal hypertension and its relationship to sac thrombus: a semi-qualitative analysis by experimental fluid mechanics. Eur J Vasc Endovasc Surg 2004;27:305-310.
 29. Kazi M, Thyberg J, Religa P, et al. Influence of intraluminal thrombus on structural and cellular composition of abdominal aortic aneurysmal wall. J Vasc Surg 2003;38:1283-1292.
 30. Mower WR, Quinones WJ, Ganbhir SS. Effect of intraluminal thrombus on abdominal aortic aneurysm wall stress. J Vasc Surg 1997;26:602-608.
 31. Wang DH, Makaroun MS, Webster MW, Vorp DA. Effect of intraluminal thrombus on wall stress in patient specific models of abdominal aortic aneurysms. J Vasc Surg 2002;36:598-604.
 32. Schurink GW, van Baalen JM, Visser MJ, van Bockel JH. Thrombus within an aortic aneurysm does not reduce pressure on the aneurysmal wall. J Vasc Surg 2000;31:501-506.
 33. Fleischmann D, Hastie T, Dannegger F, et al. Quantitative determination of age-related changes in the normal abdominal aorta. J Vasc Surg 2001;33:97-105.
 34. Raghavan ML, Vorp D. Toward a biomechanical tool to evaluate rupture potential of abdominal aortic aneurysm: identification of a finite strain constitutive model and evaluation of its applicability. J Biomech 2000;33:475-482.
 35. Kurvers H, Veith FJ, Gargiulo NJ, et al. Discontinuous, staccato growth of abdominal aortic aneurysms. J Am Coll Surg 2004;199:709-715.
 36. Thubrikar MJ, Al-Soudi J, Robicsek F. Wall stress studies of abdominal aortic aneurysm in a clinical model. Ann Vasc Surg 2001;15:355-366.
 37. Ekaterinaris JA, Ioannou CV, Katsamouris AN. Flow dynamics in expansions characterizing abdominal aorta aneurysms. Ann Vasc Surg 2006;20:351-359.