



UNIVERSITAT DE
BARCELONA

Estudio experimental in vitro de la técnica del stent paralelo en la reparación endovascular de los aneurismas de la aorta abdominal

Xavier Yugueros Castellnou

ADVERTIMENT. La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del servei TDX (www.tdx.cat) i a través del Dipòsit Digital de la UB (diposit.ub.edu) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual únicament per a usos privats emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei TDX ni al Dipòsit Digital de la UB. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX o al Dipòsit Digital de la UB (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

ADVERTENCIA. La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del servicio TDR (www.tdx.cat) y a través del Repositorio Digital de la UB (diposit.ub.edu) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual únicamente para usos privados enmarcados en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio TDR o al Repositorio Digital de la UB. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR o al Repositorio Digital de la UB (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

WARNING. On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the TDX (www.tdx.cat) service and by the UB Digital Repository (diposit.ub.edu) has been authorized by the titular of the intellectual property rights only for private uses placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized nor its spreading and availability from a site foreign to the TDX service or to the UB Digital Repository. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service or to the UB Digital Repository is not authorized (framing). Those rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.



UNIVERSITAT DE
BARCELONA

Facultat de Medicina
Medicina i Recerca Translacional
Fisiopatologia de les Malalties Medicoquirúrgiques

TESIS DOCTORAL

Estudio experimental in vitro de la técnica del stent paralelo
en la reparación endovascular de los aneurismas de la aorta
abdominal

Doctorando:

Xavier Yugueros Castellnou

Directores:

Gaspar Mestres Alomar

Vicente Riambau Alonso

Agradecimientos:

En primer lugar, al Dr. Gaspar Mestres, director de esta tesis, compañero y amigo. De su siempre hiperactiva mente surgió la idea inicial de esta investigación que se fue perfilando entre charlas de despacho y comentarios durante las cirugías, hasta finalmente materializarse en lo que hoy tienen entre manos. Sin su iniciativa, apoyo constante y capacidad de innovación, este trabajo no hubiera sido posible.

De la misma manera, agradecer al Dr. Vicente Riambau, también director de este estudio, amigo y uno de mis maestros en el mundo de la Angiología y Cirugía Vasculare, del que sigo aprendiendo cada día. Su apoyo, ambición y ánimo a “pensar en grande” han sido indispensables.

Quiero también destacar al Dr. Manel Matas y especialmente a la Dra. Beatriz Álvarez quien desde mis años de residente me inculcó la importancia de la investigación dentro del perfil del médico actual. Mis primeros pasos en este mundo los di con ellos y hoy se completan con esta tesis.

A todos los coautores de los artículos que componen esta tesis, especialmente aquellos a los que no puedo agradecer en persona al haber vuelto a sus destinos de origen y con los que compartí el trabajo de campo de esta investigación.

A todo el equipo médico de los servicios de Angiología y Cirugía Vasculare del Hospital de la Vall d'Hebron, del Hospital del Vinalopó (Alicante), del Hospital Mutua de Terrassa, así como

del servicio de Cirugía Cardiovascular del Hospital Clínic. Lo que soy como cirujano y en parte como persona se lo debo a ellos.

A mis padres, quienes me dieron la mejor educación posible y me animaron siempre a aspirar a lo más alto, aunque sin perder nunca el mundo de vista.

A mis dos hijos, Gerard y Roger, quienes a pesar de quitarme el sueño y la energía me transmiten la mayor alegría e ilusión del mundo con cada uno de sus abrazos.

A ti, Gemma, mi mujer y mi acompañante de fatigas. Por todas las que hemos pasado juntos y las que quedan por venir. Por ser el pilar en el que se sustenta mi vida.

Índice

1. Resumen.	11
2. Introducción.	
2.1 La enfermedad aneurismática de la aorta abdominal y su tratamiento. Recuerdo histórico.	17
2.2 Definición y epidemiología de los aneurismas de la aorta abdominal.	20
2.3 Introducción al tratamiento quirúrgico del aneurisma de aorta.	22
2.3.1 <i>Tratamiento quirúrgico convencional o abierto.</i>	
2.3.2 <i>Tratamiento endovascular.</i>	
2.4 Alternativas de tratamiento endovascular de los aneurismas de aorta abdominal sin cuello proximal o infrarrenal.	27
2.4.1 <i>Reparación o cirugía híbrida.</i>	
2.4.2 <i>Endoprótesis fenestradas o ramificadas.</i>	
2.4.3 <i>Stenting paralelo (chEVAR).</i>	
2.5 Alternativas de tratamiento endovascular de los aneurismas de aorta abdominal sin cuello distal o iliaco.	32
2.5.1 <i>Reparación o cirugía híbrida.</i>	
2.5.2 <i>Stent cubierto desde iliaca externa a iliaca interna (Banana technique).</i>	
2.5.3 <i>Técnica de Bell-bottom.</i>	
2.5.4 <i>Uso de endoprótesis ramificada (iliac branched devices).</i>	

2.5.5 *Stenting paralelo (sándwich iliaco).*

2.6	El <i>stenting</i> paralelo en la reparación de los aneurismas de aorta abdominal complejos. Consideraciones generales.	37
2.7	Consideraciones específicas del <i>stenting</i> paralelo en configuración en chimenea (chEVAR) en la reparación de los aneurismas de aorta abdominal sin cuello infrarrenal.	40
2.8	Consideraciones específicas del <i>stenting</i> paralelo en configuración en sándwich en la reparación de los aneurismas de aorta abdominal sin cuello iliaco distal.	43

3. Hipótesis y objetivos.

3.1	Hipótesis.	49
3.2	Objetivos.	50

4. Material y métodos.

4.1	Construcción de los modelos de <i>stenting</i> paralelo con 2-3 chimeneas (chEVAR).	55
4.2	Construcción de los modelos de <i>stenting</i> paralelo tipo sándwich ilíaco.	59
4.3	Análisis de los modelos mediante TC. Variables evaluadas.	62
4.4	Análisis estadístico.	65

5. Publicaciones.

- 5.1 Artículo 1. “The best in vitro conditions for two and three parallel stenting during endovascular aneurysm repair”. Mestres G, Yugueros X, Apodaka A, Urrea R, Pasquadibisceglie S, Alomar X, Riambau V. J Vasc Surg. 2017; 66(4):1227-35. 69
- 5.2 Artículo 2. “Parallel-*Stenting* Technique in a Sandwich Configuration for Hypogastric Artery Preservation during Endovascular Aneurysm Repair: An In Vitro Study”. Yugueros X, Mestres G, Pasquadibisceglie S, Alomar X, Apodaka A, Riambau V. Ann Vasc Surg 2017; 44: 221–228. 81

6. Resultados.

- 6.1 Resultados del análisis de los modelos de *stenting* paralelo con 2-3 chimeneas. 93
- 6.2 Resultados del análisis de los modelos de *stenting* paralelo tipo sándwich ilíaco. 96

7. Discusión. 101

8. Conclusiones. 115

9. Referencias. 119

1. Resumen

El stent paralelo es una técnica endovascular utilizada en la reparación de los aneurismas complejos de la aorta abdominal. Nacida como un procedimiento de rescate, su uso como procedimiento electivo ha ido extendiéndose cada día más debido a sus buenos resultados, su relativa sencillez técnica y la posibilidad de realización incluso en casos urgentes o preferentes.

Sus principales inconvenientes se basan en el riesgo inherente de endofuga entre los dispositivos y a la relativa falta de estandarización de la técnica, afectando ambos a la durabilidad del procedimiento.

Este estudio ha pretendido aportar algo de luz sobre este tema evaluando mediante modelos in vitro parámetros técnicos fundamentales del procedimiento (el mejor grado de sobredimensión, la mejor manera de medirla y la mejor combinación de materiales) en dos configuraciones distintas: con 2 y 3 chimeneas (chEVAR) para la reparación de los aneurismas sin cuello infrarrenal; y en configuración tipo sándwich para preservar la arteria hipogástrica en la reparación de los aneurismas sin cuello iliaco o distal.

Para ello, se recrearon modelos sintéticos de una aorta visceral con sus ramas (para el análisis del chEVAR) y de una extensión iliaca (para el análisis del sándwich iliaco) siguiendo los diámetros y las características anatómicas habituales en la práctica clínica. En ellos se introdujeron distintos dispositivos (combinaciones de distintas endoprótesis y distintos stents iguales a los utilizados habitualmente para cada uno de los procedimientos) con distinto grado de sobredimensión, reproduciendo el mismo procedimiento y las mismas condiciones fisiológicas que in vivo (remodelado simultaneo o *kissing balloon*, mismas longitudes de solapamiento, inmersión en baño salino fisiológico a 37°C).

El análisis de cada modelo se obtuvo mediante la realización de una tomografía computarizada (TC) siendo las imágenes analizadas de manera ciega por 2 observadores mediante un programa de procesamiento radiológico. Se evaluaron 3 variables fundamentales: el área de *gutters* (zonas no cubiertas ni por el stent paralelo ni por la endoprótesis principal), el grado de compresión de los stents y la presencia o ausencia de malposicionamiento o *infolding* (replegado de la endoprótesis principal generando nuevos *gutters*).

Respecto a la configuración en 2-3 chimeneas viscerales, los resultados obtenidos fueron a favor de una mejor adaptación de los componentes a sobredimensiones crecientes (15%, 30% o 40%), con una tendencia no significativa a una menor área de *gutters*. A pesar de ello, a mayor sobredimensión se evidenció también una tendencia a un mayor porcentaje de compresión del stent paralelo y sobre todo un mayor riesgo de *infolding*, especialmente en los modelos con 3 stents paralelos, sobredimensiones extremas (> 30%) y combinaciones de materiales de baja fuerza radial.

Analizando las distintas combinaciones de materiales, nuestros resultados mostraron que tanto para 2 como para 3 chimeneas, los stents balón expandibles y las endoprótesis de alta fuerza radial, se comprimen menos que las combinaciones de baja fuerza radial aunque a expensas de una significativa mayor área de *gutters*.

Respecto a la configuración en sándwich para preservar el flujo hipogástrico, los resultados mostraron un comportamiento parecido con una reducción progresiva del área de *gutters* a mayor sobredimensión de diámetro (<30%, 30-55%, 55-75% y > 75%), aunque a expensas

de una mayor compresión del stent paralelo y de un mayor *infolding*, sobretodo en grados de extremos de sobredimensión (> al 55%).

Respecto las distintas formas de medición de la sobredimensión, se obtuvo una correlación prácticamente perfecta entre la sobredimensión de áreas clásicamente descrita con la sobredimensión de perímetros y la de diámetros, siendo esta última un parámetro no descrito previamente que simplifica de manera importante el cálculo de la misma al no requerir el uso de formulación matemática (cálculo de áreas y perímetros).

Respecto a los distintos dispositivos analizados, no se obtuvieron diferencias en las variables evaluadas salvo una tendencia no significativa a un menor *infolding* con la utilización de stents autoexpandibles como stent para la arteria iliaca interna.

Por tanto, en base los resultados obtenidos nuestro estudio concluye que:

1. En la configuración en 2-3 chimeneas viscerales, la sobredimensión ideal es del 30% al reducir al mínimo el área de *gutters* sin generar compresión significativa de la rama visceral ni tampoco *infolding*.
2. En la configuración en 2-3 chimeneas viscerales, los dispositivos de alta fuerza radial se comprimen menos que las combinaciones de baja fuerza radial, aunque a expensas de una significativa mayor área de *gutters* en estos últimos sin poder por tanto extrapolar una recomendación clínica específica al respecto.

3. En la reparación mediante sándwich iliaco, el mejor grado de sobredimensionamiento para conseguir un óptimo sellado es una sobredimensión de diámetros entre el 30 y el 55%, al reducir al mínimo el área de *gutters* sin generar compresión significativa de la rama visceral ni tampoco *infolding*.
4. En la reparación mediante sándwich iliaco, no hay diferencias significativas que apoyen una determinada combinación de materiales a pesar de un menor riesgo de *infolding* con la utilización de stents autoexpandibles para la arteria iliaca interna.
5. En la reparación mediante sándwich iliaco, todas las formas de medición de la sobredimensión evaluadas en este estudio (por áreas, perímetros y diámetros) son equivalentes entre sí, recomendando el uso de la sobredimensión de diámetros en la planificación de un procedimiento de este tipo al simplificar de manera importante el cálculo de la misma.

2. Introducción

2.1 La enfermedad aneurismática de la aorta abdominal y su tratamiento. Recuerdo histórico.

La enfermedad aneurismática de la aorta es una enfermedad conocida desde la antigüedad. Su primera descripción se encuentra 1500 a.C. en el Papiro de Ebers, el texto médico más antiguo del que se tiene constancia. En él se narra el conocimiento anatómico y médico del antiguo Egipto describiendo por primera vez el corazón y los grandes vasos, así como la existencia de “dilataciones o tumores de los mismos” siendo entidades “solo curables mediante la magia”¹.

No es hasta los siglos I-II donde se vuelve a tener constancia escrita sobre la enfermedad, especialmente tras los estudios del anatomista Rufo de Éfeso quien utiliza por primera vez el termino griego *anéryryma* (ensanchar); y Galeno quien describe por primera vez un aneurisma en la exploración física refiriéndose a él como “una dilatación localizada y pulsátil que en caso de ruptura provoca un sangrado de tal violencia que difícilmente puede ser contenido”².

No fue Galeno sino un contemporáneo suyo del siglo II llamado *Antyllus*, el primero que describió la posibilidad de tratamiento quirúrgico de los aneurismas mediante la ligadura simple de los mismos. Dicho tratamiento, fue considerado durante más de 1000 años como la opción quirúrgica de elección a pesar de la elevada mortalidad y las graves complicaciones derivadas de una ligadura arterial sin posterior reconstrucción o derivación del flujo sanguíneo.

A lo largo del siglo XIX y principios del XX se desarrollaron nuevas técnicas de tratamiento como el *wiring*³, que pretendía la inducción a la trombosis del saco aneurismático mediante la introducción de grandes cantidades de alambre metálico; o el *wrapping* cuyo objetivo era aumentar la resistencia de la pared aórtica envolviendo el aneurisma con capas de celofán. Esta última técnica gozó de especial popularidad después de que el mismo Albert Einstein fuera intervenido de un aneurisma de aorta abdominal mediante *wrapping* en 1949¹. Desgraciadamente, ninguna de las dos técnicas reportó grandes resultados asociándose a importantes tasas de morbilidad así como un elevado riesgo de rotura diferida del aneurisma falleciendo el propio Einstein de un aneurisma roto 5 años después de su intervención.

El gran salto técnico en el tratamiento quirúrgico del aneurisma de aorta se inició a mediados del siglo XX tras la introducción de la técnica de la endoaneurismorrafia de Rudolph Matas y sobretodo mediante Charles Dubost, quien en 1951 realizó con éxito la primera resección de una aneurisma de aorta abdominal con reconstrucción vascular utilizando el aquel caso un homoinjerto de aorta cadavérica².

El uso de homoinjertos se fue sustituyendo posteriormente hacia nuevos tejidos sintéticos que evitaban las complicaciones asociadas al rechazo y la degeneración aneurismática del injerto. Así en 1958, Michael DeBakey y Denton Cooley reportaron el primer caso exitoso de reparación de un aneurisma de aorta abdominal con sustitución de la misma por un injerto protésico de Dacron⁴, naciendo así la técnica quirúrgica estándar que ha llegado hasta nuestros días.

El último gran salto cualitativo en el tratamiento de los aneurismas de aorta llegó hacia finales del siglo XX de la mano de nombres como Volodos, Parodi y Palmaz⁵ con la

descripción en 1990 del primer caso de reparación endovascular exitoso mediante la inserción transfemoral de una endoprótesis manufacturada de Dacron y acero inoxidable. Se iniciaba la era de la reparación endovascular.

Desde entonces, los dispositivos endovasculares han ido progresando enormemente haciéndose cada vez más fiables y sencillos de colocar, permitiendo a su vez su aplicación en anatomías y pacientes cada vez más complejos mediante una mínima agresividad quirúrgica.

Así, a día de hoy podemos decir que después de 1000 años de evolución terapéutica, el aneurisma de aorta ha dejado de ser una entidad incurable de pronóstico infausto a una patología totalmente tratable con unos buenos resultados postoperatorios, disponiendo de dos alternativas quirúrgicas (cirugía convencional o endovascular) que permiten individualizar el tratamiento a las características propias de cada caso y paciente.

2.2 Definición y epidemiología de los aneurismas de la aorta abdominal.

Se define como un aneurisma a una dilatación focal y permanente de cualquier arteria con un diámetro un 50% mayor del diámetro normal de dicha arteria al mismo nivel ⁶. Debido a que de media, tanto en hombres como en mujeres, la aorta abdominal sana suele hacer unos 2 cm, se puede definir como un aneurisma de aorta abdominal (AAA) a aquella dilatación localizada de la aorta abdominal cuyo diámetro sea mayor a 3 cm ⁷.

La localización más frecuente de los AAA es a nivel de la aorta infrarrenal siendo así hasta en un 85% de los casos. La presentación simultánea con aneurismas en otros territorios es habitual siendo especialmente frecuente la asociación con aneurismas de las arterias iliacas (un 25% de los casos), aunque también con aneurismas de la aorta torácica (12%) y de las extremidades inferiores (3,5%) ^{8,9}.

Su prevalencia real es difícil de determinar dado a que la mayoría de casos son asintomáticos, aunque se estima que afecta entorno al 4-5% de los hombres y un 1-2% de las mujeres mayores de 60 años ^{10,11}. Aparte de la edad avanzada y el sexo masculino ¹², su prevalencia se incrementa con el tabaquismo, la hipertensión, la arteriopatía periférica, la raza blanca, en aquellos pacientes con aneurismas en otras localizaciones o bien con antecedentes familiares de enfermedad aneurismática ^{13,14}.

El tabaquismo se considera el principal factor de riesgo modificable aumentando riesgo de padecer un aneurisma de aorta entre 3 y 12 veces siendo dicho riesgo dependiente de la cantidad de cigarrillos/día consumidos así como de los años de duración del hábito ^{15,16}.

Otros factores de riesgo son la hipertensión arterial, la hipercolesterolemia, la coexistencia de arteriopatía periférica o de coronariopatía, el sobrepeso y la historia familiar de patología aneurismática ¹⁵.

La etiopatogenia de los aneurismas de aorta es compleja y no claramente definida. Implica la degeneración de la estructura de la pared aortica especialmente a nivel de la túnica media con pérdida de tejido muscular y adelgazamiento de la lámina elástica ¹⁷, todo ello secundario a un proceso inflamatorio multifactorial en el que participan distintos factores, tanto genéticos ¹⁸ como inmunológicos ¹⁹ o incluso infecciosos ²⁰. La asociación con el tabaquismo, la hipertensión, la dislipidemia y el resto de factores cardiovasculares clásicos hace que sea también muy probable la implicación de la aterosclerosis dentro del proceso patogénico ²¹.

La evolución natural del aneurisma de aorta sin tratamiento es hacia el crecimiento progresivo y la consecuente rotura siendo esta última una situación de gravedad extrema y riesgo vital inmediato. Conforme el aneurisma crece, el riesgo de rotura aumenta siendo el diámetro el principal determinante de dicho riesgo. Así, la rotura es altamente infrecuente en aquellos aneurismas inferiores a 5.5 cm de diámetro (< 1% de rotura anual) aunque aumenta de forma sustancial a partir de dicho punto llegando incluso a valores de > 20-30% de rotura anual en aquellos aneurismas mayores de 7 cm ²². Otros factores independientes relacionados con la rotura son la hipertensión arterial, la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), el tabaquismo, la historia familiar de rotura aortica y el crecimiento rápido (> 1 cm anual) del aneurisma ^{23,24}. La morfología y las características biomecánicas de la pared del aneurisma son otros factores de riesgo actualmente en estudio son aunque todavía sin resultados extrapolables a la práctica clínica habitual ^{25,26}.

2.3 Introducción al tratamiento quirúrgico del aneurisma de aorta.

El objetivo del tratamiento quirúrgico del aneurisma de aorta en fase asintomática es la prevención de su rotura. Dado a que el diámetro es el principal factor de riesgo, la indicación de tratamiento quirúrgico suele ir condicionada al tamaño del aneurisma considerando por tanto indicado tratar aquellos aneurismas de aorta abdominal de más de 5.5 cm de diámetro. Dado a que la aorta normal de la mujer es de media algo menor que la del hombre, en las mujeres también se considera indicado tratar aquellos aneurismas que tengan entre 5 y 5.5 cm de diámetro ^{27,28}.

De la misma manera, se considera indicado tratar quirúrgicamente independientemente de su tamaño a aquellos aneurismas de crecimiento rápido (> 1cm al año) y aquellos que generen sintomatología (fundamentalmente dolor abdominal o lumbar no atribuible a otra causa). Otras indicaciones más relativas de intervención son la morfología sacular del aneurisma, la coexistencia de un aneurisma iliaco de gran tamaño que requiera tratamiento por sí mismo, así como la presencia de trombosis completa de la luz aortica asociada a clínica isquémica significativa (isquemia crítica o claudicación invalidante) las extremidades inferiores ^{27,28}.

2.3.1 Tratamiento quirúrgico convencional o abierto.

Desde su introducción por DeBakey y Cooley en 1958 ⁴, la resección del tejido aneurismático y la sustitución mediante un injerto vascular protésico se ha considerado la técnica quirúrgica de elección.

Sus resultados son muy buenos con una mortalidad perioperatoria general entorno al 4%²⁹ aunque aumenta en aquellos pacientes de edad avanzada así como aquellos con historia de cardiopatía isquémica, enfermedad pulmonar obstructiva crónica o insuficiencia renal³⁰.

El procedimiento se suele realizar mediante anestesia general y se inicia con la exposición de la cavidad abdominal a través de una laparotomía media. Otras vías de abordaje son la vía retroperitoneal izquierda o bien la laparotomía transversa. La elección de una u otra depende en gran medida de las preferencias y la experiencia del cirujano, la extensión de la enfermedad aneurismática, y la presencia o ausencia de cirugías abdominales previas que pudieran complicar la exposición clásica transperitoneal. El acceso a la aorta abdominal infrarrenal se consigue tras la evisceración o la lateralización hacia la derecha del paquete intestinal (o del saco peritoneal en la vía retroperitoneal). Una vez identificada la aorta, se diseca y controlan las zonas sanas de clampaje, y tras el mismo, se reseca y sustituye todo el tejido aneurismático por un injerto protésico, recto o bifurcado en función de la presencia o ausencia de enfermedad aneurismática o obliterante ílio-femoral. **(Figura 1)**

Sus principales complicaciones son las cardiológicas seguidas de las respiratorias y renales. Otras complicaciones menos frecuentes son la obstrucción o isquemia intestinal, la hernia incisional, la infección de la herida, el sangrado abdominal, la isquemia de las extremidades, el accidente cerebrovascular, la lesión de la vía urinaria, la isquemia medular y la infección protésica vascular³¹.

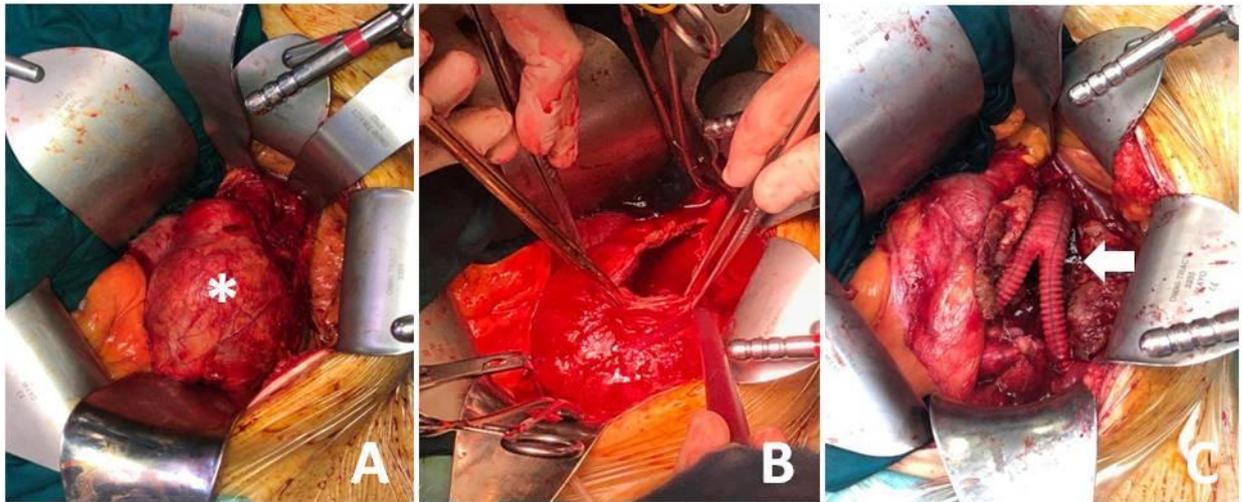


Figura 1. Imágenes intraoperatorias de una reparación abierta de un aneurisma de aorta abdominal. (A): Exposición del aneurisma (*) a través de laparotomía media. (B): Clampaje y apertura del saco aneurismático. (C): Sustitución de la aorta aneurismática mediante un injerto bifurcado de Dacron (flecha).

2.3.2 Tratamiento endovascular.

Desde el descubrimiento en 1990 de la posibilidad de reparación endovascular del aneurisma de aorta abdominal (EVAR) ⁵, las indicaciones y la utilización de esta técnica no han hecho más que aumentar. El objetivo de la misma es la exclusión del saco aneurismático mediante la utilización de una prótesis endovascular que, sellando en zonas sanas de arteria proximal y distal, aísla el aneurisma de la circulación (**Figura 2**) eliminando por tanto del riesgo de rotura.

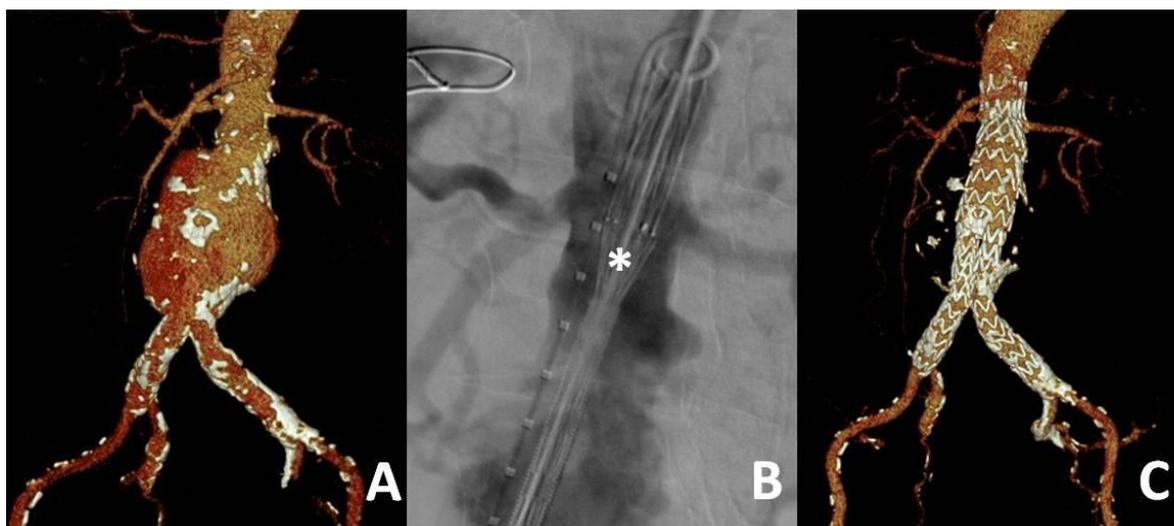


Figura 2. (A): AngioTC mostrando un aneurisma de aorta abdominal infrarrenal (B): Imagen intraoperatoria con liberación parcial de una endoprótesis (*) inmediatamente distal al origen de las arterias renales. (C): Control postoperatorio con angioTC mostrando exclusión del saco aneurismático sin fugas.

Los resultados ³²⁻³⁴ son mejores en comparación con la cirugía convencional especialmente a corto plazo con una menor mortalidad (1.8% vs. 4%), complicaciones postoperatorias, tiempo de ingreso hospitalario y una mejor calidad de vida tras la intervención. Todo ello debido a la baja agresividad del procedimiento que evita el pinzamiento aórtico, la necesidad de anestesia general e intubación, la laparotomía y la manipulación intestinal así como asociando un menor riesgo de sangrado en comparación con la reparación quirúrgica convencional.

La principal desventaja del EVAR respecto la cirugía convencional es la durabilidad del procedimiento, especialmente a largo plazo. Ello se debe en su mayoría a la aparición de endofugas, es decir la persistencia de un saco aneurismático presurizado debido a un mal sellado entre los componentes de la prótesis o bien entre la prótesis y las zonas de anclaje en la arteria sana. A pesar que no todas las endofugas requieren tratamiento (**Tabla 1**), su presencia aumenta de manera significativa la necesidad de reintervención ³⁵, aunque en su

mayoría se trata de reintervenciones endovasculares con una baja morbi-mortalidad asociada.

Tabla 1. Tipos de endofugas y su tratamiento.

Tipo I	Mal sellado con los puntos de anclaje arterial	Tratamiento inmediato
Tipo II	Relleno retrogrado del saco aneurismático por colaterales	Control evolutivo y tratamiento si crecimiento
Tipo III	Mal sellado en el anclaje entre módulos o rotura de la cubierta protésica	Tratamiento inmediato
Tipo IV	Porosidad de la prótesis	Control evolutivo y tratamiento si crecimiento
Tipo V	Crecimiento del saco aneurismático sin fuga aparente (endotensión)	Control evolutivo y tratamiento si crecimiento

Para reducir la posibilidad de endofugas y optimizar la durabilidad, cuando se plantea una reparación endovascular de un AAA se deben tener en cuenta una serie de criterios anatómicos mínimos. Entre ellos, es especialmente importante disponer de una adecuada zona de sello entre la endoprótesis y la arteria nativa, tanto proximal como distal al aneurisma, entendiendo como tal un mínimo de 10-15mm de arteria lo mas recta posible ³⁶, en su mayoría libre de calcio y/o de trombo ³⁷, no excesivamente angulada y con unos diámetros no superiores a 28-30mm a nivel de aorta abdominal infrarrenal ³⁸ y no mayores de 20mm a nivel de las arterias ilíacas comunes ³⁹.

Dichas zonas, denominadas comúnmente como zonas de sello o de cuello, pueden ser en algunos casos de menor longitud a la recomendada o incluso inexistentes. En tal caso, para asegurar una adecuado sellado se requiere extender la endoprótesis o bien por encima a las arterias viscerales (renales, mesentérica superior e incluso a veces el tronco celíaco) o bien

distal al origen de las arterias hipogástricas, con el potencial riesgo de complicaciones derivadas de su oclusión, de mayor o menor gravedad en función de la arteria excluida.

Para evitar dichas complicaciones, se han descrito una gran variedad de técnicas y dispositivos que permiten preservar el flujo visceral y/o pélvico durante el EVAR complejo. En los siguientes capítulos se describen y comentan en detalle dichas alternativas terapéuticas valorando sus resultados así como las principales ventajas e inconvenientes de cada una de ellas, tanto para aquellos aneurismas en los que no se dispone de cuello infrarrenal como para aquellos sin cuello distal o iliaco.

2.4 Alternativas de tratamiento endovascular de los aneurismas de aorta abdominal sin cuello proximal o infrarrenal.

Se considera que hasta un 15-20%⁴⁰ de los AAA tributarios de tratamiento quirúrgico no disponen de un adecuado cuello proximal, por lo que en caso de plantear un EVAR se debería extender el sello por encima de las arterias renales o incluso más allá, cubriendo el origen de la arteria mesentérica superior o también el tronco celiaco. Dadas las graves consecuencias que se derivarían de su exclusión (anulación o pérdida definitiva de la funcionalidad renal, isquemia intestinal masiva) es mandatorio asociar al EVAR técnicas o sistemas de preservación de flujo. A continuación, se detallan las principales alternativas disponibles:

2.4.1 Reparación o cirugía híbrida.

La reparación híbrida consiste en revascularizar primero de manera quirúrgica convencional los vasos viscerales, generalmente mediante bypass protésico extra-anatómico desde las iliacas externas (bypass ílio-renal o ílio-mesentérico), para posteriormente poder tratar el AAA mediante una endoprótesis convencional colocado a nivel suprarrenal o supramesentérico si se precisa.

Sus resultados ^{41,42}, en cuanto a exclusión aneurismática y permeabilidad de los bypass viscerales se refiere, son del 94 y 98% a 2 años respectivamente aunque asociando a una morbi-mortalidad peri operatoria considerable (entorno un 15%) similar a la cirugía abierta convencional para aneurismas yuxta o suprarrenales por lo que no suele ser una opción quirúrgica de elección en pacientes de alto riesgo quirúrgico.

2.4.2 Endoprótesis fenestradas o ramificadas.

Las endoprótesis fenestradas se basan en una modificación a medida de una plataforma de endoprótesis convencional mediante la introducción de orificios o fenestras para los vasos viscerales. Dichos orificios se orientan con el nacimiento de dichas arterias y, gracias al uso de un stent cubierto de conexión, permiten mantener un adecuado flujo sanguíneo a través de ellas (**Figura 3**).

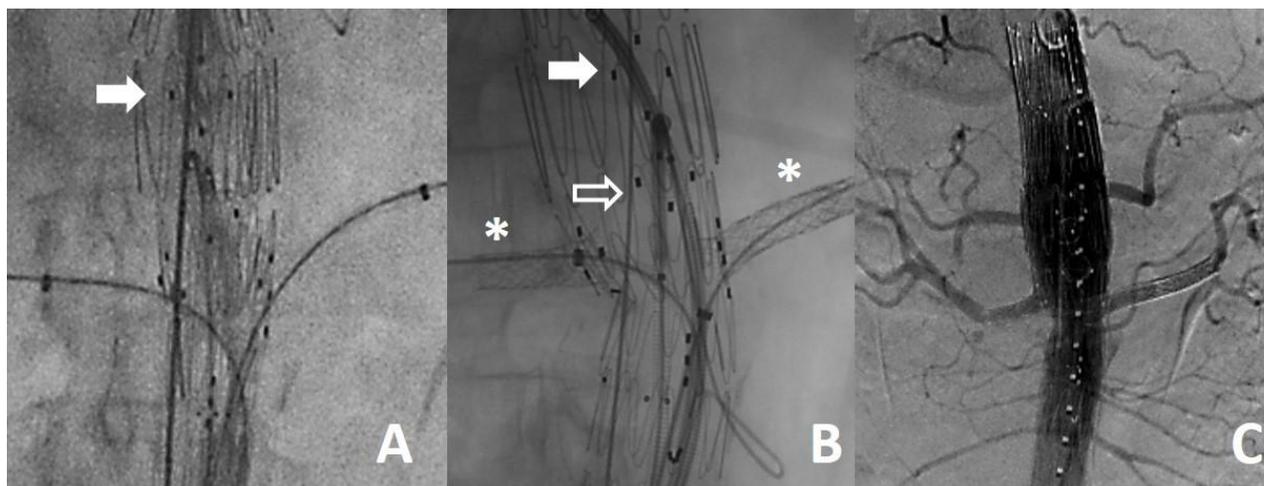


Figura 3. Liberación de una endoprótesis con cuatro fenestras, dos para las arterias renales, una para la arteria mesentérica superior y una para el tronco celiaco. (A): Cateterización de las fenestras para las arterias renales. Destacar las cuatro marcas radio opacas que localizan cada fenestra (flecha). (B): Cateterización de fenestras para el tronco celiaco (flecha) y la mesentérica superior (flecha hueca). Stents renales ya liberados (*). (C): Arteriografía final con stents viscerales permeables y sin fugas.

Las endoprótesis ramificadas se basan en un concepto similar, aunque en este caso en lugar de fenestras disponen de pequeñas ramas adyacentes al cuerpo de la endoprótesis a través de las cuales, y gracias también de un stent cubierto de conexión, se realiza la cateterización selectiva de los troncos viscerales.

La utilización de un tipo de dispositivo u otro suele ir condicionado a motivos técnicos, fundamentalmente relacionados con la facilidad de cateterización visceral desde un acceso femoral o braquial, el riesgo de fuga por los stents de conexión o bien la posibilidad de compresión y colapso de los mismos entre la endoprótesis y la pared aortica, recomendando en general las endoprótesis fenestradas para aquellos aneurismas yuxta o pararenales y las ramificadas para los tóraco-abdominales ^{43,44}.

Los resultados de ambos dispositivos ⁴⁵⁻⁴⁷ son buenos con una baja tasa de endofugas (entorno al 3-4% tanto tipo I como tipo III) así como una muy buena permeabilidad de las ramas viscerales (93%) a pesar que con una mortalidad perioperatoria algo mayor (2-7%) respecto al EVAR convencional debido al riesgo asociado a la manipulación del flujo visceral (mayor riesgo de fallo renal, isquemia espinal, isquemia intestinal).

A parte de una mayor complejidad técnica en comparación con el EVAR convencional, su principal limitación es que no pueden ser utilizadas en casos urgentes ya que son dispositivos creados a medida de cada paciente requiriendo un mínimo de 3-4 semanas desde la planificación del caso para su fabricación y reparto. Además, suele requerir un mayor perfil de acceso (20-22 F ¹ respecto los 14-18 F de un EVAR convencional) no siendo posible su realización en casos de malos accesos femorales o iliacos.

2.4.3 Stenting paralelo (chEVAR).

La técnica del *stenting* paralelo consiste en la utilización de stents cubiertos convencionales que, dispuestos de manera paralela a la endoprótesis principal y cateterizando las arterias viscerales a ocluir, permiten mantener un adecuado flujo sanguíneo en las mismas sin comprometer la exclusión del aneurisma.

La realización del *stenting* paralelo para la cateterización de las ramas viscerales (renales o mesentéricas) recibe también el nombre de *Chimney technique*, chimeneas renales o incluso chEVAR (acrónimo de EVAR con chimeneas) debido a la morfología que adoptan los stents paralelos, asemejando los tubos de una chimenea.

¹ *French (F)* es una medida que se utiliza para expresar el calibre de diferentes instrumentos médicos tubulares incluyendo sondas y catéteres. 1F equivale a 1/3 mm.

La técnica fue descrita por primera vez en 2001 como método de rescate de una cobertura accidental de una arteria renal durante un EVAR estándar. A pesar de ello, no fue hasta 2003 donde Greenberg ⁴⁸ lo describió como un procedimiento electivo para aneurismas con escaso cuello proximal, incrementando desde entonces su popularidad.

Sus resultados son igualmente buenos con una elevada permeabilidad de las ramas viscerales (94%) y una baja tasa de endofuga tipo I persistente a corto plazo (entorno al 3%) ⁴⁹ sin presentar grandes diferencias con los resultados publicados con las endoprótesis fenestradas o ramificadas ⁵⁰⁻⁵². A pesar de ello no hay estudios de calidad que comparen la durabilidad del procedimiento a medio y largo plazo, por lo que la mayoría de autores no consideran a día de hoy, ambas técnicas totalmente equivalentes ⁵¹.

La principal ventaja sobre las endoprótesis fenestradas o ramificadas es su posibilidad de utilización incluso en situaciones de urgencia ya que no requiere la demora de estas últimas derivada de su manufacturación y entrega. Asimismo, el *stenting* paralelo suele ser bastante más económico respecto estas y su técnica de implantación más sencilla ^{53,54}.

El principal inconveniente de esta técnica es que el hecho de colocar los stents viscerales de manera paralela, entre la endoprótesis principal y la pared aortica, implica de por si un mayor riesgo de endofuga tipo I por lo que se debe seleccionar de manera precisa el tipo de material a utilizar así como valorar toda una serie de consideraciones técnicas como el grado de sobredimensionamiento y solapamiento de los stents ⁵⁵ (ver capítulo 2.7). Además, la cateterización visceral se realiza a través de un acceso braquial pudiendo ser compleja en aquellos casos con aortas torácicas muy anguladas así como en aquellas arterias viscerales que ya desde su origen adquieren una dirección perpendicular o incluso ascendente respecto la aorta.

2.5 Alternativas de tratamiento endovascular de los aneurismas de aorta abdominal sin cuello distal o iliaco.

Se considera que hasta un 40% ^{56,57} de los AAA pendientes de tratamiento no disponen de un adecuado sello en la arteria iliaca común, es decir que no disponen de una longitud de al menos 10-15mm de arteria iliaca común distal sana (con un diámetro no superior a 20mm). Por ello, en caso de plantear una reparación endovascular se debe considerar extender el sello a la arteria iliaca externa con la consecuente necesidad de exclusión de la arteria hipogástrica.

Si bien se ha visto que dicha exclusión suele ser bien tolerada, no se puede considerar una situación totalmente benigna ya que hasta en un 45% ⁵⁸ de los pacientes puede generar sintomatología, desde claudicación glútea o disfunción eréctil hasta situaciones potencialmente muy graves como isquemia medular o intestinal ^{58,59}. Para reducir el riesgo de dichas complicaciones, las guías internacionales de práctica clínica ^{28,60} recomiendan preservar al menos una arteria hipogástrica especialmente en pacientes jóvenes física y sexualmente activos, en aquellos pacientes con patología estenótica u oclusiva de la hipogástrica contralateral o bien aquellos con previa enfermedad oclusiva de los vasos intestinales (fundamentalmente de mesentérica superior). A continuación, se detallan las principales alternativas técnicas:

2.5.1 Reparación o cirugía híbrida.

La cirugía convencional, mediante la realización de un bypass protésico desde la iliaca externa a la interna, fue el primer procedimiento descrito para preservar el flujo pélvico demostrando unos buenos resultados de permeabilidad a medio y largo plazo ⁶¹. A pesar de

ello, el procedimiento es técnicamente complejo por la localización de la arteria hipogástrica en la profundidad de la pelvis y requiere un abordaje quirúrgico retroperitoneal aumentando la agresividad y el riesgo de complicaciones asociadas de todo el procedimiento.

2.5.2 Stent cubierto desde iliaca externa a iliaca interna (Banana technique).

Este procedimiento híbrido se basa en la utilización de un stent cubierto autoexpandible que conecta la iliaca externa proximal con la iliaca interna, por lo que asociado a EVAR mediante dispositivo aorto-uni-ilíaco contralateral y a un bypass fémoro-femoral (**Figura 5**), permite tratar el aneurisma de aorta y mantener el flujo pélvico por la arteria hipogástrica ⁶².

Su principal ventaja respecto la cirugía abierta es que reduce la morbilidad del procedimiento asociada a la laparotomía y la exposición quirúrgica retroperitoneal. A pesar de ello, requiere la realización de un bypass fémoro-femoral dependiendo por tanto el flujo visceral, y de la extremidad inferior contralateral, de la permeabilidad del mismo.

2.5.3 Técnica de bell-bottom.

La técnica de *bell-bottom* consiste en la utilización de una extensión iliaca de extremo distal acampanado que permite sellar en una iliaca común dilatada (de hasta 25mm de diámetro) manteniendo por tanto la permeabilidad de la arteria hipogástrica (**Figura 4**).

Sus resultados son buenos con un éxito técnico inicial alto (97%) y un bajo riesgo (2-4%) de endofuga tipo Ib ⁶³⁻⁶⁵ especialmente a corto y medio plazo . Además, es una técnica que se puede realizar incluso en casos urgentes sin aumentar prácticamente la complejidad ni la invasividad del procedimiento.

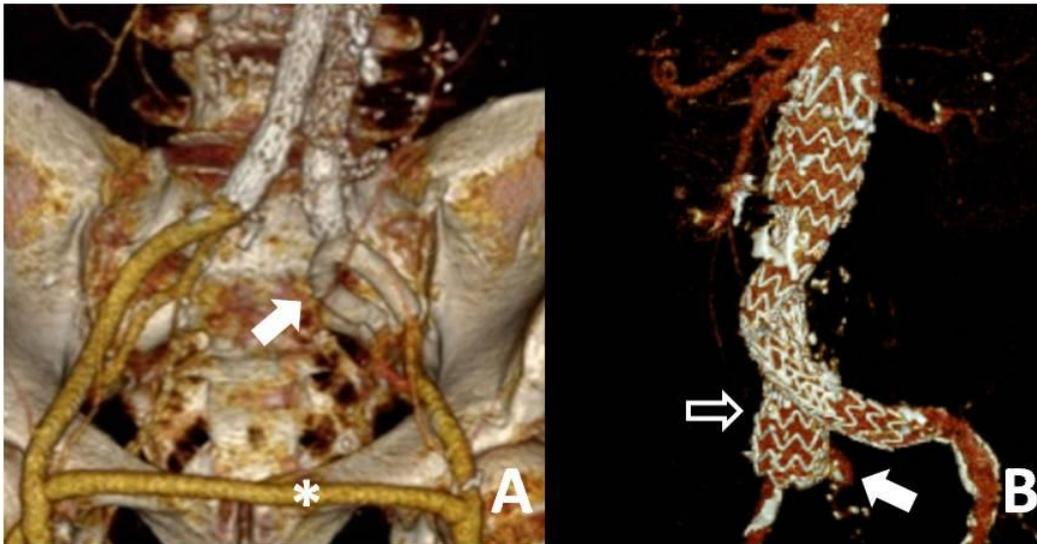


Figura 4. (A): Reparación de una endofuga Ib distal izquierda por mal sello en iliaca común mediante la conversión a endoprótesis aorto-uni-iliaca derecha, bypass fémoro-femoral (*) y stent autoexpandible desde iliaca externa a hipogástrica izquierda (flecha) mediante *banana technique*. (B): Endoprótesis bifurcada con *bell bottom* (flecha hueca) derecho para sellar en una iliaca común de gran tamaño permitiendo mantener permeable la arteria hipogástrica.

Su principal limitación es la durabilidad sobre todo a largo plazo con riesgo de aparición de endofugas en caso de aumento de la dilatación de la arteria iliaca común⁶⁵⁻⁶⁷. Por tanto, para mantener buenos resultados se recomienda disponer de una longitud mayor a lo habitual (≥ 20 mm) de zona de sello entre la prótesis y la arteria así como una mínima presencia de calcificación o trombo.

2.5.4 Uso de endoprótesis ramificadas (iliac branched devices).

Las endoprótesis ramificadas (conocidas como *iliac branched devices* o IBDs) son un tipo de dispositivo endovascular con una rama lateral incorporada que permite sellar de manera independiente en iliaca externa e hipogástrica manteniendo por tanto el flujo pélvico (**Figura 5**).

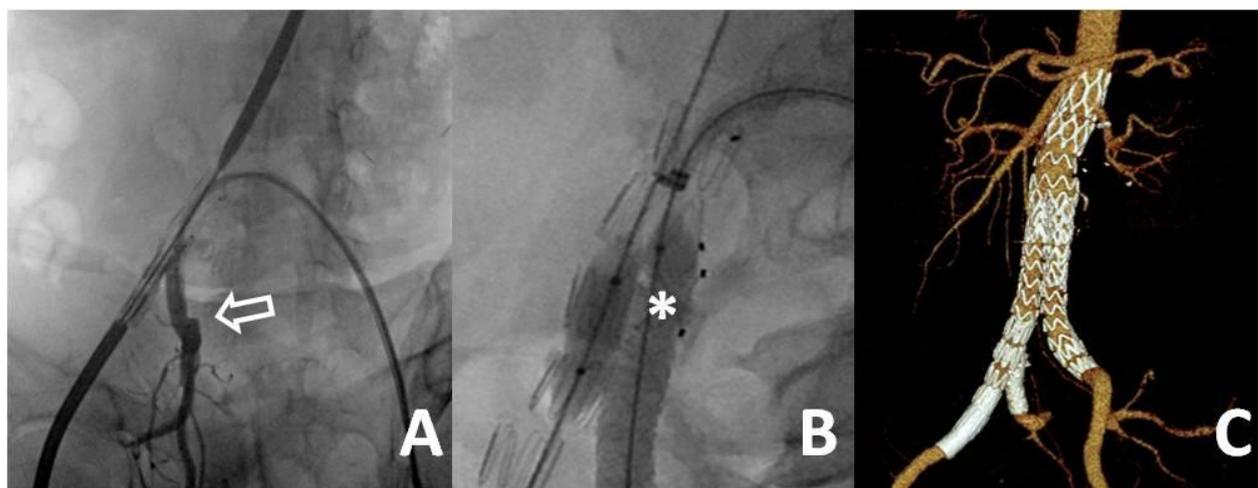


Figura 5. (A): Liberación de dispositivo iliaco ramificado (IBD) para preservar flujo por la arteria hipogástrica derecha (flecha hueca). (B): Dispositivo ya liberado con remodelado simultáneo mediante balón (* en rama para la arteria hipogástrica). (C): AngioTC de control postoperatorio con hipogástrica derecha permeable y sin fugas.

Sus resultados son muy buenos ⁶⁸⁻⁷⁰ con altas tasas de éxito técnico y permeabilidad de las ramas hipogástricas (ambas superiores al 90%) así como un escaso riesgo de endofuga tipo Ib o III (< 2%), siendo considerada hoy en día como la alternativa quirúrgica de elección para casos de EVAR complejo electivo con necesidad de preservación de la arteria hipogástrica.

Su principal desventaja es la complejidad de la técnica y el considerable aumento del tiempo quirúrgico global por lo que no suele estar indicado en situaciones de urgencia. Asimismo, los IBDs requieren una serie de características anatómicas bastante estrictas para su correcta colocación no siendo aptos en casos de iliacas comunes cortas, excesivamente anguladas o calcificadas así como de escasa luz permeable (al no disponer espacio suficiente para liberación de la rama lateral del dispositivo) ⁷¹.

2.5.5 Stenting paralelo (*iliac sandwich technique*).

La técnica del *stenting* paralelo consiste en la utilización de stents cubiertos convencionales que dispuestos de manera paralela uno con otro, crean un dispositivo bifurcado para sellar de manera independiente en las arterias iliaca externa e interna, excluyendo el aneurisma y manteniendo el flujo visceral.

Descrita por primera vez por Lobato en 2011 ⁷², sus resultados son muy buenos con un elevado éxito técnico (> 90%), una baja tasa de oclusión de los stents paralelos (2 - 4 % a 6 meses), así como una baja incidencia de endofugas (9%) ^{73,74}.

Su principal ventaja es que al no basarse en un dispositivo bifurcado predeterminado, evita la mayoría de limitaciones anatómicas propias de los IBDs pudiendo ser utilizado prácticamente en cualquier caso, incluso en aquellos urgentes.

Sus principales inconvenientes se basan en el riesgo inherente de endofuga entre los dispositivos, afectando a la durabilidad del procedimiento, y a la relativa falta de estandarización de la técnica siendo en gran parte basada en series clínicas y recomendaciones personales, sin disponer de unas recomendaciones claras para su realización en aspectos fundamentales como la mejor selección de materiales, la sobredimensión a utilizar y como medirla, etc. (ver apartado 2.8).

2.6 El *stenting* paralelo en la reparación de los aneurismas de aorta abdominal.

Consideraciones generales.

Como se ha descrito en los capítulos anteriores, la técnica del *stenting* paralelo se basa en la utilización de stents convencionales que colocados de manera paralela a la endoprótesis principal crean una prótesis ramificada a medida con el objetivo de mantener la correcta exclusión del aneurisma y un adecuado flujo en las arterias viscerales.

En función a su localización, la técnica del *stenting* paralelo se realiza de una determinada manera adoptando distintas configuraciones que reciben distintos nombres (**Figura 7**). Así por ejemplo, la colocación de stents paralelos a la endoprótesis principal desde un abordaje braquial o anterógrado recibe el nombre de configuración en “*snorke*” o “chimenea” por su analogía con los tubos para buceo o las chimeneas clásicas. Es la configuración más frecuente utilizándose sobre todo para salvar las arterias renales o la arteria mesentérica superior en aquellos aneurismas sin cuello proximal. Comúnmente se la denomina como “EVAR con chimeneas” o incluso como “chEVAR”.

Se denomina configuración en “sándwich” cuando el stent paralelo se coloca entre dos componentes de la endoprótesis principal (extensión iliaca común y extensión para la iliaca externa en los “sándwich iliacos”) (**Figura 6**). Esta disposición es la más utilizada cuando se quiere preservar el flujo por la arteria hipogástrica en los aneurismas iliacos sin cuello distal o bien en reconstrucciones viscerales complejas para aneurismas tóraco-abdominales.

Otra configuración posible, aunque no tratada en esta tesis, sería en “periscopio” (**Figura 6**) cuando el stent paralelo se coloca de manera retrograda (desde un acceso femoral) para,

por ejemplo, salvar la perfusión por el tronco celiaco o la arteria mesentérica superior en reparaciones endovasculares de aneurismas de aorta torácica.

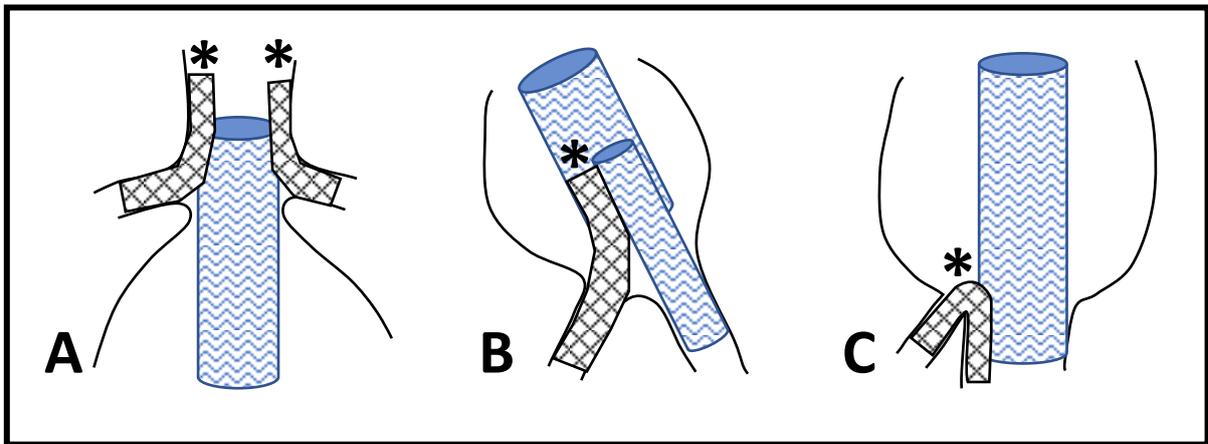


Figura 6. (A): diagrama de *stenting* paralelo (*) en configuración de “chimenea” para preservar el flujo por las arterias renales. (B): diagrama de *stenting* paralelo (*) en configuración de “sándwich” (stent paralelo colocado entre los componentes para la iliaca común y la iliaca externa de la endoprótesis principal) para preservar el flujo en la arteria hipogástrica. (C): diagrama de *stenting* paralelo (*) en configuración en “periscopio” para salvar el flujo por la arteria mesentérica superior en un procedimiento de reparación endovascular de aorta torácica.

Los orígenes de la técnica del *stenting* paralelo se remontan a 2001 donde se describe en configuración tipo chimenea como un procedimiento de rescate ante un cubrimiento no intencional de una arteria renal tras un EVAR estándar. A pesar de ello, no fue hasta 2003 donde se describió por primera vez como un procedimiento intencionado para preservar el flujo renal en un EVAR con mal cuello proximal ⁴⁸. Los primeros casos en configuración periscopio ⁷⁵ y sándwich ⁷² se describieron en 2008 para preservar el flujo visceral en un aneurisma tóraco-abdominal roto y el flujo pélvico por las arterias hipogástricas en aneurismas sin cuello distal respectivamente.

A pesar de que su origen se basa en un procedimiento de rescate, los resultados publicados como procedimiento electivo son muy buenos ^{48,49,72-74,76} con alta tasa de permeabilidad del stent visceral (> 95%) así como una muy baja tasa de endofugas (< 2%), prácticamente igual en cualquiera de las configuraciones. Presenta además varias ventajas respecto los

dispositivos fenestrados o ramificados como son la práctica ausencia de limitaciones anatómicas, la posibilidad de utilización incluso en situaciones de urgencia, así como una mayor sencillez técnica para su colocación y un menor coste económico.

La principal limitación de la técnica es la posibilidad de aparición endofugas debido *gutters* o canales entre la endoprótesis principal y el stent paralelo que podrían afectar a la durabilidad del procedimiento (**Figura 7**).

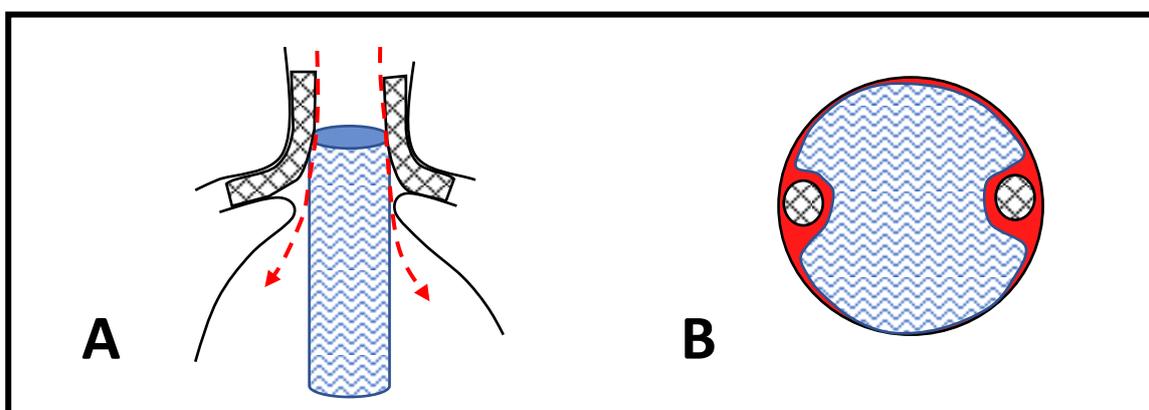


Figura 7: (A): Diagrama de endoprótesis (figura azul) y stents paralelos (figuras en blanco) en configuración de chimenea con *gutters* o canales (flechas rojas) generando una endofuga tipo I. (B): Mismo diagrama per visto en corte axial con los canales o *gutters* sombreados en rojo.

A pesar que los estudios publicados reportan una tasa de endofugas muy baja ^{48,49,72-74,76}, la posibilidad de su aparición es inherente a la técnica en si (el hecho interponer un stent entre la pared arterial y una endoprótesis puede hacer que esta última no se adapte igual de bien) por lo que se debe hacer especial hincapié en todas las medidas técnicas que permitan prevenir o minimizar su aparición.

2.7 Consideraciones específicas del *stenting* paralelo en configuración en chimenea (chEVAR) en la reparación de los aneurismas de aorta abdominal sin cuello infrarrenal.

Desde el punto de vista técnico, el chEVAR se realiza mediante un doble acceso arterial: femoral y braquial. Este último suele ser percutáneo sobre la arteria humeral izquierda aunque en caso de chimeneas múltiples se puede requerir el abordaje percutáneo de ambas arterias humerales o incluso abierto de la arteria subclavia.

El procedimiento en si se resume en los siguientes pasos ⁷⁷ **(Figura 8)**:

- 1 Cateterización desde el acceso braquial de las ramas viscerales a tratar. Colocación de un introductor adecuado para garantizar el acceso. **(Figura 8 A)**.
- 2 Inserción de los stents paralelos, generalmente balón expandibles, al menos 15mm dentro de la rama visceral y quedando unos 10mm proximal al origen de la tela de la endoprótesis.
- 3 Inserción desde el acceso femoral del cuerpo de la endoprótesis principal y liberación de la misma en su posición definitiva.
- 4 Retirada de los introductores viscerales y liberación de los stents paralelos **(Figura 8 B)**.
- 5 Remodelado secuencial de la reconstrucción mediante hinchado de los balones de los stents paralelos y justo a continuación del balón “compliant” o de moldeado para la endoprótesis principal. El objetivo de mantener esta secuencia de hinchado es evitar el colapso de los stents viscerales.
- 6 Deshinchado secuencial, primero del balón de la endoprótesis principal y finalmente de los de los stents paralelos.

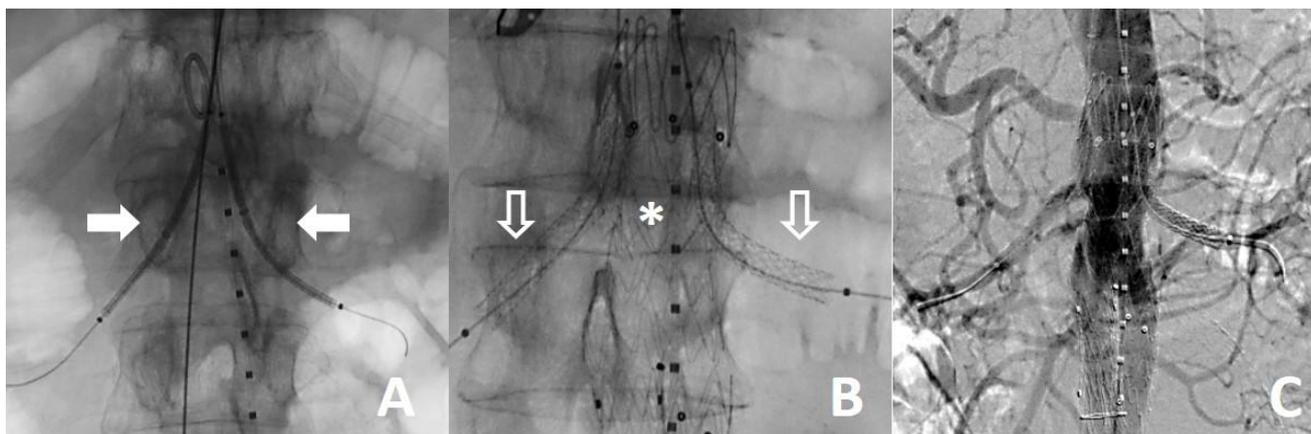


Figura 8. *Stenting* paralelo con doble chimenea renal. (A): Cateterización y avance de ambos stents renales (flecha). (B): Stents renales ya desplegados (flecha hueca) de manera paralela a la endoprótesis principal (*). (C): Arteriografía final con stents renales permeables y sin fugas.

A pesar que no existen restricciones tan severas como en caso de las endoprótesis fenestradas o con ramas, el chEVAR también posee una serie de recomendaciones anatómicas para una adecuada realización. La principal es que el nuevo cuello a obtener con la chimenea debe ser al menos de 15mm⁷⁶ (preferiblemente 20mm) recomendando a la vez el disponer de un mínimo cuello infrarrenal de al menos 2mm para garantizar el sello proximal. Es también altamente recomendable disponer de un buen acceso braquial, con una aorta yuxtavisceral y torácica sin ateromatosis ni angulación excesiva que pudiera dificultar la cateterización visceral⁷⁸ así como un trayecto descendente de los vasos a tratar respecto su origen en la aorta ya que facilita su cateterización y mejora los resultados⁷⁹. El número de chimeneas a utilizar también es importante recomendando realizar dos como máximo, sin haber evidencia clínica respecto al uso de 3 o más⁴⁹.

Respecto los materiales a utilizar, hay que tener en cuenta que no todos los stents ni todas las endoprótesis se comportan igual en un procedimiento de *stenting* paralelo (distintos materiales, distinta fuerza radial) por lo que una adecuada selección de los dispositivos es fundamental. Al respecto destaca el estudio in vitro de Mestres⁸⁰, coautor de los estudios que componen esta tesis y director de la misma, y los resultados clínicos del registro

internacional PERICLES⁴⁹, quienes concluyen que en el chEVAR, la combinación idónea de materiales es la formada por stents paralelos balón expandibles y endoprótesis de alta fuerza radial ya que de esta manera se reducen las endofugas al mínimo sin generar compresión significativa de las ramas viscerales.

Hay que también tener en cuenta que la interposición de stents paralelos aumenta el perímetro o la superficie a cubrir por la endoprótesis principal por lo que es importante aumentar el grado de sobredimensión de esta última para conseguir un adecuado sellado. Estas conclusiones se extraen también del estudio in vitro de Mestres⁸⁰ y del registro clínico PERICLES⁴⁹ demostrando una menor área de *gutters* en sobredimensiones de la endoprótesis principal entorno al 30% en comparación con el 10-15% habitual del EVAR estándar. Sobredimensiones mayores al 30% reducen más los *gutters* pero a expensas de inducir malposicionamiento o *infolding* (replegado de la endoprótesis principal hacia su interior generando nuevas fugas) por lo que se recomienda evitarlos. Es importante considerar que estas conclusiones se extraen de modelos in vitro y clínicos basados únicamente en una chimenea renal sin existir evidencia en cuanto a si este comportamiento es extrapolable cuando 2 o 3 stents paralelos son utilizados simultáneamente.

2.8 Consideraciones específicas del *stenting* paralelo en configuración en sándwich en la reparación de los aneurismas de aorta abdominal sin cuello iliaco distal.

Igual que en el chEVAR, para la realización de un sándwich iliaco se requiere un doble acceso arterial: uno femoral para la colocación de la endoprótesis principal y uno braquial para la colocación del stent paralelo en la arteria hipogástrica.

El procedimiento general para su realización ⁷² se resume en los siguientes pasos:

1. Colocación y liberación completa del sistema principal de la endoprótesis (cuerpo y extensión ipsilateral). El extremo distal de la extensión iliaca común se debe dejar 1 cm por encima del origen de la arteria hipogástrica a salvar **(Figura 9 A)**.
2. Cateterización de la arteria hipogástrica mediante acceso braquial (pasando por la luz de la endoprótesis y la extensión ilíaca) y colocación de un introductor adecuado para garantizar el acceso **(Figura 9 B)**.
3. A través del acceso braquial, se inserta el stent paralelo para la arteria hipogástrica dejándolo unos 2 cm en el interior de la misma y quedando un mínimo de 5 cm dentro de la extensión iliaca común **(Figura 9 C)**.
4. A través del acceso femoral, se inserta el stent paralelo para la arteria iliaca externa dejándolo 1 cm por debajo del origen del stent de la arteria hipogástrica.
5. Liberación de los stents paralelos, primero el correspondiente a la iliaca externa y posteriormente el correspondiente a la arteria hipogástrica.
6. Remodelado simultaneo con balón de toda la reconstrucción. Deshinchado secuencial, primero el balón de correspondiente al dispositivo para la arteria iliaca externa y posteriormente el de la arteria hipogástrica **(Figura 9 D)**.

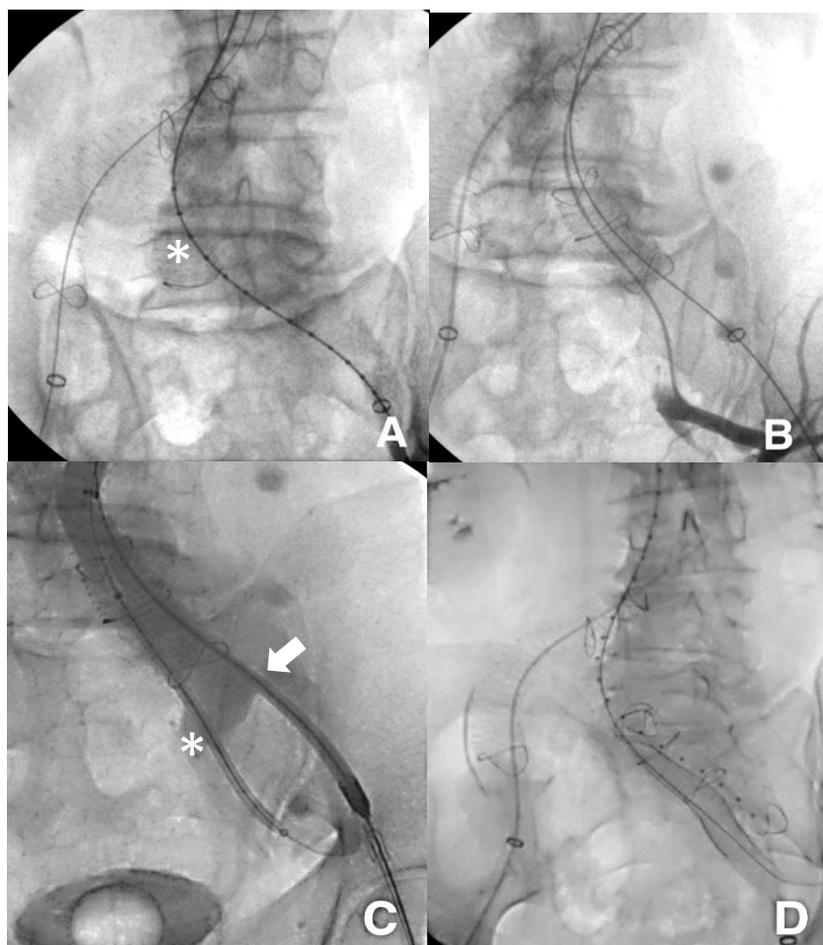


Figura 9: (A): Endoprótesis principal y extensión iliaca común ipsilateral (*) ya colocada. (B): Cateterización de arteria hipogástrica desde abordaje braquial. (C): Colocación de stent paralelo para la hipogástrica (*) y extensión iliaca externa (flecha). (D): Resultado final tras remodelado con balón.

Como se ha comentado en capítulos previos, es un procedimiento sin prácticamente limitaciones anatómicas pudiéndose realizar en casos en donde el IBD está contraindicado (arterias iliacas comunes cortas, muy tortuosas, o con escasa luz permeable) así como también en casos urgentes. Al igual que en el chEVAR, es recomendable disponer un buen acceso braquial, con una aorta yuxtavisceral y torácica sin ateromatosis ni angulación excesiva.

Respecto a cuál es la mejor combinación de materiales a utilizar (tipos de endoprótesis y tipos de stents), no hay ningún tipo de evidencia firme al respecto siendo las únicas

recomendaciones basadas en experiencias personales en series de casos. A pesar de ello, la mayoría de autores sugiere la utilización de stents autoexpandibles y endoprótesis de alta flexibilidad debido sobre todo a su adaptabilidad frente la tortuosidad iliaca^{81,82}.

Al igual que el resto de procedimientos de *stenting* paralelo, existe un riesgo inherente de mal sellado y endofuga debido a *gutters*. Para reducir este riesgo, se recomienda mantener un adecuado solapamiento o *overlapping* así como una adecuada sobredimensión o *oversizing* entre los componentes iliacos externo e interno respecto la extensión de iliaca común aunque, igual que respecto a los materiales a utilizar, no existe clara evidencia al respecto.

Respecto al solapamiento, la mayoría de autores coinciden en disponer entre 3 y 5cm de longitud^{72,81,83} pero por contrario no existe consenso respecto cual es el mejor grado de sobredimensión a utilizar habiéndose descrito distintos grados y distintas formas de medirlo. La más reportada⁸⁴⁻⁸⁶ se basa en el cálculo de la sobredimensión de área, es decir, que los dispositivos utilizados (extensión iliaca común, stent para la arteria hipogástrica y stent para la iliaca externa) son seleccionados, además de por el diámetro del vaso nativo sobre el que asentarán, de tal manera que la suma del área (calculada matemáticamente mediante la fórmula $\pi \times r^2$) de ambos stents para la hipogástrica y la iliaca externa supere ligeramente (entorno un 10-30%) el área de la extensión de iliaca común en la que son desplegados. A pesar de ello, este método supone que la sección transversal de ambos stents paralelos es un círculo perfecto (no siempre siendo así debido a las adaptaciones dentro de la extensión iliaca común) y sobre todo implica la realización de cálculos matemáticos que aunque sencillos, consumen tiempo y complican la planificación del procedimiento.

3. Hipótesis y objetivos

La razón principal de esta investigación ha sido aportar evidencia en el campo del *stenting* paralelo, una técnica endovascular relativamente reciente y poco estandarizada, aunque con unos resultados muy prometedores y una gran aplicabilidad en distintos campos de la reparación endovascular aortica.

De manera más concreta, esta tesis se ha basado en el análisis técnico de dos procedimientos específicos de *stenting* paralelo: la reparación mediante 2 o 3 chimeneas en para los aneurismas de aorta sin cuello proximal; y el procedimiento del sándwich iliaco para garantizar el flujo hipogástrico en los aneurismas aorto-iliacos sin cuello en arteria ilíaca común.

3.1 Hipótesis.

Basándonos en nuestro problema de investigación, se han planteado las siguientes hipótesis:

1. En el *stenting* paralelo con 2-3 chimeneas viscerales, el grado de sobredimensión de la endoprótesis principal requerido para un óptimo sellado es del 30%, igual que el habitualmente descrito para procedimientos con una única chimenea visceral.
2. Igual que en los procedimientos de *stenting* paralelo, en la reparación con 2-3 chimeneas viscerales, los dispositivos (stents y endoprótesis) de alta fuerza radial se adaptan mejor que aquellos de baja fuerza radial.

3. En la reparación mediante sándwich iliaco, el grado de sobredimensión necesario para conseguir un óptimo sellado es del 30%, igual que el habitualmente descrito para otros procedimientos de *stenting* paralelo.
4. Igual que en los procedimientos de *stenting* paralelo, en la reparación mediante sándwich iliaco, los dispositivos (stents y endoprótesis) de alta fuerza radial se adaptan mejor que aquellos de baja fuerza radial.
5. En la reparación mediante sándwich ilíaco, todas las formas de medición del sobredimensionamiento son equivalentes entre si no siendo necesario el cálculo de áreas o perímetros para planificar un procedimiento de este tipo.

3.2 Objetivos.

Siguiendo nuestras hipótesis, los objetivos de la investigación han sido:

1. Analizar, mediante modelos in vitro y programas de procesamiento de imágenes radiológicas, cuál es el mejor grado de sobredimensión en el *stenting* paralelo con 2-3 chimeneas en base al área de *gutters*, la compresión del stent paralelo y el riesgo de malposicionamiento o *infolding*.
2. Evaluar de de la misma manera y con los mismos términos (modelos in vitro, análisis de *gutters*, compresión del stent paralelo e *infolding*), cual es la óptima combinación de materiales en el *stenting* paralelo con 2-3 chimeneas viscerales.

3. Describir mediante el análisis de *gutters*, compresión del stent paralelo e *infolding* en modelos in vitro, cuál es el mejor grado de sobredimensión en el *stenting* paralelo tipo sándwich iliaco para la preservación del flujo hipogástrico.

4. Evaluar de la misma manera y con los mismos términos (modelos in vitro, análisis de *gutters*, compresión del stent paralelo e *infolding*), cuál es la mejor combinación de materiales para la realización del *stenting* paralelo tipo sándwich iliaco para la preservación del flujo hipogástrico.

5. Comparar las distintas formas de medición de la sobredimensión en el sándwich iliaco analizando en modelos in vitro el método clásicamente descrito (sobredimensión de áreas) con otros dos (sobredimensionamiento de perímetro y el de diámetro) valorando su equivalencia, precisión y sencillez de cálculo.

4. Material y métodos

Para la realización de este estudio se crearon dos modelos in vitro de *stenting* paralelo: uno de ellos para el estudio de la configuración en chimenea con 2 y 3 stents viscerales y otro para el análisis de un procedimiento de sándwich iliaco para preservar la arteria hipogástrica. La utilización de modelos in vitro se debió a la experiencia previa en este campo del grupo investigador⁸⁰ así como a la posibilidad de los mismos para testar cualquier parámetro, incluso con valores extremos, sin asociar riesgo alguno hacia el paciente.

4.1 Construcción del modelo de *stenting* paralelo con 2-3 chimeneas (chEVAR)

Para poder reproducir in vitro el chEVAR, se construyó un modelo de aorta visceral mediante tubos de silicona reforzados (para corregir la excesiva laxitud de la silicona intentando simular al máximo la consistencia de la pared aortica) de 18, 20, 22, 25 y 27 mm de diámetro interno. Dichos diámetros fueron seleccionados de manera específica para obtener determinados grados de sobredimensión con la endoprótesis principal a utilizar.

Para analizar el procedimiento con dos chimeneas, en cada modelo aórtico se conectaron dos segmentos tubulares sintéticos a cada lado (20mm de longitud, 6mm de diámetro y orientación 30° descendente) siguiendo las características anatómicas habituales de las arterias renales (**Figura 10**). Para los modelos con 3 chimeneas, se añadió además un nuevo tubo de 8mm de diámetro en la cara anterior con la misma longitud y orientación descendente simulando así la arteria mesentérica superior.

Se crearon en total 10 modelos de aorta visceral, cinco de ellos con dos ramas para simular el *stenting* paralelo con 2 chimeneas renales (18, 20, 22, 25 y 27 mm de diámetro aórtico), y

cinco más (también uno por cada diámetro aórtico) con 3 ramas para simular el *stenting* paralelo con 3 chimeneas viscerales.

En cada modelo se introdujeron los diferentes dispositivos (stents paralelos y endoprótesis) siguiendo las consideraciones técnicas habitualmente usadas in vivo para este tipo de procedimiento: stents paralelos colocados unos 15-20 mm dentro de la rama visceral, endoprótesis principal unos 10mm por encima de los ostia de las arterias viscerales a cubrir, y extremo proximal del stent paralelo unos 10mm por encima de del extremo más proximal de la parte cubierta de la endoprótesis principal (**Figura 10**).

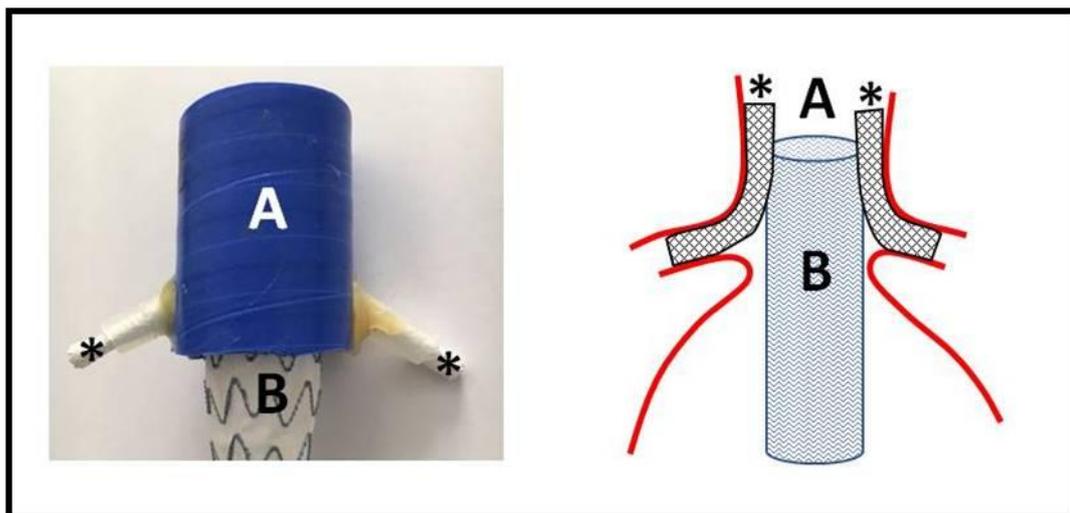


Figura 10. Modelo in vitro de *stenting* paralelo en configuración tipo chimenea con 2 stents para las arterias renales y su correspondencia con un esquema de tratamiento de un caso teórico. (A): Modelo plástico equivalente a la rama para la aorta yuxtarenal. (B): Endoprótesis principal. (*): Stents viscerales para las arterias renales.

Como endoprótesis principal se utilizaron 2 dispositivos distintos:

7. Cuerpos principales de Endurant-II (Medtronic Endurant Abdominal Stent Graft, Medtronic AVE, Santa Rosa, CA, USA) de 25, 28 y 32 mm de diámetro proximal.

8. Cuerpos principales de Gore Excluder (Gore Excluder Abdominal Aortic Aneurysm Endoprosthesis, W.L. Gore & Associates, Flagstaff, AZ, USA) de 26, 28.5 y 31 mm de diámetro proximal.

La selección de dichos dispositivos concretos fue debido a su elevada prevalencia para este tipo de procedimientos en la práctica habitual ^{49,87}, así como por sus diferentes características en cuanto a composición y fuerza radial (tela de poliéster, stent de alta fuerza radial y fijación suprarrenal en Endurant; tela de PTFE , stent de baja fuerza radial y ausencia de fijación suprarrenal en Excluder).

Como stents paralelos para las arterias viscerales se utilizaron:

- Stents Viabahn (Gore Viabahn Endoprosthesis, W.L. Gore & Associates, Flagstaff, AZ, USA)
- Stents BeGraft (Bentley InnoMed, Hechingen, Germany).

Los diámetros utilizados para los stents fueron de 6mm en los modelos con solo dos chimeneas (dos stents de 6mm para cada arteria renal) y de 6 y 8mm en aquellos modelos con 3 chimeneas (6mm para ambas arterias renales y 8mm para la arteria mesentérica superior de acuerdo con los valores habitualmente utilizados en este tipo de procedimientos en la práctica clínica habitual ^{88,89}.

Los modelos de aorta con sus correspondientes dispositivos se sumergieron dentro de un baño de salino fisiológico a 37°C (**Figura 11**) recreando así la composición básica y la temperatura de la sangre. Esta última característica se consideró especialmente importante dada la memoria de forma por temperatura del nitinol y gran parte de los metales utilizados en la composición de los dispositivos endovasculares.

Posteriormente, se remodeló de manera simultánea (*kissing balloon*) toda la reconstrucción (**Figura 11**) mediante un balón no compliante para la endoprótesis principal (Reliant stent graft balloon catheter; Medtronic Inc) y balones convencionales de angioplastia de 6mm y 8mm (Bentley InnoMed, Hechingen Germany) a 10 atmosferas de presión para los stents viscerales.

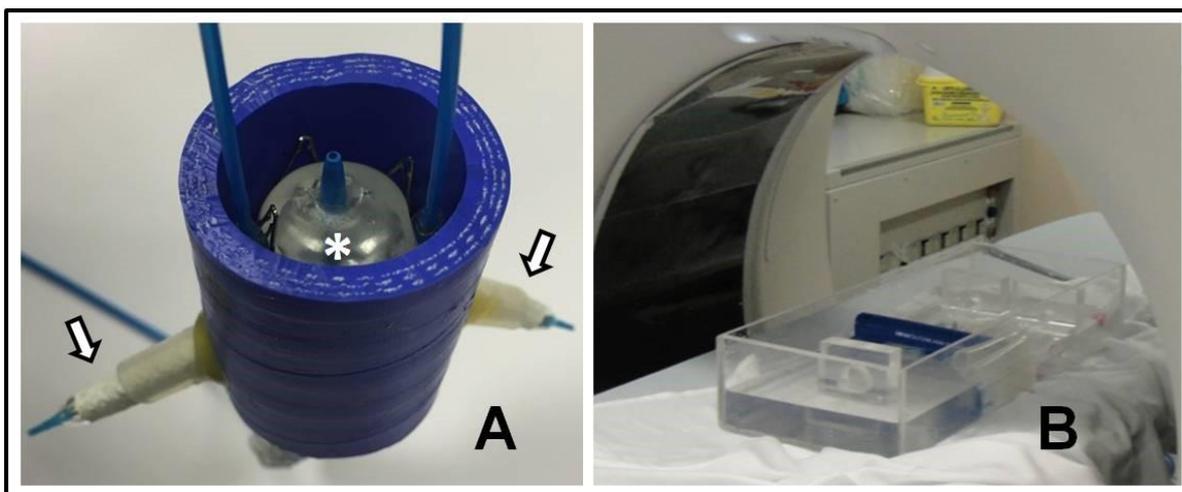


Figura 11. (A): Modelo de *stenting* paralelo con 2 chimeneas renales durante remodelado observándose el balón no compliante (*) para la endoprótesis principal y los dos balones de angioplastia (flecha) para los stents paralelos. (B): Imagen de los modelos en el interior del baño salino a 37°C previa a la realización de las mediciones por TC.

4.2 Construcción del modelo de *stenting* paralelo tipo sándwich iliaco

Para el reproducir el procedimiento del sándwich iliaco, se utilizaron también tubos de silicona externamente reforzada de distintos diámetros, aunque en este caso simulando una rama endoprotésica para la arteria iliaca común (**Figura 12**), dentro de la cual se introducirían los dispositivos para la arteria hipogástrica y para la arteria iliaca externa. Se utilizaron tubos sintéticos en lugar de endoprótesis convencionales para facilitar el análisis posterior con TC ante la importante reverberación y artefactos metálicos con la utilización de dispositivos convencionales evidenciada en test previos. Los diámetros utilizados para dichos modelos fueron 10, 12, 14, 16 y 18 mm, siendo seleccionados de manera específica para obtener distintos grados de sobredimensión con los dispositivos para la iliaca externa y la arteria hipogástrica.

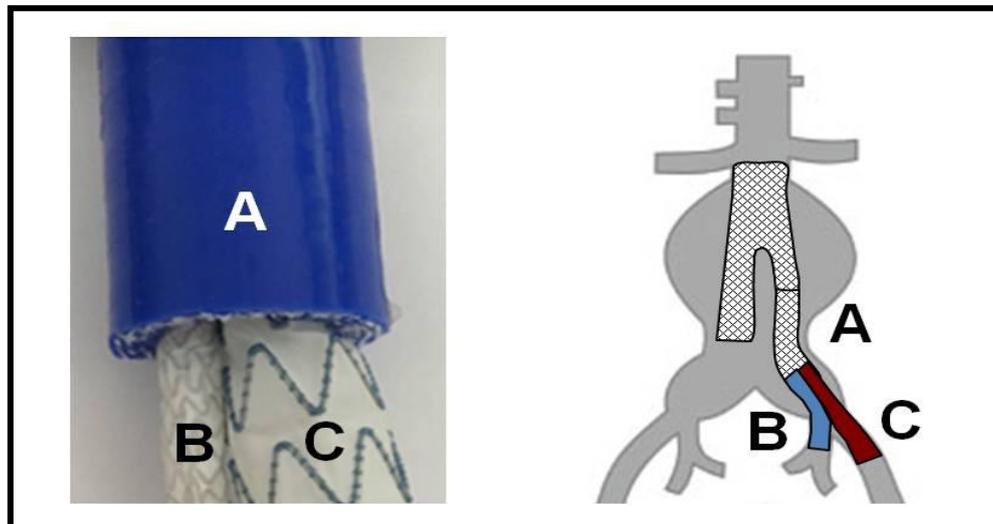


Figura 12. Modelo in vitro de *stenting* paralelo en configuración tipo sándwich iliaco y su correspondencia con un esquema de tratamiento de un caso teórico. (A): Modelo plástico equivalente a la rama para la arteria iliaca común. (B): Stent paralelo (BeGraft en este caso) para la arteria hipogástrica. (C): Dispositivo para la arteria iliaca externa (tipo Endurant en este caso).

Para la cada modelo plástico, se introdujeron de manera paralela dos dispositivos: uno correspondiente a una extensión para la arteria iliaca externa y otro correspondiente a la rama para la arteria hipogástrica manteniendo un solapamiento de al menos 50 mm siguiendo las recomendaciones técnicas habituales para dicho procedimiento ⁷².

Los dispositivos utilizados para la rama de la arteria iliaca externa fueron:

- Ramas ilíacas Endurant de 16mm (Medtronic Endurant Abdominal Stent Graft, Medtronic AVE, Santa Rosa, CA, USA)
- Ramas ilíacas Aorfix de 12mm (Lombard Medical Abdominal Stent Graft, Laguna Canyon RD, Irvine, CA, USA)
- Stent Viabahn 11mm and 13mm (Gore Viabahn Endoprosthesis, W.L. Gore & Associates, Flagstaff, AZ, USA).

La selección del tipo de dispositivos fue por ser los más reportados en los artículos previamente publicados ^{73,74,81,84,85} sobre sándwich iliaco. Respecto al diámetro, se utilizaron stents Viabahn de 11 y 13mm suponiendo un sello en una arteria iliaca externa estándar entre 9 y 12mm y extensiones de Endurant y Aorfix de tamaño igual al diámetro proximal habitual de todas las extensiones ilíacas para este tipo de plataformas (16mm en Endurant y 12mm en Aorfix respectivamente).

Se utilizaron dos tipos de stents para simular la rama paralela a la arteria hipogástrica:

- Stent Viabahn (Gore Viabahn Endoprosthesis, W.L. Gore & Associates, Flagstaff, AZ, USA)
- Stent V12 (Atrium Advanta V12, Atrium Medical Corporation, Hudson, NH, USA).

La elección de stents tipo Viabahn fue igualmente por ser el más reportado para la arteria hipogástrica en los procedimientos de sándwich iliaco ^{73,74,81,84,85}. V12 se eligió como comparación a Viabahn siendo ambos stents diferentes tanto en su composición y su fuerza radial (Viabahn como stent autoexpandible, de nitinol y baja fuerza radial versus V12 como stent balón expandible, de acero inoxidable y alta fuerza radial). En ambos casos, se eligieron dispositivos de 8mm al ser los más reportados en este tipo de procedimientos.

Los modelos obtenidos de sumergieron en un baño de salino fisiológico a 37°C y se remodelaron simultáneamente (técnica del *kissing balloon*) con un balón no compliante tipo Reliant (Reliant stent graft balloon catheter; Medtronic Inc) para la rama correspondiente a la iliaca externa; y balones de angioplastia de 8mm (Bentley InnoMed, Hechingen Germany) a 10 atmosferas de presión para la rama correspondiente a la arteria hipogástrica.

4.3 Análisis de los modelos mediante TC. Variables evaluadas.

Se analizaron cada uno de los modelos obtenidos (tanto de sándwich iliaco como de chEVAR) mediante la realización de un TC. Se utilizó una máquina TC Toshiba Aquilion One multidetector (Toshiba Medical Systems Corp, Otawara-shi, Japon) con el siguiente protocolo: 80 detectors, 0.8 pitch, 0.5 mm slice thickness, 0.3 mm reconstruction interval, fc07, adaptive iterative dose reduction, three dimensional filters (120 kv, 150 ma, 0.5 s turn, 30 _ 30 cm fov, 512 _ 512 matrix).

Los cortes axiales obtenidos (**Figura 13**), fueron guardados de manera ciega y posteriormente exportados para un análisis externo por 2 observadores independientes mediante un programa de tratamiento de imágenes radiológicas (OsiriX Imaging Software v 3.8.1, 32 bit Pixmeo, Geneva, Switzerland).

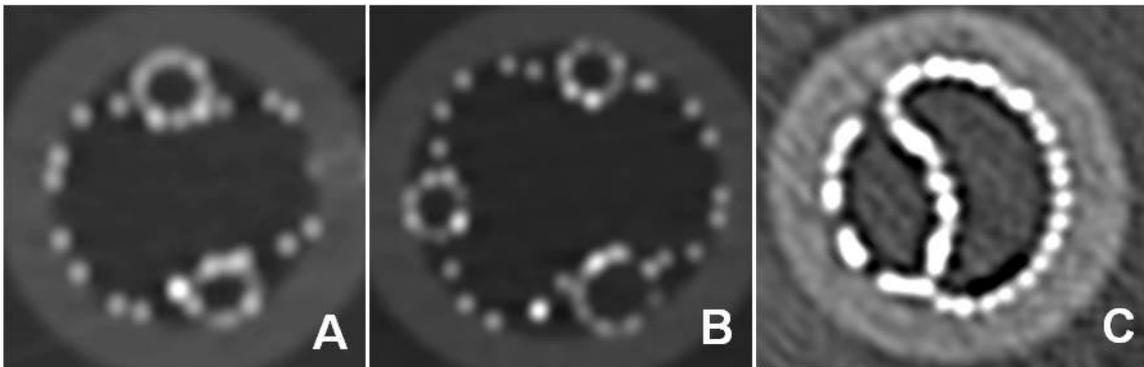


Figura 13. Ejemplos del análisis de los modelos mediante TC. (A): modelo de chEVAR con dos chimeneas. (B): modelo de chEVAR con 3 chimeneas. (C): modelo de sándwich iliaco.

Para cada modelo, se seleccionó un corte axial representativo en la zona media de solapamiento entre stents viscerales y endoprótesis principal. Sobre dicha imagen se analizaron las siguientes variables (**Figura 14**):

- Gutters o áreas de mal sellado (mm²): suma de todas las áreas internas (calculadas mediante la función *close polygon* de OsiriX) de cada uno de los modelos de silicona no cubiertas ni por la endoprótesis principal ni por los distintos stents paralelos.
- Compresión del stent paralelo (%): Área interna de cada stent paralelo dividida por el área interna del mismo stent valorado en un TC independiente, con el stent fuera del modelo y totalmente expandido.
- Malposicionamiento o *infolding* (%): Colapso parcial o ausencia de total expansión de la endoprótesis principal creando nuevos *gutters*. Esta variable solo se describió de manera cualitativa (presencia o ausencia de *infolding*) dada su imposibilidad de cuantificación.

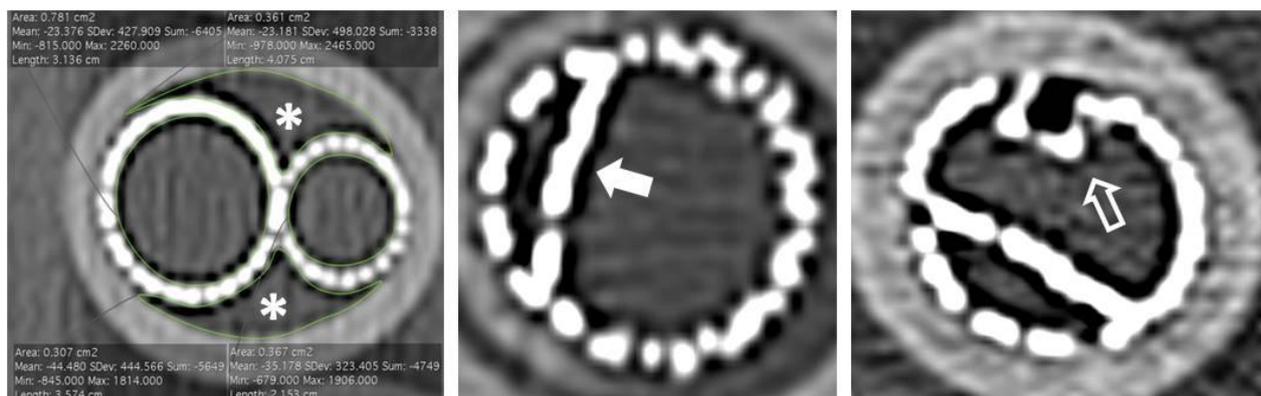


Figura 14. Ejemplos del análisis de un modelo de sándwich iliaco mediante TC. (A): Calculo de *gutters* o áreas de mal sellado (*) mediante OsiriX. (B): modelo con compresión de stent visceral (flecha). (C): modelo con *infolding* (flecha hueca).

En los modelos de sándwich iliaco, se analizó además el porcentaje de sobredimensionamiento de los stents paralelos (para la iliaca externa e interna) respecto a la rama para la iliaca común mediante tres métodos distintos:

- Sobredimensionamiento de áreas (%): Ambas áreas ($a_1 + a_2$) de cada stent paralelo, calculadas mediante la fórmula matemática del área de una circunferencia ($\pi \times \text{radio}^2$), menos el área (calculada de la misma manera) del modelo de silicona (a_3), dividida por el área del modelo (a_3). $\{ [(a_1 + a_2) - a_3] / a_3 \} \times 100$
- Sobredimensionamiento de perímetros (%): Ambos perímetros ($p_1 + p_2$) de cada stent paralelo, calculados mediante la fórmula matemática del perímetro de una circunferencia ($2 \times \pi \times \text{radio}$), menos la suma del diámetro de ambos stents paralelos ($d_1 + d_2$) con el fin de rechazar la parte interior del sándwich donde ambos stents se solapan, menos el perímetro del modelo de iliaca común (p_3), y finalmente dividido por el perímetro del modelo del ilíaco (p_3). $\{ [(p_1 + p_2) - (d_1 + d_2)] - p_3 \} / p_3 \times 100$.
- Sobredimensionamiento de diámetros (%): Ambos diámetros nominales ($d_1 + d_2$) de cada stent paralelo, menos el diámetro nominal del modelo de silicona (d_3), dividida por el diámetro de dicho modelo (d_3). $\{ [(d_1 + d_2) - d_3] / d_3 \} \times 100$

4.4 Análisis estadístico.

Se obtuvieron para todos los datos la mediana, el rango (diferencia entre el máximo y valor mínimo) y las frecuencias mediante el paquete estadístico SPSS v 20.0 (IBM Corp, Armonk, New York, USA). Las concordancias intra e interobservador (medidas entre observadores iguales y diferentes) se calcularon utilizando el coeficiente de correlación interclase para acuerdo absoluto. Las medias de las medidas de ambos observadores fueron las que se utilizaron para los posteriores análisis. Las comparaciones entre el área de *gutters*, la compresión de stent paralelo y la aparición de *infolding* en función de grados de sobredimensionamiento, combinaciones de materiales y número de stents paralelos se realizaron utilizando los test no paramétricos de Kruskal-Wallis, de Mann-Whitney, y la prueba exacta de Fisher. Las comparaciones entre los distintos métodos de medida del sobredimensionamiento (por área, perímetro y diámetro en los modelos de sándwich iliaco) se realizaron mediante la correlación *rho* de Spearman y las predicciones entre diferentes métodos de medición se realizaron mediante un estudio de regresión lineal. El valor de $p < 0.05$ se consideró como estadísticamente significativo.

5. Publicaciones

Artículo 1

“The best in vitro conditions for two and three parallel *stenting* during endovascular aneurysm repair”

Mestres G ¹, Yugueros X ¹, Apodaka A ², Urrea R ¹, Pasquadibisceglie S ¹,
Alomar X ³, Riambau V ¹.

(1)Vascular Surgery Division, Cardiovascular Institute, Hospital Clinic,
University of Barcelona, Barcelona, Spain.

(2)Vascular Surgery Department, Hospital Universitario Cruces, Barakaldo,
Bizkaia, Spain.

(3)Department of Radiology, Clínica Creu Blanca, Barcelona, Spain.

Publicado en:

J Vasc Surg. 2017;66(4):1227-35.

The best in vitro conditions for two and three parallel stenting during endovascular aneurysm repair



Gaspar Mestres, MD, PhD, FEBVS,^a Xavier Yugueros, MD, FEBVS,^a Ana Apodaka, MD,^b Rodrigo Urrea, MD,^a Savino Pasquadibisceglie, MD,^a Xavier Alomar, MD,^c and Vincent Riambau, MD, PhD,^a *Barcelona and Bizkaia, Spain*

ABSTRACT

Objective: The aim of this study is to identify which endograft-parallel stent combinations and which degree of oversizing result in the most adequate fit in a juxtarenal abdominal aneurysmal neck, when using a double or triple parallel-stent (chimney) technique.

Methods: In vitro silicon, juxtarenal, abdominal aortic aneurysmal neck models of different diameters, with two and three side-branches (simulating both the renal and superior mesenteric arteries), were constructed. Two different endografts of three diameters each, with two or three parallel stents (of 6 mm and 6 mm; or 6 mm, 6 mm, and 8 mm) were tested (Endurant-II endograft [Medtronic Inc, Santa Rosa, Calif] with balloon-expandable BeGraft stent [Bentley InnoMed, Hechingen, Germany] and an Excluder endograft [W. L. Gore and Associates, Flagstaff, Ariz] with self-expanding Viabahn stent [W. L. Gore and Associates]), applying three endograft-oversizing degrees: recommended (15%), excessive (30%), and over-excessive (40%). After remodeling, using the kissing-balloon technique at 37°C (98.6°F), 36 endograft-stent-oversizing models were scanned by computed tomography. The area of the gutters, parallel-stent compression, and main endograft infolding were recorded.

Results: Increasing oversizing (15%, 30%, and 40%) revealed a nonsignificant propensity toward smaller gutters and similar parallel-stent compression, but it significantly augmented infolding, more in three parallel-stent models (0%, 0%, 67% and 0%, 33%, 83% of cases; $P = .015$ and $.018$, for two and three parallel-stent models; $n = 36$) and mainly for the Excluder-Viabahn combination. The Excluder-Viabahn showed significantly smaller gutters, but with higher stent compression, than Endurant-BeGraft combinations for both two and three parallel stents (8.2 mm², 22.6 mm²; $P = .002$ and 14.4 mm², 23.3 mm²; $P = .009$ gutter area; and 18%, 2%; $P < .001$ and 15%, 2%; $P = .007$ relative stent area compression, respectively).

Conclusions: Better endograft stent apposition was usually attained when using 30% oversizing during two and three parallel-stent techniques. Higher oversizing was related to nonsignificant smaller gutters but higher rates of infolding. Smaller gutters, but higher stent compression and risk of infolding, were achieved with the Excluder-Viabahn than with the Endurant-BeGraft combination. (*J Vasc Surg* 2017;66:1227-35.)

Clinical Relevance: This study is a continuation of our previous, innovative in vitro study, which analyzed the best endograft and one parallel-stent combination, but now analyzing the performance of two and three parallel stents. We have observed comparable results: 30% endograft oversizing is still probably the most optimal, and the Excluder-Viabahn combination is related to smaller gutters, but higher stent compression and risk of infolding, than with Endurant-BeGraft. Infolding was also greater with three than with two parallel stents. These novel in vitro results can be very useful in planning EVAR with several parallel-stent procedures, where there is a paucity of factual knowledge.

From the Vascular Surgery Division, Cardiovascular Institute, Hospital Clinic, University of Barcelona, Barcelona^a; the Vascular Surgery Department, Hospital Universitario Cruces, Barakaldo, Bizkaia^b; and the Department of Radiology, Clínica Creu Blanca, Barcelona.^c

Author conflict of interest: G.M. receives speaker's fees from Medtronic Inc and W. L. Gore and Associates. V.R. receives consultancy fees from Medtronic Inc and W. L. Gore and Associates.

Correspondence: Gaspar Mestres, MD, PhD, FEBVS, Vascular Surgery Division, Cardiovascular Institute, Hospital Clinic, University of Barcelona, C/Villarroel 170, Barcelona 08036, Spain (e-mail: gasparmestres@gmail.com).

The editors and reviewers of this article have no relevant financial relationships to disclose per the JVS policy that requires reviewers to decline review of any manuscript for which they may have a conflict of interest.

0741-5214

Copyright © 2016 by the Society for Vascular Surgery. Published by Elsevier Inc. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jvs.2016.09.046>

The principal limitation of endovascular repair of abdominal aortic aneurysms (endovascular aneurysm repair [EVAR]) remains the requirement of a minimum length of the proximal sealing zone, usually of 10 to 15 mm.¹ The alternative endovascular options for short proximal necks mainly include fenestrated and branched endografts. In spite of good short- and midterm published results, these devices are more technically demanding, usually custom-made, and not readily available.²

To reduce these complexities, parallel stents (also known as the chimney or snorkel technique) can also be used. This technique uses adjunctive branch vessel stenting (for one or two renals, or even for the superior mesenteric artery and celiac trunk), during preconceived

intentional endograft coverage of the abdominal aorta and visceral ostium, increasing proximal aortic neck. It is particularly valuable in emergency cases or cases unsuitable for fenestrated or branched endografts. They can even be used in bail-out cases in which unintentional coverage of the visceral vessels occurs during EVAR, where parallel stents can be used to rescue occluded visceral vessels.^{3,4}

Despite the increasing application and published series of parallel-stent grafting, there is a dearth of factual knowledge about which endografts and parallel stents and which oversizing, provide the most optimal combination. Our group previously published an *in vitro* study analyzing the effect of the oversizing of two different endografts and their combination with two different parallel stents on the degree of gutters, parallel-stent area compression, and endograft infolding, using one parallel stent.⁵ Employing 30% endograft oversizing yielded better endograft-stent apposition; lower stent compression, but wider gutters, were observed with the Excluder endograft (W. L. Gore and Associates, Flagstaff, Ariz) and Advanta-V12 (Atrium Medical Corporation, Hudson, NH), parallel stent, achieving maximum stent compression with the Endurant (Medtronic Inc, Santa Rosa, Calif)-Viabahn (W. L. Gore and Associates) combination.

The objective of this *in vitro* study is to identify which endograft-parallel stent combinations and degree of oversizing result in the most suitable fit (in terms of the gutter area, parallel-stent compression, and endograft infolding) in a juxtarenal abdominal aneurysmal neck, when using a double or triple parallel-stent (chimney) technique.

METHODS

For this *in vitro* study, silicon models of juxtarenal abdominal aortic aneurysmal necks (juxta and suprarenal aorta with the visceral ostia) were constructed (analogous to our previously described methods).⁵ Ten straight silicon tubes with external mesh reinforcements to completely deflect silicon elasticity, of five different inner diameters (18, 20, 22, 25 and 27 mm), 50 mm long, were erected as an aortic model. Intended aortic proximal and distal margins were marked. At 10 mm proximal to the distal edge, two lateral elliptical perforations (simulating both renal artery ostia) were created in five models (two parallel-stent study), and three perforations in the other five models (with an additional anterior perforation, 10 mm higher, replicating the superior mesenteric artery, for the three parallel-stent study). Inside these perforations, two lateral 6-mm (and one anterior 8-mm inner diameter in the last five models) silicon tubes, 20-mm long, were attached at a lateral -30° inferior orientation (in reference to the horizontal, slightly descending), simulating the path of the visceral vessels and favoring parallel-stent deployment (following previous descriptions of renal artery anatomy).^{6,7}

In a 37°C (98.6°F) saline bath, two or three parallel stents (depending on each study) were first placed in the 6-mm and 6-mm (or 6-mm, 6-mm, and 8-mm) silicon side branch leaving 2-3 cm inside the intended visceral vessel (tube), and 2 cm in the silicon aortic lumen. Thereafter, the endografts were introduced and deployed in such a way that the covered portion of the endograft reached 1 cm contiguous to the more proximal side-branch ostium into the suprarenal or supramesenteric landing zone; the proximal end of the parallel stents reached 1 cm adjacent to the proximal covered part of the endograft. The endograft and the parallel stents were simultaneously dilated (kissing ballooned) with an endograft remodeling balloon (Reliant stent graft balloon catheter; Medtronic Inc) and two 6-mm balloons (and another 8-mm balloon for three parallel-stent study; Bentley InnoMed, Hechingen, Germany), using 10 atm ballooning pressure (Fig 1). Parallel-stent balloons were deflated slightly after the endograft balloon to avoid parallel-stent collapse. No pulsatile flow was applied through the models, and only the radial forces between the endograft and parallel stents against the intended aortic wall were analyzed.

A computed tomography (CT) scan (Toshiba Aquilion One multidetector CT [Toshiba Medical Systems Corp, Otawara-shi, Japan], 80 detectors protocol, 0.8 pitch, 0.5 mm slice thickness, 0.3 mm reconstruction interval, fc07, and adaptive iterative dose reduction three-dimensional filters (120 kv, 150 ma, 0.5 s turn, 30 × 30 cm fov, 512 × 512 matrix) was performed of the 37°C (98.6°F) saline bath with the aortic silicon models (six different models in every CT examination). Axial slices from all models were recorded in blind codification of model and later exported to an external measurement program. After each CT scan, the endografts and stents were cautiously removed and meticulously examined, and withdrawn when structural damage was detected (stent or fabric fracture, perforation, folding, twisting, or any other injury). All material was used in a maximum of three models, avoiding recrimping or reloading the devices in their delivery systems (to avoid device damage), manually introducing them in the new models. Finally, a separate CT scan of all deployed and ballooned parallel stents without endografts was performed to measure the maximum parallel stent inner area without endograft compression.

For this particular study, we applied two different currently available endografts: the Gore Excluder abdominal aortic aneurysm endoprosthesis, an expanded polytetrafluoroethylene (ePTFE)-fabric endograft with infrarenal fixation, and the Medtronic Endurant-II abdominal stent graft, a polyester-fabric endograft with proximal, suprarenal bare-metal stent fixation. Three samples of each endograft were used: 26, 28.5, and 31 mm, and 25, 28, and 32 mm proximal diameter, respectively.

These two endografts were tested in two groups: two and three parallel stents. Two different devices were used as parallel stents: Viabahn endoprosthesis

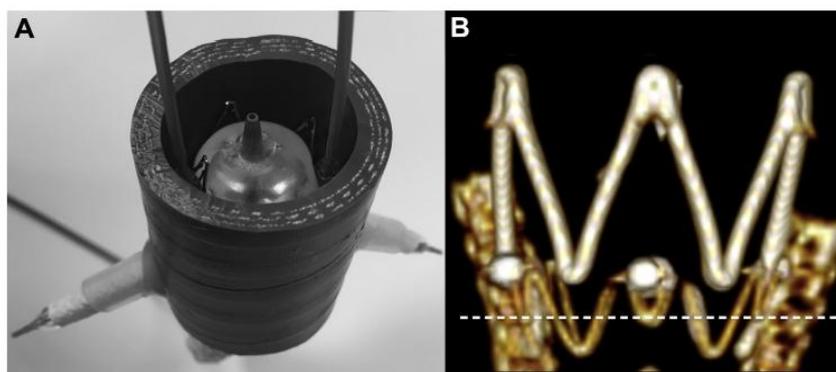


Fig 1. Juxtarenal, abdominal aortic aneurysmal neck silicon model, with two parallel stents and the aortic endograft (Endurant-BeGraft combination), simultaneously dilated with kissing balloon (**A**), and 3D CT scan reconstruction of the model (**B**). The dotted line describes the axial slice (middle length of parallel stent-endograft overlapping) where the measures have been taken.

(W. L. Gore and Associates), a self-expanding nitinol and ePTFE-covered stent graft, and BeGraft (Bentley InnoMed, Hechingen, Germany), a balloon-expandable, cobalt-chrome and ePTFE-covered stent graft. Excluder devices were tested with Viabahn parallel stents, and Endurant devices with BeGraft parallel stents. Two 6-mm inner diameter (for the two parallel-stent study) and an additional 8-mm inner diameter stent (for the three parallel-stent study) were applied, with different lengths (50- to 100-mm length Viabahn, and 57- to 58-mm length BeGraft). These diameters were selected in accordance with the diameter most frequently used in renal and superior mesenteric artery parallel stents.^{8,9}

In contrast to our previous one parallel-stent study,⁵ we selected the BeGraft stent, instead of the Advanta-V12 (Atrium Medical Corporation). In spite of differences in stent structure and PTFE cover, both are balloon-expandable, PTFE-covered stents, with high crushing resistance, and with anticipated similar performance, so the results of both in *in vitro* studies are estimated to be very similar. However, in our daily practice, we are increasingly using the BeGraft stents for these parallel-stent procedures, instead of the Advanta-V12.

The three samples of each endograft-parallel stent combinations, of both groups of two and three parallel stents, were tested in silicon aortic models following three oversizing conditions. (1) Normal oversizing: recommended oversizing for infrarenal aortic aneurysms following the instructions for use of each endograft manufacturer (usually around 15%). (2) Excessive oversizing: off-label conditions, one endograft size over recommended oversizing (around 30%). (3) Over-excessive oversizing: two endograft sizes over recommended oversizing (around 40%).

All six endografts, three from each manufacturer, were tested in the three oversizing conditions (employing different silicon aortic models; Table 1),⁵ and with two

and three parallel stents, consecutively (Excluder-Viabahn and Endurant-BeGraft combinations). Thereafter, 36 combinations were obtained and CT scanned with blind codification.

Two independent investigators performed a blind analysis of all CT scans with an external imaging program: OsiriX Imaging Software v 3.8.1, 32 bit (Pixmeo, Geneva, Switzerland), and measured it twice independently (to procure intra- and interobserver concordance). In axial slices, for every aortic model, the following data were manually measured (Fig 2).

Gutters or gaps (mm^2). Inner area of the silicon aortic model (in mm^2) neither covered by endograft nor parallel stent was measured in axial slices 5 mm contiguous with the more proximal visceral ostium and 5 mm distal to the origin of the covered endograft (middle length of parallel stent-endograft overlapping; to standardize the measurement method, avoiding interference with proximal endograft radiopaque markers or distal inclination of the parallel stent in the visceral ostium, disregarding the short infrarenal landing zone), using OsiriX's close polygon function. Addition of gutters of all parallel stents, in every model, was recorded.

Parallel-stent area compression (%). Internal area of every parallel stent was measured at the same level of the above-mentioned measurement (compressed area, in mm^2), divided by the mean internal area of the same parallel-stent type in a separate CT scan without endograft compression (maximum stent area, in mm^2). The mean measures of compression of all parallel stents, in every model, were recorded.

Endograft infolding. Presence of folding of the endograft inside the aortic model (lack of apposition of the endograft to the aortic wall in areas other than parallel-stent location, creating new gutters or gaps) was

Table I. Silicon aortic models inner diameters and endograft outer diameters used in the present study, and all their combinations in three different oversizings (OS)

	Endograft				
	Silicon aortic model Inner diameter, mm	Excluder		Endurant	
		Diameter, mm	OS, %	Diameter, mm	OS, %
Normal oversizing (15%)	22	26	18	25	14
	25	28.5	14	28	12
	27	31	15	32	19
Excessive oversizing (30%)	20	26	30	25	25
	22	28.5	30	28	27
	25	31	24	32	28
Over-excessive oversizing (40%)	18	26	44	25	39
	20	28.5	43	28	40
	22	31	41	32	45

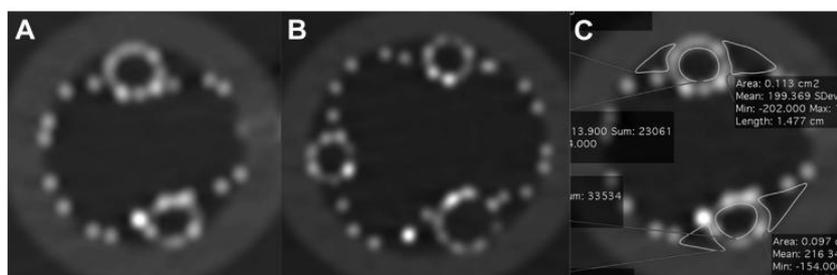


Fig 2. CT scan axial exam of two parallel-stent (A) and three parallel-stent (B) models (Endurant-BeGraft combinations) in 15% oversizing group (22 and 27-mm silicone tubes, and 25 and 32-mm endografts, respectively), and measure of internal and external gutters areas and parallel-stent areas in the first case (C).

measured. It was not quantified (only described, if present) as it is extremely difficult to grade, and fails to contribute any additional clinical benefits.

Statistical analysis. Descriptive parameters (described as median and range [difference between maximum and minimum value]) and frequencies from all data were described using the SPSS v 20.0 statistical package (IBM Corp, Armonk, NY). Intra- and interobserver agreement (measures between same and different observers) were calculated using the interclass correlation coefficient for absolute agreement. Mean measures of both observers were used for further analysis. Comparisons between different groups (gutters, stent compression, and infolding between oversizing groups, endograft-parallel stent model and number of parallel stents) were performed using the nonparametric Kruskal-Wallis and Mann-Whitney tests, and the Fisher exact test. A *P* value of <.05 was considered to be statistically significant.

RESULTS

Intraobserver and interobserver agreement was very good (.993 [95% confidence interval, .982-.997] and .905

[95% confidence interval, .844-.940]; *P* < .001); therefore, mean measures between both observers were used. Results are described for both groups (two and three parallel-stent combinations; Fig 3).

Two parallel stents. No significant disparities were detected in the gutter area or stent compression as oversizing increased from 15%, to 30% or 40%, probably because of the small sample size. However, in the Endurant-BeGraft group, a nonsignificant propensity toward smaller gutters was seen as oversizing increased, without modifications in stent compression. Conversely, in the Excluder-Viabahn group, gutters increased and stent-compression decreased in the 40% oversizing group, as the rate of infolding increased (Table II).

In contrast, the progressive increment of stent graft oversizing (15%-30%-40%) resulted in a significant elevation in endograft infolding (0%-0%-67%; *P* = .015), more in the Excluder-Viabahn combination (0%-0%-100%), than in the Endurant-BeGraft combination (0%-0%-33%). Actually, infolding was observed in most 40% oversized models (Fig 4).

Comparing both combinations, the Excluder-Viabahn showed significantly smaller gutters but with higher

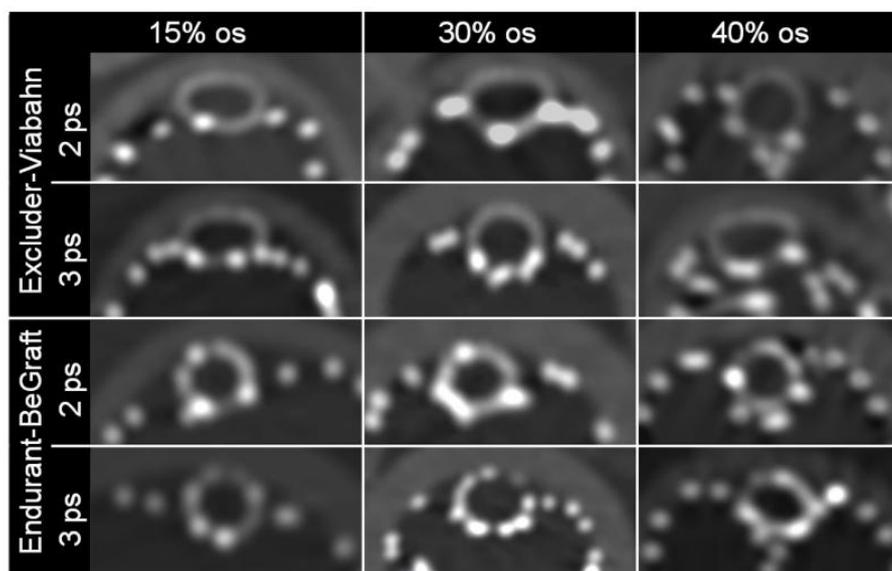


Fig 3. Progressive increase of main endograft oversizing (OS: 15%, 30% and 40%), resulted in significant decrease in gutter area in both examined combinations (Endurant-BeGraft and Excluder-Viabahn) and in both groups: two and three parallel stents (2ps and 3ps). Endograft infolding is seen in most 40% oversized models.

stent compression than the Endurant-BeGraft for all oversizings (8.2 mm², 22.6 mm²; $P = .002$ and 18%, 2%; $P < .001$, respectively; [Tables II and III](#); [Fig 3](#)).

Three parallel stents. Similar to the two parallel-stent group, despite nonsignificant differences, in the Endurant-BeGraft group, smaller gutters tended to be perceived as oversizing increased, without altering stent compression. Again, in the Excluder-Viabahn group, gutters increased and stent-compression decreased in the 30% and 40% oversizing group, as the percentage of infolded Excluder devices increased ([Table II](#)).

In this latter group, also higher rates of infolding were seen as oversizing increased (0%, 33%, 83%; $P = .018$), higher than in two parallel-stent study, and also slightly higher in the Excluder-Viabahn combination (0%, 67%, 100%, for Excluder-Viabahn and 0%, 0%, 67% for Endurant-BeGraft). Again, infolding was observed in most 40% oversized models and in most 30% oversized Excluder-Viabahn combinations with three parallel stents ([Table II](#); [Fig 4](#)).

As in the two parallel-stent group, the Excluder-Viabahn combination showed significantly smaller gutters, but with higher stent compression than Endurant-BeGraft combinations for all oversizings (14.4 mm², 23.3 mm²; $P = .009$ and 15%, 2%, $P = .007$; [Table III](#)). The Excluder devices also demonstrated slightly more cases of infolding than the Endurant (33% vs 11% in the two parallel-stent group, and 56% vs 22% in three parallel-stent group; $P = .576$ and $.335$), despite insignificant differences ([Tables II and III](#); [Fig 3](#)).

DISCUSSION

Parallel stents (usually described as chimney, when a parallel stent is placed in the proximal part of the endograft, as snorkel or periscope, when it is placed in the distal part and as sandwich, when it is placed in between endografts)^{10,11} is an off-label use of aortic endografts and stents, employed in selected patients considered unsuitable for other endografting techniques. In non-randomized clinical series and registries, excellent short-term patency rates and low rates of proximal endoleaks without differences between parallel stents or endografts have been depicted.^{9,11-13} In spite of good initial results with chimney technique and the lack of strong evidence, type I endoleak rates during follow-up could be higher with chimney EVAR than in standard or fenestrated EVAR, particularly when no infrarenal sealing zone exists and when more than two chimneys are used.^{2,14}

There is no strong evidence regarding which should be the best endograft oversizing and the best combination of endograft and parallel stents. Most groups are using Endurant and Zenith (Cook Medical Inc, Bloomington, Ind) endografts in combination with balloon-expandable parallel stents (V12 or BeGraft), or Excluder endografts with self-expanding parallel stents (Viabahn).^{9,11,12,14} Therefore, we chose as most suitable two of the more prevalent combinations: Endurant (suprarenal fixation endograft and high radial expandable force) with BeGraft (balloon-expandable, PTFE-covered stent with high crushing resistance) and Excluder (infrarenal

Table II. Differences in gutters, parallel-stent compression (median measures and ranges [difference between maximum and minimum value]) and main endograft infolding (% and number), among different main body endograft oversizings, independently in two and three parallel-stent models (Kruskal-Wallis and Fisher exact tests)

	No.	Oversizing						P
		15%		30%		40%		
Two parallel-stent models								
Gutters (median and range), mm ²								
All	18	16.7	(24)	13.4	(20)	13.8	(0)	.834
Excluder-Viabahn	9	7.6	(3)	6.7	(5)	12.8	(11)	.079
Endurant-BeGraft	9	23.3	(8)	22.9	(5)	14.8	(6)	.061
Stent compression (median % compression and range), %								
All	18	7%	(36%)	9%	(41%)	8%	(17%)	.947
Excluder-Viabahn	9	26%	(28%)	19%	(25%)	11%	(8%)	.393
Endurant-BeGraft	9	3%	(6%)	0%	(2%)	2%	(4%)	.361
Infolding (% of cases and total number)								
All	18	0%	(0/6)	0%	(0/6)	67%	(4/6)	.015
Excluder-Viabahn	9	0%	(0/3)	0%	(0/3)	100%	(3/3)	.036
Endurant-BeGraft	9	0%	(0/3)	0%	(0/3)	33%	(1/3)	1.000
Three parallel-stent models								
Gutters (median and range), mm ²								
All	18	17.4	(44)	21.3	(26)	14.5	(25)	.519
Excluder-Viabahn	9	13.6	(5)	19.3	(14)	14.4	(8)	.430
Endurant-BeGraft	9	40.5	(35)	23.3	(19)	21.7	(18)	.393
Stent compression (median % compression and range), %								
All	18	10%	(29%)	3%	(20%)	7%	(23%)	.523
Excluder-Viabahn	9	27%	(22%)	3%	(19%)	15%	(14%)	.252
Endurant-BeGraft	9	4%	(13%)	2%	(4%)	1%	(3%)	.733
Infolding (% of cases and total number)								
All	18	0%	(0/6)	33%	(2/6)	83%	(5/6)	.018
Excluder-Viabahn	9	0%	(0/3)	67%	(2/3)	100%	(3/3)	.143
Endurant-BeGraft	9	0%	(0/3)	0%	(0/3)	67%	(2/3)	.250

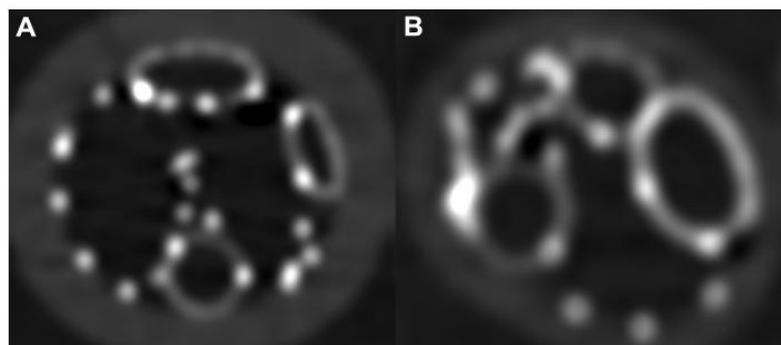


Fig 4. Two examples of endograft infolding in 30% (A) and 40% (B) oversized Excluder endografts with three Viabahn parallel stents.

fixation endograft with low radial expandable force) with Viabahn stent (auto-expandable and with low radial force; this radial force and crushing resistance

estimations are based on clinical experience and previous in vitro trials, because of the scarcity of published comparative studies of their mechanical properties, and

Table III. Differences in gutters, parallel-stent compression (median measures and ranges), and main endograft infolding (% and number) among each endograft parallel-stent combination (Mann-Whitney and Fisher exact tests), independently of oversizing

	No.	Gutters, mm ²			Stent compression			Infolding		
		Median	Range	P	Median	Range	P	%	No.	P
Two parallel-stent models										
Excluder-Viabahn	9	8.2	16	.002	18%	33%	<.001	33	3/9	.576
Endurant-BeGraft	9	22.6	22		2%	6%		11	1/9	
Three parallel-stent models										
Excluder-Viabahn	9	14.4	19	.009	15%	27%	.007	56	5/9	.335
Endurant-BeGraft	9	23.3	41		2%	13%		22	2/9	

may also depend on oversizing, so accurate estimations are intricate).¹⁵ Other combinations were not examined because of the high rate of parallel-stent compression seen in our previous one parallel-stent study⁵ (Endurant-Viabahn), because they were of no additional benefit to these common combinations (Excluder-BeGraft), and because we tried to reproduce the most commonly used combinations in the published literature (Excluder-Viabahn and Endurant-BeGraft).^{9,11,12,14}

Moreover, we selected the BeGraft stent, instead of the Advanta-V12⁵ (because of BeGraft's is increasingly used in daily practice, and delivery delays and temporary voluntary withdrawal in our country of Advant-V12). As previously described, both are similar balloon-expandable stents; very low comparable rates of parallel-stent compression have been observed in all studies.

The presence of a parallel stent increases aortic neck perimeter, and probably, by determining proximal endograft oversizing only by aortic circumference diameter (supposing a perfect circle and ignoring parallel stent), leads to underestimation and bigger gutters. Indeed, some groups advocate using excessive oversizing (25%-35%) with this technique.¹² However, the majority of reports on the parallel-stent technique either use the most commonly recommended stent graft oversizing without parallel stents (10%-15%),¹⁶ or simply do not report the stent graft oversizing.^{8,10} In our previous one parallel-stent study, 30% oversizing was the most optimal, resulting in a decreased gutter area without augmentation of stent compression and contributing to a minimal risk of stent graft infolding.⁵

Specifically, in one parallel-stent conditions,⁵ the Excluder-Viabahn combination showed smaller gutters but with higher stent compression than the Endurant-V12. In these two and three parallel-stent models, the Endurant-BeGraft combination, indeed, showed a nonsignificant tendency toward decreasing gutters when increasing oversizing (Table II). However, it was not observed in the Excluder-Viabahn combination, where gutters increased in the 30% and 40% oversizing groups, probably related to the high rate of infolding of Excluder devices in these oversizings, which avoided

endograft-parallel stent apposition and increased gutters.

Stent compression was higher in self-expanding than in balloon-expandable parallel stents, and showed nonsignificant changes with increasing endograft oversizing in the one parallel-stent study.⁵ It was observed again in these two and three parallel-stent studies. However, the Excluder-Viabahn combinations showed a tendency toward lower stent compression when oversizing increased. Again, it was probably due to the high rate of infolding of Excluder devices in 30% and 40% oversized endografts, avoiding correct endograft-parallel stent apposition, and not due to oversizing itself.

Regarding infolding, as in our previous one parallel-stent study,⁵ the progressive increase of stent graft oversizing resulted in a significant increment in endograft infolding, again mainly for Excluder-Viabahn combinations (Table II). Increasing oversizing and the number of chimneys complicates endograft deployment, thereby increasing infolding, mainly with Excluder devices. It buttresses previous reports of collapsed thoracic and abdominal endografts, mainly Excluder and TAG devices (W. L. Gore and Associates), where excessive oversizing and lack of proximal apposition were supposed to be related.¹⁷⁻²⁰ This infolding could be related to type I endoleaks, collapse, and migration. Thus, it seems reasonable to always recommend 30% oversizing (except for Excluder-Viabahn combination in three parallel stents, where only 15% oversizing seems to be safe).

Concerning the optimum endograft-parallel stent combinations, balloon-expandable parallel stents (even if only analyzed in combination with Endurant endografts), showed higher crushing forces than self-expanding stents (Viabahn, combined with Excluder endografts), with a lower tendency of compression, but inherently lower capacity to fill the gaps between stents, thus, increasing gutters. Thus, using Endurant-BeGraft combination could be related to higher risk of type I endoleaks, and Excluder-Viabahn to higher risk of parallel-stent occlusion. Both complications are of the utmost importance, so this in vitro information does not allow us to

make clinical recommendations regarding endograft and parallel-stent combination.¹³ These are similar results to the one parallel-stent study.⁵

Despite the lack of clinical evidence and consensus supporting these recommendations, our group is actually using these endograft combinations with 30% endograft oversizing, successfully, in daily clinical practice. Other groups use self-expanding parallel stents with internal reinforcement with balloon-expandable stents, to obtain pliability of the self-expanding external stent, but avoiding parallel-stent compression.²¹ However, clinical benefits are nebulous.

We endeavored to simulate morphologic conditions, such as the most common aortic diameters and stent graft oversizing, slightly downward pointing of the visceral vessels, saline bath, temperature, and kissing balloon remodeling. However, evident limitations affect our study: silicon aortic models do not replicate native aortic elasticity and pulsatility (where performance of endografts and parallel stents, stent compression, or bending in the junction with the visceral branch are dissimilar²²), only two endograft-parallel stent models were tested under ideal conditions, and they will probably not respond with the same performance in more challenging aortic morphologies (with mural thrombus, angulation, or calcification). Furthermore, all parallel-stents lay in a longitudinal cranial-caudal parallel and separate position, which does not always occur in real life; actually, in our work, in some infolding cases with three parallel stents, some parallel stents were in close proximity because of endograft malpositioning/infolding and its inability to maintain them in the original separate position (Fig 4). It may explain the confusing results of gutter area and stent compression in highly oversized and infolded models. Furthermore, only the middle part of parallel stent-endograft interaction was analyzed and not in different proximal and distal zones (to simplify the measures and comparisons, and to avoid interference with radiopaque markers or distal inclination of the parallel stent in a very short distance). However, future studies with more complex three-dimensional analysis of the whole model could provide more information about radial-force interactions.

CT measurements are also conducive to errors (mainly defining the limit of the metallic struts in axial slices); therefore, comparisons between groups are of higher value than absolute measures. Endografts and parallel stents were reused in some models (up to three times, but no damage occurred in any model), and every model of this study was performed only once (because of investigators and CT time and material consumption for every model), ending in 36 models. Repeating all models several times, with new material, might have added to the reduction of the variability, ameliorated the quality of the results, and increased statistical significance. In addition, interpretation of which percentage of stent

compression or infolding is clinically important, is very complex, therefore, extrapolation of in vitro data to daily clinical practice should be performed with prudence. This study analyzes the radial forces between the endograft and parallel stents, against the intended aortic wall, not taking into account the flow. Although it is a clear limitation of our study, we analyzed the pure effect of these forces as a first step. Introducing pulsating flow into to this model added difficulty creating and analyzing the models. To solve this limitation, we are already developing computational fluid dynamics and in vitro pulsatile flow models to better analyze the effect of flow in the parallel-stent technique.

CONCLUSIONS

When using two and three parallel-stent techniques during EVAR, increasing endograft oversizing is related to a nonsignificant tendency to smaller gutters and not an increase in stent compression. However, infolding appears in most 40% oversized models, is more frequent with three parallel stents and with Excluder-Viabahn combination. Therefore, 30% oversizing is the most optimal oversizing. Smaller gutters, but higher stent compression, are achieved with Excluder-Viabahn than with Endurant-BeGraft combinations.

AUTHOR CONTRIBUTIONS

Conception and design: GM, XY, XA, VR
Analysis and interpretation: GM, XY, AA, RU, SP, VR
Data collection: GM, XY, AA, RU, SP, XA
Writing the article: GM, XY, SP, VR
Critical revision of the article: GM, XY, VR
Final approval of the article: GM, XY, AA, RU, SP, XA, VR
Statistical analysis: GM, SP
Obtained funding: Not applicable
Overall responsibility: GM

REFERENCES

1. Schanzer A, Greenberg RK, Hevelone N, Robinson WP, Eslami MH, Goldberg RJ, et al. Predictors of abdominal aortic aneurysm sac enlargement after endovascular repair. *Circulation* 2011;123:2848-55.
2. Banno H, Cochenec F, Marzelle J, Becquemin J-P. Comparison of fenestrated endovascular aneurysm repair and chimney graft techniques for pararenal aortic aneurysm. *J Vasc Surg* 2014;60:31-9.
3. Wilson A, Zhou S, Bachoo P, Tambyraja AL. Systematic review of chimney and periscope grafts for endovascular aneurysm repair. *Br J Surg* 2013;100:1557-64.
4. Moulakakis KG, Mylonas SN, Dalainas I, Sfyroeras GS, Markatis F, Kotsis T, et al. The chimney-graft technique for preserving supra-aortic branches: a review. *Ann Cardiothorac Surg* 2013;2:339-46.
5. Mestres C, Uribe JP, García-Madrid C, Miret E, Alomar X, Burrell M, et al. The best conditions for parallel stenting during EVAR: an in vitro study. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2012;44:468-73.
6. Mendes BC, Oderich GS, Reis de Souza L, Banga P, Macedo TA, DeMartino RR, et al. Implications of renal artery anatomy for endovascular repair using fenestrated,

- branched, or parallel stent graft techniques. *J Vasc Surg* 2016;63:1163-9.
7. Ullery BW, Chandra V, Dalman RL, Lee JT. Impact of renal artery angulation on procedure efficiency during fenestrated and snorkel/chimney endovascular aneurysm repair. *J Endovasc Ther* 2015;22:594-602.
 8. Coscas R, Kobeiter H, Desgranges P, Becquemin J-P. Technical aspects, current indications, and results of chimney grafts for juxtarenal aortic aneurysms. *J Vasc Surg* 2011;53:1520-7.
 9. Hiramoto JS, Chang CK, Reilly LM, Schneider DB, Rapp JH, Chuter TA. Outcome of renal stenting for renal artery coverage during endovascular aortic aneurysm repair. *J Vasc Surg* 2009;49:1100-6.
 10. Donas KP, Torsello G, Austermann M, Schwindt A, Troisi N, Pitoulias GA. Use of abdominal chimney grafts is feasible and safe: short-term results. *J Endovasc Ther* 2010;17:589-93.
 11. Donas KP, Lee JT, Lachat M, Torsello G, Veith FJ. Collected world experience about the performance of the snorkel/chimney endovascular technique in the treatment of complex aortic pathologies: the PERICLES registry. *Ann Surg* 2015;262:546-53.
 12. Lee JT, Greenberg JI, Dalman RL. Early experience with the snorkel technique for juxtarenal aneurysms. *J Vasc Surg* 2012;55:935-46.
 13. Li Y, Hu Z, Bai C, Liu J, Zhang T, Ge Y, et al. Fenestrated and chimney technique for juxtarenal aortic aneurysm: a systematic review and pooled data analysis. *Sci Rep* 2016;6:20497.
 14. Donas KP, Pecoraro F, Torsello G, Lachat M, Austermann M, Mayer D, et al. Use of covered chimney stents for pararenal aortic pathologies is safe and feasible with excellent patency and low incidence of endoleaks. *J Vasc Surg* 2012;55:659-65.
 15. Morris L, Stefanov F, Hynes N, Diethrich EB, Sultan S. An experimental evaluation of device/arterial wall compliance mismatch for four stent graft devices and a multilayer flow modulator device for the treatment of abdominal aortic aneurysms. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2016;51:44-55.
 16. Bruen KJ, Feezor RJ, Daniels MJ, Beck AW, Lee WA. Endovascular chimney technique versus open repair of juxtarenal and suprarenal aneurysms. *J Vasc Surg* 2011;53:895-904.
 17. Kasirajan K, Dake MD, Lumsden A, Bavaria J, Makaroun MS. Incidence and outcomes after infolding or collapse of thoracic stent grafts. *J Vasc Surg* 2012;55:652-8.
 18. Tadros RO, Lipsitz EC, Chaer RA, Faries PL, Marin ML, Cho J-S. A multicenter experience of the management of collapsed thoracic endografts. *J Vasc Surg* 2011;53:1217-22.
 19. Mestres G, Maeso J, Fernandez V, Matas M. Symptomatic collapse of a thoracic aorta endoprosthesis. *J Vasc Surg* 2006;43:1270-3.
 20. Muhs BE, Balm R, White GH, Verhagen HJM. Anatomic factors associated with acute endograft collapse after Gore TAG treatment of thoracic aortic dissection or traumatic rupture. *J Vasc Surg* 2007;45:655-61.
 21. Minion D. Molded parallel endografts for branch vessel preservation during endovascular aneurysm repair in challenging anatomy. *Int J Angiol* 2012;21:81-4.
 22. Suh G-Y, Choi G, Herfkens RJ, Dalman RL, Cheng CP. Respiration-induced deformations of the superior mesenteric and renal arteries in patients with abdominal aortic aneurysms. *J Vasc Interv Radiol* 2013;24:1035-42.

Submitted Jul 20, 2016; accepted Sep 14, 2016.

Artículo 2

**“Parallel-*Stenting* Technique in a Sandwich
Configuration for Hypogastric Artery
Preservation during Endovascular Aneurysm
Repair: An In Vitro Study”**

Yugueros X¹, Mestres G¹, Pasquadibisceglie S¹, Alomar X³, Apodaka A²,
Riambau V¹.

(1)Vascular Surgery Division, Cardiovascular Institute, Hospital Clinic,
University of Barcelona, Barcelona, Spain.

(2)Vascular Surgery Department, Hospital Universitario Cruces, Barakaldo,
Bizkaia, Spain.

(3)Department of Radiology, Clínica Creu Blanca, Barcelona, Spain.

Publicado en:

Ann Vasc Surg 2017; 44: 221–228



Parallel-Stenting Technique in a Sandwich Configuration for Hypogastric Artery Preservation during Endovascular Aneurysm Repair: An In Vitro Study

Xavier Yugueros,¹ Gaspar Mestres,¹ Savino Pasquadibisceglie,¹ Xavier Alomar,²
Ana Apodaka,¹ and Vincent Riambau,¹ Barcelona, Spain

Background: The aim of the study was to identify the best conditions in iliac sandwich procedure for hypogastric artery preservation during endovascular aneurysm repair, testing different devices, different oversizing (OS) degrees as well as different methods to measure it.

Methods: Four external iliac devices (16-mm Endurant and 12-mm Aorfix limb extensions; 11- and 13-mm Viabahn endografts) were tested with 2 distinct internal iliac stent grafts (8-mm Advanta V12 and 8-mm Viabahn) inside different proximal silicon iliac limb models (10, 12, 14, 16, and 18 mm), simulating an iliac sandwich procedure for hypogastric preservation. After remodeling all devices in a saline bath at 37°C, the combinations were computed tomography scanned. Gutter size, parallel-stent compression, and inadequate parallel-stent deployment or infolding were recorded. Oversizing between both parallel stents and the iliac limb models were examined in terms of added diameter, perimeter, and area being additionally compared.

Results: All three sizing methods (diameter, perimeter, and area) were highly correlated (diameter OS to perimeter and area OS correlation coefficient 0.998 and 0.997, respectively, $P < 0.001$ for both); thus, diameter OS was used for further comparisons. Increasing diameter OS (< 30%, 30–55%, 55–75%, and > 75%) showed a significant tendency toward smaller gutters (38.9, 12.2, 5.4, and 2.6 mm², respectively, $P < 0.001$) but also increasing parallel-stent compression (13.5%, 28.9%, 43.9%, and 55.1%, $P < 0.001$) and infolding (0%, 0%, 38%, and 60%, $P < 0.001$). There were no significant differences between the analyzed devices.

Conclusions: In iliac sandwich procedures, better apposition is usually achieved when using 30–55% diameter OS; higher OS is related to smaller gutters but higher rates of malpositioning and parallel-stent compression. No clear recommendations in material selection can be performed. All sizing methods are highly correlated and predictable.

INTRODUCTION

Since Parodi et al¹ in 1991 and Volodos et al² in 1986 demonstrated the feasibility of aortic aneurysm

exclusion with endografts (endovascular aneurysm repair), this technique has been exponentially employed and widespread. Different devices, configurations, delivery systems, and implantation techniques have also been developed in order to increase indications and improve long-term outcomes.

The instructions for use of every endograft detail the conditions for implanting the device requiring a minimum distal iliac neck to ensure distal sealing. However, this is not always possible to obtain in the common iliac artery due to extension of the aneurysmal disease to the iliac bifurcation. To treat these patients, the classical solution has been to extend the distal sealing to the external iliac artery

¹Vascular Surgery Division, Cardiovascular Institute, Hospital Clinic, Barcelona, Spain.

²Department of Radiology, Clínica Creu Blanca, Barcelona, Spain.

Correspondence to: Xavier Yugueros, Vascular Surgery Division, Cardiovascular Institute, Hospital Clinic, Carrer Villarroel 170, 08036 Barcelona, Spain; E-mail: xyugueros@gmail.com

Ann Vasc Surg 2017; 44: 221–228

<http://dx.doi.org/10.1016/j.avsg.2017.03.202>

© 2017 Elsevier Inc. All rights reserved.

Manuscript received: December 27, 2016; manuscript accepted: March 30, 2017; published online: 5 May 2017

with prior embolization of the internal iliac to avoid type II endoleak. Nevertheless, the sacrifice of the internal iliac artery (IIA), especially when bilateral, can be harmful and may cause buttock claudication, erectile dysfunction and, less frequently, gluteal necrosis, colonic or spinal cord ischemia.³

To avoid these complications, different procedures have been developed like bell-bottomed or iliac branch devices as well as open surgical revascularization, but all of these interventions are technically demanding and most have important anatomical limitations.⁴⁻⁶ The iliac sandwich procedure, described first by Lobato,⁷ entails placing 2 conventional stent grafts side by side (parallel-stenting technique) into an existing common iliac limb to create an off-the-shelf bifurcated component to preserve flow to both the internal and external iliac arteries.

Despite the initial good results with high internal iliac patency, no major complications, and low endoleak rate,⁸⁻¹¹ as any parallel-stenting technique, sandwich procedure involves an inherent risk of a type III endoleak due to gaps between devices so adequate material selection and sizing should be specially considered. However, there is a paucity of specific information regarding this issue in published data describing a variety of techniques (classical versus modified sandwich technique),^{9,12} materials (different stent grafts), and methods (different parallel-stent oversizing [OS]), making this procedure hard to standardize.

The objective of this study is to analyze the iliac sandwich technique procedure using an *in vitro* model, trying to describe which are the best conditions regarding materials, distinct OSs, and different measuring methods.

METHODS

For this *in vitro* study, plastic models of an endograft common iliac limb were constructed using an externally reinforced silicon tube of 10, 12, 14, 16, and 18 mm inner diameters. Plastic models were selected instead of standard iliac limb devices, to simplify posterior computed tomography (CT) scan evaluation in order to reduce metallic reverberation and artifacts when doing parallel-stent measurements. Model diameters were selected to obtain different OSs within external and internal iliac parallel stents.

Inside these models, stent grafts were deployed in a parallel configuration simulating an iliac sandwich technique for external iliac and hypogastric preservation (Fig. 1). A minimum device overlapping of 50 mm between sandwich

components was applied, following previously published recommendations.⁷

Four different currently accessible devices were used as an external iliac parallel stent (EIA):

- 16-mm Endurant limbs (Medtronic Endurant Abdominal Stent Graft, Medtronic AVE, Santa Rosa, CA, USA)
- 12-mm Aorfix limbs (Lombard Medical Abdominal Stent Graft, Laguna Canyon RD, Irvine, CA, USA)
- 11-mm and 13-mm Viabahn (Gore Viabahn Endoprosthesis, W.L. Gore & Associates, Flagstaff, AZ, USA).

These devices were selected due to be the most reported in the previous studies.⁸⁻¹¹ Diameters were chosen according to the usual proximal diameter of the iliac limb of every specific device (16 mm for Endurant platform and 12 mm for Aorfix), where the sandwich itself with the internal iliac stent is done. For straight grafts as Viabahn, 11 and 13 mm were selected considering a standard external iliac landing zone from 9.5 to 12 mm.

Two different devices were utilized as parallel stents for the IIA:

- Viabahn (Gore Viabahn Endoprosthesis, W.L. Gore & Associates, Flagstaff, AZ, USA).
- V12 (Atrium Advanta V12, Atrium Medical Corporation, Hudson, NH, USA).

Viabahn was selected due to be the most reported for the IIA in iliac sandwich procedures.⁸⁻¹¹ V12 was selected in order to compare with Viabahn because of their different composition (stainless steel versus nitinol) and different radial force. In both cases, an 8-mm stent was selected, in concordance with the most used diameter for hypogastric artery endovascular procedures.⁸⁻¹⁰

Models were introduced in a 37°C saline bath simulating *in vivo* conditions, and then, both parallel stents were simultaneously dilated (kissing ballooned), with an endograft remodeling balloon (Reliant stent-graft balloon catheter, Medtronic AVE, Santa Rosa, CA, USA) for the external iliac limb and a 8-mm balloon (Bentley InnoMed, Hechingen, Germany) for the internal iliac stent graft.

A CT scan (Toshiba Aquilion One multidetector CT, 80 detectors protocol, 0.8 pitch, 0.5 mm slice thickness, 0.3-mm reconstruction interval, fc07 and adaptive iterative dose reduction three-dimensional filters, 120 kv, 150 ma, 0.5 s turn, 30 × 30 cm fov, 512 × 512 matrix) was performed of

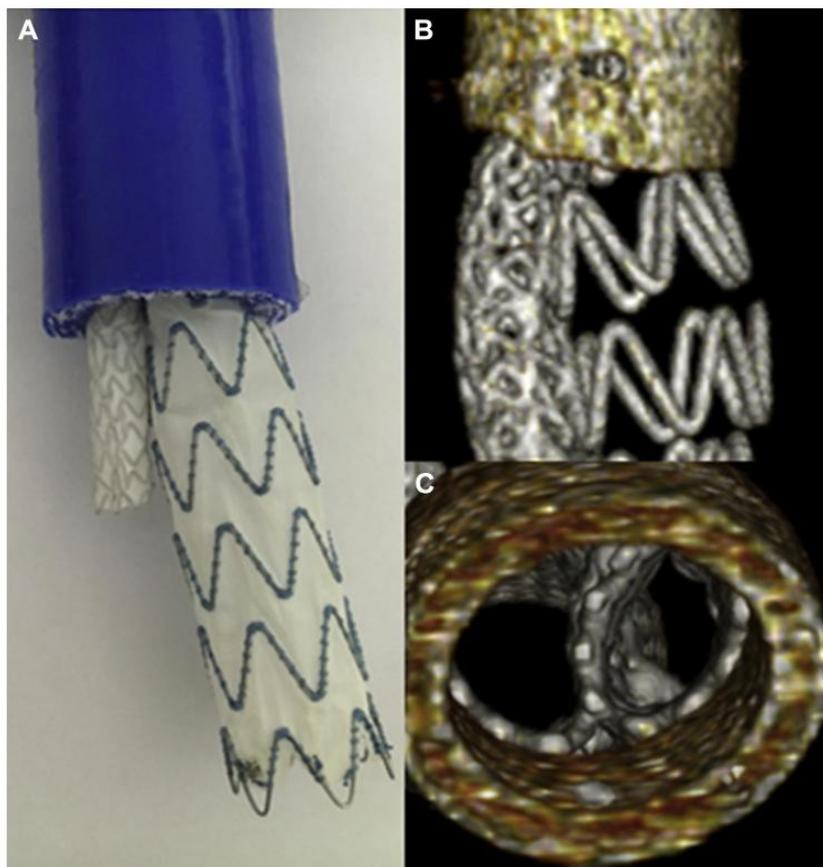


Fig. 1. (A) Silicon model of parallel stent configuration (16-mm Endurant limb and 8-mm V12 parallel stent, in a proximal 18-mm ID tube), (B) lateral view of the CT

reconstruction of this model, and (C) axial view of the same model. ID, inner diameter.

the 37°C saline bath with the silicon models fixated in such a way as to avoid inadvertent movement in a craniocaudal fashion. Axial CT slices were recorded in blind codification of every model and later exported to an external measurement program.

Two independent investigators performed a blind analysis of all CT scans with an external imaging program: OsiriX Imaging Software v3.8.1, 32 bit (Pixmeo, Geneva, Switzerland) and measured it twice independently (in order to procure intraobserver and interobserver concordance).

In axial slices, for every model, the following data were manually measured (Fig. 2):

- Gutters or gaps (mm²): Inner area of the silicon model not covered by parallel stents measured in axial slices in the middle length of

overlapping zone. This point was recorded to standardize the measurement method. In every model, left and right gutter areas were measured using OsiriX's close polygon function and added.

- Parallel-stent area compression (%): Internal area of the parallel stent, at the same level of the above-mentioned measure (compressed area, in mm²), divided by mean internal area of the same parallel-stent type in separate CT scan without endograft compression (maximum stent area, in mm²). It was calculated for IIA and EIA parallel stents, independently.
- Parallel-stent malpositioning or infolding: The presence of inadequate parallel-stent deployment or folding of one or both stents inside the silicon model, avoiding adequate parallel-

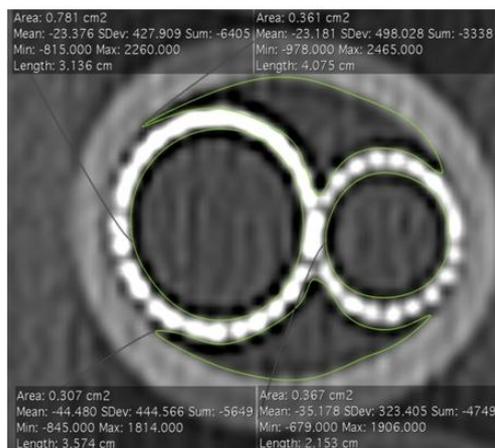


Fig. 2. CT scan axial slice with gutters and parallel stents area measures.

stent deployment, creating new areas of gutters or gaps, or intruding flow through them.

Three different methods to calculate parallel-stent OS were also analyzed, using diameters, perimeters, and areas (Table 1):

- Diameter OS (%): Internal iliac parallel-stent diameter (d1) plus external iliac parallel-stent diameter (d2) minus iliac limb model diameter (d3) divided by iliac limb model diameter ($[d1 + d2 - d3]/d3 \times 100$).
- Perimeter OS (%): Both parallel-stent perimeter (using the theoretical formula $\pi \times \text{diameter}$ [d1 and d2]: p1 and p2), minus diameter of both parallel stents (as a correction factor, in order to reject the inner common part where both stent walls are side to side), minus iliac limb model perimeter (p3), and then divided by iliac limb model perimeter ($[(p1 + p2) - (d1 + d2) - p3]/p3 \times 100$).
- Area OS (%): Both parallel-stent areas (calculated as $\pi \times [0.5 \times d]^2$, for d1 and d2: a1 + a2), minus iliac limb model area (a3), divided by iliac limb model area ($[a1 + a2 - a3]/a3 \times 100$).

Despite being an *in vitro* study (without involving patients or their data), the protocol of this study was submitted and approved by the Institutional Review Board of our center.

STATISTICAL ANALYSIS

Descriptive parameters (described as median and interquartile ranges [difference between first and

fourth quartile values]) and frequencies from all data were described using the Statistical Package for Social Sciences, version 20.0 statistical package (IBM Corp, Armonk, NY, USA). Intraobserver and interobserver agreements were calculated using the interclass correlation coefficient for absolute agreement. Comparisons of different methods of OS (diameter, perimeter, and area OS) were made using Spearman's rho correlation, and predictions between different measurement methods were calculated using linear regression. Comparisons between different OS groups (gutters, stent compression and infolding between OS groups, external iliac parallel stent, and internal iliac parallel stent) were made using the nonparametric Kruskal–Wallis, Mann–Whitney tests and Fisher's exact test, and the backward linear regression. *P* value < 0.05 was considered to be statistically noteworthy.

RESULTS

Intraobserver and interobserver agreements were excellent (0.991 [95% confidence interval (CI): 0.985–0.994]) and 0.988 [95% CI: 0.981–0.992], *P* < 0.001; therefore, mean measures between both observers were used.

The 3 methods used to analyze OS revealed a high rate of correlation (diameter OS was highly correlated to perimeter OS and area OS: correlation coefficient 0.998 and 0.997, respectively, *P* < 0.001 for both; Spearman's rho correlation). Using the linear regression to predict area OS and perimeter OS after diameter OS, we observed that diameter OS = 63.66 + perimeter OS (95% CI and *P* not applicable as they are mathematical equivalent formulas) and diameter OS = 36.62 + 0.534 × area OS (95% CI: 34.572–38.667, *P* < 0.001 and 0.508–0.561, *P* < 0.001, respectively). All 3 OS methods were highly predictable between them; thus, diameter OS was used afterward, as it is the easiest method to calculate and can highly predict the other methods. In order to compare groups, we decided to stratify OS using 4 different diameter OS categories: < 30%, 30–55%, 55–75%, and > 75%.

Comparing gap rate, mean stent compression, and infolding between different OS groups, we observed that as OS increased, gaps decreased, mean stent compression increased, and infolding increased (*P* ≥ 0.001 for all comparisons; Table II; Fig. 3).

Referring to internal iliac parallel stent, gaps, IIA stent compression, and infolding between both used

Table I. Models analyzed in the study, with common iliac (CIA) models of different diameters (mm), internal iliac (IIA) parallel stents (8 mm V12 and Viabahn were sequentially analyzed for all models), and external iliac (EIA) parallel stents (different devices of 11, 12, 13, and 16 mm)

CIA	IIA	EIA	Perimeter OS (%)	Diameter OS (%)	Area OS (%)
10	8	Endurant 16	76	140	220
		Viabahn 13	46	110	133
		Aorfix 12	36	100	108
		Viabahn 11	26	90	85
12	8	Endurant 16	36	100	122
		Viabahn 13	11	75	62
		Aorfix 12	3	67	44
		Viabahn 11	-5	58	28
14	8	Endurant 16	8	71	63
		Viabahn 13	-14	50	19
		Aorfix 12	-21	43	6
		Viabahn 11	-28	36	-6
16	8	Endurant 16	-14	50	25
		Viabahn 13	-32	31	-9
		Aorfix 12	-39	25	-19
		Viabahn 11	-45	19	-28
18	8	Endurant 16	-30	33	-1
		Viabahn 13	-47	17	-28
		Aorfix 12	-53	11	-36
		Viabahn 11	-58	6	-43

Perimeter, diameter, and area OS are described for every model.

Table II. Description of gaps, mean internal iliac, and external iliac stent compression and infolding, against different diameter OS groups

Diameter OS	Gap (mm ²)		Mean IIA and EIA stent compression (%)		Infolding	
	Median	IQ range	Median	IQ range	%	N
< 30%	38.9	26.9	13.5	30.9	0	0/10
30–55%	12.3	8.3	28.9	19.8	0	0/12
55–75%	5.5	5.7	43.9	10.2	38	3/8
> 75%	2.6	2.6	55.2	8.6	60	6/10
<i>P</i> ^a	< 0.001		< 0.001		0.001	

IQ range, interquartile range.

^aKruskal–Wallis test and Fisher's exact test.

internal iliac parallel stents (Viabahn and V12) were compared. No remarkable differences were observed, but a tendency toward lower infolding was found when Viabahn was used (10% vs. 35%, $P = 0.127$; Table III).

Finally, adjusting EIA parallel stent used to specific diameter OS (no directly comparable), using a backward lineal regression, no EIA parallel stent was significantly related to higher or lower parallel-stent infolding, gaps, IIA, or EIA compression ($P > 0.005$ for all comparisons).

DISCUSSION

The iliac sandwich technique is an off-the-shelf procedure to maintain blood flow to the hypogastric artery in complex aortoiliac aneurysms. Published results show high internal iliac patency rates (around 94% at 12 months), no major complications, and a very low endoleak rate (around 2.5%).^{7–11} Furthermore, it uses conventional stent grafts to perform a customized bifurcated device, avoiding anatomical limitations related to iliac

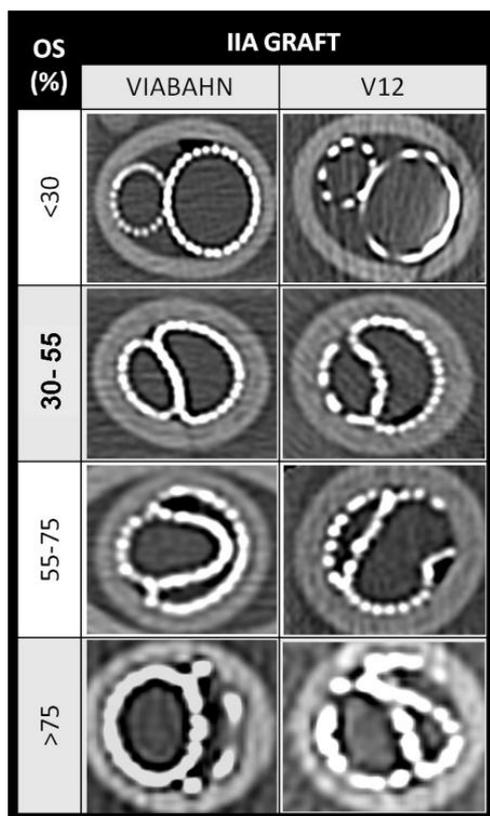


Fig. 3. Comparing gaps, stent compression and infolding between different diameter oversizing groups (OS) and with different internal iliac (IIA) parallel stents (Viabahn and V12). As oversizing increased, gaps decreased, although high diameter OS (> 55%) was associated with infolding and higher stent compression.

branched devices, especially in short, small, or very tortuous iliac anatomy.^{5,6} In spite of a variety of techniques,^{9,12} materials, and methods, this procedure is still based on empirical suggestions, making this procedure hard to standardize. In this study, we endeavored to objectively demonstrate using a bench model, which are the best conditions when applying iliac sandwich techniques.

As any parallel-stent technique, sandwich procedure involves an inherent risk of a type III endoleak due to gaps between devices. Therefore, a long overlapping between sandwich components as well as a proper OS of both parallel stents within the common iliac limb should be usually advocated. However, as well as most series recommend a specific overlapping between sandwich components

(usually around 30–50 mm),^{7,8,10} neither OS nor the methods to measure it are usually reported.

Regarding measuring, selection of parallel stent using area OS is roughly the only reported method.^{11,13} Thus, stent grafts are selected, in addition to the target vessel diameter, in such a manner that their added cross-sectional area (calculated mathematically as $\pi \times [0.5 \times d]^2$) slightly exceeds (around 20–30%) the area of the iliac limb to where they are deployed. However, this method supposes that both parallel-stent cross sections are perfect circles, which is not always really accurate due to adaptation inside the iliac limb and uses mathematical formulation that could be time-consuming.

In our study, two other sizing methods apart from area OS have been analyzed: perimeter OS and diameter OS (an easier and more direct sizing method that avoids calculations, just using nominal stent diameters). Comparisons between these 3 methods have been made, resulting all of them highly correlated and predictable (area and perimeter OS with diameter OS correlation coefficient 0.998 and 0.997, respectively, $P < 0.001$). Therefore, diameter OS has been considered as the sizing method for the rest of the study due to its simplicity.

Considering diameter OS, gutters and correct parallel-stent deployment have been tested in 4 different OS groups. Our results showed that increasing OS (< 30%, 30–55%, 55–75%, and > 75%) led to better apposition of both parallel stents to the iliac limb reducing gutter area. However, excessive OS increased parallel-stent compression rate and malpositioning with infolding. Despite the fact that no clinical data can assure which is the boundary of minimal safe gutter area and safe stent compression, greater gutters suggest higher risk of significant endoleaks, while higher compression suggests higher risk of stent thrombosis.¹⁴

According to these results, we consider diameter OS an easy and straight forward method for predicting best parallel-stent apposition in iliac sandwich procedures avoiding time-consuming calculations. Moreover, we suggest that a 30–55% diameter OS between parallel stents and the common iliac limb could be take in consideration in preoperative planning of iliac sandwich procedures in order to ensure the fewest gutters without parallel-stent malpositioning or infolding.

Regarding material selection, there is again no clear evidence about which are the best devices to be used. Covered self-expandable stents like Viabahn are the most reported device in the IIA due to their flexibility and conformability, followed by Advanta V12 balloon expandable stents.^{10,12} Long devices (100 mm long) are usually recommended

Table III. Description of gaps, IIA stent compression, and infolding, between both IIA parallel stents used

IIA parallel stent	Viabahn		V12		P ^a
	Median (or %)	IQ range (or N)	Median (or %)	IQ range (or N)	
Gap (mm ²)	9.9	18.2	7.6	20.2	0.570
IIA stent compression (%)	28.3	14.4	32.0	31.3	0.256
EIA stent compression (%)	46.2	55.9	40.6	38.6	0.725
Infolding (%)	10	2/20	35	7/20	0.127

IQ range, interquartile range.

^aMann–Whitney test and Fisher's exact test.

in order to ensure a proper distal sealing (at least 20 mm inside nondiseased internal iliac) as well as a long overlapping (around 30–50 mm) with the external iliac stent.^{9,10}

In our study, the use of Viabahn in the IIA has been compared with high radial force balloon expandable stents (Advanta V12). Results suggest that both stents are similar in terms of gaps and compression rate, although a slight tendency toward lower infolding with Viabahn.

For the external iliac, Aorfix is the preferred endograft for most authors due to its better adaptability associated with its helical stent design.^{7,9,12} In our study, Aorfix results are similar to other endografts tested (Endurant and Viabahn), without any difference regarding gaps, stent compression, or infolding.

Following our results, no clear recommendations could be performed in material selection.

Despite that, the use of Viabahn devices for both external and internal iliac stents or combination of Viabahn for the internal iliac and an Aorfix platform for the rest of the endovascular aneurysm repair, are the preferred options for iliac sandwich procedure in our daily practice.

In this in vitro study, we endeavored to simulate morphological and technical conditions existing in real iliac sandwich procedures, such as the most commonly reported iliac diameters, material and stent-graft OS, saline bath, temperature, kissing balloon remodeling... However, they are evident limitations affecting this study: silicon models elasticity do not replicate the same of an endograft iliac limb, iliac tortuosity is not represented, and pulsatile flow is not used. Furthermore, endoleak rate depends also in physiological conditions as blood dynamics in the sac (inflow, outflow), and physiological blood properties so extrapolation of all these in vitro data to daily clinical practice should be performed with prudence. Moreover, overlapping distance has not been analyzed as it was not the objective of this study, but obviously it will also influence sandwich technique results.

Future experiments with pulsatile flow and a mathematical approach analyzing fluid dynamics are advised in order to better estimate the true parallel-stent performance during iliac sandwich technique.

CONCLUSIONS

In iliac sandwich procedures, better apposition is usually achieved when using 30–55% diameter OS; higher OS is related to smaller gutters but higher rates of malpositioning and parallel-stent compression. No clear recommendations in material selection can be performed. All sizing methods are highly correlated and predictable.

REFERENCES

1. Parodi JC, Palmaz JC, Barone HD. Transfemoral intraluminal graft implantation for abdominal aortic aneurysms. *Ann Vasc Surg* 1991;5:491–9.
2. Volodos NL, Karpovich IP, Troyan VI, et al. Clinical experience of the use of self-fixing synthetic prostheses for remote endoprosthetics of the thoracic and the abdominal aorta and iliac arteries through the femoral artery and as intraoperative endoprosthesis for aorta reconstruction. *Vasa Suppl* 1991;33:93–5.
3. Dias NV, Resch TA, Sonesson K, et al. EVAR of aortoiliac aneurysms with branched stent-grafts. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2008;35:677–84.
4. Karthikesalingam A, Hinchliffe RJ, Holt PJ, et al. Endovascular aneurysm repair with preservation of the internal iliac artery using the iliac branch graft device. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2010;39:285–94.
5. Ziegler P, Avgerinos ED, Umscheid T, et al. Branched iliac bifurcation: 6 years experience with endovascular preservation of internal iliac artery flow. *J Vasc Surg* 2007;46:204–10.
6. Pearce BJ, Varu VN, Glocker R, et al. Anatomic suitability of aortoiliac aneurysms for next generation branched systems. *Ann Vasc Surg* 2015;29:69–75.
7. Lobato A. Sandwich technique for aortoiliac aneurysms extending to the internal iliac artery or isolated common/internal iliac artery aneurysms: A new endovascular approach to preserve pelvic circulation. *J Endovasc Ther* 2011;18:106–11.

8. DeRubertis BG, Quinones-Baldrich W, Greenberg J, et al. Results of a double-barrel technique with commercially available devices for hypogastric preservation during aortoiliac endovascular abdominal aortic aneurysm repair. *J Vasc Surg* 2012;56:1252–9.
9. Lim CS, Naji Y, Hussain ST, et al. Modified sandwich-graft technique employing Aorfix and Viabahn stent-grafts to preserve hypogastric flow in cases of complex aortoiliac and isolated common iliac artery aneurysms including the internal iliac artery ostium. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2016;51:364–70.
10. Lobato A, Camacho-Lobato L. The sandwich technique to treat complex aortoiliac or isolated iliac aneurysms: Results of midterm follow-up. *J Vasc Surg* 2013;57:265–34S.
11. Ricci C, Ceccherini C, Cini M, et al. Single-center experience and 1-year follow-up results of “sandwich technique” in the management of common iliac artery aneurysms during EVAR. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2012;35:1195–200.
12. Mosquera Arochena N, Rodríguez Feijoo G, Carballo Fernandez C, et al. Use of modified sandwich-graft technique to preserve hypogastric artery in EVAR treatment of complex aortic aneurysm anatomy. *J Cardiovasc Surg* 2011;52:643–9.
13. Smith MT, Gupta R, Jazaeri O, et al. Preservation of Internal iliac arterial flow during endovascular aortic aneurysm repair using the “sandwich” technique. *Semin Intervent Radiol* 2013;30:82–6.
14. Mestres G, Uribe JP, García-Madrid C, et al. The best conditions for parallel stenting during EVAR: an in vitro study. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2012;44:468–73.

6. Resultados

6.1 Resultados del análisis de los modelos de *stenting* paralelo con 2-3 chimeneas.

Respecto el grado de sobredimensión de la endoprótesis principal, nuestros resultados indican (**Tabla 2**) que a mayor sobredimensión (15%, 30% o 40%), mejor adaptación de los componentes con una tendencia no significativa a una menor área de *gutters* (17.6, 13.4, 13.8 mm² y 17.4, 21.3, 14.5 mm² en los modelos con 2 y 3 stents paralelos respectivamente), aunque asociando un incremento del riesgo de compresión del stent paralelo y sobretodo de *infolding*. Este último es especialmente importante en los modelos con 3 stents paralelos y en aquellos con dispositivos de baja fuerza radial (Endoprótesis Excluder y stents paralelos tipo Viabahn), presentando valores “prohibitivos” a sobredimensiones $\geq 30\%$ (67 y 100% en modelos con sobredimensión del 30 y el 40% respectivamente) (**Tabla 3**).

Tabla 2. *Gutters*, compresión del stent paralelo e *infolding* a diferentes grados de sobredimensión

	Sobredimensión				p		
	15 %		30%			40%	
2 stents paralelos							
<i>Gutters</i> (mm ²)	16.7	(24)	13.4	(20)	13.8	(0)	0.834
Compresión	7%	(36%)	9%	(41%)	8%	(17%)	0.947
<i>Infolding</i>	0%	(0/6)	0%	(0/6)	67%	(4/6)	0.006
3 stents paralelos							
<i>Gutters</i> (mm ²)	17.4	(44)	21.3	(26)	14.5	(25)	0.519
Compresión	10%	(29%)	3%	(20%)	7%	(23%)	0.523
<i>Infolding</i>	0%	(0/6)	33%	(2/6)	83%	(5/6)	0.012

Tabla 3 *Gutters*, compresión del stent paralelo e *infolding* a diferentes grados de sobredimensión y distinta combinación de materiales

	Sobredimensión						p
	15 %		30%		40%		
2 stents paralelos							
<i>Gutters</i> (mm ²)							
Endurant-BeGraft	23.3	8	22.9	5	14.8	6	0.061
Excluder-Viabahn	7.6	3	6.7	5	12.8	11	0.079
Compresión (%)							
Endurant-BeGraft	3	6	0	2	2	4	0.393
Excluder-Viabahn	26	28	19	25	11	8	0.361
<i>Infolding</i> (% / N)							
Endurant-BeGraft	0	0/3	0	0/3	33	1/3	1.000
Excluder-Viabahn	0	0/3	0	0/3	100	3/3	0.030
3 stents paralelos							
<i>Gutters</i> (mm ²)							
Endurant-BeGraft	40.5	35	23.3	19	21.7	18	0.393
Excluder-Viabahn	13.6	5	19.3	14	14.4	8	0.430
Compresión							
Endurant-BeGraft	4	13	2	4	1	3	0.753
Excluder-Viabahn	27	22	3	19	15	14	0.252
<i>Infolding</i>							
Endurant-BeGraft	0	0/3	0	0/3	67	2/3	0.250
Excluder-Viabahn	0	0/3	67	2/3	100	3/3	0.143

Analizando las distintas combinaciones de materiales, nuestros resultados muestran que tanto para 2 como para 3 chimeneas, los stents balón expandibles (como BeGraft), se comprimen menos que los stents autoexpandibles (como Viabahn) debido probablemente a sus diferencias en cuanto a composición y fuerza radial. Si los analizamos en conjunto con la endoprótesis principal, se observa que aquellas combinaciones con materiales de alta fuerza radial (como sería la combinación Endurant-BeGraft) también presentan una menor tasa de compresión del stent paralelo (2% vs. 18% y 2% vs. 15% de compresión para dos y tres stents paralelos respectivamente), aunque parece a expensas de una peor adaptabilidad de la endoprótesis principal, con una significativa mayor área de *gutters* (22.6 vs. 8.2 mm² y 23.3 vs. 14.4 mm² para dos y tres stents paralelos respectivamente) en comparación con aquellas combinaciones de baja fuerza radial como serían las formadas por endoprótesis Excluder y stents tipo Viabahn. **(Tabla 4)**

Tabla 4. *Gutters*, compresión del stent paralelo e *infolding* en función de los distintos dispositivos utilizados

	Gutters (mm²)			Compresión			Infolding		
	Mediana	Rango	P	Mediana	Rango	P	%	N	P
2 stents paralelos									
Excluder-Viabahn	8.2	(16)		18%	(33%)		33%	(3/9)	
Endurant-BeGraft	22.6	(22)	0.002	2%	(6%)	<0.001	11%	(1/9)	0.257
3 stents paralelos									
Excluder-Viabahn	14.4	(19)		15%	(27%)		56%	(5/9)	
Endurant-BeGraft	23.3	(41)	0.009	2%	(13%)	0.007	22%	(2/9)	0.147

6.2 Resultados del análisis de los modelos de *stenting* paralelo tipo sándwich ilíaco.

Respecto la mejor manera de calcular la sobredimensión, se han comparado tres métodos distintos: la sobredimensión por áreas (el más descrito previamente ^{84-86,90,91}), la sobredimensión por perímetro (también descrito ⁹² aunque de manera mucho menos frecuente) y la sobredimensión por diámetro, un nuevo método hasta ahora no descrito basado directamente en el diámetro nominal de los stents a utilizar.

Nuestros resultados muestran que los tres métodos están altamente interrelacionados con un coeficiente de correlación *rho* prácticamente perfecto (sobredimensión de diámetros en relación con sobredimensión de perímetros y de áreas de 0.097 y de 0.098 respectivamente, $p < 0.001$). Además, son altamente predecibles entre sí pudiéndose extrapolar los resultados de un método a través de los otros mediante regresión lineal (**Figura16**).

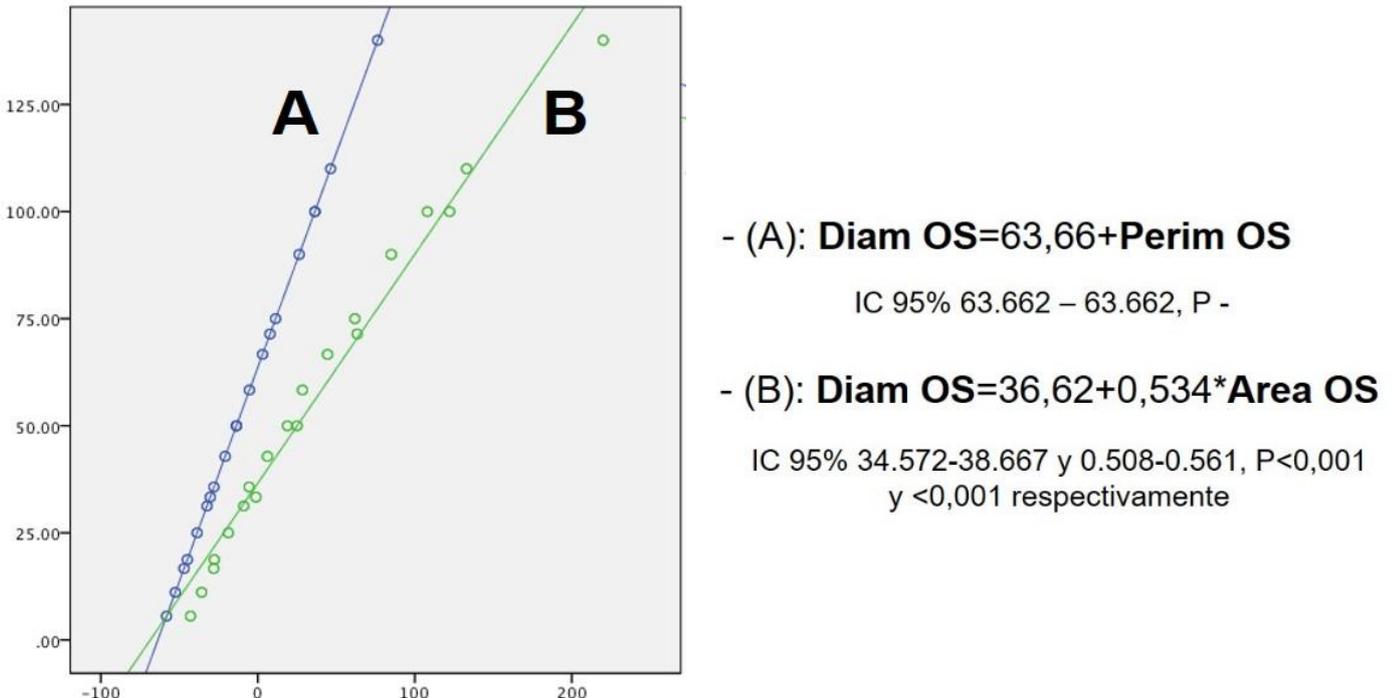


Figura 16. Rectas de regresión lineal mostrando la predictibilidad matemática del sobredimensionamiento (OS) de perímetro y de área a través del de diámetro (recta A y B respectivamente) .DiamOS: Sobredimensión de diámetros. AreaOS: Sobredimensión de áreas. Perim OS: Sobredimensión de perímetros.

Dada la equivalencia matemática entre todos los métodos de medida y su mayor sencillez de cálculo, la sobredimensión de diámetros fue el parámetro de medición utilizado para el resto de comparaciones del estudio mediante 4 categorías distintas: > 30%, 30-55%, 55-75% y > 75%.

Respecto el grado óptimo de sobredimensión, nuestros resultados muestran que a mayor sobredimensión de diámetro, mejor adaptación de los componentes, con una reducción progresiva del área de *gutters* (38.9, 12.3, 5.5 y 2.6 mm² a sobredimensiones <30%, 30-55%, 55-75% y > 75% respectivamente) aunque a expensas de una mayor compresión del stent paralelo y de un mayor *infoling*, sobretodo en grados de extremos (sobredimensión > al 55%). (Tabla 5)

Tabla 5. *Gutters*, compresión e *infoling* a diferentes valores de de sobredimensión de diámetro

Diam OS	<i>Gutters</i> (mm ²)		Compresión (%)		<i>Infoling</i> (%)	
	Mediana	Rango	Mediana	Rango	%	N
< 30%	38.9	(26.9)	13.5	(30.9)	0	(0/10)
30-55%	12.3	(8.3)	28.9	(19.8)	0	(0/12)
55-75%	5.5	(5.7)	43.9	(10.2)	38	(3/8)
> 75%	2.6	(2.6)	55.2	(8.6)	60	(6/10)
P	< 0.001		< 0.001		0.001	

Diam OS: Sobredimensión de diámetro

Se analizó también la mejor combinación de dispositivos, evidenciando que para la iliaca interna, los stents autoexpandibles y los expandibles por balón funcionan de manera similar con una tasa de *gutters* y compresión parecida aunque con una tendencia no significativa (10 vs. 35%, p=0.127) a un menor *infolding* con los stents autoexpandibles como Viabahn.

(Tabla 6)

Tabla 6. *Gutters*, compresión (valorada de manera independiente entre dispositivos para la iliaca interna o iliaca externa) y malposicionamiento o *infolding* en función del tipo de stent utilizado.

Stent IIA	Viabahn		V12		P
	Mediana o %	Rango o N	Mediana o %	Rango o N	
<i>Gutters</i> (mm ²)	9.9	(18.2)	7.6	(20.2)	0.570
Compresión stent IIA (%)	28.3	(14.4)	32.0	(31.3)	0.256
Compresión stent EIA (%)	46.2	(55.9)	40.6	(38.6)	0.725
<i>Infolding</i> (%)	10	(2/20)	35	(7/20)	0.127

EIA: Arteria iliaca externa
 IIA: Arteria iliaca interna

No se evidenció una diferencia estadísticamente significativa respecto mayor o menor área de *gutters*, compresión o *infolding* (p> 0.05 para todas las comparaciones) entre los distintos dispositivos utilizados como stent paralelo para la arteria iliaca externa (Endoprótesis Excluder, Aorfix o stents Viabahn).

7. Discusión

El *stenting* paralelo es una técnica endovascular relativamente reciente descubierta como procedimiento de rescate en la cobertura accidental de las arterias viscerales durante el EVAR estándar. A pesar de ello, su uso como procedimiento electivo en el tratamiento de los aneurismas complejos sin cuello se ha ido extendiendo cada vez más, debido a sus buenos resultados^{50,73,76,83}, su relativa sencillez técnica y la posibilidad de realización incluso en casos urgentes o preferentes.

Sus principales inconvenientes se basan en el riesgo inherente de endofuga entre los dispositivos, afectando a la durabilidad del procedimiento, y a la relativa falta de estandarización de la técnica. A pesar de importantes avances obtenidos en este campo en estos últimos años, sobretudo en el campo de los aneurismas yuxtarenales con la configuración en chimenea, a día de hoy siguen existiendo todavía numerosas cuestiones por resolver en las que esta tesis a ha pretendido aportar algo de luz.

Respecto la configuración en chimenea para el tratamiento de los aneurismas sin cuello infrarenal, se ha evaluado el comportamiento in vitro de modelos de chEVAR con 2 y con 3 stents paralelos, analizando por un lado que combinación de materiales (tipos de endoprótesis y de stent paralelo) se adapta mejor así como el grado óptimo de sobredimensión de la endoprótesis principal.

Evaluando el grado de sobredimensión de la endoprótesis principal, nuestros resultados indican (**Tabla 2**) que a mayor sobredimensión, mejor adaptación de los componentes con una tendencia no significativa a una reducción progresiva del área de *gutters* aunque a expensas de un mayor riesgo de compresión del stent paralelo y sobretudo *infolding*, especialmente en los modelos con 3 stents paralelos y sobredimensiones > 30%.

Por ello, para 2 como para 3 stents paralelos, una sobredimensión de la endoprótesis principal entorno al 30% se consideraría la ideal debido a que asegura la menor área de *gutters* sin asociar un aumento significativo de compresión del stent paralelo y sobretodo de *infolding*.

Este resultado es similar a lo publicado en estudios previos, tanto *in vitro*⁸⁰ como series *in vivo*^{50,76,93}, para un único stent paralelo por lo que, según nuestros resultados, el hecho de utilizar más (2 o incluso 3), no requiere modificar la pauta de sobredimensionamiento del 30% habitual.

Desde un punto de vista teórico, se podría suponer que a mayor número de stents paralelos se necesita una mayor sobredimensión de la endoprótesis principal ya que cada stent aumenta el perímetro interno de la zona de sello con la aorta nativa requiriendo por tanto una endoprótesis mayor para cubrir toda la zona. Nuestros resultados rechazan en principio esta suposición ya que no se ha objetivado un aumento significativo del área de *gutters* para un mismo grado de sobredimensión en los modelos con 3 respecto a los de 2 stents paralelos (16.7 vs. 17.4, 13.4 vs. 21.3, 13.8 vs. 14.5 mm² en los modelos con 2 vs. 3 stents paralelos a 15, 30 y 40% de sobredimensión respectivamente) **(Tabla 2)**.

Analizando la literatura, no se ha encontrado una recomendación específica en cuanto si el grado de sobredimensión habitual en el chEVAR se debe modificar en función del número de stents utilizados. De hecho la gran parte de la evidencia disponible (derivada en su mayoría de registro PERICLES⁵⁰ y el estudio PROTAGORAS⁷⁶) se basa en pacientes con una o dos chimeneas renales (1.7 y 1.4 stents paralelos de media por paciente en PERICLES y PROTAGORAS respectivamente) recomendando en ambos casos una misma

sobredimensión del 30%. Además, en dichos estudios no se recomienda de rutina la utilización de 3 o más stents paralelos debido a un aumento significativo de oclusión de la rama visceral, de endofuga tipo Ia e incluso de mortalidad⁸⁷.

Los resultados de nuestra serie in vitro son en parte concordantes con dicha recomendación evidenciando peores resultados en aquellas combinaciones con 3 stents paralelos respecto aquellas con 2. Así, los modelos con 3 stents presentan una tendencia a una mayor compresión de la rama visceral, relacionado in vivo con el riesgo de trombosis de la misma, y también un aumento del malposicionamiento o *infecting* estando relacionado con el riesgo de endofuga tipo Ia (**Figura 15**).

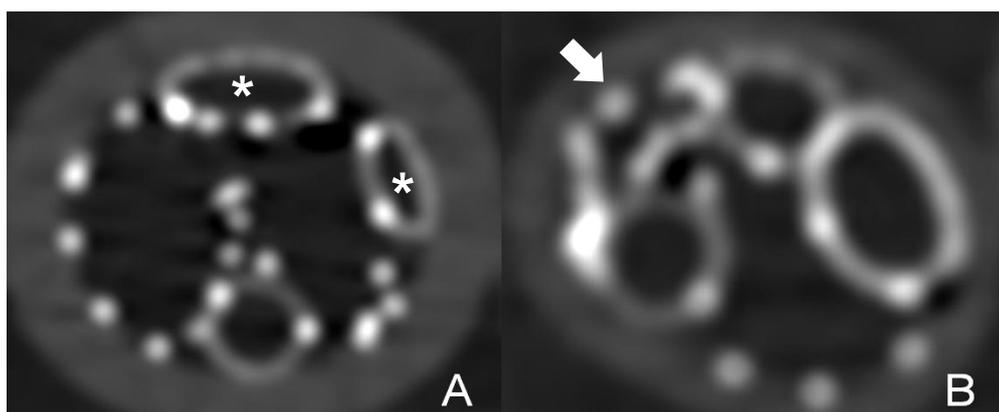


Figura 15: Compresión del stent paralelo (*) e *infecting* de la endoprótesis principal (flecha) en modelos con 3 stents Viabahn combinados con una endoprótesis Excluder a una sobredimensión del 30% (A) y del 40% (B)

Esto es especialmente importante cuando se usan combinaciones de materiales de baja fuerza radial, como por ejemplo Excluder-Viabahn, con tasas de compresión del stent paralelo y sobretodo *infecting* del 67% y 100% de los modelos testados a sobredimensiones del 30 y el 40% respectivamente. Así, según nuestros resultados, en caso de plantear la realización de un chEVAR con 3 o más chimeneas, se sugeriría evitar los dispositivos de baja fuerza radial y la sobredimensión excesiva valorando incluso la posibilidad de reducir la

misma al 15-30% (similar área de *gutters* y riesgo de compresión que con una sobredimensión estándar del 30% pero con una mínima probabilidad de *infolding*). **(Tabla 3)**

Respecto a las distintas combinaciones de materiales, nuestros resultados muestran que tanto para 2 como para 3 chimeneas, los stents balón expandibles (como BeGraft), se comprimen menos que los stents autoexpandibles (como Viabahn) debido probablemente a sus diferencias en cuanto a composición y fuerza radial. Si los analizamos en conjunto con la endoprótesis principal, se observa que aquellas combinaciones con materiales de alta fuerza radial (como sería la combinación Endurant-BeGraft) también presentan una menor tasa de compresión del stent paralelo, aunque parece a expensas de una peor adaptabilidad de la endoprótesis principal, con una significativa mayor área de *gutters* en comparación con aquellas combinaciones de baja fuerza radial **(Tabla 4)**. Así podríamos suponer que los stents balón expandibles con su mayor fuerza radial limitan la capacidad de compresión de los mismos por la endoprótesis principal pero a la vez, evitan la expansión completa de la misma generando mas *gutters* y por tanto pudiendo aumentar el riesgo de endofuga tipo Ia.

Estos resultados son similares a los ya publicados en estudios previos in vitro con una sola chimenea⁸⁰ y concordantes con los publicados en series in vivo⁸⁷ donde los procedimientos realizados con stents paralelos autoexpandibles asocian una mayor tasa de oclusión de la rama visceral (potencialmente explicable por la mayor compresión del stent paralelo) respecto los stents balón expandibles. A pesar de ello, los registros in vivo no reportan diferencias significativas en cuanto a la tasa de endofugas tipo Ia entre distintos tipos de stent. Esto puede explicarse al hecho que para que una endofuga aparezca no depende exclusivamente de la presencia de más o menos *gutters* (aunque obviamente a mayor área de *gutters* mas riesgo) sino que además va muy condicionado a la longitud o continuidad de

los mismos a lo largo de toda la zona de sello, la dinámica de presiones y flujos dentro del saco aneurismático así como las propiedades fisiológicas de la sangre.

Por tanto, basándonos en nuestros resultados, en los casos de chEVAR con 2 y 3 chimeneas viscerales parece recomendable plantear el uso rutinario de stents balón expandibles como el stent paralelo de elección especialmente en combinación con endoprótesis de alta fuerza radial. Aunque no se ha analizado específicamente en nuestro estudio, se recomienda evitar la combinación de stents autoexpandibles con endoprótesis de alta fuerza radial (como sería por ejemplo la combinación Endurant-Viabahn) por el alto riesgo de compresión del stent paralelo y por tanto de oclusión de la rama visceral.

La segunda parte de este estudio se ha basado en el análisis de un procedimiento de sándwich iliaco, una técnica con unos buenos resultados publicados^{72,73,81,83,84}, aunque muy heterogéneos y en gran parte basada en experiencias personales con una importante variabilidad en cuanto a materiales y técnica de realización se refiere.

Respecto los tres métodos analizados para medir la sobredimensión, nuestros resultados muestran una coeficiente de correlación ρ prácticamente perfecto siendo además altamente predecibles entre sí pudiéndose extrapolar los resultados a través regresión lineal **(Figura16)**.

A nuestro conocimiento, no hay estudios en la literatura similares que comparen distintos métodos de medición. De hecho, la mayoría de los reportes publicados o bien directamente no detallan el tipo ni el grado de sobredimensionamiento utilizado^{72,73,94}, o lo dejan como un

aspecto que se consensuó con la casa comercial del dispositivo sin detallar un tipo ni un valor concreto ^{81,85,95}.

Las mayoría de las escasas referencias específicas encontradas al respecto ^{84,91,96} consideran adecuada una sobredimensión de áreas entorno al 10-30%, es decir que el área transversal combinada (calculada matemáticamente mediante la fórmula del área de la circunferencia $\pi \times \text{radio}^2$) de los dos injertos tipo sándwich (los respectivos para la arteria iliaca interna y externa) debe ser algo mayor (10-30%) que el área transversal del dispositivo ilíaco común en el que se dispondrían.

Esto implica que cada vez que se quiere planear la realización de un procedimiento de sándwich iliaco, debemos dedicarnos a calcular áreas de circunferencia lo que no deja de ser engorroso y a la vez consumir tiempo. A su vez, se basa en la suposición de que la sección transversal de ambos stents paralelos es una circunferencia perfecta cosa que rara vez sucede ya que la forma de ambos stents se modifica para adaptarse al dispositivo iliaco que los contiene adoptando mas una forma de “doble D”. **(Figura 17)**

Según nuestros resultados, el uso del sobredimensionamiento de diámetro exclusivamente podría simplificar de manera importante la planificación del caso siendo su cálculo mucho más sencillo (no implica formulación) pudiéndose incluso en muchos casos realizar mentalmente. Además, como se refleja en nuestro estudio este valor está en relación directa con la sobredimensión de áreas por lo que, a la práctica, estaríamos reflejando la misma relación (cuan mayor son los injertos para la iliaca interna y externa respecto el injerto para la iliaca común) aunque de una manera mucho más simple.

Basándonos en la sobredimensión de diámetro, se ha analizado también cual es el grado óptimo de la misma para reducir al mínimo el área de *gutters* sin aparición de complicaciones. Así, nuestros resultados muestran que a mayor sobredimensión de diámetro mejor adaptación de los componentes, con una reducción progresiva del área de *gutters* aunque a expensas de una mayor compresión del stent paralelo y de un mayor *infolding*, sobretodo en grados de extremos de sobredimensión (> al 55%). **(Tabla 5)**

Así, según estos resultados, el grado de sobredimensionamiento de diámetro ideal debería ser entorno al 30-55% al asegurar la menor área de *gutters*, aunque a la vez que sin asociar un alto grado de compresión ni sobretodo *infolding* **(Figura17)**.

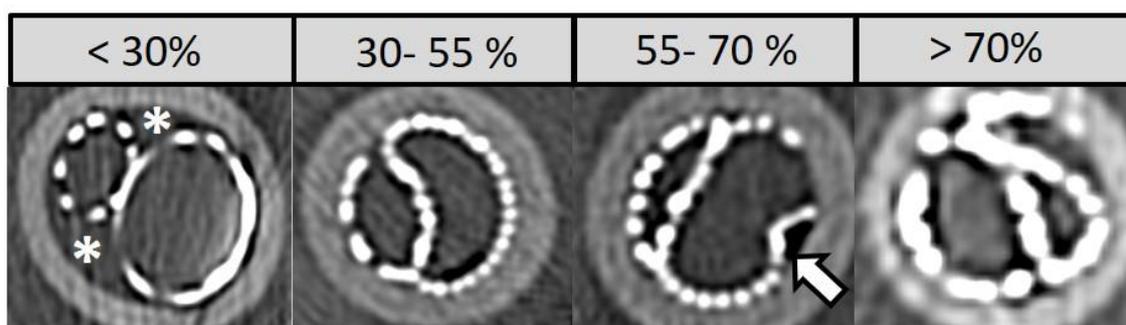


Figura 17: Imágenes de los modelos de sándwich iliaco a diferentes grados de sobredimensión de diámetro siendo 30-55% el grado aparentemente ideal con una práctica ausencia de *gutters* (*) y sin aparición de compresión o *infolding* (flecha).

Es difícil contrastar estos hallazgos con los previamente publicados en la literatura ante la ya comentada escasez y heterogeneidad de la información al respecto.

A pesar que muchas series clínicas no reportan su valor exacto, si analizamos los dispositivos utilizados, podemos calcular el grado de sobredimensión de diámetro utilizado. Así por ejemplo, la serie de Lim CS ⁸¹, una de las series publicadas con mayor número de

casos (25) y con muy buenos resultados clínicos (éxito técnico 100%, no mortalidad atribuible al procedimiento, permeabilidad hipogástrica a 17 meses del 90%, no endofugas persistentes en el seguimiento), reporta la utilización de stents Viabahn entre 6 y 11mm para la iliaca interna paralelamente a una extensión iliaca externa Aorfix personalizada de 20mm proximal y 12mm distal; y siendo ambas dispuestas en el interior de una extensión iliaca común de 20mm de diámetro. Si a través de estos datos calculamos el sobredimensionamiento de diámetro utilizado (mediante la fórmula $\{(d1 + d2) - d3\} / d3\} \times 100$ (**Figura 18**) siendo d1 el diámetro del stent de hipogástrica, d2 el diámetro del stent de iliaca externa en donde se realiza el sándwich y d3 el diámetro de la extensión iliaca proximal) obtenemos un valor de 30-55% (respectivamente en función del stent hipogástrico utilizado) siendo totalmente coincidente con nuestros resultados obtenidos.

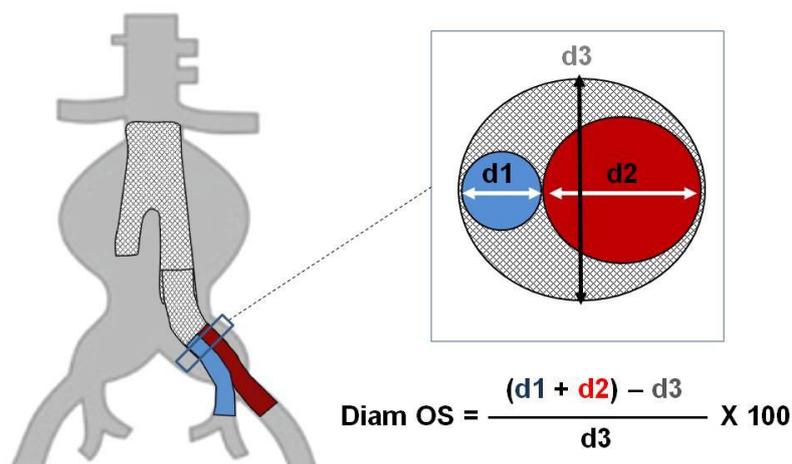


Figura 18: Esquema y representación gráfica del cálculo de la sobredimensión de diámetro (Diam OS)

De la misma manera, analizando en detalle la relación hallada en nuestro estudio entre la sobredimensión de área y la sobredimensión de diámetro ($\text{Diam OS} = 36.62 + 0.534 \times \text{Area OS}$) podemos observar el valor óptimo de sobredimensión de área habitualmente reportado en la literatura (10-30%) se corresponde matemáticamente con una sobredimensión de diámetro

de 42-53%. Así por lo que podríamos decir que, en gran parte, el grado de sobredimensión de diámetro obtenido experimentalmente *in vitro* en nuestro estudio es prácticamente concordante con lo previamente con la clásica sobredimensión de área recomendada en las series *in vivo* publicadas.

Por tanto, según nuestro estudio, a la hora de planear un procedimiento de sándwich iliaco, recomendamos la utilización de una sobredimensión de diámetro entre dispositivos del 30-55%, siendo una medida equivalente a la clásica sobredimensión por área del 10-30% habitualmente descrita pero mucho más fácil y directa de calcular.

Por último, respecto a los materiales a utilizar, nuestro estudio no muestra diferencias significativas entre los distintos dispositivos utilizados salvo una tendencia no significativa a un menor *infolding* con los stents autoexpandibles como dispositivo para la arteria iliaca interna. **(Tabla 6).**

Lamentablemente, tampoco podemos comparar nuestros resultados con lo previamente publicado ya que no existe una recomendación clara en la literatura de cuáles son los mejores dispositivos a utilizar. Respecto al dispositivo para la arteria iliaca interna, la mayoría de autores reporta la utilización de stents autoexpandibles, fundamentalmente Viabahn^{81,82,85,91,94}, posiblemente debido a su mayor flexibilidad y adaptabilidad, características especialmente útiles en el sector iliaco. Se suele recomendar además la utilización de stents largos^{72,81,83} (100mm) permitiendo asegurar un adecuado sello distal en la arteria de unos 15-20mm así como un buen solapamiento (al menos 30-50mm) dentro del sándwich.

Respecto la iliaca externa, hay una gran variabilidad de dispositivos utilizados sin un consenso claro aunque, igual que para la iliaca interna, se considera importante la utilización de materiales altamente flexibles y adaptables a la frecuente tortuosidad del sector iliaco.

Así, analizando nuestros resultados, no podemos extraer una conclusión específica sobre cuál es la mejor combinación de materiales para la realización de un procedimiento de sándwich iliaco. A pesar de ello, basándonos en los mismos y los reportes previos en la literatura, creemos que la utilización de stents autoexpandibles tipo Viabahn puede ser una buena alternativa como stent para la iliaca interna.

En este estudio in vitro hemos intentado simular las condiciones anatómicas y técnicas existentes en procedimientos reales de *stenting* paralelo utilizando los mismos materiales y diámetros, simulando la anatomía estándar (vasos viscerales de calibre y orientación habitual en los modelos de chEVAR) realizando la misma técnica (remodelado simultaneo con balón o *kissing balloon*), manteniendo los dispositivos en un baño de suero salino fisiológico a temperatura corporal, etc.

Sin embargo, son evidentes las limitaciones que pueden afectar a este trabajo como por ejemplo la distinta elasticidad de modelos protésicos en comparación con la aorta visceral (para el estudio del chEVAR) o con una endoprótesis iliaca (en el estudio del sándwich iliaco); la ausencia de flujo pulsátil y presión arterial; o de la potencial inexactitud de las medidas realizadas mediante TC. Por otra parte, el estudio se ha centrado en el análisis de la mejor combinación de materiales y la mejor sobredimensión existiendo otros parámetros técnicos de igual importancia que no evaluados como por ejemplo la distancia de solapamiento de los dispositivos paralelos en los procedimientos de sándwich iliaco.

Además, la posibilidad de un evento clínico como por ejemplo una endofuga o la trombosis de un stent visceral no depende exclusivamente de la presencia de mayor o menor área de *gutters* o de una mayor compresión del stent sino también de condiciones derivadas de las dinámicas de flujos y propiedades fisiológicas propias de la sangre, por lo que la extrapolación de todos estos datos *in vitro* a la práctica clínica diaria deben ser realizado con prudencia.

8. Conclusiones

1. En la configuración en 2-3 chimeneas viscerales, la sobredimensión ideal es del 30% al reducir al mínimo el área de *gutters* sin generar compresión significativa de la rama visceral ni tampoco *infolding*.
2. En la configuración en 2-3 chimeneas viscerales, los dispositivos de alta fuerza radial se comprimen menos que las combinaciones de baja fuerza radial, aunque a expensas de una significativa mayor área de *gutters* en estos últimos sin poder por tanto extrapolar una recomendación clínica específica al respecto.
3. En la reparación mediante sándwich iliaco, el mejor grado de sobredimensionamiento para conseguir un óptimo sellado es una sobredimensión de diámetros entre el 30 y el 55%, al reducir al mínimo el área de *gutters* sin generar compresión significativa de la rama visceral ni tampoco *infolding*.
4. En la reparación mediante sándwich iliaco, no hay diferencias significativas que apoyen una determinada combinación de materiales a pesar de un menor riesgo de *infolding* con la utilización de stents autoexpandibles para la arteria iliaca interna.
5. En la reparación mediante sándwich iliaco, todas las formas de medición de la sobredimensión evaluadas en este estudio (por áreas, perímetros y diámetros) son equivalentes entre sí, recomendando el uso de la sobredimensión de diámetros en la planificación de un procedimiento de este tipo al simplificar de manera importante el cálculo de la misma.

9. Referencias

1. Bobadilla JL. From Ebers to EVARs: A Historical Perspective on Aortic Surgery. *AORTA*. 2013;1(2):89-95.
2. Cooley DA. Aortic aneurysm operations: past, present, and future. *Ann Thorac Surg*. 1999;67(6):1959-1962.
3. Finney JM. THE WIRING OF OTHERWISE INOPERABLE ANEURISMS: WITH REPORT OF CASES. *Ann Surg*. 1912;55(5):661-681.
4. Cooley DA. A Brief History of Aortic Aneurysm Surgery. *Aorta (Stamford, Conn)*. 2013;1(1):1-3.
5. Parodi JC, Palmaz JC, Barone HD. Transfemoral Intraluminal Graft Implantation for Abdominal Aortic Aneurysms. *Ann Vasc Surg*. 1991;5(6):491-499.
6. Sonesson B, Länne T, Hansen F, Sandgren T. Infra renal aortic diameter in the healthy person. *Eur J Vasc Surg*. 1994;8(1):89-95.
7. Johnston KW, Rutherford RB, Tilson MD, Shah DM, Hollier L, Stanley JC. Suggested standards for reporting on arterial aneurysms. Subcommittee on Reporting Standards for Arterial Aneurysms, Ad Hoc Committee on Reporting Standards, Society for Vascular Surgery and North American Chapter, International Society for Cardiovascular Surgery. *J Vasc Surg*. 1991;13(3):452-458.
8. Bacharach JM, Slovut DP. State of the art: management of iliac artery aneurysmal disease. *Catheter Cardiovasc Interv*. 2008;71(5):708-714.
9. Norman PE, Powell JT. Site Specificity of Aneurysmal Disease. *Circulation*. 2010;121(4):560-568.
10. Lederle FA, Johnson GR, Wilson SE, et al. Prevalence and associations of abdominal aortic aneurysm detected through screening. Aneurysm Detection and Management (ADAM) Veterans Affairs Cooperative Study Group. *Ann Intern Med*. 1997;126(6):441-449.

11. Aggarwal S, Qamar A, Sharma V, Sharma A. Abdominal aortic aneurysm: A comprehensive review. *Exp Clin Cardiol.* 2011;16(1):11-15.
12. Lederle FA, Johnson GR, Wilson SE, Aneurysm Detection and Management Veterans Affairs Cooperative Study. Abdominal aortic aneurysm in women. *J Vasc Surg.* 2001;34(1):122-126.
13. Salo JA, Soisalon-Soininen S, Bondestam S, Mattila PS. Familial occurrence of abdominal aortic aneurysm. *Ann Intern Med.* 1999;130(8):637-642.
14. Wilmink AB, Quick CR. Epidemiology and potential for prevention of abdominal aortic aneurysm. *Br J Surg.* 1998;85(2):155-162.
15. Kent KC, Zwolak RM, Egorova NN, et al. Analysis of risk factors for abdominal aortic aneurysm in a cohort of more than 3 million individuals. *J Vasc Surg.* 2010;52(3):539-548.
16. Wilmink TB, Quick CR, Day NE. The association between cigarette smoking and abdominal aortic aneurysms. *J Vasc Surg.* 1999;30(6):1099-1105.
17. Halloran BG, Baxter BT. Pathogenesis of aneurysms. *Semin Vasc Surg.* 1995;8(2):85-92.
18. Golledge J, Kuivaniemi H. Genetics of abdominal aortic aneurysm. *Curr Opin Cardiol.* 2013;28(3):290-296.
19. Kadoglou NP, Liapis CD. Matrix metalloproteinases: contribution to pathogenesis, diagnosis, surveillance and treatment of abdominal aortic aneurysms. *Curr Med Res Opin.* 2004;20(4):419-432.
20. Tanaka S, Komori K, Okadome K, Sugimachi K, Mori R. Detection of active cytomegalovirus infection in inflammatory aortic aneurysms with RNA polymerase chain reaction. *J Vasc Surg.* 1994;20(2):235-243.
21. Golledge J, Norman PE. Atherosclerosis and abdominal aortic aneurysm: cause,

- response, or common risk factors? *Arterioscler Thromb Vasc Biol.* 2010;30(6):1075-1077.
22. Brown PM, Zelt DT, Sobolev B. The risk of rupture in untreated aneurysms: The impact of size, gender, and expansion rate. *J Vasc Surg.* 2003;37(2):280-284.
23. Brady AR, Thompson SG, Fowkes FGR, Greenhalgh RM, Powell JT, UK Small Aneurysm Trial Participants. Abdominal Aortic Aneurysm Expansion: Risk Factors and Time Intervals for Surveillance. *Circulation.* 2004;110(1):16-21.
24. Investigators TUKET. Endovascular versus Open Repair of Abdominal Aortic Aneurysm. *N Engl J Med.* 2010;362(20):1863-1871.
25. Fillinger MF, Racusin J, Baker RK, et al. Anatomic characteristics of ruptured abdominal aortic aneurysm on conventional CT scans: implications for rupture risk. *J Vasc Surg.* 2004;39(6):1243-1252.
26. 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(3):589-597.
27. Hiratzka LF, Bakris GL, Beckman JA, et al. 2010 ACCF/AHA/AATS/ACR/ASA/SCA/SCAI/SIR/STS/SVM Guidelines for the diagnosis and management of patients with thoracic aortic disease. A Report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines, A. *J Am Coll Cardiol.* 2010;55(14):e27-e129.
28. Moll FL, Powell JT, Fraedrich G, et al. Management of Abdominal Aortic Aneurysms Clinical Practice Guidelines of the European Society for Vascular Surgery. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 2011;41:S1-S58.
29. United Kingdom Small Aneurysm Trial Participants, Powell JT, Brady AR, et al. Long-Term Outcomes of Immediate Repair Compared with Surveillance of Small Abdominal

- Aortic Aneurysms. *N Engl J Med.* 2002;346(19):1445-1452.
30. Choke E, Lee K, McCarthy M, et al. Risk Models for Mortality Following Elective Open and Endovascular Abdominal Aortic Aneurysm Repair: A Single Institution Experience. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 2012;44(6):549-554.
 31. Riambau V, Guerrero F, Montañá X, Gilabert R. Aneurisma de aorta abdominal y enfermedad vascular renal. *Rev Española Cardiol.* 2007;60(6):639-654.
 32. Prinssen M, Verhoeven ELG, Buth J, et al. A Randomized Trial Comparing Conventional and Endovascular Repair of Abdominal Aortic Aneurysms. *N Engl J Med.* 2004;351(16):1607-1618.
 33. United Kingdom EVAR Trial Investigators, Greenhalgh RM, Brown LC, et al. Endovascular versus Open Repair of Abdominal Aortic Aneurysm. *N Engl J Med.* 2010;362(20):1863-1871.
 34. Blankensteijn JD, de Jong SECA, Prinssen M, et al. Two-Year Outcomes after Conventional or Endovascular Repair of Abdominal Aortic Aneurysms. *N Engl J Med.* 2005;352(23):2398-2405.
 35. Paravastu SCV, Jayarajasingam R, Cottam R, Palfreyman SJ, Michaels JA, Thomas SM. Endovascular repair of abdominal aortic aneurysm. *Cochrane Database Syst Rev.* January 2014.
 36. Pitoulias GA, Valdivia AR, Hahtapornsawan S, et al. Conical neck is strongly associated with proximal failure in standard endovascular aneurysm repair. *J Vasc Surg.* 2017;66(6):1686-1695.
 37. Wyss TR, Dick F, Brown LC, Greenhalgh RM. The influence of thrombus, calcification, angulation, and tortuosity of attachment sites on the time to the first graft-related complication after endovascular aneurysm repair. *J Vasc Surg.* 2011;54(4):965-971.
 38. AbuRahma AF, Campbell JE, Mousa AY, et al. Clinical outcomes for hostile versus

- favorable aortic neck anatomy in endovascular aortic aneurysm repair using modular devices. *J Vasc Surg.* 2011;54(1):13-21.
39. Gray D, Shahverdyan R, Reifferscheid V, Gawenda M, Brunkwall JS. EVAR with Flared Iliac Limbs has a High Risk of Late Type 1b Endoleak. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 2017;54(2):170-176.
40. Jongkind V, Yeung KK, Akkersdijk GJM, et al. Juxtarenal aortic aneurysm repair. *J Vasc Surg.* 2010;52(3):760-767.
41. Black SA, Wolfe JHN, Clark M, Hamady M, Cheshire NJW, Jenkins MP. Complex thoracoabdominal aortic aneurysms: endovascular exclusion with visceral revascularization. *J Vasc Surg.* 2006;43(6):1081-1089; discussion 1089.
42. Biasi L, Ali T, Loosemore T, Morgan R, Loftus I, Thompson M. Hybrid repair of complex thoracoabdominal aortic aneurysms using applied endovascular strategies combined with visceral and renal revascularization. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2009;138(6):1331-1338.
43. Malina M. *EVAR And ComplEx AnAtomy: An UpdAtE on FEnEstRAtEd And BRAnchEd StEnt GRAfts.* Vol 97.; 2008.
44. Greenberg RK, Lytle B. Endovascular Repair of Thoracoabdominal Aneurysms. *Circulation.* 2008;117(17):2288-2296.
45. Bakoyiannis CN, Economopoulos KP, Georgopoulos S, et al. Fenestrated and Branched Endografts for the Treatment of Thoracoabdominal Aortic Aneurysms: A Systematic Review. *J Endovasc Ther.* 2010;17(2):201-209.
46. Linsen MAM, Jongkind V, Nio D, Hoksbergen AWJ, Wisselink W. Pararenal aortic aneurysm repair using fenestrated endografts. *J Vasc Surg.* 2012;56:238-246.
47. Cross J, Gurusamy K, Gadhvi V, et al. Fenestrated endovascular aneurysm repair. *Br J Surg.* 2012;99(2):152-159.

48. Greenberg RK, Clair D, Srivastava S, et al. Should patients with challenging anatomy be offered endovascular aneurysm repair? *J Vasc Surg.* 2003;38(5):990-996.
49. Donas KP, Lee JT, Lachat M, Torsello G, Veith FJ, PERICLES investigators. Collected World Experience About the Performance of the Snorkel/Chimney Endovascular Technique in the Treatment of Complex Aortic Pathologies. *Ann Surg.* 2015;262(3):546-553.
50. Donas KP, Lee JT, Lachat M, Torsello G, Veith FJ, PERICLES investigators. Collected World Experience About the Performance of the Snorkel/Chimney Endovascular Technique in the Treatment of Complex Aortic Pathologies. *Ann Surg.* 2015;262(3):546-553.
51. Scali ST, Feezor RJ, Chang CK, et al. Critical analysis of results after chimney endovascular aortic aneurysm repair raises cause for concern. *J Vasc Surg.* 2014;60(4):865-873; discussion 873-5.
52. Wilson A, Zhou S, Bachoo P, Tambyraja AL. Systematic review of chimney and periscope grafts for endovascular aneurysm repair. *Br J Surg.* 2013;100(12):1557-1564.
53. Constantinou J, Jayia P, Ivancev K. Commentary on "The best conditions for parallel stenting during EVAR: an in vitro study". *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 2012;44(5):474.
54. Di X, Ye W, Liu C-W, Jiang J, Han W, Liu B. Fenestrated Endovascular Repair for Pararenal Abdominal Aortic Aneurysms: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Ann Vasc Surg.* 2013;27(8):1190-1200.
55. Hertault A, Haulon S, Lee JT. Debate: Whether branched/fenestrated endovascular aneurysm repair procedures are better than snorkels, chimneys, or periscopes in the treatment of most thoracoabdominal and juxtarenal aneurysms. *J Vasc Surg.* 2015;62(5):1357-1365.e1.
56. Falkensammer J, Hakaim AG, Oldenburg WA, et al. Natural History of the Iliac Arteries

- after Endovascular Abdominal Aortic Aneurysm Repair and Suitability of Ectatic Iliac Arteries as a Distal Sealing Zone. *J Endovasc Ther.* 2007;14(5):619-624.
57. Adiseshiah M, Boardley D, Raphael MJ. Late Iliac Artery Aneurysm Formation: **Implications for the Lower Landing Site After EVAR.** *J Endovasc Ther.* 2008;15(2):246-247.
58. Kouvelos GN, Katsargyris A, Antoniou GA, Oikonomou K, Verhoeven ELG. Outcome after Interruption or Preservation of Internal Iliac Artery Flow During Endovascular Repair of Abdominal Aorto-iliac Aneurysms. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 2016;52(5):621-634.
59. Huang Y, Gloviczki P, Duncan AA, et al. Common iliac artery aneurysm: expansion rate and results of open surgical and endovascular repair. *J Vasc Surg.* 2008;47(6):1203-1210; discussion 1210-1.
60. Chaikof EL, Brewster DC, Dalman RL, et al. SVS practice guidelines for the care of patients with an abdominal aortic aneurysm: Executive summary. *J Vasc Surg.* 2009;50(4):880-896.
61. Lee WA, Nelson PR, Berceli SA, Seeger JM, Huber TS. Outcome after hypogastric artery bypass and embolization during endovascular aneurysm repair. *J Vasc Surg.* 2006;44(6):1162-1168; discussion 1168-9.
62. van Groenendaal L, Zeebregts CJ, Verhoeven ELG, van Sterkenburg SMM, Reijnen MMPJ. External-to-internal iliac artery endografting for the exclusion of iliac artery aneurysms: an alternative technique for preservation of pelvic flow? *Catheter Cardiovasc Interv.* 2009;73(2):156-160.
63. Buckley CJ, Buckley SD. Technical tips for endovascular repair of common iliac artery aneurysms. *Semin Vasc Surg.* 2008;21(1):31-34.
64. Naughton PA, Park MS, Kheirelseid EAH, et al. A comparative study of the bell-bottom

- technique vs hypogastric exclusion for the treatment of aneurysmal extension to the iliac bifurcation. *J Vasc Surg.* 2012;55(4):956-962.
65. Torsello G, Schönfeld E, Osada N, Austermann M, Pennekamp C, Donas KP. Endovascular treatment of common iliac artery aneurysms using the bell-bottom technique: long-term results. *J Endovasc Ther.* 2010;17(4):504-509.
66. McDonnell CO, Semmens JB, Allen YB, Jansen SJ, Brooks DM, Lawrence-Brown MMD. Large iliac arteries: a high-risk group for endovascular aortic aneurysm repair. *J Endovasc Ther.* 2007;14(5):625-629.
67. Naughton PA, Park MS, Kheirelseid EAH, et al. A comparative study of the bell-bottom technique vs hypogastric exclusion for the treatment of aneurysmal extension to the iliac bifurcation. *J Vasc Surg.* 2012;55(4):956-962.
68. Karthikesalingam A, Hinchliffe RJ, Holt PJE, Boyle JR, Loftus IM, Thompson MM. Endovascular aneurysm repair with preservation of the internal iliac artery using the iliac branch graft device. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 2010;39(3):285-294.
69. Schönhofer S, Mansour R, Ghotbi R. Initial results of the management of aortoiliac aneurysms with GORE® Excluder® Iliac Branched Endoprosthesis. *J Cardiovasc Surg (Torino).* 2015;56(6):883-888.
70. Mylonas SN, Rümenapf G, Schelzig H, et al. A multicenter 12-month experience with a new iliac side-branched device for revascularization of hypogastric arteries. *J Vasc Surg.* 2016;64(6):1652-1659.e1.
71. Pearce BJ, Varu VN, Glocker R, Novak Z, Jordan WD, Lee JT. Anatomic suitability of aortoiliac aneurysms for next generation branched systems. *Ann Vasc Surg.* 2015;29(1):69-75.
72. Lobato AC. Sandwich Technique for Aortoiliac Aneurysms Extending to the Internal Iliac Artery or Isolated Common/Internal Iliac Artery Aneurysms: A New Endovascular

- Approach to Preserve Pelvic Circulation. *J Endovasc Ther.* 2011;18(1):106-111.
73. Lobato AC, Camacho-Lobato L. The sandwich technique to treat complex aortoiliac or isolated iliac aneurysms: results of midterm follow-up. *J Vasc Surg.* 2013;57(2 Suppl):26S-34S.
74. DeRubertis BG, Quinones-Baldrich WJ, Greenberg JI, Jimenez JC, Lee JT. Results of a double-barrel technique with commercially available devices for hypogastric preservation during aortoiliac endovascular abdominal aortic aneurysm repair. *J Vasc Surg.* 2012;56(5):1252-1259.
75. Lachat M, Frauenfelder T, Mayer D, et al. Complete Endovascular Renal and Visceral Artery Revascularization and Exclusion of a Ruptured Type IV Thoracoabdominal Aortic Aneurysm. *J Endovasc Ther.* 2010;17(2):216-220.
76. Donas KP, Torsello GB, Piccoli G, et al. The PROTAGORAS study to evaluate the performance of the Endurant stent graft for patients with pararenal pathologic processes treated by the chimney/snorkel endovascular technique. *J Vasc Surg.* 2016;63(1):1-7.
77. Donas KP, Pecoraro F, Torsello G, et al. Use of covered chimney stents for pararenal aortic pathologies is safe and feasible with excellent patency and low incidence of endoleaks. *J Vasc Surg.* 2012;55(3):659-665.
78. Scali ST, Feezor RJ, Chang CK, et al. Critical analysis of results after chimney endovascular aortic aneurysm repair raises cause for concern. *J Vasc Surg.* 2014;60(4):865-873; discussion 873-5.
79. Lee JT, Lee GK, Chandra V, Dalman RL. Comparison of fenestrated endografts and the snorkel/chimney technique. *J Vasc Surg.* 2014;60(4):849-857.
80. Mestres G, Uribe JP, García-Madrid C, et al. The Best Conditions for Parallel Stenting During EVAR: An In Vitro Study. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 2012;44(5):468-473.

81. Lim CS, Naji Y, Hussain ST, et al. Modified Sandwich-graft Technique Employing Aorfix and Viabahn Stent-grafts to Preserve Hypogastric Flow in Cases of Complex Aortoiliac and Isolated Common Iliac Artery Aneurysms Including the Internal Iliac Artery Ostium. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 2016;51(3):364-370.
82. Kim D, Chung JK, Park HS, Jung IM, Lee T. Early Experiences of Sandwich Technique to Preserve Pelvic Circulation during Endovascular Aneurysm Repair. *Vasc Spec Int.* 2017;33(2):72-80.
83. DeRubertis BG, Quinones-Baldrich WJ, Greenberg JI, Jimenez JC, Lee JT. Results of a double-barrel technique with commercially available devices for hypogastric preservation during aortoiliac endovascular abdominal aortic aneurysm repair. *J Vasc Surg.* 2012;56(5):1252-1259.
84. Ricci C, Ceccherini C, Cini M, et al. Single-Center Experience and 1-Year Follow-up Results of “Sandwich Technique” in the Management of Common Iliac Artery Aneurysms During EVAR. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2012;35(5):1195-1200.
85. Mosquera Arochena N, Rodríguez Feijoo G, Carballo Fernandez C, et al. Use of modified Sandwich-graft technique to preserve hypogastric artery in EVAR treatment of complex aortic aneurysm anatomy. *J Cardiovasc Surg (Torino).* 2011;52(5):643-649.
86. Kim D, Chung JK, Park HS, Jung IM, Lee T. Early Experiences of Sandwich Technique to Preserve Pelvic Circulation during Endovascular Aneurysm Repair. *Vasc Spec Int.* 2017;33(2):72-80.
87. Scali ST, Beck AW, Torsello G, et al. Identification of optimal device combinations for the chimney endovascular aneurysm repair technique within the PERICLES registry. *J Vasc Surg.* 2018;68(1):24-35.
88. Coscas R, Kobeiter H, Desgranges P, Becquemin J-P. Technical aspects, current indications, and results of chimney grafts for juxtarenal aortic aneurysms. *J Vasc Surg.*

- 2011;53(6):1520-1527.
89. Hiramoto JS, Chang CK, Reilly LM, Schneider DB, Rapp JH, Chuter TAM. Outcome of renal stenting for renal artery coverage during endovascular aortic aneurysm repair. *J Vasc Surg.* 2009;49(5):1100-1106.
90. Pang H, Chen Y, He X, Zeng Q, Ye P. Selection of Stents by Calculation of Arterial Cross-sectional Area in Modified Sandwich Technique for Complex Aortoiliac Arterial Lesions. *Ann Vasc Surg.* 2019;58:108-114.
91. Massmann A, Mosquera Arochena NJ, Shayesteh-Kheslat R, Buecker A. Endovascular anatomic reconstruction of the iliac bifurcation with covered stentgrafts in sandwich-technique for the treatment of complex aorto-iliac aneurysms. *Int J Cardiol.* 2016;222:332-339.
92. Matteo J, Cunningham J. Size matters! A reliable endovascular method to avoid infolding and endoleaks when reconstructing aortic bifurcations using stent grafts. *Vascular.* 2012;20(3):124-128.
93. Donas KP, Usai M V, Taneva GT, et al. Impact of aortic stent-graft oversizing on outcomes of the chimney endovascular technique based on a new analysis of the PERICLES Registry. *Vascular.* 2019;27(2):175-180.
94. Wu Z, Chen Z, Diao Y, et al. Endovascular Repair of Complex Aortoiliac Aneurysm with the Sandwich Technique in Sixteen Patients. *Ann Vasc Surg.* 2019;54:233-239.
95. Shutze RA, Oglesby W, Lee A, Shutze WP. Results of Repair of Iliac Artery Aneurysms with the Sandwich Technique. *Baylor Univ Med Cent Proc.* 2017;30(1):7-10.
96. Smith MT, Gupta R, Jazaeri O, Rochon PJ, Ray CE, Jr. Preservation of Internal Iliac Arterial Flow during Endovascular Aortic Aneurysm Repair Using the "Sandwich" Technique. *Semin Intervent Radiol.* 2013;30(1):82-86.