

Investigación clínica

Variación y evolución de la distensibilidad de los aneurismas aórticos abdominales tras la colocación de endoprótesis: valoración con eco-Doppler tisular

Anne Long¹, Laurence Rouet², Fabien Vitry³, Jean Noel Albertini⁴, Claude Marcus⁵ y Claude Clement⁴, Reims y Suresnes, Francia

Las técnicas de imagen habituales tras la reparación endovascular de los aneurismas (REVA) en casos de aneurismas aórticos abdominales (AAA) están destinadas a monitorizar el diámetro del AAA y detectar endofugas. Entre los parámetros predictivos adicionales propuestos para identificar mejor los subgrupos de AAA que siguen presentando riesgo de rotura, se ha estudiado la motilidad de la pared tras la REVA, pero no se ha establecido de forma clara su utilidad. La eco-Doppler tisular (TDI) es una modalidad ecográfica que permite realizar mediciones de la motilidad parietal a lo largo de un segmento arterial. El objetivo de este estudio fue analizar la motilidad de la pared del AAA mediante TDI antes y después de la REVA y describir su evolución en los pacientes con un seguimiento mayor de 1 mes. Se obtuvo el consentimiento informado de 25 pacientes consecutivos sometidos a REVA entre febrero de 2005 y junio de 2007 para ser estudiados de forma prospectiva mediante el sistema TDI antes de la REVA y en cada visita del seguimiento. La media del seguimiento fue de 13,7 (DE 9,7) meses. La media de la dilatación máxima del segmento (MDMS), la distensibilidad del segmento, la dilatación, el módulo elástico presión-deformación (Ep), y la rigidez se compararon entre 3 períodos (antes de la colocación del *stent*, antes del alta, y en el último seguimiento), y se analizó su relación con el diámetro del AAA. Se observó una reducción significativa en la distensibilidad del AAA inmediatamente tras la REVA, que permaneció estable durante el seguimiento posterior. Por otro lado, el diámetro del AAA disminuyó progresivamente con el tiempo y fue estadísticamente menor en el último control en comparación con los valores iniciales. La MDMS, la distensibilidad del segmento, y la dilatación del diámetro máximo estuvieron relacionadas directamente con el diámetro del AAA. Esto significa que cuanto mayor es el diámetro del AAA tras la colocación del *stent*, mayor es la magnitud que cabe esperar para estos parámetros. Por el contrario, los porcentajes de reducción del diámetro del AAA y de la MDMS no estuvieron relacionados tras una REVA satisfactoria. No existió ningún paralelismo entre la pérdida de distensibilidad y la reducción del diámetro a lo largo del tiempo, y no existe un único patrón respecto al diámetro del AAA y la evolución de la distensibilidad tras la REVA. A pesar de que la comparación entre pacientes con y sin endofugas fue débil debido al tamaño reducido de la muestra del primer

DOI of original article: 10.1016/j.avsg.2008.08.006.

¹Vascular Medicine, Centre Hospitalier Universitaire de Reims, Reims, Francia.

²Philips Medical Systems Research Paris Group, Suresnes, Francia.

³Centre de Recherche, d'Investigation Clinique et d'Aide Méthodologique (CRICAM), Centre Hospitalier Universitaire de Reims, Reims, Francia.

⁴Vascular Surgery, Centre Hospitalier Universitaire de Reims, Reims, Francia.

⁵Radiology, Centre Hospitalier Universitaire de Reims, Reims, Francia.

Correspondencia: Anne Long, Unit of Vascular Medicine, Centre Hospitalier Universitaire de Reims, Hôpital Robert Debré, rue du Professeur Kochman, 51092 Reims Cedex, Francia. Correo electrónico: along@chu-reims.fr

Ann Vasc Surg 2009; 23: 49-59

DOI: 10.1016/j.avsp.2008.08.008

© Annals of Vascular Surgery Inc.

grupo (5 pacientes con endofuga), la distensibilidad tendió a ser mayor en casos de endofuga. La motilidad de la pared del AAA tras una REVA satisfactoria refleja las complejas interacciones entre todos los componentes del aneurisma tratado con endoprótesis que evolucionan a lo largo del tiempo, incluida la distensibilidad real de la propia pared del aneurisma; la presión del saco intraaneurismático con diferentes posibles efectos en cuanto a la presión máxima, media y del pulso; el remodelado del trombo; las características de rigidez del implante; y la presión sistémica. La combinación de los registros simultáneos de la MDMS con las determinaciones reales de la presión intrasacular en los pacientes con y sin endofuga mejoraría nuestro conocimiento del mecanismo de la pulsatilidad clínica en el AAA tras la REVA.

INTRODUCCIÓN

La reparación endovascular de aneurismas (REVA) es un tratamiento alternativo a la cirugía abierta propuesta en pacientes de alto riesgo con una anatomía adecuada del aneurisma para prevenir su rotura. El principio de la REVA consiste en la protección del aneurisma de las variaciones de presión sistólica/diastólica intraaórtica. Tras la implantación satisfactoria de la endoprótesis, el principal criterio de éxito técnico es la retracción del AAA alrededor de la misma; pero la persistencia o la recurrencia de la presurización del aneurisma debido a una endofuga detectable pueden conducir a un nuevo agrandamiento del aneurisma aórtico abdominal (AAA) y a su rotura¹. En algunos casos, el diámetro del AAA aumenta sin que exista prueba de fuga; este concepto, conocido como "endotensión", puede provocar también la rotura del AAA².

Es necesario un seguimiento periódico tras una REVA, y la vigilancia habitual consiste en la monitorización del diámetro del AAA y la detección de una posible endofuga mediante una angiografía por tomografía computerizada (angioTC) y/o ecografía. Sin embargo, se han descrito roturas a pesar del seguimiento periódico³. Por tanto, la existencia de parámetros predictivos adicionales ayudaría a definir subgrupos de AAA que seguirían presentando riesgo de rotura tras una REVA.

Wilson et al⁴ demostraron que un cambio en la distensibilidad de un AAA era un factor predictivo de riesgo de rotura, independientemente del diámetro del AAA, por lo que propusieron incluir la distensibilidad en todos los programas de monitorización de AAA, además de otros factores. Sin embargo, solamente algunos estudios se han centrado en la motilidad de la pared del AAA tras la REVA⁵⁻⁸. Aunque se haya estudiado con anterioridad una relación *in vitro* entre la endofuga, la presión intrasacular, y la pulsatilidad del AAA⁹, sigue desconociéndose su posible relación con el riesgo de rotura en humanos. Una razón podría ser que los sistemas utilizados para medir la motilidad de la pared arterial no están

extendidos por lo que este parámetro no se ha estudiado de forma rutinaria en la práctica clínica tras la REVA.

El sistema de TDI desarrollado por Philips Medical Systems (Eindhoven, Holanda) es un sistema original de medición de la motilidad de la pared arterial que analiza los desplazamientos sistólicos/diastólicos durante los ciclos cardíacos¹⁰. Este sistema se basa en el TDI, un modo ecográfico que permite medir pequeños desplazamientos tisulares con una exactitud de pocas micras¹¹. La motilidad de la pared arterial se estudia junto con un segmento arterial y con un diámetro arterial determinado. El sistema TDI se ha utilizado con anterioridad para analizar la motilidad de la pared aórtica abdominal y la distensibilidad en individuos sanos¹² y en pacientes con AAA^{13,14}. Aplicado al AAA, permite el análisis segmentario de los desplazamientos de las paredes del aneurisma desde una vista longitudinal, además de proporcionar datos sobre un diámetro seleccionado, en particular el diámetro máximo anteroposterior (AP). Además, la visualización por pantalla de los resultados proporciona una visión espacial de los movimientos del AAA durante toda la secuencia registrada.

El objetivo de este estudio fue utilizar el sistema TDI para investigar los AAA tras la REVA y describir la evolución de la motilidad de su pared antes y después de la reparación endovascular en pacientes con un seguimiento mayor de 1 mes.

MÉTODOS

Descripción del sistema TDI

El sistema TDI se ha descrito en detalle con anterioridad¹²⁻¹⁴. Los principales aspectos del sistema se detallan más arriba.

Principio del sistema TDI. Se adquiere una visión longitudinal en modo B del AAA asociada al TDI, utilizando una sonda abdominal curva de 5-2 MHz (equipo de ultrasonido scanner HDI 5000, Philips Medical Systems). Cada secuencia incluye varios ciclos cardíacos. El procesado de la secuencia con

un software especo (Philips Medical System Research, Suresnes, Francia) comprende la identificación de las paredes anterior y posterior del AAA en la imagen ecográfica, la cuantificación de la motilidad utilizando la información TDI, y la visualización de los resultados.

La identificación de las paredes anterior y posterior del AAA consiste en la representación de la interfaz entre cada pared y los tejidos circundantes en una imagen de la secuencia utilizando la segmentación semiautomática. La identificación de la pared se propaga automáticamente en cada imagen de la secuencia.

La cuantificación de la motilidad parietal del AAA se basa en la velocidad instantánea del desplazamiento de cada punto localizado en las paredes anterior y posterior del AAA, que proporciona la modalidad TDI. La información de la velocidad se integra entonces en función del tiempo, para proporcionar el desplazamiento de cada pared del AAA durante la secuencia de imágenes. Los desplazamientos se corrigen para compensar el ángulo Doppler. La combinación de los desplazamientos de la pared anterior y posterior proporciona la cuantificación de la motilidad parietal del AAA. Esto brinda información sobre los cambios en el diámetro del AAA a lo largo del segmento explorado durante varios ciclos cardíacos (información espacio-temporal).

Visualización de los resultados. En cada cuadro de la secuencia, la pantalla muestra la pared anterior y posterior y sus desplazamientos. Los cambios en el diámetro (o dilatación) sistólicos y diastólicos se definen como la suma de los desplazamientos anterior y posterior. Son posibles dos modos de análisis, el análisis del AAA (análisis segmentario) y el análisis de un diámetro de interés. El primero consiste en analizar el movimiento sistólico y diastólico de la pared del AAA en una vista longitudinal (movimiento espacial) durante la secuencia (movimiento temporal). El segundo consiste en analizar el movimiento sistólico y diastólico de la pared de una sección de interés. La variación máxima sistólica/diastólica de este diámetro se denomina "dilatación".

Protocolo de análisis de la secuencia. Pueden extraerse dos tipos de información tras el procesado de la secuencia. En primer lugar, el software calcula automáticamente la media de la dilatación máxima del segmento (MDMS) a través de la secuencia grabada. Un punto localizado en la pared anterior del AAA se asocia con el punto del mismo haz TDI localizado en la pared posterior^{12,13}. Así, la MDMS se calcula según el protocolo que se refiere a continuación. En primer lugar, se calcula la media de la dilatación máxima sistólica/diastólica de cada

par de puntos a lo largo del segmento del AAA en un ciclo cardíaco. Esta media segmentaria ("espacial") se repite para cada ciclo cardíaco. Posteriormente, las medias segmentarias se promedian temporalmente sobre los ciclos cardíacos formando la secuencia. Esta medición se ha esquematizado gráficamente en publicaciones anteriores^{13,14}. La MDMS proporciona un resumen de información espacio-temporal sobre la motilidad de la pared de todo el AAA. En caso de irregularidades entre ellos, los ciclos de interés se seleccionan de forma manual, se calcula la dilatación sistólica/diastólica máxima de todos los pares de puntos (medias "espaciales") para cada ciclo cardíaco seleccionado y se promedian temporalmente. En segundo lugar, se selecciona el diámetro AP máximo del AAA durante la sístole (Dsist) y automáticamente se calcula su dilatación correspondiente. El diámetro diastólico (Ddiast) se calcula entonces como Dsist - Dilatación.

Definiciones de los parámetros

Se estudiaron 5 parámetros para estimar la distensibilidad de la pared del AAA en este estudio (tabla I). Dos de ellos determinaban el comportamiento del segmento del AAA: la MDMS (μm) y la distensibilidad del segmento ($\mu\text{m}/\text{Pa}$). El resto de los parámetros caracterizaron el comportamiento del AAA en su diámetro AP máximo: dilatación (μm), módulo elástico presión-deformación (E_p , Pa), y rigidez. El E_p y la rigidez expresan la rigidez parietal; es decir, "cuanto mayor es E_p y β , menos elástica es la arteria y menor la distensibilidad de la pared arterial"¹⁵.

Validación previa del sistema

El sistema TDI se ha validado previamente *in vitro* utilizando una simulación de flujo¹², y posteriormente en 24 voluntarios sanos y en 35 pacientes con AAA^{14,16,17}. La validación clínica incluyó un estudio de reproducibilidad y comparaciones entre los valores de los parámetros obtenidos con el TDI y los datos ya publicados^{14,16}.

En lo que respecta al AAA, la reproducibilidad interobservador para la MDMS y para la dilatación arrojaron, respectivamente, una diferencia media (límite de aceptabilidad del 95%) en los valores entre $19 \mu\text{m}$ (-80, 118) y $19 \mu\text{m}$ (-140, 178) y entre -21 (-395, 353) y -1 (-328, 326) μm ¹³.

Pacientes

En el estudio participaron 26 pacientes consecutivos sin rotura de AAA, sometidos a reparación endovascular en nuestro centro entre febrero de 2005 y junio de 2007. Se obtuvo el consentimiento

Tabla I. Parámetros de la distensibilidad

Parámetros de la distensibilidad	Definición	Referencia bibliográfica
Parámetros segmentarios		
MDMS (μm)	Media de la dilatación máxima segmentaria	12, 13
Distensibilidad segmentaria ($\mu\text{m}/\text{Pa}$)	$[2 \text{ MDMS}]/\text{PP}^{\text{a}}$	12, 13
Parámetros del diámetro máximo		
Dilatación (μm)	Variación sistólica/diastólica máxima del diámetro seleccionado	5
Módulo elástico presión-deformación (Ep)	$[\text{PP}]/[\text{dilatación}/\text{Ddiast}]$ (Pa) igual a PP (Dsist/dilatación - 1)	16
Rigidez (β)	$[\log_e (\text{PA sistólica}/\text{PA diastólica})]/[\text{dilatación}/\text{Ddiast}]^{\text{b}}$ igual a $\log_e [(\text{PA sistólica}/\text{PA diastólica}) \bullet (\text{Dsist}/\text{dilatación} - 1)]$	17

Ddiast: diámetro diastólico; Dsist: diámetro durante la sístole; MDMS: media de la dilatación máxima del segmento; Pa: pascal.

^aPresión del pulso (PP) = variación en la presión arterial sistólica-diastólica, y PP (mmHg) se convierte en PP (Pa) utilizando la ecuación $\text{PP (Pa)} = 133,3 \text{ PP (mmHg)}$.

^bPA sistólica y PA diastólica son los niveles máximos de presión arterial sistólica y telediastólica, respectivamente.

informado para ser estudiados de forma prospectiva mediante el sistema TDI antes de la colocación de la endoprótesis y en cada visita del seguimiento. El estudio se realizó tras ser revisado por el comité de ética del centro. Un paciente falleció debido a un cáncer vesical diseminado 2 meses después de la REVA y fue excluido del estudio porque solamente se dispuso del primer control TDI antes del alta. En este estudio prospectivo se incluyeron 25 pacientes con un seguimiento de como mínimo 3 meses.

En la [tabla II](#) se presenta una descripción de la totalidad de la población.

Procedimiento del TDI

El estudio se realizó por un especialista vascular sénior con experiencia en ecografía vascular. Se conectó un ordenador portátil al equipo ecográfico HDI 5000 (Compac Presario 1700; Compac Computer, Houston, TX) que contenía el software prototipo.

El protocolo estandarizado fue el siguiente. Tras un estudio ecográfico rutinario del AAA, el mismo observador registró de forma sucesiva vistas longitudinales del AAA antes y después de colocar la endoprótesis en modo B y TDI con la misma sonda abdominal de 5-2 MHz durante un período de apnea de 10 s (≈ 230 cuadros). Ambas secuencias fueron transferidas al ordenador. Se renombraron las secuencias, se guardaron en el disco duro del ordenador y se analizaron posteriormente. La calidad del examen fue la adecuada, aun en presencia de obesidad o gas intestinal. Se registró la presión arterial braquial derecha e izquierda de forma no invasiva con el mismo monitor automático de presión arterial (Omron M4; Omron, Kioto, Japón), y se conservó la presión más alta.

Las secuencias fueron analizadas por el mismo observador. Mediante el software específico se obtuvieron para cada individuo la MDMS, la dilatación del diámetro AP máximo, y la Ddiast correspondiente. Entonces se calcularon los parámetros de distensibilidad. El tiempo necesario para la totalidad de las secuencias (desde la obtención de los datos hasta el cálculo de los valores finales) podría estimarse en unos 15-20 min por paciente.

Seguimiento

El seguimiento se realizó según las recomendaciones de la Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé^{18,19}. Antes del alta, los pacientes fueron sometidos a RX abdominales, TC, y estudio ecográfico rutinario realizado durante la misma sesión del TDI. Las visitas se programaron a los 3, 6, 12, 18, y 24 meses, y posteriormente cada año. El estudio TDI no modificó el calendario. En cada visita, los pacientes fueron evaluados mediante un examen clínico y los 3 exámenes mediante técnicas de imagen descritos antes. Pudieron programarse visitas adicionales a criterio del cirujano, especialmente en caso de endofuga o aumento del AAA.

Todas las TC se realizaron con un tomógrafo espiral multidetector (Somatom Sensation 16; Siemens Medical Solutions, Forchheim, Alemania). La TC consistió en una técnica en 3 fases: sin contraste, fase arterial y adquisición diferida de 2 min, escaneando la región desde la aorta torácica distal hasta la bifurcación femoral. La reconstrucción de la imagen se realizó con secciones de un grosor de 1 mm y un incremento de reconstrucción de 0,50 mm utilizando un *kernel* vascular bajo. Las ecografías fueron realizadas por el mismo especialista sénior con experiencia en ecografía vascular, particularmente

Tabla II. Características clínicas de los pacientes antes de la colocación de la endoprótesis

Variable	Individuos (n = 25)
Sexo (hombre/mujer)	22/3
Media de edad (\pm DE)	75 (\pm 8,9)
Fumador	
Actual	7
No en la actualidad	12
No	6
Dislipidemia	
Sí, sin tratamiento	2
Sí, en tratamiento	14
No	9
Diabetes	
Sí, sin tratamiento	1
Sí, en tratamiento	3
No	21
Hipertensión arterial	
Sí, sin tratamiento	3
Sí, en tratamiento	13
No	9
Frecuencia cardíaca (\pm DE)	69 (\pm 13)
Media de PA sistólica (\pm DE) (mmHg)	148 (\pm 22)
Media de PA diastólica (\pm DE) (mmHg)	88 (\pm 11)
Media de presión del pulso (\pm DE) (mmHg)	60 (\pm 15)
Media de presión del pulso (\pm DE) (Pa)	7.994 (\pm 2.056)
Aneurisma, media del diámetro AP (\pm DE) (mm)	54,3 (\pm 7,6)
Stent recubierto	
Zenith	
Bifurcado	11
Aortouniilíaco	3
Fenestrado	2
Aorfix	
Bifurcado	5
Aortouniilíaco	1
Endologix	
Bifurcado	3

AP: anteroposterior; DE: desviación estándar; PA: presión arterial; Pa: pascal.

en la monitorización de los AAA tras la colocación de endoprótesis, utilizando el mismo equipo (ecógrafo Philips HDI 5000 con sonda abdominal C5-2). El análisis TDI siguió al examen rutinario. No realizamos ecografías con contraste. Aunque la presencia de endofugas se determinó tanto en la TC como en la ecografía, la TC fue el patrón de referencia del diagnóstico.

Cuatro pacientes fallecieron tras el primer mes. Las causas del fallecimiento fueron una insuficiencia respiratoria aguda a los 12 meses, una fractura de cadera a los 12 meses, un cáncer de próstata metastásico a los 14 meses, y una muerte súbita inexplicada a los 16 meses en un paciente con

retracción del AAA. La última visita anterior al fallecimiento se consideró la última visita de seguimiento.

Cinco pacientes presentaron una endofuga detectable diagnosticada tanto con la TC como con la ecografía (tabla III). Un paciente fue sometido a una embolización satisfactoria a los 4,5 meses, 2 pacientes presentaron endofugas recurrentes tras la embolización (uno de ellos seguía esperando tratamiento adicional cuando finalizó el estudio), un paciente fue sometido a una cirugía abierta satisfactoria, y el último se mantuvo bajo vigilancia.

Análisis de los datos y métodos estadísticos

El diámetro del aneurisma se expresó como media (desviación estándar, DE) y mediana (mín.-máx.). El cambio relativo en el diámetro fue el porcentaje de variación comparado con el diámetro inicial. Los parámetros de distensibilidad se expresaron como medianas (intervalo intercuartil [IIC]) porque no pudieron asumirse valores de distribución normal. Para cada parámetro, el cambio relativo fue el porcentaje de variación comparado con el valor inicial.

Los parámetros de distensibilidad segmentaria del diámetro AP máximo se calcularon en la totalidad de la población en 3 períodos: antes de la colocación de la endoprótesis, antes del alta tras la colocación (denominado "control temprano"), y tras el primer mes hasta el final del seguimiento. El control temprano se realizó en todos los pacientes durante el primer mes.

El mismo análisis se realizó en los pacientes sin endofuga; además, 1) se compararon los parámetros de la distensibilidad entre los 3 períodos, y 2) se estudió la existencia de una relación entre los parámetros de la distensibilidad y el diámetro del AAA tras la colocación del stent.

Se calcularon los parámetros de la distensibilidad en los pacientes con endofuga durante todo el seguimiento y se analizaron de forma específica antes de la colocación de la endoprótesis, antes del alta, y justo antes del tratamiento adicional (4 pacientes) o en el último control tras la colocación (1 paciente). Las pruebas realizadas fueron el test t de Student con datos aparejados para el diámetro del AAA, y el test de Wilcoxon para otros parámetros. Las comparaciones con los pacientes sin endofuga se realizaron utilizando el test no paramétrico de Mann-Whitney. Las correlaciones se analizaron mediante el coeficiente de correlación de Spearman. El umbral de significancia se estableció en 0,05. Los cálculos estadísticos se realizaron utilizando el programa SAS v. 8.0 (SAS Institute, Cary, NC).

Tabla III. Pacientes con endofuga (n = 5): descripción

	Tipo	Momento del diagnóstico	Control temprano	Tratamiento y resultados	Último control
Paciente 1	II	Técnica imagen postoperatoria	Presente	Embolización a los 12 meses, persistencia; aumento del diámetro, embolización adicional programada	Antes de la embolización
Paciente 2	II	Técnica imagen postoperatoria	Presente	Embolización a los 2,5 meses, persistencia; fallecimiento por fractura de cadera a los 12 meses	Antes de la embolización
Paciente 3	II	20 meses	Ausente	Vigilancia	Momento del diagnóstico (20 meses)
Paciente 4	II	4,5 meses	Ausente	Embolización a los 4,5 meses, éxito	Antes de la embolización
Paciente 5	I	Técnica imagen postoperatoria	Presente	Cirugía abierta a los 9 meses	Antes de la cirugía abierta

Estudio de reproducibilidad

Se analizaron 42 adquisiciones de forma doble ciego y por parte de dos observadores independientes (A. L. y L. R.). La reproducibilidad se basó en el análisis de las diferencias entre dos determinaciones para cada individuo. Los parámetros analizados fueron la MDMS y la dilatación. Para cada parámetro, la diferencia media fue el promedio de las diferencias entre todos los pares de mediciones en todos los individuos. Los límites de aceptabilidad del 95% fueron (media $-2 * DE$, media $+2 * DE$), donde la media y la DE fueron la media aritmética y la desviación estándar de estas diferencias, respectivamente. Los resultados se expresaron como promedio de la diferencia²⁰ (límite de aceptabilidad del 95%).

RESULTADOS

Todos los pacientes (n = 25)

La media (DE) del seguimiento fue de 13,7 (9,7) meses. Durante este período, se realizaron un total de 89 adquisiciones, una por paciente antes del alta (25 adquisiciones) y 64 posteriormente, lo que corresponde a una media de 3,56 adquisiciones (intervalo 2-8) por paciente tras la colocación de la endoprótesis.

El diámetro AP máximo del AAA y los valores de los parámetros de la distensibilidad del AAA antes del tratamiento y durante el seguimiento se presentan en la [tabla IV](#).

Pacientes sin endofuga (n = 20)

La media (DE) del seguimiento fue de 12,8 meses (8,3). Durante este período, se realizaron un total

de 66 adquisiciones, una por paciente antes del alta (20 adquisiciones) y 46 posteriormente, lo que corresponde a una media de 3,3 (intervalo 2-6) adquisiciones por paciente tras la colocación de la endoprótesis.

El diámetro AP máximo del AAA y los valores de los parámetros de la distensibilidad del AAA antes del tratamiento y durante el seguimiento se presentan en la [tabla V](#). Ningún paciente presentó un aumento del diámetro durante el seguimiento.

El diámetro del AAA disminuyó gradualmente tras la reparación endovascular ([fig. 1](#)). No se observó ninguna reducción significativa entre la medición preoperatoria y el control temprano antes del alta. La última medición del diámetro mostró una reducción significativa en comparación con las mediciones preoperatorias y tempranas tras la colocación de la endoprótesis ($p < 0,0001$).

La MDMS, la distensibilidad segmentaria, y la dilatación del diámetro AP máximo se redujeron de forma significativa entre la medición preoperatoria y el control temprano antes del alta ($p < 0,0001$) pero no durante el seguimiento posterior ([fig. 2](#)). El Ep y la rigidez del diámetro AP máximo aumentaron de forma significativa entre la medición preoperatoria y el control temprano antes del alta ($p < 0,0001$) pero no durante el seguimiento posterior.

La relación entre el diámetro del AAA y los parámetros de la distensibilidad durante el seguimiento tras el tratamiento se presenta en la [tabla VI](#). La MDMS, la distensibilidad segmentaria, y la dilatación del diámetro máximo estuvieron correlacionadas directamente con el diámetro del AAA. Esto significa que cuanto mayor es el diámetro del AAA tras la colocación de la endoprótesis, cabe esperar que estos parámetros sean más elevados. Por

Tabla IV. Totalidad de la población (n = 25): parámetros de la distensibilidad antes del tratamiento, antes del alta tras la colocación de la endoprótesis (control temprano), y en el último control tras la colocación de la endoprótesis

	Antes de colocación de endoprótesis	Control temprano	Último control ^a
Diámetro AP del aneurisma (μm)			
Media (DE)	54,3 (7,6)	54,2 (7,6)	47,76 (8,68)
Mediana (mín.-máx.)	53 (43-75)	53 (40-73)	48 (31-68)
Parámetros de la distensibilidad, mediana (Q1-Q3)			
Segmentaria			
MDMS ^b (μm)	978 (724,5-1.505,5)	255 (145-363)	174 (83-320)
Distensibilidad segmentaria ($10^{-2} \mu\text{m}/\text{Pa}$)	26,1 (18,3-32,3)	7,2 (3,5-8,6)	4,7 (2,5-7,0)
Diámetro AP máximo			
Dilatación (μm)	1.312 (960-1.697)	325 (227-540)	266 (167-427)
Ep (10^5 Pa)	3,3 (2,2-4)	11,7 (6,9-19,8)	13 (7,5-20,4)
Rigidez	20,7 (16-25,3)	85,7 (56,4-130,2)	98,5 (54,3-131,8)

AP: anteroposterior; DE: desviación estándar; Ep: módulo elástico presión-deformación; MDMS: media de la dilatación máxima del segmento, Pa: pascal.

^aMedia (DE) seguimiento: 13,7 meses (9,7).

^bMedia de la dilatación máxima segmentaria.

el contrario, el cambio relativo en el diámetro del AAA no estuvo correlacionado con el cambio relativo en los valores de la distensibilidad. El porcentaje de reducción de la MDMS no fue predictivo del porcentaje de reducción del diámetro, y viceversa.

Pacientes con endofuga (n = 5)

La media (DE) del seguimiento fue de 17,2 meses (9,7). Durante este período, se realizaron un total de 23 adquisiciones, una por paciente antes del alta (5 adquisiciones) y 18 posteriormente, lo que corresponde a una media de 4,6 adquisiciones (intervalo 2-8) por paciente tras la colocación del *stent*.

El diámetro AP máximo del AAA y los valores de los parámetros de la distensibilidad del AAA antes de la colocación del *stent* y durante el seguimiento se presentan en la *tabla VII*. Aunque pudo observarse una tendencia al aumento del diámetro del AAA, no fue estadísticamente significativa. Así mismo, la MDMS, la distensibilidad segmentaria, y la dilatación del diámetro AP máximo tendieron a disminuir entre el preoperatorio y el control temprano y final, pero no de forma estadísticamente significativa. Por el contrario, el Ep y la rigidez tuvieron una tendencia ascendente, aunque no de forma estadísticamente significativa.

Tres pacientes con endofuga de tipo II fueron sometidos a embolización, con resultado satisfactorio en uno de ellos. En este paciente, la MDMS se redujo en un 42% (de 241 hasta 139 μm) en el siguiente control realizado 5 meses después del tratamiento y el diámetro del AAA se redujo de 50 a 40

mm; los valores posteriores permanecieron estables. En el segundo paciente, la MDMS se redujo en un 55% (de 390 a 174 μm) 2 semanas después de la embolización y se redujo aún más hasta 67 μm 3 meses después de la embolización incluso ante la persistencia de endofuga; el diámetro del AAA permaneció estable sobre los 50 mm hasta el fallecimiento (fractura de cadera). El tercer paciente presentó un aumento de la MDMS y del diámetro del AAA, y se programó una segunda embolización tras finalizar el estudio.

La comparación con los pacientes sin endofuga demostró que el diámetro del AAA y los parámetros de la distensibilidad no difirieron de forma significativa antes de la colocación de la endoprótesis. La MDMS y la dilatación fueron significativamente menores y el Ep y la rigidez significativamente mayores en los pacientes sin endofuga en el control temprano. Las diferencias no fueron estadísticamente significativas en el último control.

Estudio de reproducibilidad

La reproducibilidad interobservador para la MDMS arrojó una diferencia promedio (límite de aceptabilidad del 95%) en cifras de -6 ($-99,9, 87$) μm . La reproducibilidad interobservador para la dilatación arrojó una diferencia promedio (límite de aceptabilidad del 95%) en cifras de 4 ($-279, 288$) μm .

DISCUSIÓN

El diámetro del AAA y la detección de la endofuga son los dos parámetros principales monitorizados

Tabla V. Pacientes sin endofuga (n = 20): parámetros de la distensibilidad antes de la endoprótesis (control inicial), antes del alta tras la colocación (control temprano) y en el último control tras la colocación y comparación entre los períodos de control

	Antes de colocación de la endoprótesis	Control temprano	Último control ^a	Antes de colocación de endoprótesis vs. control temprano	Antes de colocación de la endoprótesis vs. último control	Control temprano vs. último control
Diámetro AP del AAA (μm) ^b						
Media (DE)	55 (7,9)	55 (7,8)	46,65 (8,43)	0,91	< 0,0001	< 0,0001
Mediana [mín.-máx.]	54,5 [43-75]	56 [40-73]	47,5[31-68]			
Parámetros de la distensibilidad ^c						
Mediana [Q1-Q3]						
Segmentaria						
MDMS (μm)	1.032 [765-1.524]	236 [137-297]	182,5 [82,8-308]	< 0,0001	< 0,0001	0,14
Distensibilidad segmentaria ($10^{-2} \mu\text{m}/\text{Pa}$)	28,6 [17,8-36,5]	6,3 [3,5-8]	4,8 [2,3-6,7]	< 0,0001	< 0,0001	0,23
Diámetro AP máximo						
Dilatación (μm)	1.364 [995-1.741]	294 [222-403]	260,5 [145,5-391,8]	< 0,0001	< 0,0001	0,59
Ep (10^5 Pa)	3,3 [2,2-4,3]	14,1 [10-22,2]	14,3 [7,7-21,1]	< 0,0001	< 0,0001	0,34
Rígidez	20,5 [15,4-24,5]	95,7 [66,7-147]	98,8 [55,1-144,9]	< 0,0001	< 0,0001	0,52

AAA: aneurisma; AP: anteroposterior; DE: desviación estándar; Ep: módulo elástico presión-deformación; MDMS: media de la dilatación máxima segmentaria; Pa: pascal.

^aEl último control se realizó con un seguimiento medio (DE) de 12,8 meses (8,3).

^bPrueba t de Student.

^cTest de Wilcoxon.

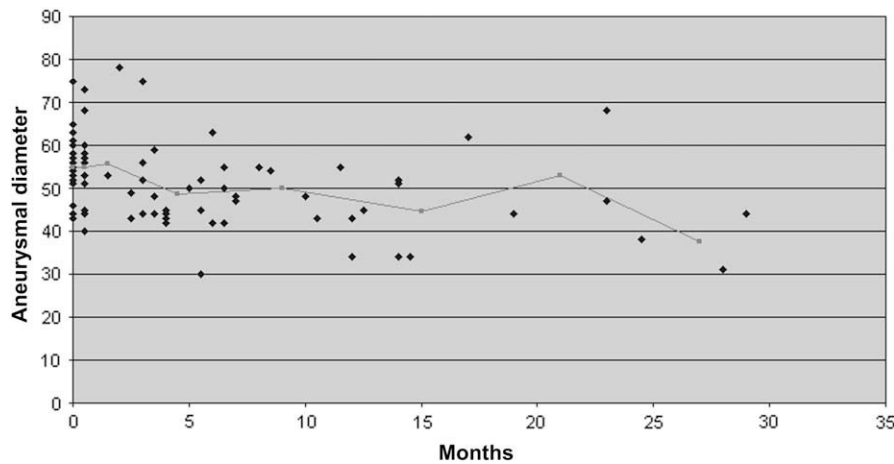


Fig. 1. Evolución del diámetro del AAA durante el seguimiento tras la reparación endovascular satisfactoria, que muestra una reducción gradual tras el tratamiento. La disminución del diámetro en el último control fue significativa en comparación con los diámetros preoperatorio y temprano tras la colocación de la endoprótesis.

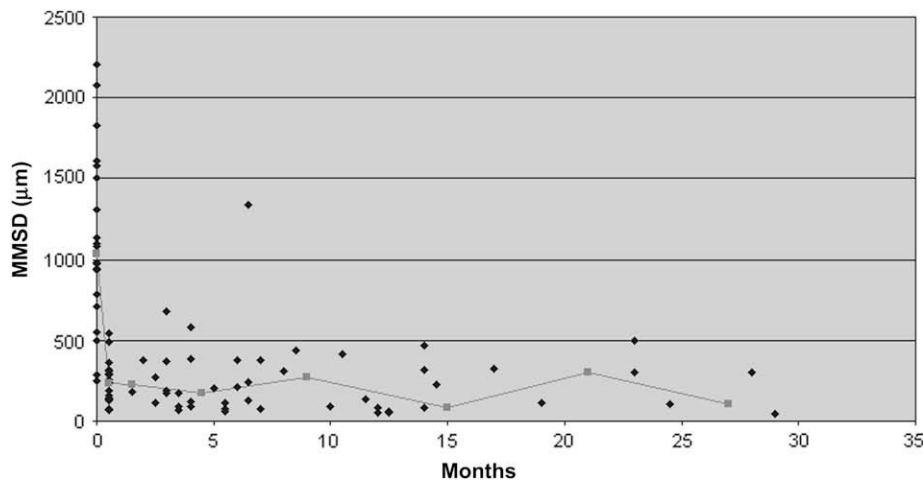


Fig. 2. Evolución de la MDMS durante el seguimiento tras la reparación endovascular satisfactoria, que muestra una reducción significativa entre la medición preoperatoria y el control temprano antes del alta, pero no durante el seguimiento posterior. MMSD: media de la dilatación máxima del segmento.

tras la REVA para poder identificar los subgrupos de pacientes con AAA que aún presentan riesgo de rotura tras el tratamiento. Sin embargo, estos parámetros son insuficientes, dado que se han notificado casos de rotura a pesar del seguimiento periódico basado en estas mediciones³. El objetivo de este estudio fue investigar otros parámetros para mejorar el seguimiento de los pacientes tras la REVA.

La rotura se produce cuando la tensión de la pared del aneurisma sobrepasa la resistencia a la tracción de la pared aórtica. Dado que la tensión parietal del aneurisma está relacionada con la presión arterial y que la reducción de la presión intrasacular tras la REVA puede reducir la tensión

parietal²¹, la vigilancia de la presión del saco aneurismático podría ser otro parámetro importante durante el seguimiento tras la REVA. Una revisión reciente²² informó de una reducción de la presión de pulso intrasacular tras una REVA satisfactoria, pero destacó variaciones en los valores de la presión descritos en la literatura, incluso con el mismo tipo de endofuga. Además, la medición de la presión del saco aneurismático que indica la presurización del AAA requiere un equipo sofisticado y no es una práctica rutinaria.

Otro enfoque podría basarse en la relación entre la presión del saco intraaneurismático y la motilidad parietal del AAA. Schuring et al²³ demostraron, en un estudio realizado en animales, que la motilidad

Tabla VI. Pacientes sin endofuga (n = 20): relación entre los parámetros de la distensibilidad y el diámetro del AAA durante el seguimiento tras la colocación de la endoprótesis (66 registros) y los valores p correspondientes

Parámetros de la distensibilidad		Diámetro del AAA	
Valor absoluto		Valor absoluto	
		Coefficiente de correlación (Spearman)	p
MDMS (μm)		0,384	0,0014
Distensibilidad segmentaria ($10^{-2} \mu\text{m}/\text{Pa}$)		0,379	0,0017
Dilatación (μm)		0,297	0,015
Ep (10^5 Pa)		-0,0236	0,85
Rigidez		0,0191	0,88
Variación relativa en los parámetros de la distensibilidad ^a		Variación relativa en el diámetro del AAA ^b	
Variación relativa en la MDMS (%)		0,0108	0,93
Variación relativa en la distensibilidad segmentaria (%)		0,161	0,19
Variación relativa en la dilatación (%)		-0,0214	0,86
Variación relativa en el Ep (%)		0,136	0,27
Variación relativa en la rigidez (%)		0,1718	0,17

AAA: aneurisma; Ep: módulo elástico presión-deformación; MDMS: media de la dilatación máxima segmentaria; Pa: pascal.
^aPara cada parámetro, la variación relativa es el cambio comparado con el valor inicial (%).

^bLa variación relativa en el diámetro del AAA es el cambio comparado con el diámetro inicial (%).

parietal pulsátil se correlacionó con la presión del pulso aneurismático pero no con la presión media en su interior. Mehta et al⁹ confirmaron estos datos en un modelo *ex vivo*. Algunos autores han descrito la evolución de la motilidad parietal del AAA tras la colocación del *stent* en pacientes, especialmente utilizando las propiedades de los ultrasonidos⁵⁻⁷. Según Malina et al⁵, la motilidad parietal pulsátil postoperatoria del AAA reflejaría parcialmente la presión del pulso en el interior del saco. El mismo autor informó de una reducción de la motilidad parietal pulsátil del AAA en todos los pacientes tras una REVA satisfactoria⁵. El mismo equipo confirmó estos resultados en una publicación reciente⁶.

La utilidad de la motilidad parietal del AAA como parámetro de vigilancia durante el seguimiento tras una REVA no se ha establecido todavía de forma clara. Siguen realizándose investigaciones clínicas,

y un estudio reciente ha demostrado la viabilidad de la angiografía por resonancia magnética dinámica para el estudio de la distensibilidad aórtica tras la REVA⁸.

El estudio actual muestra que se observa una reducción significativa en la distensibilidad del AAA inmediatamente después de una REVA satisfactoria y que permanece estable durante el seguimiento posterior. Paralelamente, el Ep y la rigidez aumentan de forma significativa en el control temprano y luego permanecen estables. Por otro lado, el diámetro del AAA disminuye de forma progresiva con el tiempo.

Estos resultados concuerdan con los descritos previamente en la única serie clínica prospectiva que estudia la evolución de la motilidad parietal pulsátil y el diámetro mediante monitorización ecográfica tras la REVA^{5,6}. En esta serie, 111 pacientes de 162 presentar aneurismas bien excluidos. La motilidad parietal pulsátil se redujo significativamente en un 75% en el control postoperatorio en comparación con los valores preoperatorios y permaneció estable durante el seguimiento. Se observó una retracción del AAA tras 1 mes y siguió durante el seguimiento.

Aunque la comparación entre pacientes, con y sin endofuga, es débil en este estudio, debido al tamaño reducido de la muestra del primer grupo (5 pacientes con endofuga), la distensibilidad tendió a ser mayor en casos de endofuga. No pudo realizarse la comparación entre tipos de endofuga (solamente una de tipo I). Según Malina et al⁵ y Lindblad et al⁶, la motilidad parietal pulsátil también disminuyó en casos de endofuga de tipo I o tipo II, pero la reducción fue menor que la observada en aneurismas bien excluidos. La motilidad parietal pulsátil disminuyó tras el tratamiento satisfactorio de la endofuga. En nuestro estudio se observó una embolización satisfactoria en un caso y también estuvo asociada a la reducción de la MDMS y del diámetro del AAA.

La principal novedad aportada por este estudio es que la MDMS, la distensibilidad segmentaria, y la dilatación del diámetro máximo estuvieron directamente relacionadas con el diámetro del AAA tras una REVA satisfactoria. Esta correlación directa fue descrita anteriormente en 56 AAA nativos¹⁴. Se observó un aumento de la MDMS y de la distensibilidad segmentaria con el aumento del diámetro del AAA. El hecho de que se observe el mismo patrón tras una REVA satisfactoria no se ha descrito hasta ahora.

Otro concepto introducido es que el porcentaje de reducción del diámetro del AAA y el porcentaje de reducción de la MDMS no están relacionados tras

Tabla VII. Pacientes con endofuga (n = 5): parámetros de la distensibilidad antes del tratamiento (control inicial), antes del alta tras la colocación de la endoprótesis (control temprano) y justo antes del tratamiento (3 pacientes) o en el último control tras la colocación de la endoprótesis (2 pacientes), y comparaciones entre los períodos de control

	Antes de la colocación de la endoprótesis	Control temprano	Último control ^a	Antes de la colocación de la endoprótesis vs. control temprano	Antes de la colocación de la endoprótesis vs. último control	Control temprano vs. último control
Diámetro AP del AAA ^b (µm)						
Media (DE)	51,4 (5,8)	51,4 (6,4)	53 (6,4) 51	0,99	0,25	0,37
Mediana [mín.-máx.]	52 [46-60]	50 [46-62]	[46-63]			
Parámetros de la distensibilidad ^b						
Mediana [Q1-Q3]						
Segmentaria						
MDMS (µm)	805 [725-975]	365 [363-523]	390 [241-565]	0,06	0,12	0,99
Distensibilidad segmentaria (10 ⁻² µm/Pa)	24,2 [21,2-25,3]	8,7 [8,3-13,5]	10,1 [7,7-11,03]	0,06	0,18	0,99
Diámetro AP máximo						
Dilatación (µm)	1.144 [807-1.278]	617 [364-700]	528 [301-1.082]	0,06	0,12	0,62
Ep (10 ⁵ Pa)	3,3 [3,1-3,3]	6,5 [5,7-11,2]	6,5 [5,2-10,3]	0,06	0,12	0,43
Rigidez	23 [20,3-25,3]	49 [39,8-76,7]	55,4 [27,6-70,1]	0,06	0,12	0,81

AAA: aneurisma; AP: anteroposterior; DE: desviación estándar; Ep: módulo elástico presión-deformación; MDMS: media de la dilatación máxima segmentaria; Pa: pascal.

^aEl último control fue el control antes de añadir el tratamiento o el último valor registrado.

^bTest de Wilcoxon.

una REVA satisfactoria. Esto refleja la inexistencia de un paralelismo entre la magnitud de la pérdida de distensibilidad y la retracción del AAA a lo largo del tiempo. Además, muestra que no existe un único patrón de evolución del diámetro del AAA y la distensibilidad tras la REVA, aun en presencia de un tratamiento satisfactorio y con ambos parámetros finalmente reducidos.

Esta última observación conduce a la siguiente cuestión: ¿qué significado tiene la pulsatilidad tras una REVA satisfactoria? y, ¿qué estamos midiendo en realidad?

La motilidad parietal del AAA determinada tras la REVA tiene en cuenta varios parámetros: la distensibilidad real de la propia pared del aneurisma; la presión del saco intraaneurismático con posibles diferentes efectos en cuanto a las presiones máxima, media y del pulso; el remodelado del trombo; las características de rigidez del implante; y la presión sistémica. Los parámetros de distensibilidad descritos aquí reflejan las complejas interacciones entre todos los componentes del aneurisma tratados con endoprótesis que, además, evolucionan con el tiempo.

En un modelo *ex vivo*, Mehta et al⁹ demostraron que, tras una reparación endovascular, la pulsatilidad del aneurisma estaba relacionada con una destacada presión del pulso y no necesariamente con la presión máxima o media. Además, solamente se observó una presión del pulso y una pulsatilidad destacadas en presencia de flujo eferente de las arterias lumbares, independientemente de la existencia de endofuga. No obstante, parece difícil trasladar estos resultados a las condiciones clínicas. La pulsatilidad del AAA se evaluó mediante palpación, y esto dio lugar a una respuesta binaria (presencia o ausencia), mientras que los sistemas ecográficos (monitorización ecográfica o TDI) son más eficientes y sensibles para cuantificar la motilidad parietal. El saco aneurismático artificial estaba fabricado con látex, que tiene unas características de distensibilidad bastante diferentes de las de los AAA en los pacientes. La endofuga se creó horadando un agujero de 3 mm en la prótesis con una vaina 9F; el modelo solamente se pudo asimilar a una endofuga de tipo III o IV. Esto limita la conclusión del autor, y sugiere que la pulsatilidad del aneurisma es una guía no fiable para predecir la presurización del saco aneurismático tras una REVA.

La segunda consecuencia de las complejas interacciones entre todos los componentes que confieren pulsatilidad al AAA es que el parámetro más fiable es la MDMS. Utilizamos el Ep y la rigidez para caracterizar el comportamiento de la distensibilidad, como han hecho otros autores^{7,8}. Así pues,

tuvimos que utilizar la presión del pulso braquial, aunque la presión real que provoca la expansión de la pared del AAA tras la colocación de la endoprótesis es claramente la presión del pulso intrasacular. Los parámetros que incluyen la presión en las fórmulas deben calcularse utilizando los valores de la presión intrasacular.

El último punto hace referencia al uso del sistema TDI aplicado al seguimiento del AAA tras la REVA. La mayoría de los sistemas que estudian la motilidad de la pared arterial se basan en las propiedades de los ultrasonidos, y éstos aplicados anteriormente a los AAA tras la REVA eran un sistema de monitorización ecográfica electrónica de fase sincronizada^{5,6} o un software de seguimiento parietal que calculaba los valores mínimos y máximos del diámetro aórtico durante los ciclos cardíacos⁷. Estos sistemas solamente proporcionan la motilidad de un diámetro determinado de la pared del AAA. Aquí describimos la experiencia del sistema TDI tras la REVA. Este sistema parece ser una técnica fiable para analizar la motilidad de la pared del AAA tras la REVA y la única manera de obtener la distensibilidad de forma segmentaria.

La principal limitación de este estudio es el pequeño tamaño de la muestra, aun a pesar de que participaron todos los pacientes sin rotura de AAA que fueron sometidos a REVA. Así mismo, la comparación entre los pacientes con y sin endofuga fue débil. A pesar de esta limitación, el estudio muestra que la reducción de la motilidad parietal del AAA tras la REVA en pacientes sin endofuga no está relacionada con la retracción del diámetro y que esto sigue siendo complejo. Son necesarias investigaciones clínicas adicionales para entender el mecanismo de la pulsatilidad del AAA en los pacientes tras la REVA.

CONCLUSIÓN

Como se ha descrito anteriormente, se observó una disminución significativa en la distensibilidad del AAA inmediatamente después de una REVA satisfactoria que permaneció estable durante el seguimiento posterior. Esta reducción temprana no estuvo relacionada con el diámetro del AAA, ya que éste se redujo progresivamente con el tiempo. Podrían estar implicados otros mecanismos.

El porcentaje de la reducción del diámetro del AAA y el de reducción de la MDMS no estuvieron relacionados tras una REVA satisfactoria, lo que significa que no existe ningún paralelismo entre la pérdida de distensibilidad y la retracción a lo largo del tiempo y que no existe un único patrón de evolución del diámetro y la distensibilidad del AAA tras la REVA.

La motilidad parietal del AAA tras una REVA satisfactoria refleja las complejas interacciones entre todos los componentes del aneurisma tratado con endoprótesis que evolucionan con el tiempo, incluida la distensibilidad real de la propia pared del aneurisma, la presión del saco intraaneurismático, el remodelado del trombo, las características de rigidez del implante, y la presión sistémica. De entre ellas, existen 3 parámetros principales que parecen estar estrechamente relacionados: motilidad parietal del AAA tras el tratamiento y presión intrasacular, endofuga y presión intrasacular, y por último, motilidad parietal del AAA y endofuga. Su relación no se ha estudiado de forma simultánea en humanos. Así pues, nuestra propuesta para mejorar el conocimiento del mecanismo de la pulsatilidad clínica en el AAA tras una REVA sería combinar los registros simultáneos de la MDMS junto con las mediciones reales de la presión intrasacular y la presión sistémica en pacientes con y sin endofuga.

BIBLIOGRAFÍA

- White GH, Yu W, May J, et al. Endoleak as a complication of endoluminal grafting of abdominal aortic aneurysms: classification, incidence, diagnosis, and management. *J Endovasc Surg* 1997;4:152-168.
- Gilling-Smith GL, Martin J, Sudhindran S, et al. Freedom from endoleak after endovascular aneurysm repair does not equal treatment success. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2000;19:421-425.
- Fransen GAJ, Vallabhaneni SR, van Marrewijk, et al. on behalf of EUROSTAR Collaborators. Rupture of infra-renal aortic aneurysm after endovascular repair: a series from EUROSTAR registry. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2003;26:487-493.
- Wilson KA, Lee AJ, Lee AJ, Hoskins PR, Fowkes FGR, Ruckley CV. The relationship between aortic wall distensibility and rupture of infra renal abdominal aortic aneurysms. *J Vasc Surg* 2003;37:112-117.
- Malina M, Länne T, Ivancev K, Lindblad B, Brunkwall J. Reduced pulsatile wall motion of abdominal aortic aneurysms after endovascular repair. *J Vasc Surg* 1998;27:624-631.
- Lindblad B, Dias N, Malina M, et al. Pulsatile wall motion (PWM) measurements after endovascular abdominal aortic aneurysm exclusion are not useful in the classification of endoleak. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2004;28:623-628.
- Sekhri AR, Lees WR, Adiseshiah M. Measurement of aortic compliance in abdominal aortic aneurysms before and after open and endoluminal repair: preliminary results. *J Endovasc Ther* 2004;11:472-482.
- Van Herwaarden JA, Muhs BE, Vincken KL, et al. Aortic compliance following EVAR and the influence of different endografts: determination using dynamic MRA. *J Endovasc Ther* 2006;13:406-414.
- Mehta M, Veith FJ, Ohki T, Lipsitz EC, Cayne NS, Darling RC. Significance of endotension, endoleak and aneurysm pulsatility after endovascular repair. *J Vasc Surg* 2003;37:842-846.
- Germond L, Bonnefous O, Loupas T. Quantitative assessment of the artery dilation measurements with an arterial phantom. *Proc IEEE Ultrasound Symp* 2001;2:1413-1416.
- Bonnefous O. Optical and acoustical imaging of biological media. Blood flow and tissue motion with ultrasound for vascular application. *C.R Acad Sci Paris* 2001;2:1161-1178.
- Long A, Rouet L, Bissery A, Goeau-Brissonnière O, Sapoval M. Aortic compliance in healthy subjects: evaluation of tissue Doppler imaging. *Ultrasound Med Biol* 2004;30:753-759.
- Long A, Rouet L, Bissery A, Rossignol P, Mouradian D, Sapoval M. Aortic compliance of abdominal aortic aneurysms: evaluation of tissue Doppler imaging. *Ultrasound Med Biol* 2004;30:1099-1108.
- Long A, Rouet L, Bissery A, Rossignol P, Mouradian D, Sapoval M. Compliance of abdominal aortic aneurysms by tissue Doppler imaging: correlation with aneurysm size. *J Vasc Surg* 2005;42:18-26.
- Wilson K, Whyman M, Hoskins P, et al. The relationship between abdominal aortic aneurysm wall compliance, maximum diameter and growth rate. *Cardiovasc Surg* 1999;7:208-213.
- Peterson LH, Jensen RE, Parnell J. Mechanical properties of arteries in vivo. *Circ Res* 1960;8:622-639.
- Kawasaki T, Sasayama S, Yagi SI, Asakawa T, Hirai T. Non-invasive assessment of the age related changes in stiffness of major branches of the human arteries. *Cardiovasc Res* 1987;21:678-687.
- Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé (AFSSAPS). Evaluation des endoprothèses aortiques utilisées pour le traitement endovasculaire des anévrysmes de l'aorte abdominale (July 2001), <http://agmed.sante.gouv.fr/htm/10/endropo/frando.pdf>.
- Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé (AFSSAPS). Procédure de suivi des patients ayant une prothèse endovasculaire pour le traitement des anévrysmes de l'aorte abdominale sous rénale (December 2003), <http://agmed.sante.gouv.fr/htm/10/endropo/procsuiv.pdf>; <http://agmed.sante.gouv.fr/htm/10/endropo/fsuivi1.pdf>.
- Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1986;8:307-310.
- Dias NV, Sonesson, Ivancev K, Malina M. Commentary. Aneurysm sac pressure after EVAR. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2007;34:442-443.
- Hinnen JW, König OHJ, van Bockel JH, Hamming JF. Aneurysm sac pressure after EVAR: the role of endoleak. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2007;34:432-441.
- Schuring GWH, Aarts NJM, Malina M, van Bockel JH. Pulsatile wall motion and blood pressure in aneurysms with open and thrombosed endoleaks—comparison of a wall track system and M-mode ultrasound scanning: an in vitro and animal study. *J Vasc Surg* 2000;32:795-803.