

BEATRIZ LOSCERTALES MARTÍN DE AGAR

**CIRUGÍA RECONSTRUCTIVA DE LA
AORTA INFRARRENAL MEDIANTE
ABORDAJE LAPAROSCÓPICO**

Estudio experimental

Directores

Jesús Usón Gargallo
Francisco M. Sánchez Margallo
Jesús Loscertales Abril

AÑO 2004

I. Introducción

La cirugía laparoscópica ha simplificado de modo substancial el curso post-operatorio de pacientes que sufren alteraciones hepato biliares, gastrointestinales, urológicas y ginecológicas. Algunas de las ventajas más importantes de este abordaje mínimamente invasivo son la reducción del dolor post-operatorio, disminución de las complicaciones cardiopulmonares, así como una estancia hospitalaria más corta y mejores resultados cosméticos. La menor agresividad del abordaje laparoscópico permite, además, la intervención con menor riesgo en pacientes de edad avanzada.

Las ventajas de la cirugía laparoscópica, observadas en otras especialidades, han sido trasladadas al campo de la cirugía vascular en la última década. En el año 2001 nuestro grupo comenzó la línea de investigación que ha desembocado en el trabajo actual. Así, las primeras experiencias nos sirvieron para evaluar la efectividad del abordaje laparoscópico en la sustitución de la aorta infrarrenal. Al igual que trabajos publicados anteriormente, los resultados obtenidos con este estudio reflejaron claramente la dificultad que supone la realización de las anastomosis mediante técnicas de sutura intracorpórea. Dicha dificultad redundaba sobre los tiempos de clampado que, consecuentemente, se alargan muy por encima de los límites sugeridos como seguros para los pacientes.

En la búsqueda de una solución que evitase los prolongados tiempos de isquemia distal, nuestro grupo diseñó una prótesis que incluye sistemas de fijación a la pared arterial,

eliminando de este modo el empleo de sutura. Consecuentemente, esta nueva prótesis permitiría reducir de modo drástico los tiempos de clampado requeridos para realizar las sustituciones aórticas con procedimientos totalmente laparoscópicos.

Así, el desarrollo de este estudio experimental se planteó con el fin de evaluar los siguientes objetivos:

- 1) Evaluar el uso y condiciones de manejo de la prótesis diseñada, para su implantación mediante cirugía laparoscópica.
- 2) Reducir la duración del clampado aórtico a 15 minutos, tiempo descrito como el límite aceptado de mínimo riesgo para el paciente, en todo el trayecto de la aorta.

De acuerdo con lo anteriormente expuesto, creemos que se hace necesario el desarrollo de nuevas tecnologías que faciliten la aplicación de los procedimientos totalmente laparoscópicos en la práctica clínica; limitaciones entre las que destacan los largos tiempos de oclusión aórtica que se producen durante la ejecución de la anastomosis. Por otro lado, el desarrollo de sistemas, como la prótesis objeto de este estudio, pueden facilitar el curso de este tipo de intervenciones quirúrgicas.

Por tanto, con este estudio pretendemos simplificar la ejecución de la cirugía aórtica mediante abordaje laparoscópico, facilitando de este modo su implantación rutinaria en la práctica clínica humana.

II. Revisión Bibliográfica

MODELO ANIMAL PORCINO. RECUERDO ANATÓMICO Y FISIOLÓGICO

Para la realización de este estudio, coincidiendo con otros trabajos experimentales, se ha elegido la especie porcina ya que ésta es, en muchos aspectos, el modelo experimental de elección para el desarrollo de estudios en el sistema vascular, especialmente en arterias coronarias y aorta. La anatomía y fisiología cardiovasculares de la especie porcina se asemejan notablemente a las del ser humano¹. Existen muchas similitudes

incluyendo tamaño y distribución de las arterias, localización y grosor de la capa íntima en estado normal, presión sanguínea, frecuencia cardíaca y patrón de lipoproteínas en plasma^{2,3}. La morfología arterial del cerdo es la más similar a la del ser humano, si bien la especie porcina presenta ciertas diferencias con el hombre respecto a los sistemas de coagulación y fibrinolíticos¹.

En la especie porcina, la aorta infrarrenal se encuentra a la izquierda de la vena cava caudal en una buena parte de su



Fig. 1. Imagen de disección de un animal de la especie porcina. Se observa la aorta en todo su trayecto hasta la trifurcación de la misma en las arterias iliacas. (Imagen cedida por la Cátedra de Anatomía y Embriología. Facultad de Veterinaria. Universidad de Murcia).

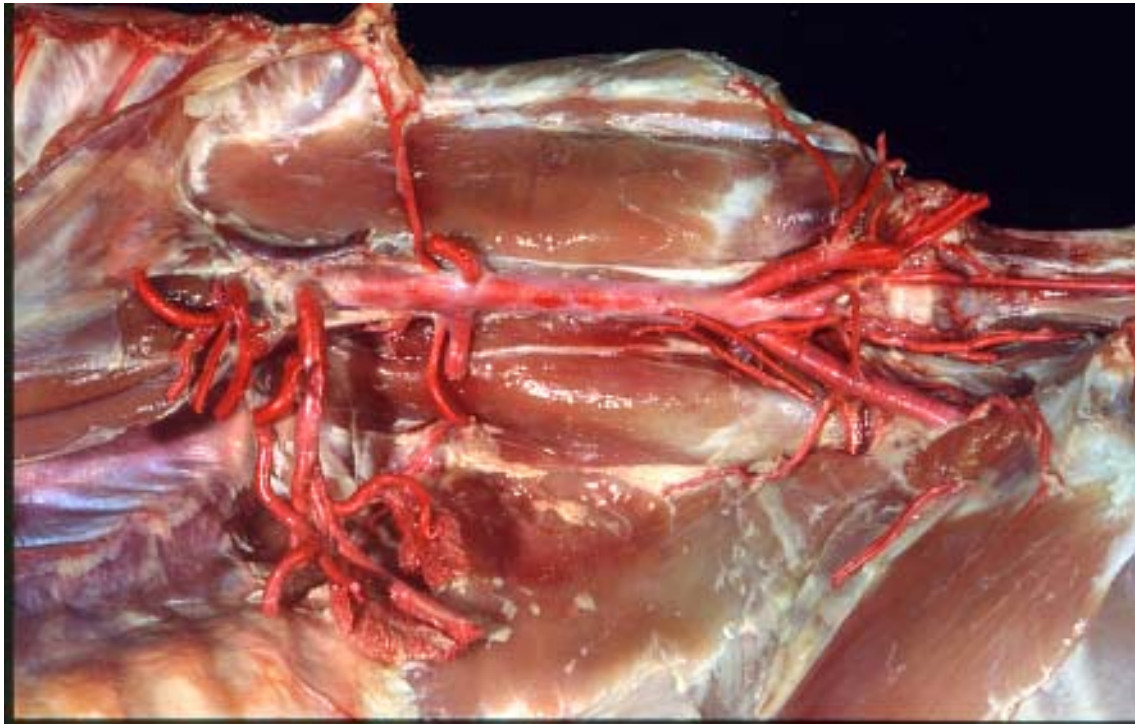


Fig. 2. Detalle de la disección de la aorta infrarrenal en la especie porcina. (Imagen cedida por la Cátedra de Anatomía y Embriología. Facultad de Veterinaria. Universidad de Murcia).

trayecto. Este segmento de la aorta abdominal libera ramas colaterales que se dirigen fundamentalmente a las paredes y las vísceras de la cavidad abdominal (Fig.1 y 2). Las ramas viscerales que libera la aorta infrarrenal son las arterias renales, la arteria mesentérica caudal y las arterias testiculares u ováricas. Las ramas parietales son las arterias lumbares^{4,5,6}.

Las arterias lumbares son vasos segmentarios, que se encuentran en número de 3 ó 4 en el segmento infrarrenal de la aorta, ya que el número puede variar según el animal. Normalmente se encuentra un primer par que se origina a nivel de las arterias renales, dos pares en el recorrido de la aorta infrarrenal y un último par que generalmente procede de la arteria sacra media. El primer par puede nacer en dos ramas independientes de la cara dorsal de la aorta, mientras los dos o tres últimos con frecuencia se originan mediante un tronco común^{4,5,6}.

Las arterias renales se originan en la cara lateral de la aorta, caudalmente a la arteria abdominal craneal, a nivel de la 3^a-4^a vértebra lumbar. En la mayoría de los animales la arteria renal derecha se origina más cranealmente que la izquierda, en la parte caudal de L3 o en la craneal de L4, mientras que la arteria renal izquierda suele tener su origen en la mitad caudal de L4. Sin embargo, no es infrecuente encontrar animales en los que ambas arterias se originan al mismo nivel, e incluso en los que la izquierda nace más cranealmente que la derecha^{4,5,6}.

La arteria mesentérica caudal se origina en la cara ventral de la aorta cerca de su trifurcación, a nivel de la zona más craneal de la última vértebra lumbar^{4,5,6}.

Las arterias testiculares en los machos, u ováricas en las hembras, nacen de la pared lateral de la aorta, a la altura de L5, en el mismo plano que el quinto par de arterias lumbares. La arteria que se origina por la derecha cruza

la cara ventral de la vena cava caudal. Se dirigen caudo-ventralmente hasta alcanzar los ovarios, en las hembras, o hasta el anillo inguinal profundo en el caso de las arterias testiculares del macho^{4,5,6}.

El comportamiento fisiológico de los sistemas de coagulación y fibrinolítico porcino difieren sensiblemente del propio del ser humano. Así, mientras que el sistema de coagulación porcino es más activo, los mecanismos de la fibrinólisis presentan una actividad levemente más baja^{1,7}. A pesar de ello la especie porcina es un modelo adecuado para el estudio de las lesiones vasculares, dada su similitud con el ser humano, en lo que se refiere a la fisiología y morfología de dichas lesiones¹.

PATOLOGÍA VASCULAR

Antecedentes

Dentro de las vasculopatías periféricas destacan el aneurisma de aorta abdominal (AAA) y la enfermedad arterial periférica (EAP), cuya incidencia y prevalencia han aumentando en los últimos años. *Rene Leriche* fue el primero en publicar observaciones sobre la obliteración de la aorta distal en 1923⁸, y en 1940 publicó una descripción completa del síndrome que lleva su nombre⁸. La etiología más frecuente de la EAP es la arteriosclerosis, que provoca alteraciones del riego sanguíneo de las extremidades inferiores, constituyendo la forma más común de afección del sistema vascular periférico⁹. La EAP constituye un auténtico problema de salud pública, y tiene una importante repercusión económica¹⁰. Diversos estudios epidemiológicos demuestran que hasta un 5% de personas de 60 años o mayores presentan síntomas de claudicación intermitente^{11,12}, cifra que aumenta considerablemente (tres veces más) cuando se realizan pruebas sensibles no invasivas para el diagnóstico de insuficiencia arterial en individuos asintomáticos y sintomáticos¹³. *Mavioglu y col*¹⁴ encontraron un 8.8% de pacientes con oclusión completa de la

aorta, en una serie de 810 pacientes intervenidos por problemas crónicos de oclusión aortoiliaca. La Health Econ⁹ ha calculado que esta enfermedad ocasiona en tres países europeos más de 20.000 amputaciones anuales, el 2% de todos los fallecimientos y el 3% de las invalideces por enfermedad. El coste directo ocasionado por la EAP representa el 2.3% del gasto global sanitario en Francia, del 1.5% en Alemania y del 0.7% en Inglaterra¹⁵. Un estudio realizado en Asturias considera que la EAP consume el 2% del gasto sanitario en esta región⁹.

La primera descripción de aneurismas arteriales periféricos se encuentra en el *Papiro de Ebers*, que data del año 2000 a.C., aunque no es hasta el siglo XVI cuando *Vesalio* realiza las primeras descripciones de los AAA⁸. En la actualidad el aneurisma de aorta abdominal es un trastorno vascular frecuente en pacientes mayores de 65 años de edad, y cuya incidencia y prevalencia está aumentando en los países desarrollados, habiéndose triplicado en los últimos treinta años¹⁶⁻¹⁹. Algunos autores hablan de una prevalencia, entre la población masculina de edad superior a los 65 años, de hasta el 6-8%, si bien su frecuencia de aparición aumenta notablemente en determinados grupos de riesgo: hipertensión, isquemia coronaria, cerebral o periférica, aneurismas en otras localizaciones, familiares en primer grado de pacientes diagnosticados de AAA, etc²⁰. Actualmente se estima una prevalencia global en España de 250.000 casos, con una mortalidad por ruptura aneurismática de 7.000 – 8.000 habitantes/año²¹.

Tratamiento Convencional y Endoluminal

La experiencia terapéutica de estas afecciones mediante cirugía convencional es muy amplia y sus resultados están claramente establecidos por múltiples estudios. Las primeras experiencias quirúrgicas para el tratamiento de los aneurismas datan del siglo II a.C., pero no fue

hasta 1888 cuando *Rudolph Matas* describió la aneurismorrafia, técnica que posteriormente fue perfeccionada en 1966 por *Oscar Creech*, y que en la actualidad sigue siendo la técnica de elección en el tratamiento quirúrgico de los AAA⁸. Sin embargo, a pesar de que el abordaje convencional para la cirugía de la aorta abdominal constituye una técnica probada y de confianza, la exposición de la aorta abdominal requiere amplias incisiones. Este tipo de incisiones y el dolor asociado a las mismas contribuyen a la aparición de complicaciones cardiopulmonares durante el post-operatorio, llegando a suponer un deterioro de la capacidad vital respiratoria del 50%, lo que conlleva el desarrollo de atelectasias y, ocasionalmente, de neumonía²². Además, la manipulación, evisceración, tracción de mesos y la exposición al medio ambiente del paquete intestinal favorecen la pérdida de líquidos y de temperatura, un aumento del tiempo de íleo postoperatorio y consecuentemente se prolonga la estancia en la UCI y en el hospital²³⁻²⁶.

Tanto las incisiones transperitoneales transversas como el acceso retroperitoneal han sido propuestos como alternativas a la incisión xifopúbica tradicional, para disminuir el dolor y las complicaciones post-operatorias. Sin embargo, ninguno de estos abordajes ha demostrado ventajas significativas sobre el abordaje transperitoneal en la línea media abdominal²⁷⁻²⁹. Según un artículo publicado recientemente por *Raffeto y col*³⁰ el desarrollo de hernias, asociadas a las grandes incisiones que requiere el abordaje convencional, alcanza las cifras de un 28.2% para los AAA y de 11% para la EAP.

El Ministerio de Sanidad y Consumo publicó en 1996⁹ un estudio donde se detallaba que la mortalidad global tras la cirugía convencional es del 1.4-3.4% y la morbilidad del 18-27%, en el caso de la EAP. Los resultados del tratamiento quirúrgico de los AAA dependen de si el aneurisma está roto o no, de la edad del paciente y de la presencia de enfermedades asociadas³¹. Así, estudios recientes detallan tasas de mortalidad que

varían entre el 0% y el 12%^{32,33} y una morbilidad del 11%³⁴ para la cirugía electiva de los AAA. En el caso de ruptura aneurismática, la mortalidad operatoria asciende a tasas que varían entre un 29 y 69%^{35,36}. *Moore y col*³⁷ publicaron una morbi-mortalidad conjuntas del 44.1% para la cirugía electiva de los AAA. La morbi-mortalidad asociada a los procedimientos secundarios, derivados de las complicaciones o fallos de la intervención inicial, alcanzan tasas del 17% y el 14%, respectivamente³⁴.

En la actualidad ambos tipos de vasculopatías periféricas pueden ser resueltas mediante técnicas endoluminales, tales como la angioplastia transluminal percutánea y la colocación de prótesis endovasculares. El desarrollo de los stents cubiertos o de prótesis parcialmente soportadas por stents abrió un nuevo campo de posibilidades para el uso de terapias mínimamente invasivas para diferentes patologías, tales como EAP, daños vasculares por traumatismos, daños vasculares de origen no traumático, aneurismas, etc³⁸. Esto permite el tratamiento de muchos pacientes que, de otra forma, no sería posible intervenir, debido a la alta morbi-mortalidad asociada a la cirugía convencional de la aorta abdominal.

Sin embargo, algunos estudios han publicado series donde, si bien se observaba una reducción de la morbilidad post-quirúrgica y una menor estancia hospitalaria^{39,40}, se determinó que la tasa de mortalidad en pacientes tratados mediante técnicas endoluminales era similar a la obtenida mediante abordaje quirúrgico convencional³⁹⁻⁴². Otros autores han publicado en los últimos años resultados a medio plazo, alcanzándose en estos trabajos conclusiones muy diferentes, tanto estimulando el uso de las técnicas endoluminales debido a sus buenos resultados⁴³⁻⁴⁶ como demostrando numerosos fallos tardíos de los procedimientos o sistemas utilizados⁴⁷⁻⁵⁰. En una serie de pacientes con un periodo de seguimiento de 7 años, se encontró un 21.7% de muertes relacionadas con los aneurismas

excluidos mediante técnicas endoluminales, y la tasa de fugas aparecidas entre los 3 y 69 meses tras el procedimiento alcanzó el 34.8%, mientras las migraciones de las prótesis llegaron al 56.5%, produciéndose entre los 7 y 58 meses⁵¹. *Schlensak y col*⁵² han publicado los resultados obtenidos en una serie de 150 pacientes en los que describieron un 13.3% de complicaciones asociadas al tratamiento endoluminal de los AAA⁵². Las principales causas de las complicaciones fueron la migración e infección de las prótesis, aunque también se encontraron fugas, trombosis y ruptura de los AAA excluidos⁵². Las rupturas de AAA tras el tratamiento endoluminal alcanzan tasas de hasta un 1% anual^{33,53,54}, que aumentan a un 8% en el cuarto año tras el tratamiento⁵⁴. Según los datos publicados por diversos autores, la tasa de intervenciones secundarias tras el tratamiento endoluminal oscila entre el 10% y el 27%^{33,34,52,55}, de las cuales un 2-13% requerirá conversión a cirugía convencional^{33,55}, que a su vez conlleva un importante aumento de la morbi-mortalidad del procedimiento. En una revisión de publicaciones previas se encontró una frecuencia de conversión primaria a cirugía convencional tras el tratamiento endoluminal del 0.8-11.5%; las conversiones secundarias oscilaron entre el 0.6% y el 4.5%. La mortalidad asociada a las intervenciones secundarias varió entre el 0-40%⁵⁶.

La comparación de los resultados entre la cirugía convencional y las técnicas endoluminales no es fácil, debido a la diferencia de criterio en la selección de pacientes y a que en la actualidad los estudios de técnicas endoluminales no presentan tiempos de seguimientos tan largos como en las series de pacientes tratados por cirugía convencional. Algunos autores⁵⁷ han estudiado de modo prospectivo la respuesta aguda del tratamiento endoluminal frente a la cirugía convencional. El estudio de la respuesta inflamatoria (niveles de endotoxinas, IL-6 y proteína reactiva C),

dolor post-operatorio y necesidad de analgesia post-operatoria demostró diferencias estadísticamente significativas a favor del tratamiento endoluminal. En este estudio se observó una mayor frecuencia de complicaciones inmediatas en el grupo de pacientes tratados mediante abordaje convencional, si bien no se alcanzaron diferencias significativas entre los dos grupos⁵⁷. Otros estudios sobre los resultados peri-operatorios (hasta 30 días tras el procedimiento) demuestran una clara diferencia significativa a favor del tratamiento endoluminal^{58,59}. Así, las tasas de mortalidad son de 1.1-3.8% para la cirugía abierta frente a un 0-1.3% para el tratamiento endoluminal; la morbilidad varía entre 16-44.1% de los casos tratados mediante abordaje convencional y el 3-18% para el endoluminal. Sin embargo, la mayoría de estos estudios incluyen series de pacientes evaluados de modo retrospectivo, y los grupos de pacientes no son por tanto completamente equiparables. Estudios prospectivos, comparando ambos tipos de abordaje en el tratamiento de los AAA, confirman una reducción significativa de la morbi-mortalidad en el grupo endoluminal (morbilidad 10-28.8%; mortalidad 0.6-1.7%) con respecto al abordaje convencional (morbilidad 11-44.1%; mortalidad 2.7-3.7%)^{34,37}. La necesidad de intervenciones secundarias también se reduce de modo significativo tras el tratamiento endoluminal⁵⁹.

A pesar de los elevados porcentajes de éxito inicial del tratamiento de la EAP y el de los AAA mediante técnicas endoluminales, no existe información sobre los resultados a largo plazo comparables con los datos existentes sobre la cirugía convencional. Por tanto, hay que considerar que el uso de las técnicas endoluminales aún está en desarrollo, y necesita la resolución de problemas relacionados con el tipo de abordaje y otras limitaciones técnicas que incluyen problemas de acceso y liberación de los dispositivos, migración de sistemas, endofugas, ruptura de los injertos por fatiga de los

materiales y reperusión a través de flujo retrógrado de los sacos aneurismáticos excluidos^{60,62}. Así, *Elkouri y col*⁵⁹ publican una mayor tasa de complicaciones relacionadas con los implantes en el grupo de pacientes tratados con técnicas endoluminales frente a los sometidos a cirugía convencional. El tratamiento endoluminal se presenta como la opción más aconsejable en pacientes de edad avanzada^{33,37}, que además suelen asociarse a un alto riesgo anestésico. En el caso de pacientes jóvenes, con mayores expectativas de tiempo de vida, se considera que el tratamiento quirúrgico convencional sigue siendo la técnica de elección para el manejo reparador de los problemas aórticos^{37,61,63-66}.

Abordaje Laparoscópico en Cirugía Aórtica

La cirugía laparoscópica ha supuesto importantes mejoras en la recuperación de los pacientes intervenidos por afecciones digestivas, urológicas y ginecológicas. Algunas de las ventajas más importantes asociadas a este tipo de abordaje quirúrgico son la atenuación del dolor postoperatorio, que se refleja en una disminución de las necesidades de analgesia postoperatoria, y descenso de las complicaciones cardiopulmonares, secundarias a este tipo de cirugía. Todo ello conlleva una reducción de la estancia de los pacientes en la UCI, que se refleja en una permanencia hospitalaria más breve, pudiendo los pacientes reintegrarse a su actividad normal más rápidamente⁶⁷⁻⁶⁹. Dos estudios publicados recientemente han demostrado que estas ventajas son aplicables incluso en casos de pacientes octogenarios y nonagenarios, o en pacientes que sufren obesidad mórbida^{70,71}. También se ha demostrado que las alteraciones de la mecánica respiratoria son menores después de la cirugía laparoscópica con respecto a la laparotomía^{72,73}, lo cual se refleja en una menor incidencia de complicaciones respiratorias postoperatorias.

Basándose en que las ventajas de la laparoscopia observadas en otras especialidades podrían ser aplicables a la cirugía vascular, el grupo liderado por *Dion*⁷⁴ realizó en 1993 el primer by-pass aortofemoral con un abordaje laparoscópico. En este primer caso se combinó la cirugía laparoscópica con la realización de una laparotomía durante la fase de la anastomosis aórtica. Desde entonces se han publicado numerosos estudios experimentales⁷⁵⁻⁹² sobre cirugía aórtica utilizando el abordaje laparoscópico. En la tabla I se recogen los detalles más importantes de los trabajos experimentales publicados hasta el momento. Como se refleja en esta tabla, la reconstrucción aórtica mediante abordaje laparoscópico está aún en sus inicios, por lo que es importante destacar que no existe un consenso sobre el tipo de abordaje a emplear (transperitoneal, retroperitoneal o mixto) o la técnica laparoscópica más adecuada. Así la información disponible en la actualidad distingue procedimientos realizados de modo totalmente laparoscópico^{75,76,78,79,81,83,86-88,91,92} y los que se desarrollan de modo asistido por laparoscopia^{80,85,91}, que requieren practicar una laparotomía de 4-8 cm. Otra distinción que se recoge en la bibliografía consultada es referente a la creación del espacio de trabajo. Algunos autores insuflan la cavidad creando un neumoperitoneo, mientras que otros prefieren el uso de sistemas suspensores de la pared abdominal para obtener dicho espacio de trabajo, lo cual permite además el uso de instrumental convencional durante la intervención.

Dentro de estos estudios experimentales, algunos autores han presentado trabajos en los que se utilizan prótesis modificadas que permiten su fijación sin suturas^{75,79}, otros realizan la sutura con clips de titanio^{89,90} o combinando sutura con hilo y clips de titanio⁷⁵. De los trabajos de *Zegdi y col*^{89,90} hay que destacar que la sustitución aórtica se realizó en el tórax, mediante abordaje toracoscópico

ESTUDIOS EXPERIMENTALES

Autor Año	Técnica	Abordaje	Sp. animal	Tpo total (min)	Tpo clamp (min)	Tpo anastom (min)	Prótesis/ bypass	Observ/ complic
Dion 1995	Asistida	Retroperitoneal Sin gas Dec. lateral drch	Porcina (4)	195	25-40	80-60	Aorto-bifemoral	Aprendizaje disección (12) Anastomosis (4) PH:250 ml
Ahn 1995	Total	Transperitoneal (7) Dec. dorsal Retroperitoneal (3) Dec. lateral drch Neumoperitoneo	Porcina (10)	147	ND	ND	Aorto-bifemoral	L-T: Clips + hilo (5). T-T: sin sutura (5) PH:20 ml
Jones 1996	Asistida	[a]Transperitoneal Dec. dorsal (5) [b]Retroperitoneal Dec. lateral drch (5) Sin gas	Porcina (10)	[a]161 [b]192	[a]27 [b]28	[a]ND [b]ND	Aorto-femoral	Perforación vesical; lesión intestino delgado
Dion 1996	Asistida	Retroperitoneal Sin gas Dec. dorsal	Porcina (8)	270	ND	ND	Aorto-bifemoral	ND
Chen 1996	Total	Transperitoneal (21) Dec. dorsal Retroperitoneal (2) Dec. lateral drch Neumoperitoneo	Porcina (23)	360-120. incluye curva de aprendizaje	60-15	ND	Tubular Sin sutura	Lesión de uréter, vena renal, vena cava, vejiga, aorta, arterias lumbares
Said 1996	Asistida	Transperitoneal Neumoperitoneo Dec. dorsal	Porcina (9)	ND	ND	30-90 (aorta) incluye curva de aprendizaje	Aorto-bifemoral	Estudio crónico (5 cerdos) 2-7 semanas Satisfactorio
Bruns 1997	Asistida	Transperitoneal Sin gas Dec. dorsal	Porcina (10)	240-210 incluye curva de aprendizaje	60	ND	Aorto-bifemoral	Éxito 9/10 Extracorpóreo

Tabla 1. Relación de los trabajos experimentales de sustitución aórtica laparoscópica. Sp: especie; clamp: clampado; Observ: observaciones; Complic: complicaciones; Tpo: tiempo; ND: datos no disponibles; Dec.: decúbito; drch: derecho, izqd: izquierdo; PH: pérdida hemática; T-T: término-terminal; L-T: látero-terminal; Extracorpóreo: anudado extracorpóreo. Los números entre paréntesis indican el número de animales empleado.

ESTUDIOS EXPERIMENTALES

Autor Año	Técnica	Abordaje	Sp. animal	Tpo total (min)	Tpo clamp (min)	Tpo anastom (min)	Prótesis/ bypass	Observ/ complic
Bruns 1998	Asistida	[a]Transperitoneal Dec. dorsal (9) [b]Retroperitoneal Dec. lateral drch (9) Sin gas Retractor intestinal	Porcina (18)	[a]240 [b]270	ND	ND	Aorto- bifemoral	Lesión en v. cava, sangrado anastomosis femoral Extracorpóreo
Alimi 1998	Total	Retroperitoneal Neumoperitoneo Dec. lateral drch	Porcina (10)	397	ND	152	Tubular	Trombo en anastomosis (1) PH:100-450ml
Dion 1999	Total	Mixto Neumoperitoneo Dec. lateral drch	Porcina (12)	210	55	ND	Aorto- bifemoral	Trauma esplénico, estenosis en anastomosis, sangrado lumbar PH: 150ml
Zegdi 1999	Total	Toroscópico Aorta descendente Dec. lateral drch	Ovina (7)	98	15-20	10-15	Tubular	Clips de titanio (sutura)
Dion 1999	Total	Mixto Neumoperitoneo Dec. lateral drch	Porcina (6)	282.5	123	33	Aorto- bifemoral	PH: 180 ml Reimplan- tación a. mesentérica inferior
Byrne 2000	Asistida (8) Total (8)	[a]Transperitoneal [b]Neumoperitoneo	Canina (16)	[a]156 [b]193	[a]51 [b]87	ND	Aorto- bifemoral	ND
Zegdi 2001	Toraco- tomía	Aorta descendente Dec. lateral drch	Ovina (8)	ND	18	ND	Tubular	Clips de titanio (sutura)
Dion 2003	Total	Mixto Neumoperitoneo Dec. lateral drch	Porcina (5)	198	46.3	28.9	Tubular	Aorta yuxtarenal Sólo anastomosis proximal PH: 250 ml

Tabla 1. (continuación) Relación de los trabajos experimentales de sustitución aórtica laparoscópica. Sp: especie; clamp: clampado; Observ: observaciones; Complic: complicaciones; Tpo: tiempo; ND: datos no disponibles; Dec.: decúbito; drch: derecho, izqd: izquierdo; PH: pérdida hemática; T-T: término-terminal; L-T: látero-terminal; Extracorpóreo: anudado extracorpóreo. Los números entre paréntesis indican el número de animales empleado.

asistido por una toracotomía (4-5cm)⁸⁹ y directamente mediante toracotomía convencional⁹⁰.

Sólo dos de los estudios experimentales presentan el uso de prótesis tubular para realizar una sustitución aórtica con sendas anastomosis término-terminales^{84,88}. De estos dos trabajos, el presentado por nuestro grupo⁸⁴ representa un estudio descriptivo de la técnica utilizada, por lo que no se presentó ninguna serie de animales intervenidos ni tiempos de clampado o anastomosis. *Alimi*⁸⁸ realizó la sustitución aórtica en 10 animales, con un tiempo medio de 82 minutos y 70 minutos para la realización de las anastomosis proximal y distal, respectivamente, si bien no aporta detalles sobre los tiempos totales de clampado, aunque destaca que la duración media total de la intervención fue de 397 minutos. En el resto de los estudios experimentales únicamente se realizó la anastomosis proximal mediante abordaje laparoscópico. Los tiempos medios de clampado varían entre 27 y 51 minutos, utilizando la técnica asistida por laparoscopia^{80,85,91}, y entre 25 y 123 minutos cuando la técnica es totalmente laparoscópica^{76,78,81,83,86,87,91,92}. Respecto a los tiempos de anastomosis varían entre 30-90 minutos para la técnica asistida por laparoscopia^{80,85,91}, y 28.9-80 minutos cuando la técnica se realiza de modo totalmente laparoscópico^{76,78,81,83,86,87,92}. Dentro de los trabajos totalmente laparoscópicos hay que destacar que en los liderados por *Bruns*^{86,87} las anastomosis se realizaron mediante sutura extracorpórea.

En estas series se describe que algunas de las complicaciones acontecidas durante las intervenciones son: lesión vesical^{79,85}, lesión en intestino delgado⁸⁵, lesión de la vena cava^{79,87} y trauma esplénico⁸¹. La pérdida hemática publicada por los autores consultados oscila entre 20 y 450 ml^{75,76,81,83,88,92}.

A pesar de que la técnica ya se está aplicando en el ser humano (Tabla II), sólo

escasos equipos quirúrgicos la realizan de modo totalmente laparoscópico en todo el mundo^{24,26,93-101}. Muchos autores prefieren el acceso asistido por laparoscopia^{23,26,74,96,102-109} frente al acceso totalmente laparoscópico, intentando evitar los largos tiempos de clampado aórtico que se producen durante la realización de las anastomosis. Los tiempos de clampado aórtico, publicados por estos autores, varían entre 38.3-137 minutos para el abordaje asistido por laparoscopia^{26,96,102,105-109}, y 65-198 minutos cuando el abordaje es totalmente laparoscópico^{24,26,94,96,97,99-101}.

En los trabajos revisados podemos destacar un empleo superior del abordaje transperitoneal^{23,74,94,99,100,102-104,106-108}, aunque también hay autores que realizan el acceso a la aorta y arterias iliacas mediante abordaje retroperitoneal, utilizando técnica sin gas^{93,95,96,109} o con la ayuda de un sistema neumático adaptado a la laparotomía que permite mantener el neumoretroperitoneo^{93,105,106}. Este mismo sistema neumático también ha sido empleado para mantener el neumoperitoneo en el abordaje transperitoneal cuando la técnica es asistida por laparoscopia¹⁰⁷, aunque la mayoría de los autores utiliza el neumoperitoneo para la realización de la disección, efectuando posteriormente una laparotomía de escasa longitud y ejecutando consecuentemente la anastomosis sin gas en la cavidad abdominal^{23,26,74,102-104,108}. En 1997, *Dion y col*¹¹⁰ describieron un abordaje totalmente laparoscópico que utilizaba de modo mixto la vía transperitoneal y la retroperitoneal.

Los detalles de estos trabajos se encuentran reflejados en la tabla II. Los resultados de estas publicaciones destacan una reducción significativa de la estancia hospitalaria, incluyendo una disminución de la estancia en la UCI, restauración de la dieta oral dentro de las 24-48 horas tras la intervención, y ambulación de los pacientes a partir del segundo o tercer día del tratamiento quirúrgico.

ESTUDIOS CLÍNICOS

Autor Año	Técnica	Abordaje	Pacientes/lesión	Tpo total (min)	Tpo clamp (min)	Tpo anastom (min)	Prótesis/bypass	Observ/complic
Dion 1993	Asistida 7 trocares Minilap (8 cm)	Transperitoneal Neumoperitoneo	1 AIOD	ND	ND	ND	Aorto-bifemoral	ND
Chen 1995	Asistida 10 trocares Minilap (10 cm)	Transperitoneal Neumoperitoneo Retractor intestinal	1 AAA	240	62	ND	Aorto-iliaca	PH=1L EH= 6 días
Chen 1996	Asistida 10 trocares Minilap (10 cm)	Transperitoneal Neumoperitoneo Retractor intestinal	10 AAA	270	ND	ND	Aorto-iliaca	PH=1L, EH= 6,7 días Celulitis en minilap, rbdomiolisis
Ahn 1997	Total 7 trocares	Transperitoneal Neumoperitoneo	1 AAA	612	198	129	Aorto-biliaca	PH=1.8 L EH= 3 días
Kline 1998	Asistida 6 trocares Conversiones (2) Minilap (10 cm)	Transperitoneal Neumoperitoneo Retractor intestinal	20 AAA	245.6	ND	ND	Aorto-iliaca	PH=1.1L EH=5.8 días Isquemia de colon, efusión pericárdica, rbdomiolisis, celulitis en minilap
Edoga 1998	Total[a] Asistida[b]	Retroperitoneal Neumoperitoneo [a] Sin gas [b] Retractor intestinal	20 AAA	600-360	ND	ND	Aorto-iliaca Aorto-bifemoral	Muerte (2), fallo multisistémico (4), shock cardiogénico (1), parestesia (2), trombosis, lesión uréter, ileo (5), insuficiencia renal
Job 1999	Total 8 trocares	Transperitoneal Neumoperitoneo	1 AAA	420	ND	ND	Aorto-biliaca	PH=1 L EH=7 días Ileo intestinal
Nott 1999	Asistida 7 trocares Minilap (13 cm)	Transperitoneal Neumoperitoneo	1 AAA	244	ND	ND	Aorto-iliaca	PH=0.3 L EH= 7 días

Tabla II. Relación de los estudios clínicos de sustitución aórtica laparoscópica. Clamp: clampado; Observ: observaciones; Complic: complicaciones; Tpo: tiempo; ND: datos no disponibles; AAA: aneurisma de aorta abdominal; AIOD: enfermedad oclusiva aorto-iliaca; PH: pérdida hemática; EH: estancia hospitalaria; Minilap: mini-laparotomía; Transf: transfusiones de sangre. Los números entre paréntesis indican el número concreto de pacientes para cada caso.

ESTUDIOS CLÍNICOS

Autor Año	Técnica	Abordaje	Pacientes/ lesión	Tpo total (min)	Tpo clamp (min)	Tpo anastom (min)	Prótesis/ bypass	Observ/ complic
Edoga 1999	Total asistida	Retroperitoneal Sin gas	129	ND	ND	ND	ND	11 muertes, lesión ureteral, oclusión femoral, fallo respiratorio
Castro-novo 2000	Asistida 5 trocared	Retroperitoneal Neumoperitoneo	60 AAA	462	112	ND	Aorto-bifemoral Aorto-biliaca	PH=1.4 L. EH=6.3 días
Alimi 2000	Total Asistida (4) 7-8 trocared Conversión (1) Minilap (9 cm)	[a]Retroperitoneal [b]Transperitoneal	10 AIOD (7) AAA (2) Acetitis (1)	[a]370 [b]324	[a]126 [b]137	ND	[a]Aorto-bifemoral [b]Aorto-unifemoral [b]Aorto-bifemoral	EH= 6 días 3 transf
Kolvenbach 2000	Asistida 2 trocared	Transperitoneal Neumoperitoneo	41 AAA (12) AIOD (29)	162.1	38.3	ND	Aorto-bifemoral	EH =4.5 días. Hematoma pélvico, fallo renal y fallecimiento
Dion 2001	Total 7 trocared	Mixto Neumoperitoneo	1 AAA	230	76	22	Aorto-bifemoral	PH=0.45 L. EH= 7 días
Alimi 2001	[a]Total (7) [b]Asistida (19) 7 trocared	Transperitoneal Retroperitoneal (5) Neumoperitoneo	27	[a]269 [b]234.5	[a]99 [b]28	ND	Aorto-aórtica (3) Aorto-unifemoral (4) Aorto-bifemoral (20)	EH =4.5 días Lesión uréter, oclusión femoral, sangrado aórtico
Da Silva 2001	Asistida 4 trocared	Transperitoneal Neumoperitoneo	18 AIOD (16) AAA-AIOD (2)	191.1	43.8	41.6	Aorto-iliaca	EH=5 días Trombosis de prótesis, infiltrado pulmonar
Wisselink 2002	Total 6 trocared Asistido por 3 robots	Retroperitoneal Neumoperitoneo	2 AIOD	275	ND	42.5	Aorto-bifemoral	PH=0.2 L. EH=5 días

Tabla II. (continuación) Relación de los estudios clínicos de sustitución aórtica laparoscópica. Clamp: clampado; Observ: observaciones; Complic: complicaciones; Tpo: tiempo; ND: datos no disponibles; AAA: aneurisma de aorta abdominal; AIOD: enfermedad oclusiva aorto-iliaca; PH: pérdida hemática; EH: estancia hospitalaria; Minilap: mini-laparotomía; Transf: transfusiones de sangre. Los números entre paréntesis indican el número concreto de pacientes para cada caso.

ESTUDIOS CLÍNICOS

Autor Año	Técnica	Abordaje	Pacientes/ lesión	Tpo total (min)	Tpo clamp (min)	Tpo anastom (min)	Protosis/ bypass	Observ/ complic
Alimi 2003	Asistida 4 trocares Minilap (7.5 cm)	Transperitoneal Neumoperitoneo Retractor intestinal	24 [a] curva- aprendizaje (10) [b] AAA (14)	[a]275 [b]195	[a] 101 [b] 52	ND	Aorto- bifemoral Aorto-iliaca	[a]EH= 6.8 días [b]EH= 4.3 días [a] Transfs -6 [b] Transfs -3 Mortalidad - 4.3%
Kolven- bach 2004	Total 7 trocares Conversio- nes (8) Asistidos por robot (10)	Transperitoneal Neumoperitoneo	47 AAA	227 242 (Robot)	81.4	40.8	Aorto-iliaca Aorto- bifemoral	Obstrucción intestinal, fallo renal, trombosis femoral
Coggia 2004	Total 8 trocares Conversio- nes (2)	Transperitoneal Retroperitoneal (1) Neumoperitoneo	30 AAA	290	78	ND	Tubular (11) Aorto- biiliaca (15) Aorto- bifemoral (4)	PH=1.7 L EH=9 días. 2 muertes, 4 fallo renal, 2 atelectasias, 1 obstrucción intestinal, 1 ruptura esplénica, 1 hematoma iliaco, 1 diseción iliaca
Piquet 2004	Asistida 3 trocares Minilap (6-12 cm) Conversio- nes (3)	Retroperitoneal Sin gas	150 [a]AAA (130) [b]AIOD (20)	[a]207 [b]224	[a]76 [b]48	ND	Aorto- femoral Aorto- bifemoral	[a]EH=8 días. [b]EH=9 días Hematoma retroperitoneal, insuficiencia renal, avulsión ureteral, necrosis colon, desórdenes cardiacos, infarto miocardio, tromboembo- lismos iliacos
Killewich 2004	Total 7 trocares Asistido por un robot	Mixto Neumoperitoneo	1 AIOD	480	65	ND	Aorto- femoral	PH=0.5 L EH=4 días Amputación dedo del pie (1 semana)

Tabla II. (continuación) Relación de los estudios clínicos de sustitución aórtica laparoscópica. Clamp: clampado; Observ: observaciones; Complic: complicaciones; Tpo: tiempo; ND: datos no disponibles; AAA: aneurisma de aorta abdominal; AIOD: enfermedad oclusiva aorto-iliaca; PH: pérdida hemática; EH: estancia hospitalaria; Minilap: mini-laparotomía; Transf: transfusiones de sangre. Los números entre paréntesis indican el número concreto de pacientes para cada caso.

Todos coinciden, por tanto, en afirmar que el tratamiento quirúrgico de la aorta abdominal mediante abordaje laparoscópico parece participar de las ventajas probadas en otros procedimientos de mínima invasión, sin ninguno de los inconvenientes y limitaciones de los procedimientos endovasculares. Del mismo modo, la laparoscopia también parece aportar los beneficios de los resultados a largo plazo propios de la cirugía convencional. Algunas de las publicaciones más recientes incluye el empleo de robots durante las intervenciones^{98,99,101}. En estos estudios se describe que los robots permitieron la realización de las anastomosis con mayor facilidad, permitiendo incluso que el procedimiento fuese realizado por cirujanos con mínima experiencia en cirugía laparoscópica. Sin embargo, hay que considerar que el empleo de los robots conlleva algunas desventajas como la pérdida completa de la sensación táctil^{98,101}, o el fallo de los robots durante la intervención⁹⁹. Por otro lado, la duración total de la cirugía puede verse notablemente incrementada debido al tiempo necesario para la preparación de los robots^{99,101}.

Por último, hay que destacar que en el año 2002 se publicaron los primeros trabajos de dos grupos españoles que están utilizando técnicas laparoscópicas en cirugía aórtica^{22,111,112}. El grupo liderado por *Llagostera*^{22,111} inició el trabajo mediante técnicas asistidas por laparoscopia. El segundo grupo, liderado por *Vaquero*¹¹², utilizó inicialmente el procedimiento totalmente laparoscópico, pero las dificultades encontradas durante el procedimiento (sobre todo en la realización de la anastomosis y el subsecuente prolongado tiempo de clampado) hicieron que continuara su trabajo con la técnica asistida por laparoscopia.

Clampado Aórtico y Daños Neurológicos

Los prolongados tiempos de clampado aórtico constituyen un riesgo para la integridad de

las funciones nerviosas, ya que la reparación de lesiones aórticas puede conducir a daños neurológicos por dos mecanismos: isquemia de la médula espinal, secundaria a tiempos de oclusión arterial muy prolongados, o lesiones espinales secundarias a los efectos de la reperfusión^{113,114}.

La etiología de la isquemia medular después de la cirugía aórtica ha sido considerada como multifactorial¹¹⁵. Se han descrito diferentes factores de riesgo como causantes de los daños medulares, como el nivel y la duración de la oclusión arterial, posible interrupción del riego espinal por medio de la arteria medular principal, presentación de episodios de hipotensión durante la intervención o en el post-operatorio, heparinización inadecuada, embolización ateromatosa, arteriosclerosis no diagnosticada en las arterias espinales y mantenimiento de la circulación hipogástrica^{113,115-117}. Un periodo de treinta a cuarenta y cinco minutos se acepta, generalmente, como un tiempo seguro del clampado, ya que no existe un límite bien definido^{115,117}, aunque otros autores afirman que periodos de clampado inferiores a 15 minutos no provocan efectos adversos sobre las funciones neurológicas^{113,116}. Por otro lado, también se describe que el riesgo de daño isquémico de la médula espinal se minimiza cuando la oclusión de la aorta se realiza a nivel de la primera vértebra lumbar o territorios inferiores^{113,116}. La isquemia de la médula espinal tras la cirugía de la aorta abdominal está considerada como una complicación impredecible, pero que presenta una fuerte relación con variaciones anatómicas del riego espinal normal¹¹⁸.

Prótesis en Cirugía Aórtica

El uso de injertos para la resolución de AAA se inició en 1951, con *Shafer y Hardin*, aunque la primera intervención con éxito fue realizada por *Charles Dubost*, 27 días después⁸. En ambos casos se utilizaron homoinjertos para reemplazar la aorta

intervenida⁸, lo que supuso un gran avance en la cirugía aórtica, pero la disponibilidad de los mismos constituía la mayor limitación para su uso⁸. A inicios del siglo XX las venas sustituyeron a las arterias, pero la evolución de los sistemas de conservación permitió que a mitad de siglo se hubiesen instituido bancos de arterias⁸. En 1952 se inició el uso de materiales sintéticos para la sustitución arterial. El empleo experimental de prótesis de nylon fue descrito en 1954⁸, a lo que siguió rápidamente el uso de otros materiales sintéticos como el Dacron y el Teflón⁸. Mejoras posteriores de los dos últimos materiales los han convertido en los implantes más utilizados en la actualidad para la resolución de problemas arteriales.

Uno de los materiales sintéticos más empleados en las prótesis vasculares es el politetrafluoroetileno-expandido (PTFE-e) que ofrece ventajas sobre otros materiales sintéticos utilizados en otras prótesis, como son el ser altamente electronegativo (-17meV) y con superficie hidrofóbica¹¹⁹. Presenta además una alta resistencia a la formación de trombos a largo plazo, es biocompatible¹²⁰, y puede esterilizarse tantas veces como sea necesario sin que se alteren sus características mecánicas o su integridad estructural¹¹⁹. Se ha descrito el fallo del PTFE a largo plazo debido a la fatiga del material, especialmente cuando el injerto se realiza en zonas sometidas a un gran estrés mecánico¹²¹. Sin embargo, no se trata de un problema que sólo afecta a este material ya que la aparición de aneurismas en prótesis de Dacron se describió por primera vez en 1962¹²¹. Estudios posteriores han demostrado que este tipo de prótesis también presenta fallos tardíos debido a la fatiga del material que desencadenan, al igual que en el caso del PTFE, la ruptura de los injertos a largo plazo¹²².

El uso de endoprótesis para la resolución de problemas vasculares comenzó con *Dooter* en 1969¹²³. Tras este primer intento se desarrollaron numerosos estudios evaluando

los diseños de las prótesis y la técnica¹²⁴, hasta que en 1991 *Parodi y col*¹²⁵ realizaron el primer tratamiento endoluminal de un AAA en un ser humano. Desde entonces se han desarrollado numerosas endoprótesis para la exclusión de los AAA mediante técnicas endoluminales¹²⁴. Los primeros diseños eran tubulares¹²⁶, pero pronto se evidenciaron las limitaciones de este tipo de injertos, ya que sólo resultaban útiles en un 10-20% de los pacientes¹²⁶⁻¹²⁸ y presentaban una gran tasa de endofugas localizadas en el extremo distal¹²⁶. Por ambos motivos se estimuló posteriormente el uso de endoprótesis bifurcadas, cuyo sistema de fijación distal se asegura en las arterias iliacas¹²⁶. En la actualidad los tipos de endoprótesis pueden clasificarse según diversas categorías^{126,129}:

· *Stents cubiertos frente a stents-graft.*

Los stents cubiertos son stents simples que se encuentran situados de modo interno o externo al tejido protésico, mientras que los stents-graft son prótesis que tienen fijado un stent en cada extremo, o en uno sólo, y que pueden incluir un sistema de soporte metálico a lo largo de todo el tejido protésico.

· *Stents autoexpandibles o dilatados con balón.* Los stents autoexpandibles son fáciles de liberar y tienen cierta habilidad para adaptarse, en cierto grado, a un aumento de los cuellos de los aneurismas. Los stents que necesitan dilatación con balón pueden ser algo más difíciles de liberar con precisión, pero presentan la ventaja de una mayor fuerza radial, lo cual facilita una mayor resistencia a la elevada presión aórtica.

· *Sistemas totalmente o parcialmente soportados.* Los sistemas totalmente soportados presentan la ventaja de disponer de guías metálicas que les aportan soporte longitudinal y pueden prevenir la migración. Sin embargo, existe una posibilidad de migración proximal y la aparición de endofugas potenciales si el tamaño del

aneurisma se reduce. Los sistemas parcialmente soportados pueden migrar en sentido distal por la falta de soporte. Un buen sistema de anclaje puede suplir este defecto, y este tipo de prótesis tiene la ventaja de que se pueden encogerse como un acordeón, adaptándose así al tamaño del aneurisma si éste se reduce.

- *Situación de los stents en el interior o exterior de la prótesis.* Tradicionalmente los stents se situaban en el interior de la prótesis, pero los nuevos sistemas los posicionan en el exterior, aumentando la fuerza de fijación a la aorta al aumentar la fricción, disminuyendo así los riesgos de migración y maximizando el flujo sanguíneo.

- *Con ganchos o sin ganchos.* El sistema de fijación de la endoprótesis debe disponer de un sistema que aisle perfectamente el aneurisma de la circulación y funcione como un ancla que impida la migración del sistema. Algunas endoprótesis incluyen ganchos que se incrustan en la pared aórtica. Los sistemas que no incluyen ganchos se basan en la fuerza radial de los stents para asegurar la posición de la endoprótesis.

- *Sistemas unimodulares o multimodulares.* Debido a las diferencias que presentan los aneurismas respecto a la morfología, longitud y diámetro, la adaptabilidad de las endoprótesis a estas variaciones puede resultar una cualidad muy deseable. Así, la variación de longitud puede solucionarse modificando la superposición de las diferentes partes en los sistemas multimodulares. En caso de necesidad la longitud del sistema se puede ampliar con módulos accesorios. La principal ventaja de los sistemas unimodulares¹³⁰ es que no se pueden separar los componentes del injerto, causa frecuente de fugas en los sistemas multimodulares.

El uso de ganchos en las endoprótesis se inició con el diseño de *Chodhury* en 1979¹²⁴ y la prótesis de *Lazarus*¹³¹, patentada en 1988, en los que los ganchos de fijación se localizaban

en ambos extremos de la prótesis. El diseño de *Lazarus* (ETV) fue el primero que se desarrolló específicamente para el tratamiento endovascular de los AAA, y que se utilizó por primera vez en un ser humano en 1993¹³². Antes de este modelo las endoprótesis utilizadas habían sido creadas específicamente para cada caso, utilizando materiales que no se habían diseñado específicamente para el tratamiento de los AAA¹³². Tras los primeros estudios realizados con la prótesis EVT se demostraron importantes problemas en los sistemas de fijación, que obligaron a retirarla del mercado. Su reaparición, una vez solventados los problemas con el diseño, se hizo bajo el nombre de *Ancure*[®], disponible tanto en forma tubular como bifurcada¹³²⁻¹³⁴. En la actualidad existen otras endoprótesis que utilizan ganchos de fijación, pero sólo en el extremo proximal: el diseño de *Chutter*¹³⁵, el sistema *Excluder*^{®136} y el sistema de *BARD*^{®137}.

Diversas publicaciones han estudiado la evolución y efecto de las prótesis y stents en el sistema vascular. La implantación de las prótesis en un organismo vivo provoca el desarrollo de una reacción de cuerpo extraño que se extiende desde el exterior hacia el interior de la prótesis, a través de los espacios intersticiales del tejido protésico⁶³. Al igual que cualquier tipo de cuerpo extraño situado en el interior del sistema vascular, los stent-grafts son trombogénicos por sí mismos¹⁶⁸. Sin embargo, esta actividad trombogénica disminuye algunas horas después de su implantación, tan pronto como su superficie es cubierta por una fina capa de trombo que en sí misma es menos trombogénica que el propio stent-graft¹³⁹. Además, la reacción de cuerpo extraño no sólo aporta más estabilidad y duración a la prótesis, sino que estimula el desarrollo de una superficie interna con características antitrombóticas que añade protección frente a la infección bacteriana⁶³.

Medios de Diagnóstico por Imagen

La ecografía percutánea es la técnica de elección para la evaluación del sistema vascular periférico, dado que presenta una serie de ventajas sobre los estudios angiográficos como ser relativamente barato y no penetrante, no producir radiaciones ionizantes ni requerir material de contraste yodado¹⁴⁰. La ecografía percutánea es útil no sólo para la evaluación pre-operatoria, sino también para la evaluación a largo plazo de los resultados de los procedimientos¹⁴¹.

Con la ecografía percutánea se pueden valorar los vasos en proyección tomográfica (perpendicular al eje longitudinal) o proyección coronal (paralelo al eje longitudinal)¹⁴¹. La ultrasonografía permite medir el diámetro de los vasos, así como determinar la existencia de trombos o calcificaciones en la pared arterial¹⁴²⁻¹⁴⁴. La combinación de ecografía en modo B y análisis espectral Doppler, permiten una evaluación combinada de la morfología y hemodinamia de la alteración vascular¹⁴¹. El margen de error aceptado, generalmente, para las medidas realizadas en modo B es de 5 mm¹⁴⁵. Las imágenes obtenidas con el Doppler permiten la evaluación tanto de los cambios en las relaciones de presiones sanguíneas como de las alteraciones en el patrón del flujo sanguíneo en las zonas afectadas por enfermedades arteriales¹⁴⁶.

En 1985 se publicó el primer estudio de la circulación arterial periférica mediante análisis espectral Doppler, demostrando que este método era tan preciso en la definición de la localización y evaluación de la severidad de la lesión como los arteriogramas efectuados en el mismo paciente y evaluados por dos radiólogos¹⁴⁷. Los mismos resultados se obtuvieron en un estudio posterior valorando la técnica de modo prospectivo¹⁴⁸. Por tanto, en la actualidad se considera que el análisis espectral Doppler resulta de gran utilidad para

realizar los estudios del seguimiento de los pacientes que han sufrido una reconstrucción vascular periférica¹⁴²⁻¹⁴⁴. El análisis espectral Doppler permite determinar el grado de estenosis de una arteria mediante las medidas de la velocidad del flujo sanguíneo^{149,150}. La identificación de estenosis funcionales o la normalización de las características hemodinámicas del flujo sanguíneo, mediante análisis espectral Doppler, puede ser predictivo de éxito o fallo a largo plazo¹⁴¹. La severidad y el porcentaje de una estenosis se puede calcular sobre la base de la velocidad máxima sistólica (PSV) y velocidad final diastólica (EDV)¹⁵⁰⁻¹⁵³.

El power Doppler analiza el cambio de amplitud y despliega toda la capacidad de la señal Doppler^{154,155}. Al ser el power Doppler básicamente independiente del ángulo de incidencia del haz ultrasónico, y al estar relativamente libre de artefactos, es capaz de detectar mejor las estenosis de grado medio y alto comprobadas mediante angiografía de sustracción digital¹⁵⁶.

A pesar de la inocuidad asociada a la ultrasonografía, y del riesgo asociado que conlleva el uso de radiaciones, las angiografías siguen siendo consideradas como el procedimiento de elección para evaluar la distribución y severidad de las lesiones vasculares¹⁴¹ y durante los procedimientos intervencionistas^{157,158}. La angiografía es útil en la definición de la continuidad y morfología de la anatomía vascular y para determinar la presencia de alteraciones vasculares^{141,159}. Tras los procedimientos terapéuticos deben efectuarse angiogramas de control, preferentemente en dos proyecciones, a fin de evitar que las endofugas queden ocultas por el injerto si se realizan en una sola proyección¹⁴⁰.

Un método de diagnóstico emergente son los ultrasonidos intravasculares (IVUS), que ofrecen imágenes de cortes de arterias *in vivo* de muy alta calidad y detalle, permitiendo el estudio de la arquitectura normal del sistema

vascular, de los principales componentes de una placa aterosclerótica y de los cambios ocurridos en las dimensiones y anatomía de la arteria por la enfermedad aterosclerótica^{158,160-165}. El estudio con IVUS, previo a la implantación de una prótesis, puede aportar información acerca del estado del vaso, el diámetro y longitud del área afectada, permitiendo, por tanto, la selección de la prótesis más adecuada para cada caso^{65,166,167}. Los IVUS son el método más preciso para determinar la morfología luminal y parietal de las estructuras vasculares antes y después de las intervenciones^{141,159}.

Los cortes transmurales que realizan los IVUS permiten definir con gran precisión la distribución y morfología de las lesiones vasculares¹⁶⁸, pudiendo incluso detectar características significativas de dichas alteraciones que no son accesibles a otras técnicas de imagen convencionales¹⁶⁹.

Algunos estudios han demostrado una fuerte correlación entre las características de la pared arterial observadas mediante la ultrasonografía intravascular y los análisis anatomopatológicos de las muestras extraídas¹⁶⁹. Diferentes autores destacan la fiabilidad de la ultrasonografía intravascular en la determinación del diámetro luminal, describiendo una precisión de 0.05 mm para los valores de las dimensiones lumbales y el grosor de la pared, si bien las mediciones del diámetro externo del vaso pueden resultar menos precisas, con un margen de error de 0.5 mm^{168,169}. *White y col*¹⁶⁷ afirman que, en los estudios de seguimiento, los IVUS son muy precisos en la detección de pequeñas estenosis que pueden pasar inadvertidas en los estudios angiográficos. Un beneficio adicional de los IVUS es la reducción potencial de las dosis de radiación y contraste durante los procedimientos¹⁵⁹.

III. Material y Método

MATERIAL

La fase experimental del estudio se realizó en las instalaciones del Centro de Cirugía de Mínima Invasión (CCMI), que está acreditado como Centro Usuario de Animales de Experimentación (CC-001) por la Consejería de Agricultura y Medio Ambiente de la Junta de Extremadura. Este trabajo se llevó a cabo siguiendo las normativas europeas referentes a animales con fines de experimentación y otros fines científicos (R.D. 223/1988 aprobado del 14 de marzo de 1988; B.O.E. del 18 de marzo de 1988).

El protocolo experimental de este proyecto de investigación fue revisado y aprobado por el Comité de Ética del CCMI. El estudio se realizó siguiendo las normativas establecidas en la *Guide for the Care and Use of Laboratory Animals (Institute of Laboratory Animal Resources, Commission on Life Sciences, National Research Council, USA)*.

Sujetos de Estudio

Para el presente estudio se emplearon 10 animales de la especie porcina (*Sus scrofa domestica*), de raza Large-White. Se utilizaron dos hembras y ocho machos, con un peso medio inicial de 29.31 ± 3.35 kg (media \pm desviación estándar).

Tras su llegada al CCMI, los animales se mantuvieron aislados durante un periodo de aclimatación de dos semanas, y fueron sometidos a los preceptivos estudios sanitarios para comprobar el correcto estado de salud. Se extrajo sangre de cada animal para efectuar controles hematológicos y bioquímicos, verificando

que los valores obtenidos permanecían dentro de los niveles considerados como normales en la especie porcina, y se procedió a desparasitar a los animales mediante la administración de fenbendazol (Flubenol®, Esteve Veterinaria) por vía oral.

Superado el periodo de aclimatación, los animales fueron identificados con crotales numerados (P01 a P10). Posteriormente fueron alojados por parejas hasta el momento de la cirugía, en cubículos de 2x1m, en las dependencias del animalario del CCMI. Durante todo el estudio los animales fueron alimentados con pienso comercial para cerdos (pienso completo para destete precoz de lechones, Gaydi S.L.), disponiendo de agua *ad libitum*.

Material Anestésico, Quirúrgico y de Diagnóstico por Imagen

Para la ejecución de este trabajo se utilizó el material anestésico necesario para llevar a cabo la premedicación, inducción y mantenimiento anestésico de los animales. En los procedimientos quirúrgicos se empleó instrumental convencional y laparoscópico. Durante la fase laparoscópica de las intervenciones se dispuso de una torre de laparoscopia (Karl Storz®, Germany) compuesta de un monitor de 21" (Sony® Trinitron), fuente de cámara (SCB image1, Karl Storz®, Germany), fuente de luz (SCB xenon300, Karl Storz®, Germany), insuflador automático de CO₂ (SCB thermoflator, Karl Storz®, Germany), sistema de aspiración-irrigación (Hamou endomat, Karl Storz®, Germany), y un monitor accesorio (Sony®, LCD monitor).

En los estudios de diagnóstico por imagen se emplearon dos equipos de ecografía convencional (B&K Medical® modelo Panther 2002, con sonda convexa de 5MHz, y Philips® HDI5000, con sonda convexa de 2-4MHz), un equipo de ultrasonografía intravascular (IVUS) (ClearView™Ultra, Boston Scientific Europe) y un equipo de fluoroscopia digital móvil con intensificador de imagen (Philips® BV300).

Prótesis

La prótesis, cuyo diseño y comportamiento una vez implantada son los motivos principales de este estudio, fue confeccionada en las instalaciones del CCMI. Para su fabricación se utilizó material protésico tubular de politetrafluoroetileno expandido (PTFE-e) (GoreTex®) de pared fina y 10 mm de diámetro, en segmentos de 4 cm, y stents de nitinol (Smart Stent®, Cordis®) con diseño en Z, y diámetro de 10 mm ó 10-11 mm, en segmentos de 1 cm de longitud (cinco coronas en Z). En cada stent se soldaron ganchos en los puntos de unión entre la primera y segunda coronas (6 ganchos en los stents de 10 mm y 9 en los de 10-11 mm). La soldadura se realizó con ayuda de un equipo para soldar nitinol (NiTiNOL Soldering Kit,

Memory-Metalle) y un soldador serie lápiz de 14S (JBC®) con punta recta de diámetro 0.5 (JBC®). Los ganchos se crearon con segmentos de alambre de acero inoxidable procedentes de la estructura de un stent con diseño en red (Easy Wallstent, Schneider®).

Los ganchos se soldaron al stent bajo visión microscópica (aumentos 16x), con el extremo libre orientado hacia el centro del stent y con un ángulo aproximado de 45° (rango 30-60°) (Fig.1 y 2).

Los stents fueron unidos a la prótesis tubular mediante seis puntos de sutura con material monofilamento no reabsorbible de 6/0 (Surgipro® CV20, USSC®), bajo visión microscópica (aumentos 8x), de modo que los ganchos quedasen orientados hacia el centro de la prótesis (Fig.3).

Posteriormente los extremos de la prótesis fueron montados en el sistema de liberación, compuesto por una vaina tubular de teflón (obtenida a partir de una vaina *peel-away* de 21Fr, Cook®), con una apertura longitudinal que se mantenía cerrada con un hilo de sutura monofilamento de 3/0 (Surgipro®, USSC®) (Fig.4).

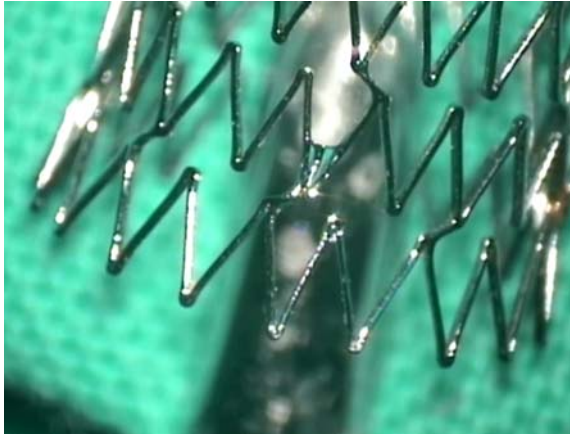


Fig. 1a.

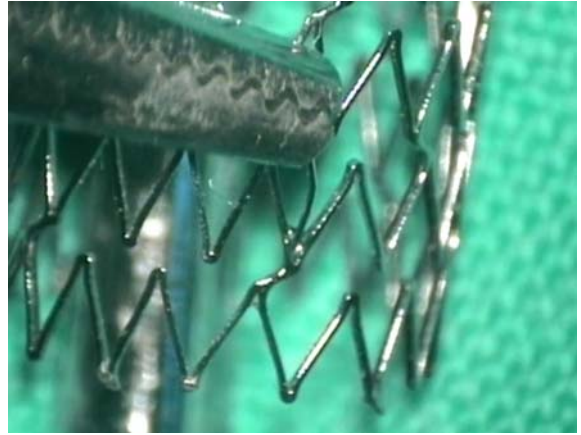


Fig. 1b.



Fig. 1c.



Fig. 1d.

Fig. 1. Secuencia de la sistemática seguida durante la soldadura de los ganchos de fijación en los stents. Aplicación del líquido coadyuvante para soldar nitinol (a); colocación del gancho en la localización deseada, en un ángulo aproximado de 45° con el stent (b); el gancho se mantiene fijo durante el proceso de soldado con ayuda de una pinza de aprehensión (c); detalle del gancho colocado (d).



Fig. 2. Imagen de un stent tras finalizar la soldadura de todos los ganchos.

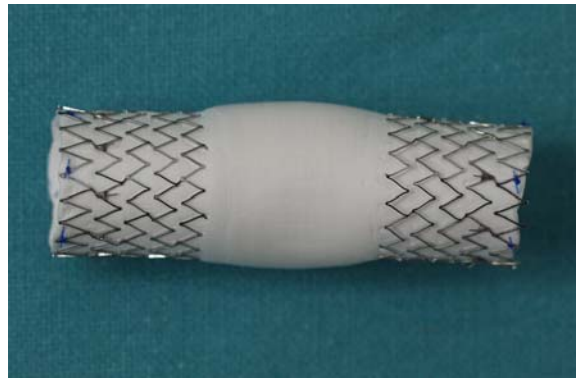


Fig. 3a.



Fig. 3b.

Fig.3. Imagen de la prótesis una vez finalizado el proceso de ensamblaje de los distintos componentes (a); ilustración del diseño final de la prótesis, donde se aprecian los puntos de sutura que fijan la prótesis a los stents (b).

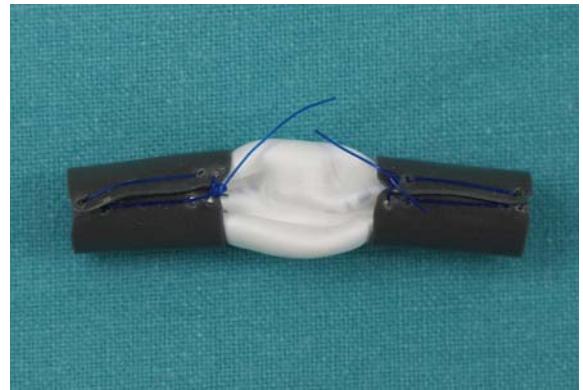


Fig. 4a.

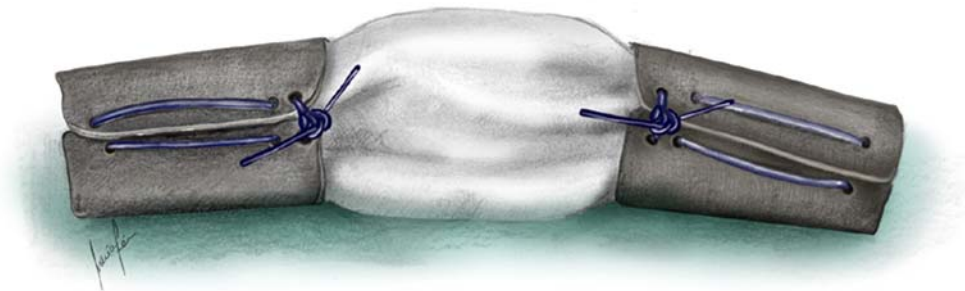


Fig. 4b.

Fig. 4. Imagen de la prótesis preparada en la vainas protectoras (a); ilustración donde se aprecia la prótesis una vez montada en los sistemas de liberación (b).

MÉTODO

JUSTIFICACIÓN DEL MÉTODO

Con este estudio pretendemos evaluar un nuevo diseño de prótesis, con un sistema de autofijación en ambos extremos, que permita facilitar los procedimientos de sustitución aórtica mediante abordaje laparoscópico.

Este estudio se planteó como consecuencia del análisis de los resultados obtenidos en un estudio previo realizado por nuestro grupo, en el que se evaluó la factibilidad de realizar sustituciones aórticas mediante abordaje laparoscópico. Las conclusiones obtenidas de dicho estudio, que coinciden con los trabajos publicados hasta el momento sobre el mismo tema, destacan que la mayor dificultad de dicho procedimiento radica en la realización de las anastomosis vasculares con sutura laparoscópica intracorpórea^{75,96,100,170,171}. Esta es la principal causa de que muchos autores prefieran utilizar procedimientos asistidos por laparoscopia^{23,26,74,96,102-109} que, si bien son menos invasivos que la cirugía convencional, conllevan una reducción de las ventajas inherentes a los procedimientos totalmente laparoscópicos^{84,97,172}.

La dificultad asociada a las anastomosis laparoscópicas comportan, además, la necesidad de tiempos de clampado aórtico excesivamente largos, que puede que incrementen de forma notable el riesgo de complicaciones neurológicas tras la cirugía^{113,114,116}.

El análisis de los datos obtenidos en nuestro estudio, junto con los derivados de las publicaciones más importantes sobre técnicas mínimamente invasivas para tratar alteraciones patológicas de la aorta, nos llevó a plantear la posibilidad de simplificar dicho procedimiento. Así, se propuso la utilización de una prótesis que dispusiese de un sistema de autofijación, que permitiría eliminar la necesidad de elaborar anastomosis mediante técnicas de sutura.

Considerando la amplia experiencia de nuestro grupo en cirugía laparoscópica, y tras

un exhaustivo análisis de la bibliografía existente hasta el momento, nos decantamos por el abordaje laparoscópico transperitoneal^{2679,80,170,173}, con el animal posicionado en decúbito lateral derecho tal y como ya publicáramos previamente⁸⁴, coincidiendo a su vez con *Coggia y col*^{100,170}, ya que en esta posición se produce un desplazamiento del intestino delgado y colon hacia el lado derecho, quedando la aorta infrarrenal y las arterias ilíacas perfectamente expuestas, antes de proceder a las maniobras de disección y anastomosis sin necesidad del uso de complejos sistemas retractores para desplazar el paquete intestinal.

Asimismo es necesario precisar que el diseño final de la prótesis, y del sistema de liberación, surgió de los datos obtenidos durante el estudio de validación del diseño original, que se organizó en cuatro fases.

Así, en la primera fase se procedió a implantar la prótesis en cuatro animales mediante abordaje convencional. En este primer estudio la prótesis carecía de ganchos en los stents, ya que pretendíamos evaluar la importancia de la fuerza radial de dichos stents en la fijación de la prótesis.

En una segunda fase se incluyeron los ganchos en el diseño de la prótesis y se valoró el sistema intentando su implantación mediante un abordaje laparoscópico. Sin embargo, no fue posible completar la retracción de las vainas *peel-away* mediante cirugía laparoscópica.

En la siguiente fase se modificó el sistema de liberación para intentar simplificar su retracción mediante técnicas laparoscópicas. Este nuevo diseño se evaluó con éxito en sendas aortas porcinas, situadas en un simulador laparoscópico.

En la última fase se procedió a evaluar este último diseño en tres animales de la especie porcina, comprobándose nuevamente el correcto funcionamiento del sistema. El diseño protésico utilizado en estos tres animales fue, por tanto, el prototipo final empleado para la realización del presente estudio.

El material elegido para la prótesis fue el politetrafluoroetileno expandido (PTFE-e) que, tal y como se ha descrito en la revisión bibliográfica, ofrece ventajas sobre otros materiales sintéticos utilizados en otras prótesis.

Para la realización de este estudio se ha elegido la especie porcina como modelo animal ya que el sistema vascular porcino presenta grandes similitudes anatómicas y fisiológicas con el ser humano^{76,77}, especialmente en arterias coronarias y aorta. Dichas similitudes incluyen el tamaño y la distribución de las arterias, localización y grosor de la capa íntima, características hemodinámicas y patrón de lipoproteínas en plasma^{2,3}. Las semejanzas anatómicas entre el ser humano y los suidos incluyen también una distribución similar de las capas musculares que conforman la pared abdominal¹⁷⁴.

A pesar de dichas similitudes hay que tener en cuenta las diferencias estructurales de la aorta sana, que presenta una gran capacidad elástica y por tanto de retracción tras la aortotomía, con las condiciones de la aorta afectada por aterosclerosis, mucho más rígida e incluso calcificada, que se caracteriza por la pérdida en alto grado de su capacidad elástica.

Para este estudio se emplearon animales en periodo de crecimiento, ya que el uso de individuos adultos hubiese dificultado en gran medida su manejo. Al encontrarse los animales en periodo de desarrollo, el diámetro de la aorta nativa se incrementó durante el tiempo en que se desarrolló el estudio. Este factor se tuvo en cuenta a la hora de elegir el diámetro protésico para cada animal, optándose por utilizar una prótesis con un diámetro aproximadamente un 15% mayor con respecto al diámetro aórtico al iniciar el estudio.

Antes de iniciar cada procedimiento, los animales fueron sometidos a un estudio completo de diagnóstico por imagen, que nos permitió utilizar cada animal como control de sí mismo, evitando de este modo el empleo de más animales de los estrictamente necesarios,

de acuerdo con las normas internacionales sobre experimentación animal y las recomendaciones del Comité de Ética de Experimentación Animal del CCMI.

En lo que respecta a las técnicas de diagnóstico por imagen utilizadas en este estudio se optó por una combinación de ecografía percutánea (n=10), en modo B, power Doppler y análisis espectral Doppler; fluoroscopia (n=10) y ultrasonografía intravascular (IVUS) (n=5). Estudios comparativos de técnicas no invasivas, como la ultrasonografía percutánea, y de técnicas invasivas, como la angiografía y los ultrasonidos intravasculares, concluyen que cada una de estas modalidades aporta información única sobre la anatomía de la aorta y la distribución de las alteraciones vasculares, siendo por tanto de gran utilidad para evaluar las indicaciones y los resultados de diferentes procedimientos vasculares^{141,159}.

La angiografía es el procedimiento de elección para evaluar la distribución y severidad de las lesiones vasculares¹⁴¹ y durante los procedimientos intervencionistas¹⁵⁷. La realización de angiogramas, en dos proyecciones tras los procedimientos, nos permitirá detectar fugas que pudieran quedar ocultas por el injerto al emplear una única proyección¹⁴⁰.

A pesar de la superioridad de la angiografía, la ecografía percutánea es la técnica más empleada para la evaluación del sistema vascular periférico, dado que presenta una serie de ventajas sobre los estudios angiográficos como el ser un procedimiento relativamente barato y no penetrante, no producir radiaciones ionizantes ni requerir material de contraste yodado¹⁴⁰.

La ecografía percutánea permite la evaluación a largo plazo de los resultados de los procedimientos vasculares¹⁴¹, ya que aporta información de los vasos tanto en cortes longitudinales como transversales¹⁴¹. La combinación de las distintas modalidades de

ecografía percutánea nos permitirá una evaluación conjunta de la morfología y hemodinamia de la alteración vascular¹⁴¹. Sin embargo, el empleo de este medio de diagnóstico presenta algunos inconvenientes en la determinación del estado de los vasos, como por ejemplo que el margen de error para las medidas realizadas con ecografía en modo B puede llegar a ser de 5 mm¹⁴⁵.

Durante la evaluación post-quirúrgica de la prótesis implantada el análisis espectral Doppler nos permitirá determinar la presencia de estenosis, ya que esta modalidad de ultrasonografía puede diferenciar las estenosis funcionales y la normalización de las características hemodinámicas del flujo sanguíneo. Por tanto, podrá ser considerado como un factor predictivo de éxito o fallo a largo plazo de la prótesis empleada¹⁴¹.

El empleo de power Doppler se decidió porque su independencia del ángulo de incidencia del haz ultrasónico nos permitirá una detección más exacta de las estenosis de grado medio y alto¹⁵⁶.

Decidimos emplear IVUS ya que están considerados como el método más preciso para determinar la morfología luminal y parietal de las estructuras vasculares antes y después de las intervenciones^{141,159}. Los cortes transmural con IVUS nos permitirán definir con gran precisión la distribución y morfología de las lesiones vasculares¹⁶⁸, pudiendo incluso detectar características significativas de dichas alteraciones que no son accesibles a otras técnicas de imagen convencionales¹⁶⁹. Algunos estudios destacan la fuerte correlación que existe entre las características de la pared arterial observadas mediante ultrasonografía intravascular y los análisis anatomopatológicos de las muestras extraídas¹⁶⁹. La precisión de la ultrasonografía intravascular, en la determinación del diámetro luminal, llega a alcanzar una precisión de 0.05 mm para las determinaciones de las dimensiones lumbales y el grosor de la pared, si bien hay que tener en

cuenta que este margen de error aumenta hasta 0.5 mm al realizar mediciones del diámetro externo del vaso^{168,169}.

Del mismo modo, los IVUS son el método más adecuado para evaluar la alineación y continuidad de las endoprótesis aórticas¹⁵⁹, y están considerados como el mejor método disponible para determinar con exactitud la correcta colocación de los stents, así como la completa dilatación de los mismos y su perfecta adaptación a la pared arterial^{145,159}. En la evaluación experimental de nuevas prótesis, como es nuestro caso, los estudios con IVUS nos permitirán identificar importantes propiedades funcionales de los injertos, que no son aparentes utilizando sólo fluoroscopia¹⁵⁹.

En este estudio la elección del tiempo de evaluación post-operatoria, dos semanas, se fundamenta en los datos publicados previamente, que confirman que tras este periodo de tiempo se ha producido una neo-endotelización, y por tanto fijación de la prótesis, ya que se ha demostrado la completa neo-endotelización de las prótesis de PTFE entre dos semanas y tres meses tras su implantación en modelos animales¹¹⁹. La endotelización se origina de modo primario por el crecimiento de las células endoteliales y musculares lisas desde los bordes de la arteria adyacente^{119,175}. Este crecimiento primario está limitado a unos dos centímetros desde cada anastomosis¹⁷⁵. Otras fuentes para el establecimiento de la neoíntima son las células endoteliales que circulan con el torrente sanguíneo, y la migración celular y neovascularización a través del propio tejido protésico¹¹⁹. Así, estudios sobre cicatrización alrededor de prótesis implantadas por cirugía convencional demostraron que a partir de los doce días se observa un nuevo endotelio extendiéndose sobre las anastomosis¹⁷⁶. Un estudio similar, realizado con prótesis implantadas mediante abordaje endovascular, demostró que las prótesis estaban completamente recubiertas de tejido al extraerlas una semana después del procedimiento¹²⁰.

PLANTEAMIENTO EXPERIMENTAL

Protocolo Anestésico y Cuidados Perioperatorios

Los animales se mantuvieron en ayuno de alimento sólido durante 24 horas, y de agua las 6 horas previas a la intervención. Tras premedicar a los animales con una combinación de ketamina (10mg/Kg)(Ketolar[®], Parke Davis), atropina (0.04mg/Kg)(Atropina Braun[®], Braun) y diazepam (0.1mg/Kg)(Valium[®], Roche) por vía intramuscular (IM), se efectuó la inducción anestésica con propofol (4mg/Kg)(Diprivan[®], Zeneca) vía intravenosa (IV), empleando la vena marginal de la oreja. El mantenimiento de la anestesia se realizó con sistema de anestesia de alta gama con ventilación automática (Ohmeda[®] mod. Excel 210SE), empleando desflurano al 10% (1CAM) administrado en combinación con oxígeno, utilizando ventilación con presión pulmonar positiva intermitente (VPPI). La analgesia intra-operatoria se mantuvo administrando 30mg de ketorolaco trometanol (Toradol[®], Roche). Los parámetros fisiológicos controlados durante el procedimiento fueron la frecuencia cardiaca, electrocardiograma en derivación II, pulsioximetría, frecuencia respiratoria, presión en vías aéreas, concentración del agente inhalatorio exhalado (Et desfluorano) y anhídrico carbónico exhalado (EtCO₂). Tras la intervención los animales se mantuvieron en observación durante 7 días, antes de ser devueltos a su alojamiento habitual, en el animalario del CCMI.

Cuidados Post-operatorios

Durante la primera semana tras la intervención, los animales fueron sometidos a una exploración clínica diaria y recibieron antibioterapia profiláctica (20mg de amoxicilina y ácido clavulánico/kpv, cada 12 horas, IM)(Synulox[®]). Las heridas cutáneas se limpiaron y desinfectaron dos veces al día con solución de povidona yodada diluida (Betadine[®], Asta Médica). La administración de analgesia post-operatoria se realizó en

función de las necesidades de cada individuo. Los puntos de sutura cutáneos se retiraron el séptimo día tras la intervención, antes de trasladar los animales a su alojamiento habitual.

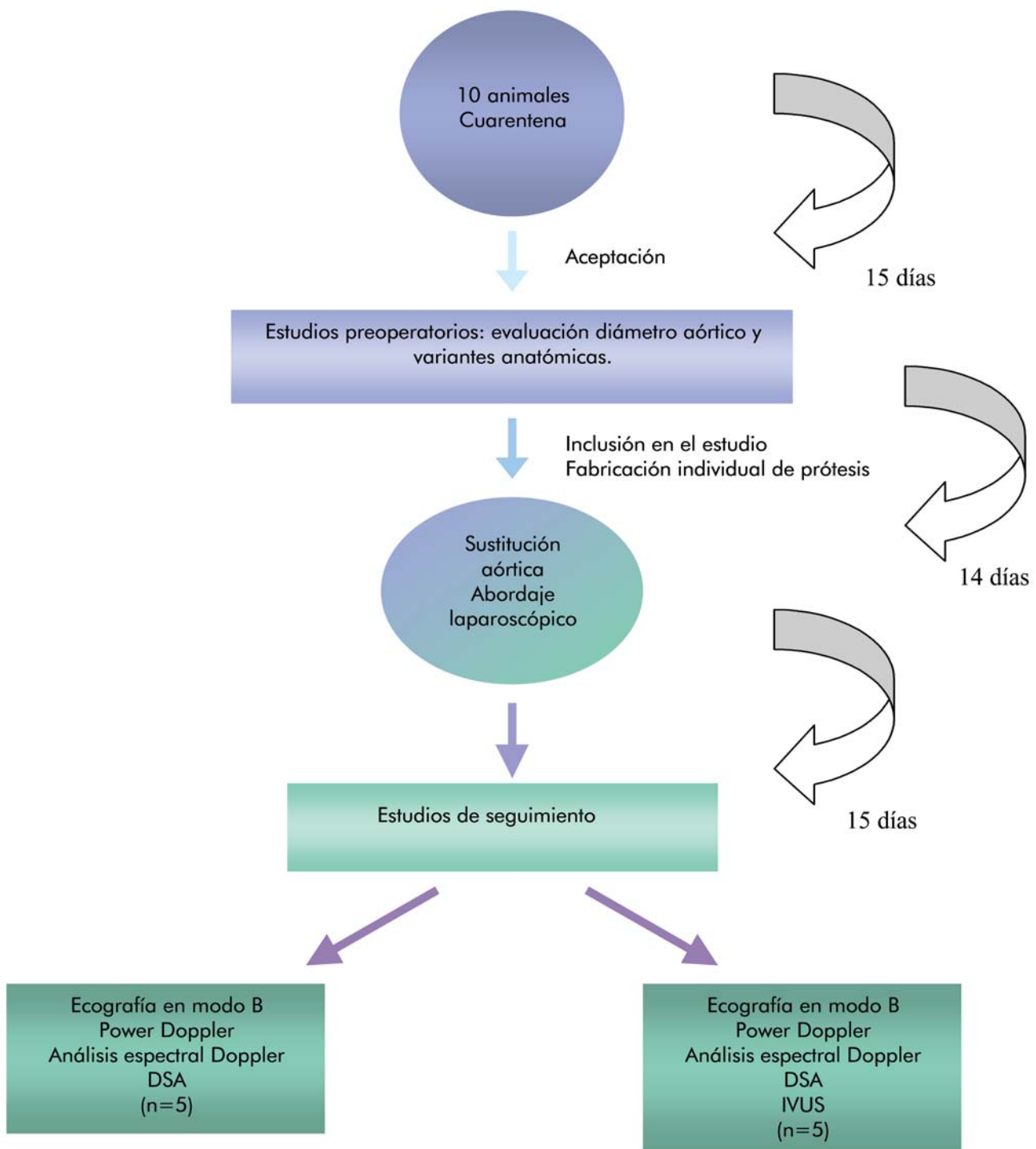
El reinicio de la dieta se efectuó de modo progresivo durante los tres primeros días tras la intervención. Así, el primer día se administraron tres tomas compuestas por 250 g de comida infantil (Potito[®] Grandote, Nutribén[®]), mezclado con aceite de oliva y una pequeña cantidad de pienso para cerdos. El segundo día se administraron tres tomas de 250 g de pienso para cerdos, mezclados con aceite de oliva. El tercer día se le administró la ración habitual de pienso (1kg), dividido en dos tomas. El cuarto día se procedió a reinstaurar la dieta habitual en una sola toma.

Durante las dos semanas de duración del estudio, los animales se mantuvieron en un estado de hipocoagulación mediante la administración diaria de un gramo de ácido acetilsalicílico (Aspirina[®], Bayer[®]), mezclado con un gramo de sucralfato (Urbal[®]) como protector de la mucosa gástrica, y 10 ml de comida infantil (Potito[®] Grandote, Nutribén[®]) para facilitar la aceptación de la medicación por parte de los animales.

Estudios de Diagnóstico por Imagen

En todo los animales los estudios de diagnóstico por imagen se realizaron mediante la combinación de ultrasonografía percutánea (ecografía en modo B, power Doppler y dúplex Doppler) y angiografía con sustracción digital (DSA)(n=10). La mitad de los individuos fueron además evaluados mediante ultrasonografía intravascular (IVUS)(n=5).

Durante los estudios con ecografía percutánea los animales fueron colocados en decúbito lateral derecho, con la zona lumbar izquierda completamente rasurada. La ecografía en modo B se llevó a cabo con ayuda de una sonda convexa de 5MHz, que permitió la valoración inicial de la aorta y tejidos adyacentes así como la localización de las



Esquema 1. Metodología general y aplicada a cada individuo.

estructuras de interés: arterias renales, aorta, prótesis, vena cava inferior y arterias ilíacas.

La evaluación con ultrasonografía Doppler se realizó con una sonda de 2-4MHz. La existencia de flujo sanguíneo y su densidad se valoraron con power Doppler. A continuación se obtuvieron medidas de los segmentos de interés, definidos posteriormente para cada fase del estudio. Por último, mediante el uso de dúplex Doppler, se analizó el patrón de flujo sanguíneo en las zonas definidas como de especial interés en cada fase del estudio.

Una vez finalizados los estudios ultrasonográficos percutáneos, los animales fueron colocados en decúbito dorsal. Tras rasurar y desinfectar la zona inguinal, y preparar el campo quirúrgico con paños estériles, se procedió a crear un acceso al sistema arterial mediante la técnica modificada de Seldinger, en una de las arterias femorales superficiales. Tras la colocación de una vaina de 6 Fr (Balt Extrusion®, Francia) se administró una dosis de heparina (150UI/Kg, IV) y, bajo control fluoroscópico, se avanzó un catéter *pig-tail* de 5Fr y 65 cm de longitud (Catéter Royal-Flush, Cook®) con marcadores radiopacos separados entre ellos 1cm. Dicho catéter se introdujo sobre una guía hidrofílica de 35" x 180cm, con punta angulada flexible de 3 cm (Radiofocus, Terumo®) para evitar lesiones en la pared arterial. Una vez comprobada la correcta posición del catéter, con el *pig-tail* situado cranealmente a las arterias renales, se realizó una angiografía con sustracción digital en proyecciones dorso-ventral y látero-lateral, mediante la inyección de medio de contraste iodado (Urografin, Schneider®) con la ayuda de un inyector mecánico a presión (Mark V Plus, Medrad®, Inc.).

Finalizada la angiografía se procedió a la realización de un estudio ultrasonográfico intravascular en la mitad de los individuos. Bajo control fluoroscópico se avanzó un catéter de ultrasonidos intravasculares de 6Fr y 20MHz hasta situarlo craneal al origen de las arterias renales. Mediante el uso de un sistema de retracción

mecánico se retiró dicho catéter a una velocidad constante de 0.5mm/s, explorando todo el trayecto aórtico de interés desde el origen de las arterias renales hasta la trifurcación de la aorta. La retirada del catéter se detuvo en los puntos de estudio para proceder a realizar las determinaciones del diámetro aórtico.

Una vez finalizados los estudios, y tras la retirada de la vaina de la arteria femoral, se obtuvo la hemostasia mediante compresión manual en la zona de punción durante 10 minutos.

Estudio Pre-operatorio

Antes de su inclusión en el estudio, todos los animales fueron sometidos a un estudio pre-operatorio mediante técnicas de ecografía percutánea en modo B, power Doppler y análisis espectral Doppler, DSA en proyecciones dorso-ventral y látero-lateral e IVUS, siguiendo el procedimiento descrito en el apartado de estudios de diagnóstico por imagen.

Durante la realización de los estudios pre-operatorios se efectuaron mediciones del diámetro aórtico en el segmento caudal a la arteria renal más caudal (identificado en el estudio como *aorta proximal*), en la zona media de la aorta infrarrenal (identificado en el estudio como *aorta media*) y en el segmento de aorta craneal a la trifurcación aórtica (identificado en el estudio como *aorta distal*).

En definitiva, los criterios de inclusión de los animales en el estudio fueron:

- Diámetro aórtico entre 8 y 10.5 mm.
- Anatomía normal o variantes anatómicas que no afectasen al procedimiento quirúrgico.

Los animales que no cumplieron con todos los requisitos especificados anteriormente fueron desechados de este estudio.

Protocolo Quirúrgico

Antes de iniciar la intervención se procedió al rasurado y desinfección del área abdominal, comprendida desde la apófisis xifoides del

esternón hasta el pubis, así como de la pared abdominal lateral izquierda, desde la línea media dorsal hasta la línea alba. Una vez que los animales fueron trasladados al quirófano se procedió a preparar el campo quirúrgico según el procedimiento habitual (antisepsia cutánea y colocación de paños estériles).

En la primera fase de la intervención los animales fueron colocados en decúbito dorsal. En primer lugar se procedió a crear un acceso al sistema arterial mediante la técnica modificada de Seldinger, descrita previamente. En este caso se utilizó una vaina de 7Fr y 40 cm de longitud (Introducer Check-Flo Performer®, Contralateral Flexor®, Balkin Up&Over®, Cook®), cuyo extremo se dejó localizado en la trifurcación de la aorta. Dicha vaina quedó fijada a la piel mediante unos dispositivos fijadores de silicona

(Fig.5), para evitar que se desplazase durante la intervención.

A continuación se procedió a crear el neumoperitoneo, con una aguja de neumoperitoneo (Surgineedle, Autosuture®, USS®) insertada en la línea media abdominal, a uno o dos centímetros caudal a la apófisis xifoides del esternón. Inicialmente el neumoperitoneo se indujo con un flujo bajo (1L/min), para evitar alteraciones cardiopulmonares y la distensión brusca de la pared abdominal y del diafragma, hasta alcanzar una presión máxima de 16 mmHg.

Tras la creación del neumoperitoneo, los animales fueron situados en decúbito lateral derecho, con apoyo lumbar para facilitar el abordaje laparoscópico y la exposición de la aorta (Fig.6). Esta posición se mantuvo durante

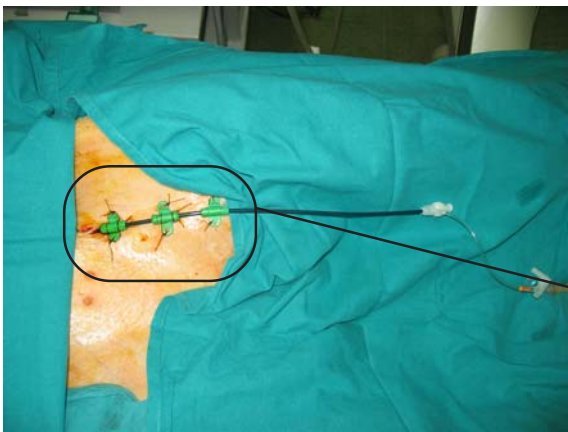


Fig. 5a.

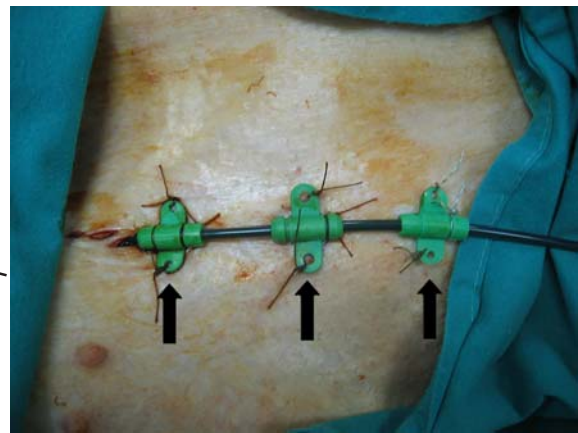


Fig. 5b.

Fig. 5. Vaina fijada a la zona inguinal y extremidad posterior izquierda (a); detalle de los dispositivos de silicona empleados para evitar el desplazamiento de la vaina (flechas) (b).



Fig. 6a.

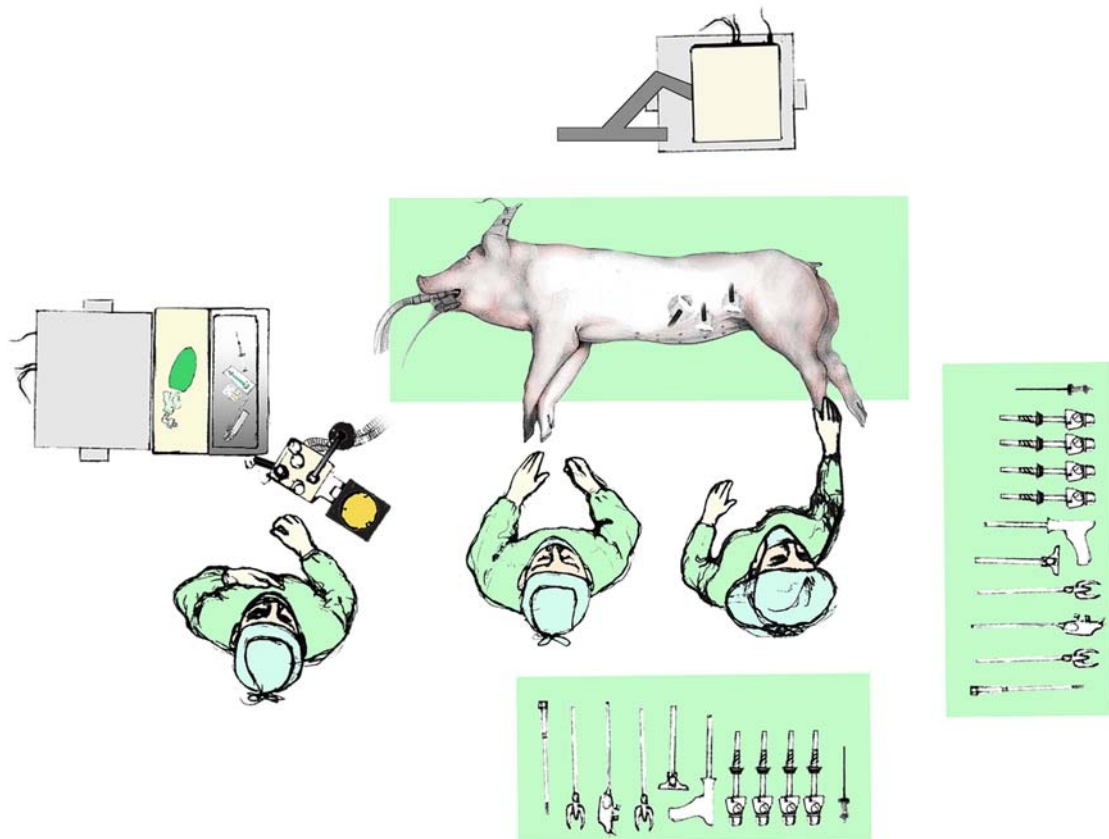


Fig. 6b.

Fig. 6. Posición del equipo quirúrgico durante la fase laparoscópica de la intervención (a); ilustración que muestra la disposición del equipo quirúrgico, posición del paciente, situación del instrumental y equipos auxiliares empleados en esta fase (b).

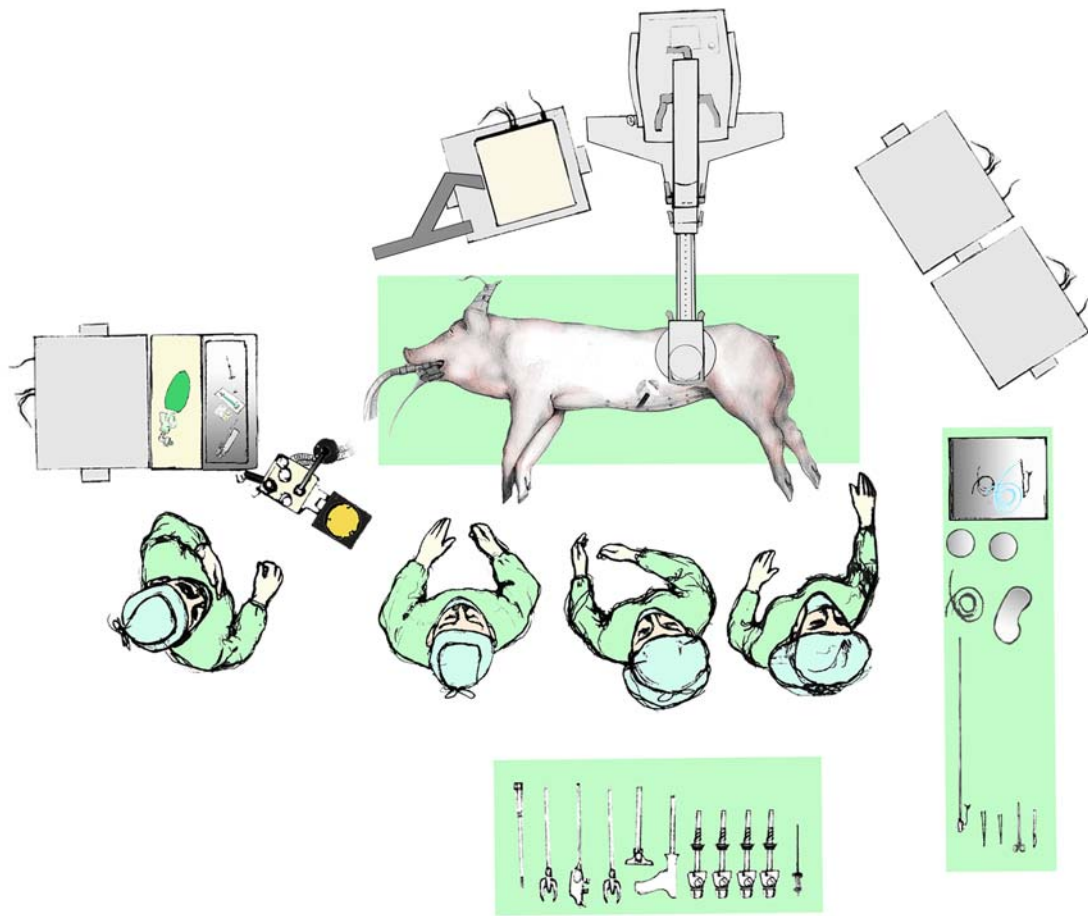


Fig. 7. Detalle gráfico de la distribución del quirófano durante las maniobras de liberación de la prótesis y dilatación de los sistemas de fijación. En esta fase se requieren la combinación de maniobras endoluminales y laparoscópicas.

la dilatación de la prótesis bajo control fluoroscópico (Fig. 7). Tras la introducción de la primera puerta de acceso laparoscópico el rango de presión intra-abdominal se redujo a 12-14 mmHg, manteniéndose en estos valores durante todo el procedimiento.

Todos los trocares (Versaport, Autosuture®, USS®), exceptuando el insertado en primer lugar, se introdujeron en la cavidad abdominal bajo control laparoscópico. Los trocares se situaron tal como se describe a continuación (Fig.8):

- El primero, de 11 mm, se situó en la región abdominal lateral izquierda, a unos 14 cm de la cicatriz umbilical, y fue utilizado

para introducir la óptica laparoscópica (Hopkins II, 0°Karl Storz®, Germany).

- El segundo trocar, también de 11 mm, se emplazó en la región abdominal izquierda, localizado craneal y ventralmente a la primera puerta laparoscópica, y fue usado para introducir el instrumental manejado por el cirujano con la mano izquierda.

- El tercer trocar, de 11 mm, se situó en la fosa paralumbar izquierda, en posición caudal y ventral al primero, y que fue destinado al manejo del instrumental con la mano derecha del cirujano.

- Dorsalmente al primer trocar se introdujo un cuarto trocar, de 3.5 mm (Karl Storz®, Germany), para el manejo del instrumental empleado por el primer ayudante.



Fig. 8. Disposición de los trocares y clamps vasculares.

Seguidamente se procedió a realizar una exploración de la cavidad abdominal para evaluar el estado general de las vísceras, con especial interés en la zona de entrada de la aguja de neumoperitoneo para descartar las posibles lesiones causadas por la inserción «a ciegas» de la misma.

En el caso de las hembras, antes de iniciar la disección de la aorta, se procedió a suspender el ovario izquierdo de la pared abdominal con la ayuda de un punto de sutura (Dexon II 2/0), para evitar que interfiriese en las maniobras de

disección de la porción distal de la aorta (Fig. 9). Al desplazar el ovario se observa el origen de la arteria mesentérica caudal (Fig. 9), empleado como límite distal de la disección aórtica. El punto de sutura fue retirado al concluir la intervención.

La exposición de la aorta, realizada desde el origen de las arterias renales hasta la trifurcación de dicha arteria, se inició con la disección y apertura del peritoneo (Fig.10 y 11), mediante el uso combinado de disector y tijeras (Endo-minishears, Autosuture®, USS®) conectadas a la fuente de electrocoagulación. Combinando electrocoagulación y disección roma se independizó el segmento de aorta infrarrenal comprendido entre la arteria renal, con origen más bajo, y la arteria mesentérica caudal (Fig.12).

La aorta se disecó circunferencialmente en las zonas craneal y caudal del segmento de interés (Fig.13 y 14), colocando sendas cintas de silicona (Fig.15) que permitiesen la tracción de la aorta, facilitando de este modo la posterior colocación de los clamps laparoscópicos.

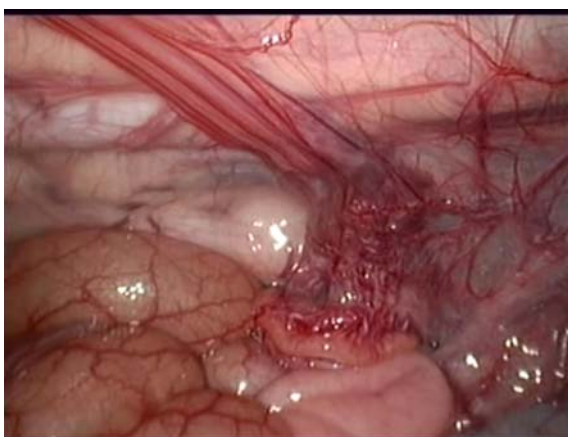


Fig. 9a.

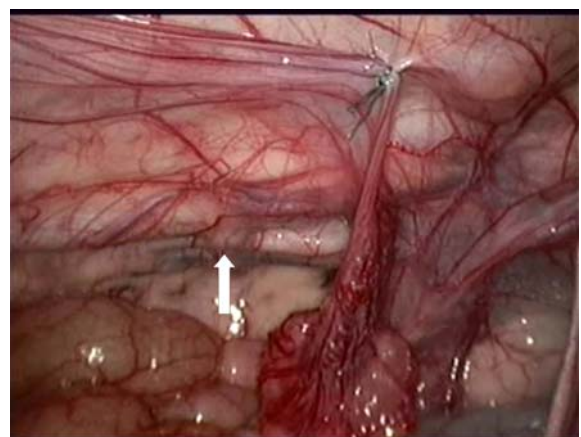


Fig. 9b.

Fig. 9. Detalle de la situación del ovario izquierdo cubriendo la parte distal de la aorta infrarrenal (a); tras suspender el ovario con un punto de sutura se observa el origen de la arteria mesentérica caudal (flecha)(b).

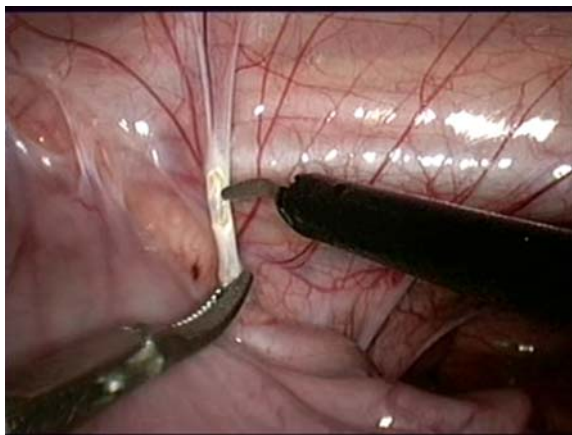


Fig. 10. Inicio de las maniobras de disección con la apertura del peritoneo.

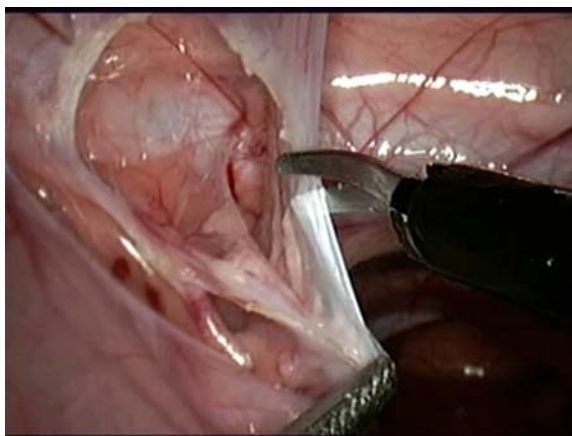


Fig. 11. La apertura del peritoneo se realiza en sentido caudal, con ayuda de las tijeras conectadas al equipo de electrocoagulación.

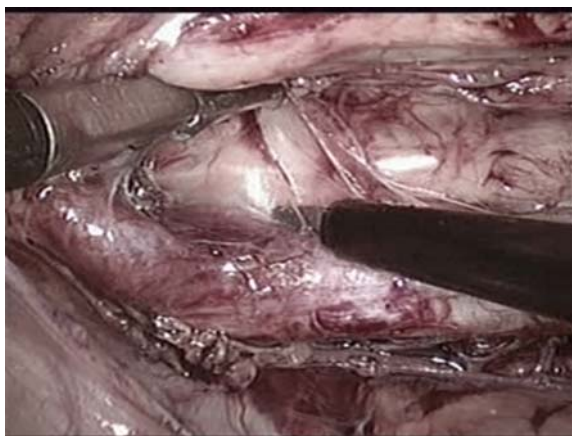


Fig. 12a.

Durante el procedimiento se localizaron y disecaron las arterias lumbares (Fig. 16), que posteriormente fueron ocluidas con clips laparoscópicos (Endo-Clip[®], Autosuture[®], USS[®]) (Fig.17) para evitar el sangrado retrógrado durante la colocación de la prótesis.

Finalizada la disección (Fig. 18), y antes de proceder a la oclusión del flujo sanguíneo aórtico, se administró heparina (200UI/Kg) (Heparina 5%, Leo, Altana Pharma[®]) demorando la intervención durante 10 minutos para permitir su difusión por todo el organismo. En este intervalo de tiempo se introdujeron los clamps laparoscópicos (Karl Storz[®], Germany) en la cavidad abdominal a través de pequeñas incisiones cutáneas, sin emplear trocares. El clamp craneal se situó en posición subcostal y el caudal se colocó junto a la espina iliaca (Fig.7). Antes del cierre de los clamps se avanzó, bajo control fluoroscópico, una guía hidrofílica (Glidewire Terumo[®]) hasta dejarla situada en posición caudal al clamp distal. Sobre esta guía se avanzó el balón de dilatación (Catéter Balón de 10x40mm para Angioplastia Pursuit[®], Cook[®]) hasta que su extremo proximal quedó localizado en el extremo de la vaina.

Se efectuó, en primer lugar, el clampado proximal de la aorta (Fig. 19) y posteriormente se cerró el clamp caudal (Fig. 20). La

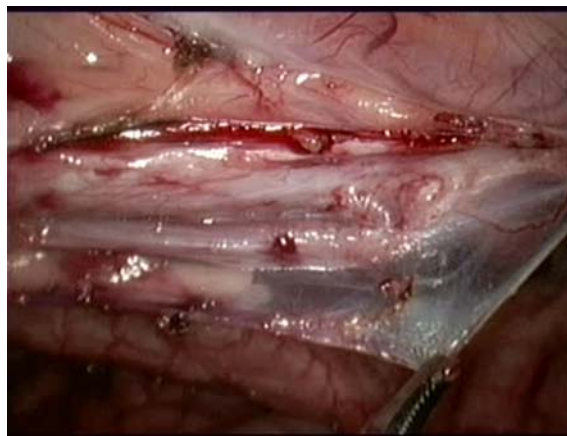


Fig. 12 b.

Fig. 12. La incisión en el peritoneo se extiende desde la arteria renal izquierda (a) hasta el origen de la arteria mesentérica caudal (b).

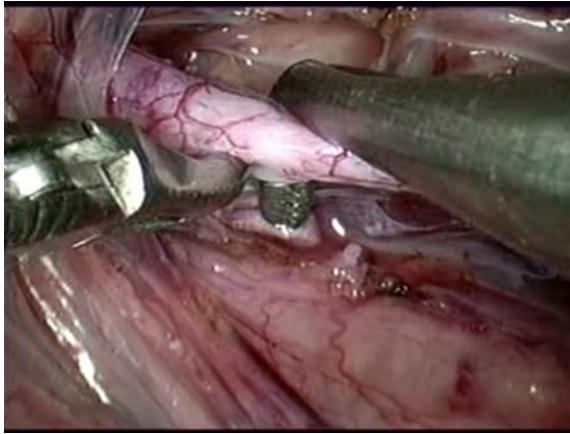


Fig. 13a,

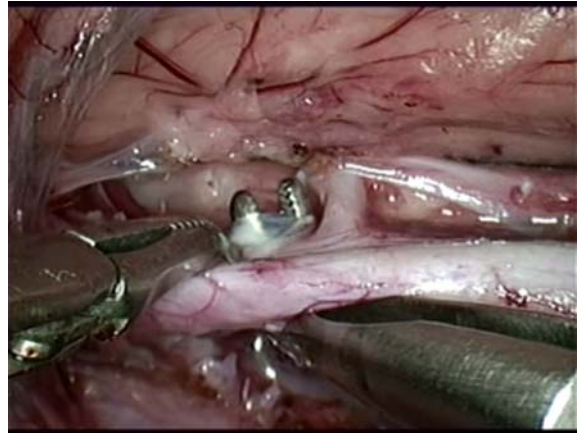


Fig. 13b.

Fig. 13. Maniobras de disección de la parte posterior de la aorta entre la arteria renal izquierda y la primera arteria lumbar (a y b).

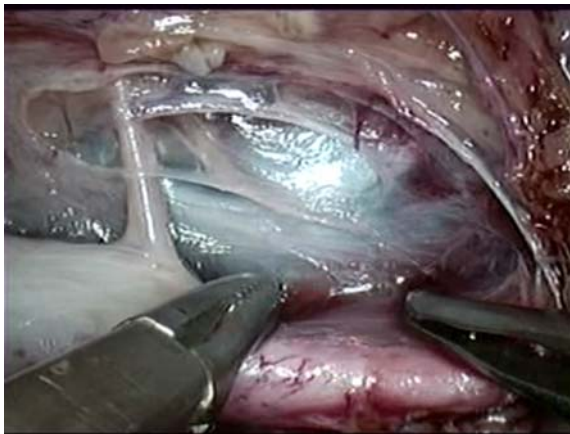


Fig. 14. La disección circunferencial de la aorta distal requiere una delicada manipulación de la misma al encontrarse estrechamente relacionada con la vena cava caudal.

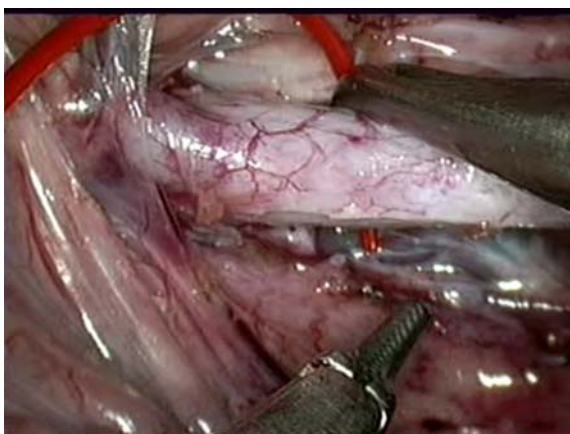


Fig. 15a.

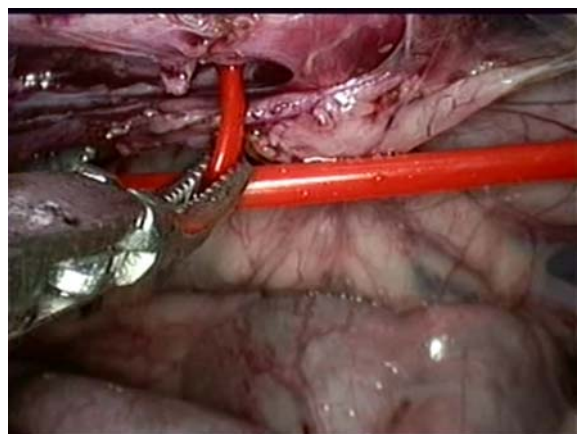


Fig. 15b.

Fig. 15. Finalizada la disección de los segmentos proximal y distal de la aorta, se colocaron sendas cintas de silicona para facilitar la tracción de la aorta y permitir el emplazamiento de los clamps laparoscópicos (a y b).

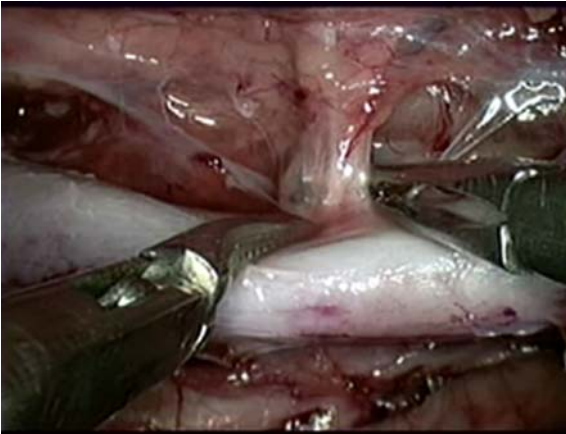


Fig. 16a.

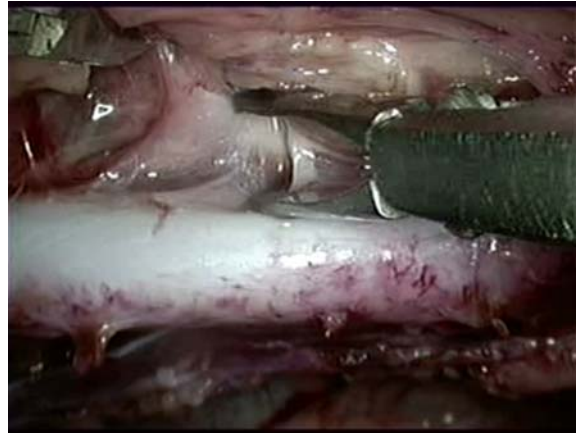


Fig. 16b.

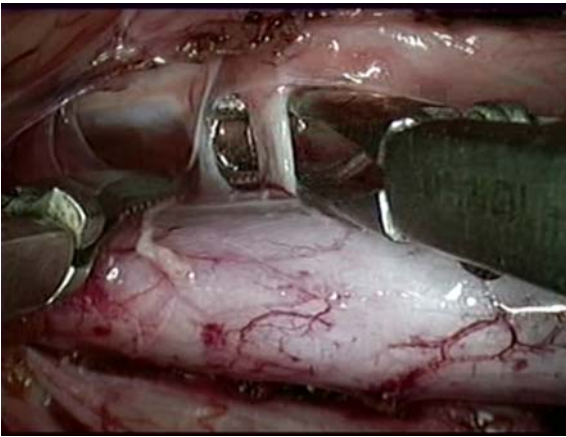


Fig. 16c.

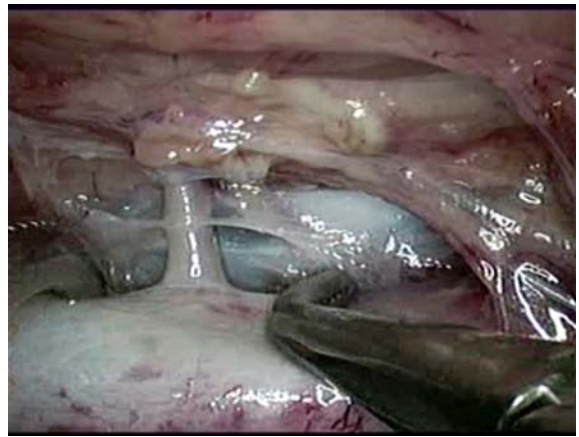


Fig. 16d.

Fig. 16. Diferentes momentos de las maniobras de disección de las arterias lumbares. Se empleó un disector con el extremo de las mandíbulas en ángulo recto (a, b, c, y d).

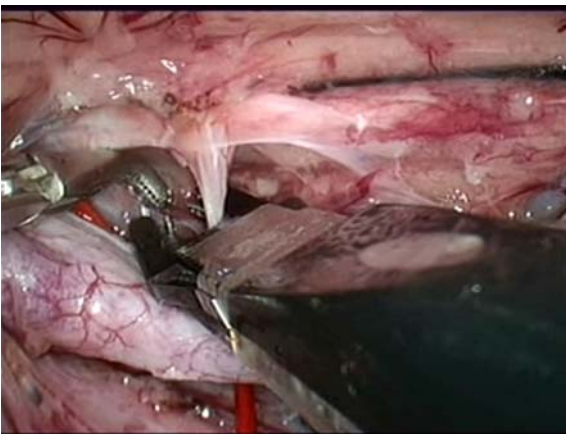


Fig. 17a.

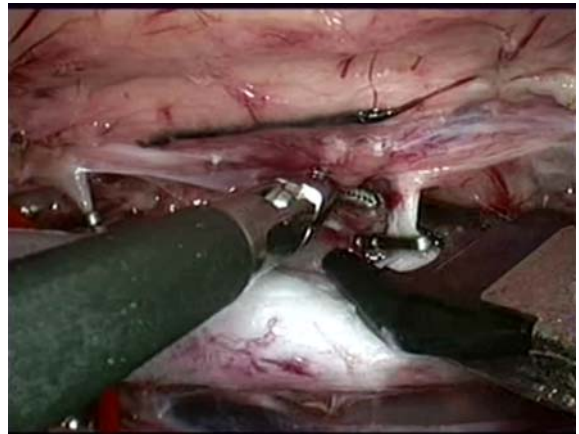


Fig. 17b.

Fig. 17. La oclusión de las arterias lumbares con clips laparoscópicos se efectuó bajo un riguroso control visual, para evitar atrapar de modo accidental estructuras adyacentes a dichas arterias y asegurar una correcta colocación de los clips (a y b).

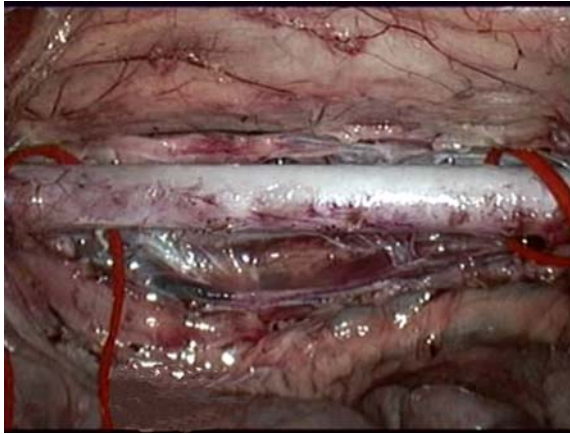


Fig. 18. Detalle de la disección de la aorta. Se observan las cintas de silicona preparadas para facilitar la colocación de los clamps.

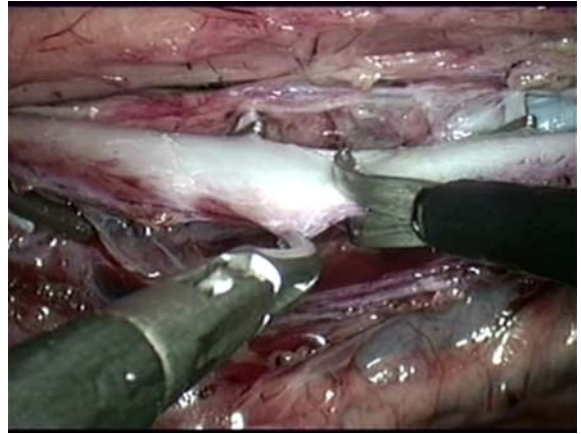


Fig. 21. La aortotomía se ejecutó en sentido transversal a la aortal. Para ello se ejerce una leve tracción de la túnica adventicia de la aorta.

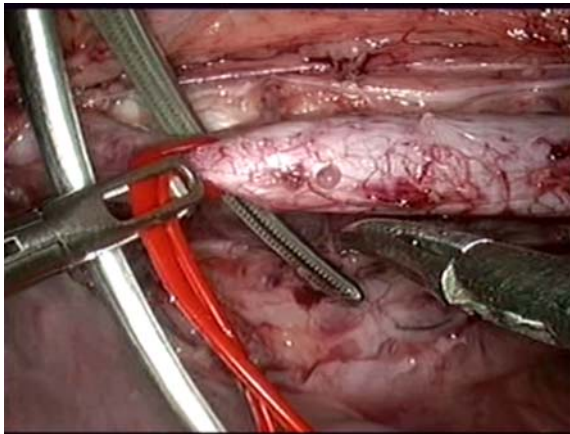


Fig. 19. La colocación del clamp craneal se facilita con ayuda de una cinta de silicona.



Fig. 22. Detalle de la aortotomía finalizada.

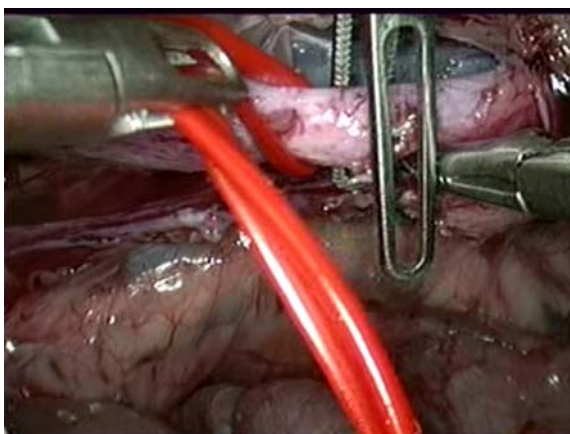


Fig. 20. La entrada del clamp caudal se facilita ejerciendo una suave tracción de la aorta mediante una cinta de silicona.



Fig. 23. Los muñones de la aorta se lavan con abundante suero heparinizado para eliminar los restos de sangre.

aortotomía (Fig. 21 y 22) se realizó en sentido transversal, de modo que permitiese colocar la prótesis concluyendo sendas anastomosis término-terminales.

Tras la aortotomía se lavó el interior de la aorta con suero heparinizado (5000UI/1L), eliminando los restos de sangre y coágulos que hubiesen quedado en el interior de la arteria (Fig.23). Para ello se empleó una cánula de punta flexible que permite modificar fácilmente la orientación de su extremo con las pinzas de laparoscopia.

La prótesis se introdujo en la cavidad abdominal a través de un trocar de 10mm, sujeta

con una pinza de presión por una de las vainas protectoras. Una vez dentro de la cavidad abdominal, la prótesis se montó en la pinza de presión orientada paralelamente a la aorta y con la sutura del sistema de liberación enfrentada a la cámara (Fig.24). Con ayuda de un disector laparoscópico se ejerció una suave tracción de la túnica adventicia del muñón aórtico craneal, para dilatar la boca del mismo, y facilitar así la introducción de la prótesis. El sistema de liberación se introdujo en la aorta, dejando fuera de la misma el último segmento de la vaina que incluía el nudo de la sutura que cierra el sistema de liberación (Fig. 24). Una vez dentro de la



Fig. 24a.



Fig. 24b.



Fig. 24c.



Fig. 24d.

Fig. 24. Diferentes maniobras de colocación y liberación del stent craneal. Preparación del dispositivo (a); sistema de liberación craneal fijado en el muñón de la aorta (b); corte de la sutura que cierra el sistema de liberación (c); extracción de la protección y liberación del stent craneal (d).

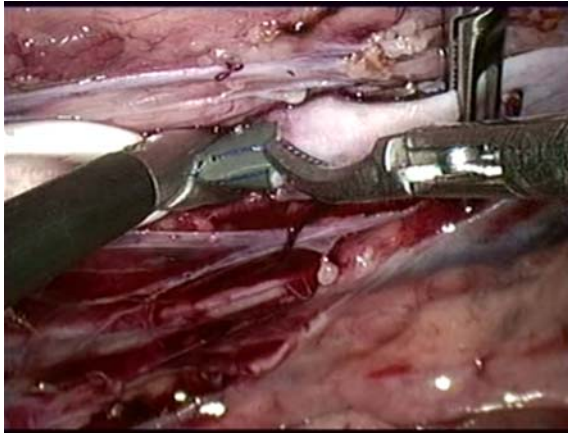


Fig.25a.

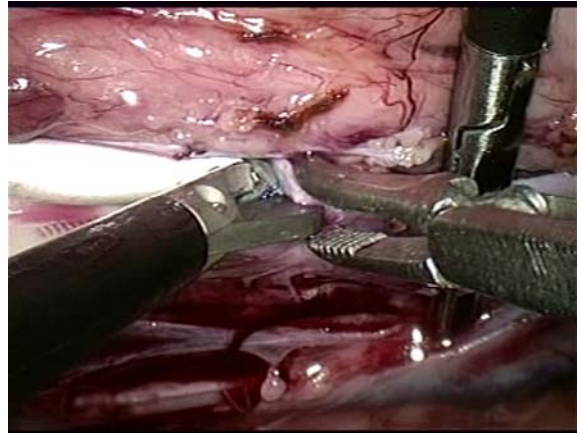


Fig. 25b.

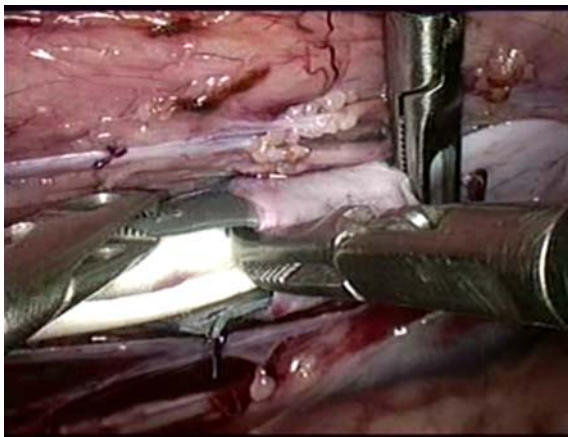


Fig. 25c.

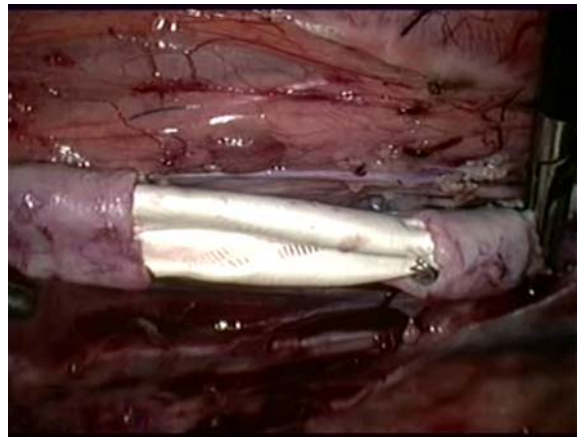


Fig. 25d.

Fig. 25. Para efectuar la liberación del stent caudal se usan las mismas maniobras que en el stent craneal pero en este caso dirigidas por la mano izquierda del cirujano (a, b y c). Una vez liberados ambos extremos se comprueba el correcto anclaje de de la prótesis (d).

luz de la aorta, y para evitar desplazamientos accidentales del mismo, el sistema de liberación fue fijado con ayuda de un disector, presionando suavemente desde el exterior de la arteria (Fig.24). La apertura de la vaina se efectuó cortando la sutura con ayuda de unas tijeras con punta en pico de loro (Endo-sciz®, Autosuture®, USS®) (Fig.24). Una vez abierta la vaina, el disector se desplazó para sujetar la prótesis desde el borde del muñón de la aorta, mientras que con la pinza de prensión se retira suavemente la vaina hasta completar la extracción de la misma (Fig.24).

Acto seguido se procedió a realizar las mismas maniobras para liberar el stent caudal, aunque en este caso el procedimiento se efectuó dirigido por la mano izquierda del cirujano (Fig.25).

Una vez finalizada la liberación de ambos stents se procedió a la apertura del clamp caudal (Fig. 26) a la vez que, bajo control fluoroscópico, se avanzó un balón de dilatación hasta hacer coincidir la zona central del mismo con el punto medio del stent caudal. Se dilató dicho balón hasta alcanzar la presión máxima de inflado (14 bar), facilitando de este modo la



Fig. 26a.



Fig. 26b.

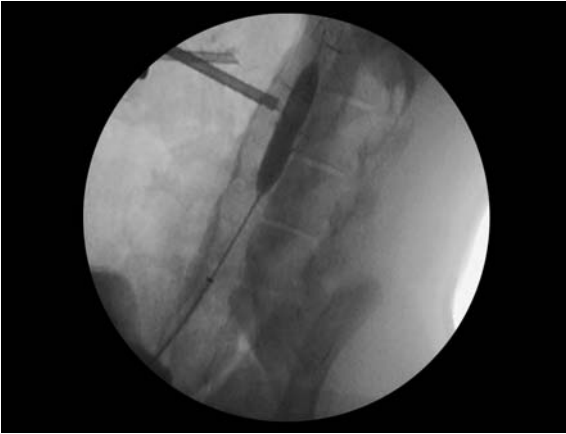


Fig. 26c.

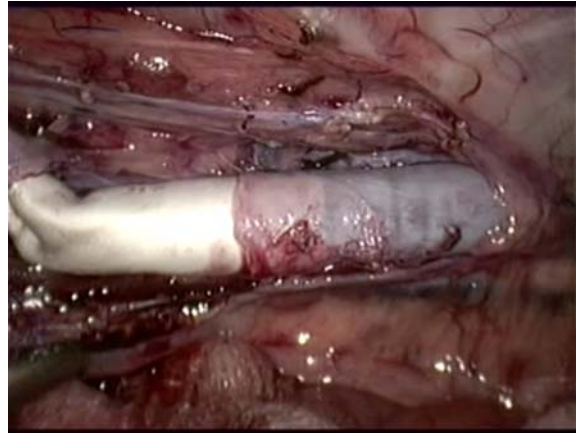


Fig. 26d.

Fig. 26. Dilatación del stent caudal. Guía y balón introducidos en la luz aórtica y situados distalmente al clamp caudal (a); la apertura de dicho clamp fue sucedida inmediatamente por el avance de la guía y el balón de dilatación hasta situarlo en su correcto emplazamiento (b); imágenes fluoroscópica (c) y laparoscópica (d) durante la dilatación del sistema de fijación caudal.

completa dilatación del stent y su anclado en la pared aórtica (Fig.26).

A continuación, y tras desinflar por completo dicho balón, éste fue desplazado en sentido craneal, al tiempo que se procedió a la apertura del clamp proximal, repitiendo la técnica de dilatación del stent (Fig. 27). Tras vaciar el balón se comprobó la ausencia de fugas y la presencia de pulso en las zonas de la aorta proximal y distal a la prótesis.

La intervención prosiguió con el cierre del peritoneo mediante sutura continua con material

reabsorbible de 2/0 (Dexon®II V-20, USS-DG®)(Fig.28). Para facilitar esta maniobra se redujo la presión intraabdominal a 8 mmHg. Una vez concluida dicha sutura se procedió a retirar el neumoperitoneo, retirar los trocares y cerrar las heridas cutáneas en dos capas, siguiendo la sistemática habitual, empleando material de sutura reabsorbible (Dexon 0, USS-DG®).

Finalizada la intervención quirúrgica, los animales fueron colocados en decúbito dorsal, para realizar un control angiográfico y de ultrasonografía intravascular y evaluar de modo inmediato la correcta colocación de la prótesis.



Fig. 27a.

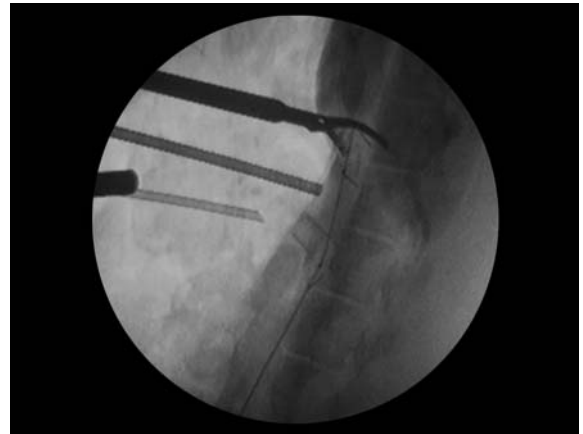


Fig. 27b.

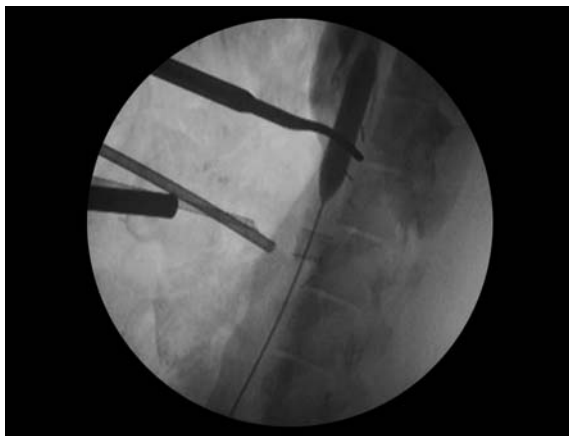


Fig. 27c.

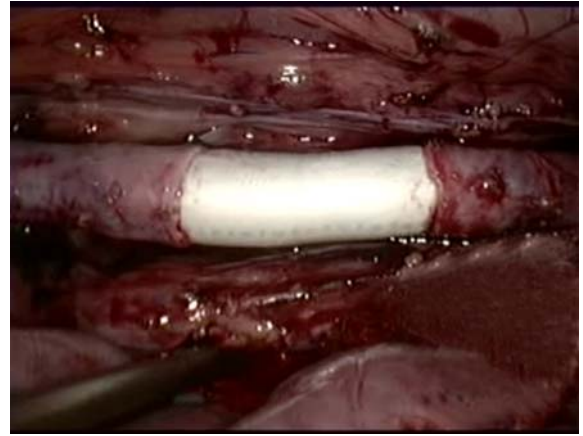


Fig. 27d.

Fig. 27. Tras vaciar el balón se avanza la guía hasta situarla distalmente al clamp craneal (a); una vez abierto el clamp craneal se avanza el balón hasta hacer coincidir su zona media con el stent craneal (b); el sistema de fijación craneal es dilatado bajo control fluoroscópico (c) y laparoscópico (d).

Durante la intervención quirúrgica se obtuvieron una serie de variables cuantitativas, que fueron objeto de análisis al finalizar el estudio, y que son:

- Tiempo total de la intervención.
- Tiempo total de disección.
- Tiempo total de oclusión aórtica.
- Tiempo total para la liberación del stent proximal.
- Tiempo total para la liberación del stent distal.

Seguimiento Post-operatorio

Todos los animales fueron sometidos a un estudio de seguimiento, transcurridas dos semanas desde la intervención, donde se definieron cinco áreas consideradas de interés, en las que se obtuvieron las medidas de los diámetros y valores del flujo aórticos y que constituyen parte de las variables cuantitativas de este estudio:

- Segmento de la aorta comprendido entre las arterias renales y el stent craneal de la prótesis (identificado en el estudio como *aorta proximal*).

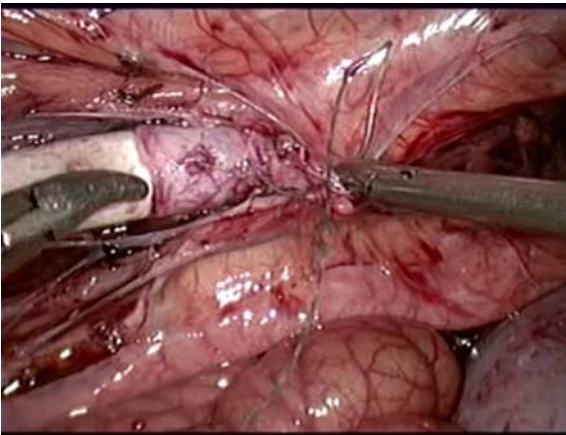


Fig. 28a.

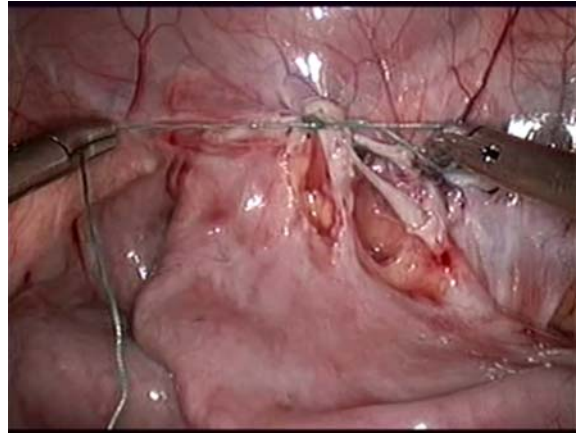


Fig. 28b.

Fig. 28. Imágenes del cierre del peritoneo mediante maniobras de sutura laparoscópica intracorpórea (a y b).

- Stent craneal de la prótesis.
- Prótesis.
- Stent caudal de la prótesis.
- Segmento de la aorta comprendido entre el stent caudal de la prótesis y la trifurcación de la aorta (identificado en el estudio como *aorta distal*).

Tras concluir cada seguimiento, los animales fueron recuperados de la anestesia y se mantuvieron en observación en la UCI durante 24 horas. Finalmente fueron trasladados a su alojamiento habitual.

Análisis Estadístico

Cada una de las variables se describió mediante la media \pm desviación estándar (SD). Se realizó la prueba de *Kolmogorov-Smirnov* para verificar la hipótesis de que las variables se ajustan a una distribución normal, siendo este

hecho comprobado en todas las variables estudiadas.

La posible existencia de diferencias estadísticamente significativas entre los diámetros internos de la aorta y prótesis en las zonas de estudio, mediante DSA e IVUS en el estudio pre-operatorio y en el realizado dos semanas después de la implantación de la prótesis, así como las diferencias entre las medias del tiempo consumido durante la liberación del sistema de fijación craneal frente al caudal, se determinaron mediante un análisis de varianza unifactorial (ANOVA).

En el caso de encontrar diferencias estadísticamente significativas entre las medias de las distintas variables, dichas diferencias entre medias se establecieron *a posteriori* mediante una prueba de Tukey con un nivel de significación $p < .05$.

IV. Resultados

Resultados de los Estudios Pre-operatorios

Los resultados de los análisis hematológicos demostraron el correcto estado de salud de los diez animales antes de la intervención, encontrándose todos los parámetros considerados dentro de los límites normales para la especie porcina.

Los estudios de diagnóstico por imagen demostraron gran variabilidad en el origen de las arterias renales (Fig. 29, 30, 32, 36-39 y 40a). Así, en el 40% de los casos ambas arterias presentaban su origen en el mismo nivel (Fig. 36, 37 y 40a). Otro 40% de los animales mostró el origen de la arteria renal derecha situado cranealmente a su homónima del lado opuesto (Fig. 39). En dos de los animales, P06 y P08, la arteria renal derecha presentaba su origen caudal a la arteria renal izquierda (Fig. 30 y 38), por lo que la primera fue la empleada como referente para establecer el límite craneal de la disección.

El estudio pre-operatorio con ecografía percutánea en modo B permitió la correcta identificación de todas las estructuras de interés. No se apreciaron alteraciones renales en ninguno de los animales seleccionados en el estudio. En el caso del animal P05 el riñón izquierdo se encontraba localizado en una posición más caudal a lo habitual en la especie porcina, y se asociaba con un origen muy caudal de la arteria renal izquierda, tal y como se confirmó posteriormente con la evaluación realizada con angiografía con sustracción digital (Fig. 39).

El estudio con ultrasonografía en modo power Doppler permitió comprobar la normalidad del flujo en la aorta, arterias renales y arterias iliacas (Fig. 32 y 33). El análisis espectral Doppler reveló que el relleno de la ventana espectral, que refleja la existencia de turbulencias, es una característica común en el patrón de flujo de la aorta porcina (Fig. 34), aunque no es constante en todo su trayecto (Fig. 35). La presencia de leve flujo inverso en la zona de la trifurcación de la aorta también fue identificado como una característica normal del patrón de flujo en la especie porcina (Fig. 35).

La evaluación con DSA permitió observar el recorrido normal de la aorta infrarrenal (Fig. 36 y 37). En todos los casos (Fig. 36-39) se encontraron tres arterias lumbares cuyo origen se comprendía entre el segmento de aorta limitado por la arteria renal más baja y la arteria mesentérica inferior, aunque la posición de dichas arterias lumbares en este segmento presentó una gran variabilidad. Para facilitar el análisis de los resultados dichas arterias fueron identificadas como primera, segunda y tercera, comenzando la numeración en la arteria localizada más cranealmente.

La valoración de la aorta infrarrenal con IVUS permitió la evaluación del origen de las arterias renales, de la pared aórtica y de la relación de la aorta con las estructuras adyacentes (Fig. 40). Los IVUS permitieron, además, la valoración de la capa íntima de la aorta porcina (Fig. 40c y 40d).



Fig. 29. Imagen ultrasonográfica en modo B correspondiente a la sección longitudinal de la aorta abdominal del animal P07, en el periodo pre-operatorio. Se observa el origen de la arteria renal izquierda (flecha).



Fig. 31. Imagen ultrasonográfica en modo B correspondiente a la sección longitudinal de la trifurcación de la aorta del animal P10, en el periodo pre-operatorio. La flecha señala la trifurcación de la aorta.



Fig. 30. Imagen ecográfica en modo B correspondiente a la sección longitudinal de la aorta abdominal en el animal P06, en el periodo pre-operatorio. Se observa el origen de la arteria renal derecha, caudal a la arteria renal izquierda y que se bifurca prácticamente en su origen.

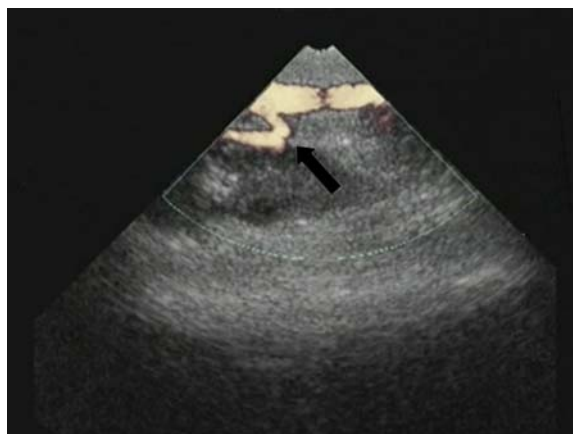


Fig. 32. Imagen de ultrasonografía con power Doppler correspondiente a la sección longitudinal de la aorta abdominal del animal P07, en el estudio pre-operatorio. Se observa la arteria renal derecha (flecha).

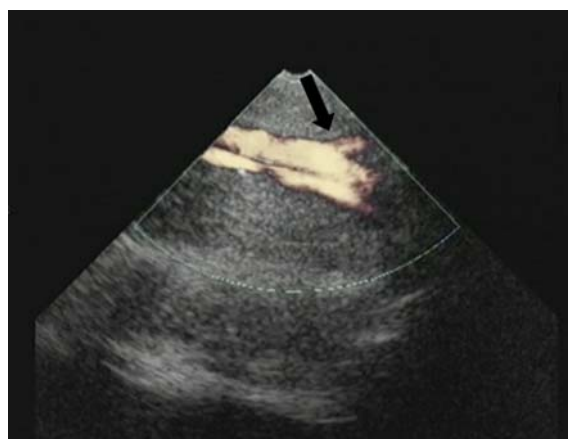


Fig. 33. Imagen ultrasonográfica con power Doppler correspondiente a la zona de la tifercación aórtica del animal P09, en el estudio pre-operatorio. Se identifica la división de la aorta en las arterias iliacas (flecha).

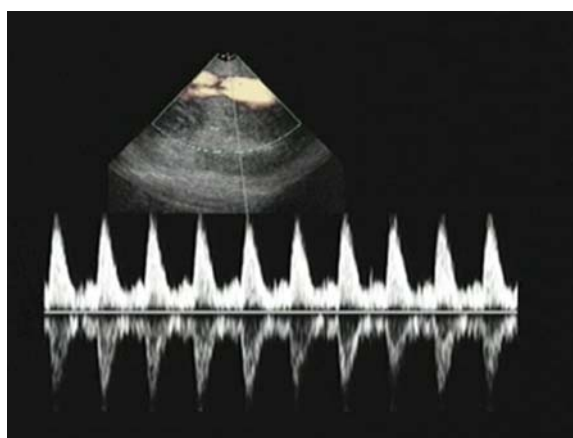


Fig. 34. Análisis espectral Doppler correspondiente a la zona media de la aorta infrarrenal, realizado en el animal P09, durante el estudio pre-operatorio. Se aprecia el patrón de flujo normal.

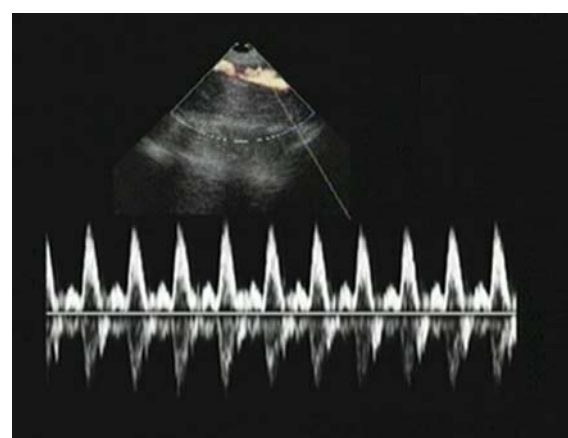


Fig. 35. Análisis espectral Doppler correspondiente a la zona más distal de la aorta, realizado en el animal P07 durante el estudio pre-operatorio. El espectro refleja el patrón de flujo normal en esta zona.

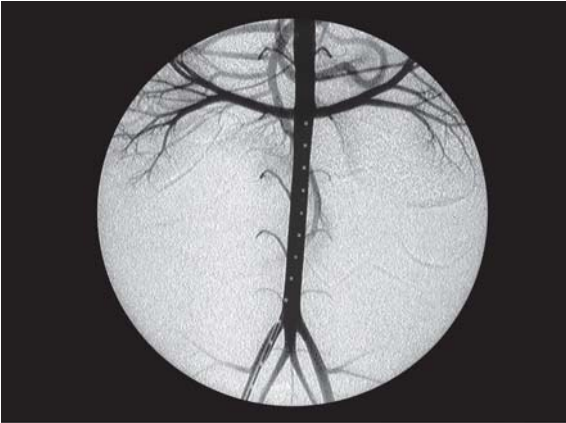


Fig. 36. P04. Angiografía con sustracción digital (DSA), en proyección dorso-ventral, realizada en el animal P04 durante el estudio pre-operatorio. Ambas arterias renales se originan al mismo nivel de la aorta.

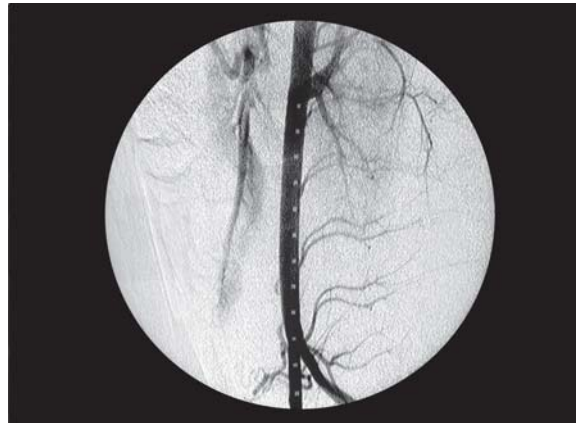


Fig. 37. DSA en proyección látero-lateral obtenida en el animal P04 durante la evaluación pre-operatoria. Se observa el recorrido normal de la aorta infrarrenal en la especie porcina.

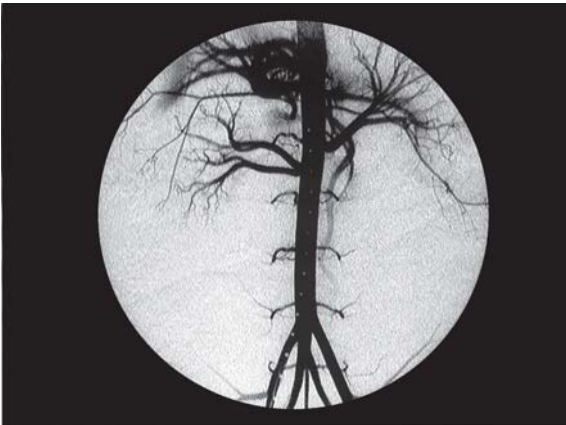


Fig. 38. DSA en proyección dorso-ventral correspondiente al animal P06, obtenida en el estudio pre-operatorio. Al igual que en la exploración ecográfica, el estudio angiográfico muestra el origen de la arteria renal derecha caudal a la izquierda y bifurcada prácticamente desde su nacimiento.

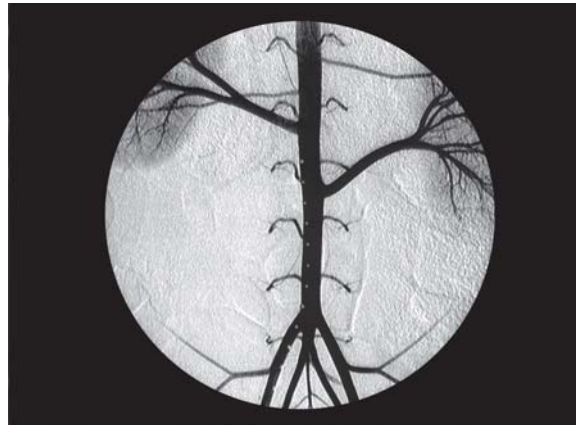


Fig. 39. DSA en proyección dorso-ventral obtenida durante el estudio pre-operatorio realizado en el animal P05. El origen de la arteria renal izquierda se sitúa visiblemente más caudal a la arteria renal derecha.

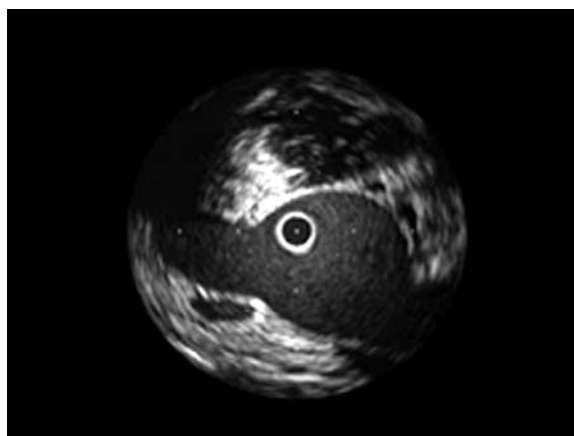


Fig. 40a.

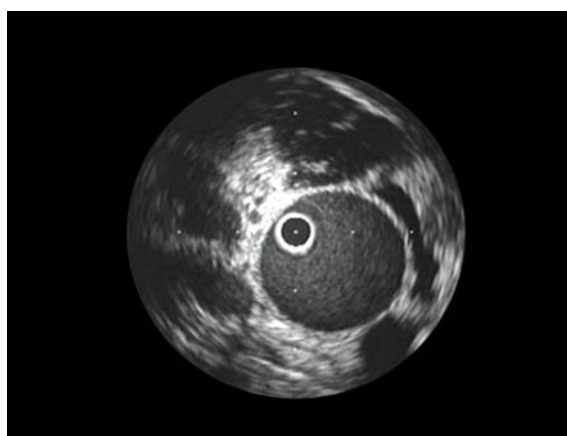


Fig. 40b.

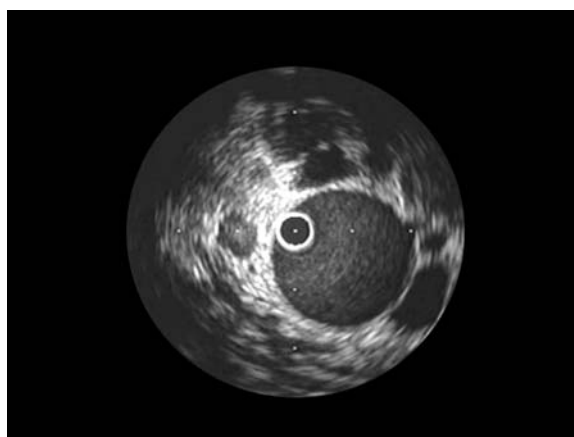


Fig. 40c.

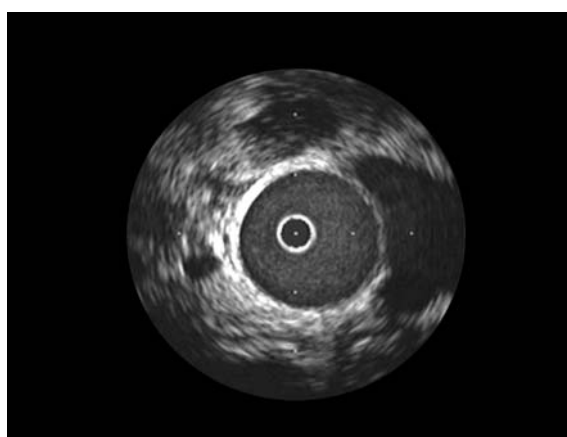


Fig. 40d.

Fig. 40. Secuencia de imágenes de ultrasonografía intravascular (IVUS) realizado en el animal P07 durante la evaluación pre-operatoria. El estudio se inició por encima de las arterias renales, permitiendo el estudio del origen de las mismas (a), el estudio del segmento de aorta proximal (b), la aorta media (c) y la zona más distal del segmento de aorta infrarrenal (d).

Las dimensiones pre-operatorias de la aorta (diámetro y longitud) de los animales integrantes del estudio quedan reflejadas en la tabla III. Cabe destacar que el animal P05 presentaba el origen de la arteria renal izquierda muy caudal, por lo que la longitud del segmento aórtico de interés para el estudio era de 51.4 mm.

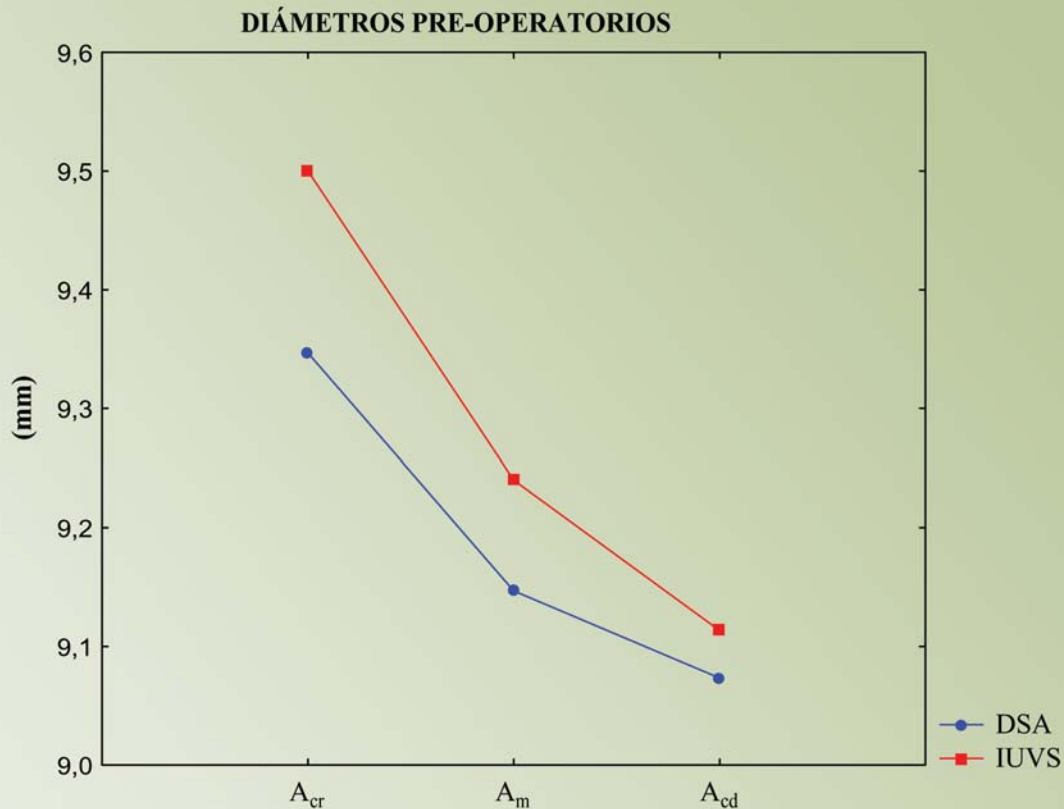
A pesar de las diferencias que se observan entre las medidas obtenidas con DSA y con IVUS, el análisis estadístico de las medidas pre-operatorias no demostró diferencias significativas entre ambos medios de diagnóstico por imagen (Tabla III).

MEDIDAS PRE-OPERATORIAS (mm)

Diámetro (Media±SD)	A_{cr}	A_m	A_{cd}
DSA (n=10)	9.44±1.03	9.08±1.01	9.04±0.98
IVUS (n=5)	9.5±0.92	9.24±1.03	9.11±1.06
Nivel de significación	NS	NS	NS

Longitud (Media±SD)	Aorta Infrarrenal
DSA (n=10)	76.39±12.39.

Tabla III. Medidas pre-operatorias de los diámetros y longitud aórticos obtenidas con DSA e IVUS. Comparación de las medias. A_{cr} : aorta proximal; A_m : aorta media; A_{cd} : aorta distal; SD: desviación estándar; NS: no significativo. El estudio comparativo entre DSA y IVUS, se realizó con los datos obtenidos en los cinco animales en los que se emplearon ambos medios diagnósticos.



Gráfica I. Representación de los diámetros pre-operatorios de la aorta, obtenidos mediante DSA e IVUS. A_{cr} : aorta proximal; A_m : aorta media; A_{cd} : aorta distal.

Resultados de la Cirugía

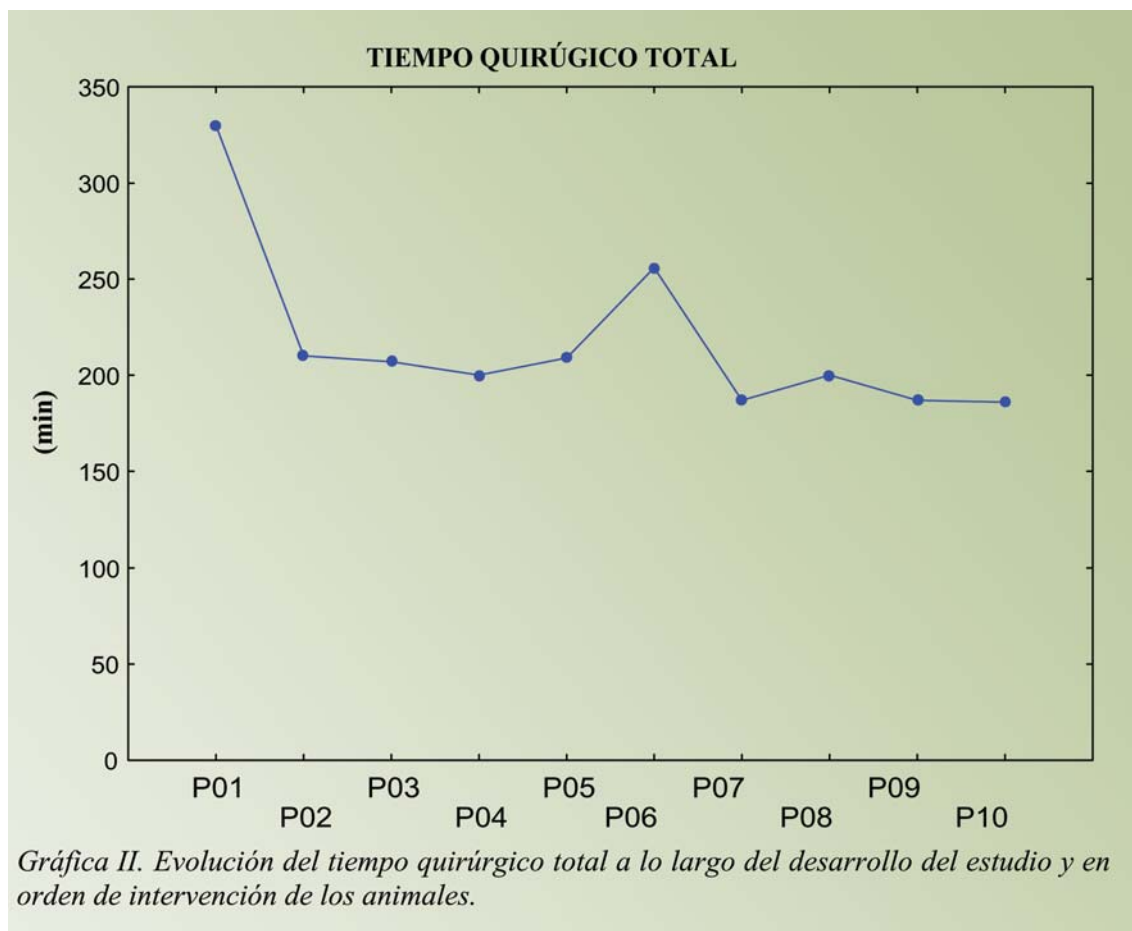
La sustitución aórtica mediante abordaje laparoscópico, utilizando la nueva prótesis diseñada en el CCMI, se realizó con éxito en los diez animales de este estudio. No se produjeron complicaciones mayores que hiciesen necesaria la conversión del abordaje quirúrgico a cirugía abierta.

En la tabla IV se pueden apreciar los tiempos quirúrgicos obtenidos en cada uno de los individuos que participaron en el estudio.

Para la correcta interpretación de los datos mostrados en esta tabla hay que destacar que los tiempos quirúrgicos sólo incluyen la fase laparoscópica del procedimiento, desde el inicio del neumoperitoneo hasta el cierre del último punto en piel. No se han incluido, por tanto, el tiempo destinado a realizar el acceso vascular previo a la cirugía ni los estudios por imagen realizados en el periodo post-operatorio inmediato.

TIEMPOS QUIRÚRGICOS (min)					
ID	Tpo Total	Tpo Disección	Tpo Clampado	Liberación S _{cr}	Liberación S _{cd}
P01	330	141	26	6	5
P02	210	80	27	ND	ND
P03	207	87	19	2	5
P04	200	102	17	3	2
P05	209	77	18	2	4
P06	256	96	23	1	4
P07	187	79	15	3	4
P08	200	89	15	5	2
P09	187	72	13	3	1
P10	186	81	13	1	1
Media±SD 217.2±44.52 90.4±19.96 18.6±5.13 2.89±1.69 3.11±1.62					

Tabla IV. Desglose de los tiempos quirúrgicos de cada individuo. ID: identificación de los animales; Tpo: tiempo; S_{cr}: stent craneal; S_{cd}: stent caudal; ND: datos no disponibles; SD: desviación estándar.



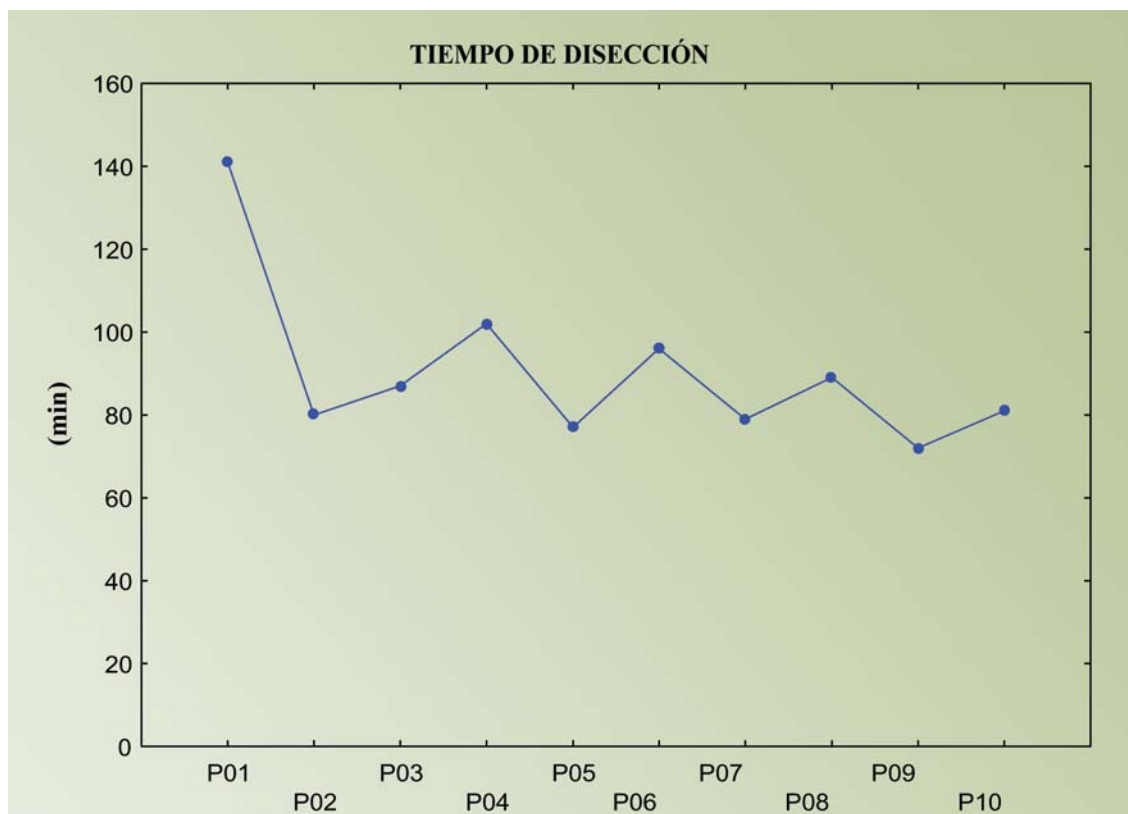
Como se aprecia en las gráficas II, III y IV los tiempos quirúrgicos (tiempo total de la intervención, tiempo de disección y duración del clampado) se han visto muy influenciados por la curva de aprendizaje en los primeros animales, sufriendo dicha curva un descenso más suave pero constante durante el resto del estudio, permaneciendo los valores de la duración de la oclusión aórtica, en los cuatro últimos animales, dentro del margen establecido como objetivo del estudio. En el caso del animal P06 la duración total de la intervención y el tiempo de clampado aórtico se incrementaron considerablemente debido a las complicaciones acontecidas durante el acceso arterial en el procedimiento quirúrgico, tal y como queda reflejado en la tabla VII.

Durante la disección de la aorta se practicó una linfadenectomía renal izquierda en todos los animales excepto en P09, para facilitar

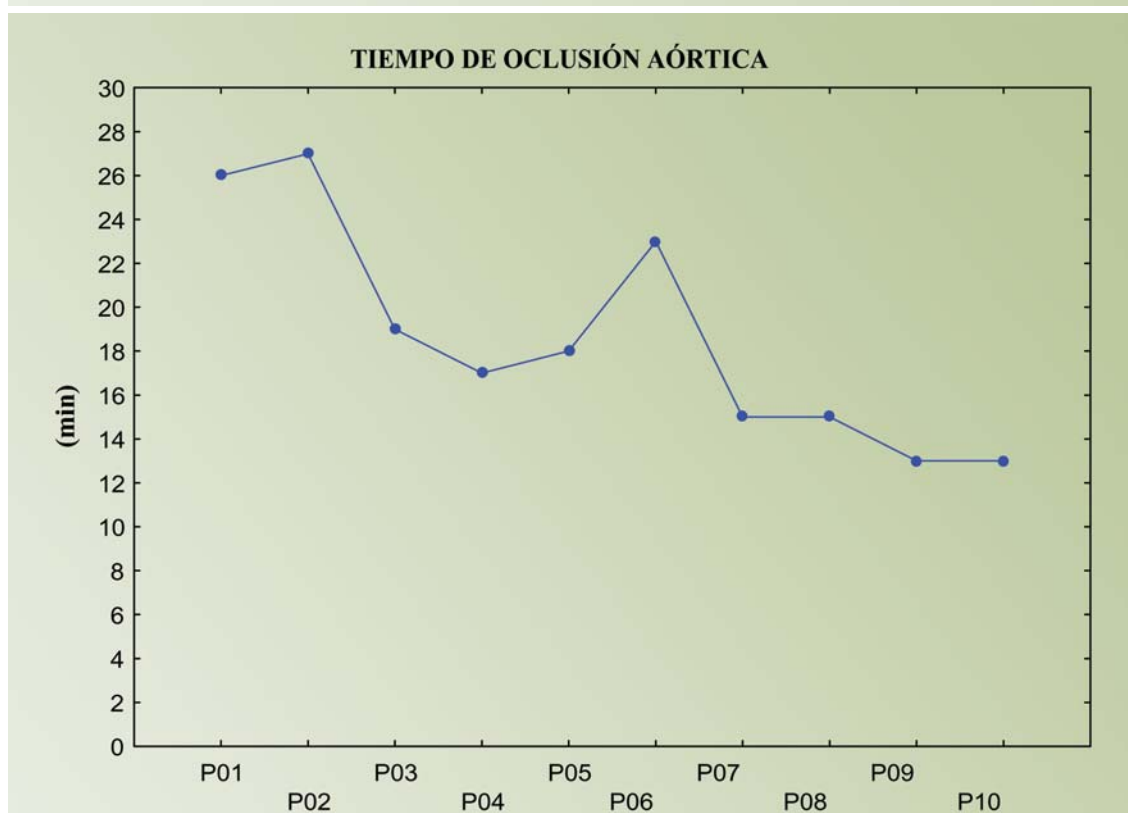
la identificación del origen de la arteria renal. En el animal P06 se efectuó, además, una linfadenectomía renal derecha durante la localización de la arteria renal derecha. En los casos P02 y P05 la linfadenectomía incluyó toda la cadena ganglionar peri-aórtica, ya que estos ganglios se encontraban aumentados de tamaño y dificultaban la disección.

En el animal P04 se produjo un sangrado en sábana durante la liberación de la cara posterior de la aorta, que dificultó en escasa medida las maniobras de disección, entorpeciendo la correcta visualización de los tejidos de forma momentánea.

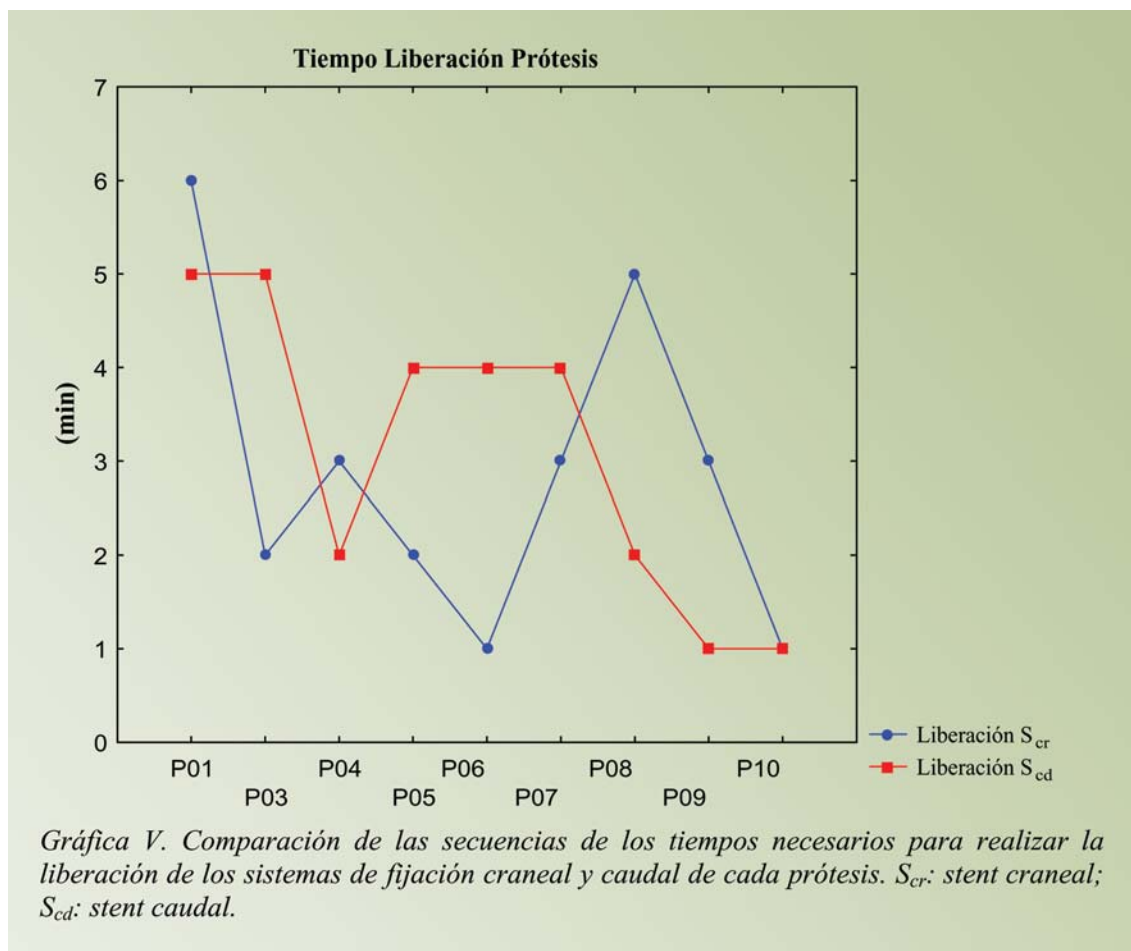
La oclusión de las arterias lumbares se realizó sólo en las arterias situadas en el segmento de aorta comprendido entre los dos clamps. Así, en un 70% de los casos se colocaron clips laparoscópicos en la primera y segunda arteria



Gráfica III. Representación del tiempo necesario para realizar la disección aórtica en cada uno de los animales. Se observa la evolución de este tiempo a lo largo del estudio según el orden de intervención de los animales.



Gráfica IV. Evolución de la duración de la oclusión aórtica según la secuencia de intervenciones seguida en el estudio.



lumbar. En los animales P04 y P05 se ligaron la segunda y tercera arterias lumbares, mientras que en el animal P08 fue necesario ocluir las tres arterias lumbares. En el animal P09 se procedió, además, a ocluir con clips laparoscópicos la arteria ovárica izquierda. En los nueve animales restantes la oclusión de las arterias gonadales se realizó con electrocoagulación.

En el animal P05, dada la reducida longitud de la aorta infrarrenal, la prótesis utilizada se acortó a 3.5 cm, a diferencia de las prótesis restantes que eran de 4 cm.

Los tiempos necesarios para la liberación de los sistemas de fijación de las prótesis quedan recogidos en la gráfica V. El tiempo medio de liberación del stent caudal fue más elevado que el craneal (tabla IV), pero no se hallaron

diferencias estadísticamente significativas entre los tiempos necesarios para la liberación de ambos stents ($p > .05$).

En las tablas V, VI y VII se muestra una lista de las complicaciones acontecidas en cada intervención. En estas tablas se reflejan las complicaciones y la medida adoptada en cada caso para solucionarlas. Dichas medidas fueron efectivas en todos los casos, a excepción de los que se comentan a continuación.

La mayoría de las complicaciones (54.55%) se encuentran asociadas a la creación y manejo de los accesos arteriales (tablas V, VI y VII), destacando la dificultad de manejo del acceso arterial sucedido en tres de los cinco primeros animales intervenidos. En dos de estos casos se perdió el acceso creado en el lado izquierdo, y se provocaron daños musculares por la inadecuada

COMPLICACIONES RELACIONADAS CON EL ABORDAJE QUIRÚRGICO

<i>ID</i>	<i>COMPLICACIÓN</i>	<i>SOLUCIÓN ADOPTADA</i>
<i>P01</i>	Desgarro de la primera lumbar al ocluirlo con el Ligasure®	Control con un clip laparoscópico
<i>P02</i>	Desgarro de la segunda lumbar al ocluirlo con el Ligasure®	Control con un clip laparoscópico
<i>P05</i>	Pequeña laceración de la superficie del bazo	Coagulación con el bisturí eléctrico

Tabla V. Complicaciones sucedidas en cada animal, relacionadas con el abordaje quirúrgico. ID: identificación de los animales.

COMPLICACIONES RELACIONADAS CON LA PRÓTESIS

<i>ID</i>	<i>COMPLICACIÓN</i>	<i>SOLUCIÓN ADOPTADA</i>
<i>P06</i>	Corte accidental en la prótesis al iniciar su liberación	Cambio de prótesis
<i>P09</i>	Pérdida de una vaina protectora en el interior del trocar	Cambio de prótesis

Tabla VI. Complicaciones sucedidas en cada animal, relacionadas con el manejo de la prótesis. ID: identificación de los animales.

COMPLICACIONES RELACIONADAS CON EL ACCESO ARTERIAL

<i>ID</i>	<i>COMPLICACIÓN</i>	<i>SOLUCIÓN</i>
<i>P01</i>	Dificultad en el manejo de la vaina arterial y oclusión tras su correcto emplazamiento	Sustitución de la vaina. Sin consecuencias en el post-operatorio
<i>P02</i>	Pérdida de acceso arterial izquierdo durante la colocación de la vaina. Leve cojera del miembro pelviano izquierdo.	Creación de un acceso arterial derecho. Administración de flunixin meglumine (1.1mg/kpv) durante dos días
<i>P04</i>	Leve cojera del miembro pelviano por manipulación excesiva del acceso arterial	Administración de flunixin meglumine (1.1mg/kpv) durante un día
<i>P06</i>	Desplazamiento de la vaina y oclusión del acceso arterial	Sustitución de la vaina
	Ruptura de la válvula de la vaina arterial	Sustitución de la vaina
	Pérdida del acceso arterial. Hematoma en la zona de punción. Cojera moderada	Drenaje del hematoma y tratamiento con Thrombocid® (vía tópica). Administración de flunixin meglumine (1.1mg/kpv) durante cinco días

Tabla VII. Complicaciones sucedidas en cada animal, relacionadas con el acceso arterial creado en la arteria femoral superficial. ID: identificación de los animales.

manipulación del acceso vascular al introducir la vaina contralateral Balkin, debido a su gran rigidez y marcado ángulo del extremo distal. Para evitar nuevas complicaciones por esta causa se decidió cambiar el tipo de vaina, y así, en el animal P06 se introdujo una vaina Brite Tip Sheath de 7 Fr (Cordis®, Johnson&Jonson). Dicha vaina carece de refuerzo en las paredes, por lo que se retrajo y se colapsó a causa de la presión que ejercía sobre la misma la pared abdominal empujada por el neumoperitoneo. Se sustituyó entonces por una vaina Medi-Kit S-Sheaths, también de 7Fr (Boston Scientific®), que se rompió tras la dilatación del stent caudal, por lo que fue necesario un nuevo intercambio de vainas que permitiese introducir el balón para dilatar el extremo proximal de la prótesis. Se usó una vaina de 7Fr y 10.5 cm de longitud (Balt Extrusion®, France), característica esta última que provocó su desplazamiento debido nuevamente a la presión del neumoperitoneo, que se tradujo en la formación de un hematoma en la zona inguinal. Para evitar nuevas dificultades durante la creación de los accesos arteriales se decidió volver a utilizar la vaina Balkin contralateral en los casos restantes, pero modificando su punta para corregir el marcado



Fig. 41. En esta imagen se puede observar una vaina Balkin con su forma original (a), y la modificada para la realización de este estudio (b).

ángulo de la misma (Fig. 41). Gracias a esta modificación se resolvieron las complicaciones asociadas a la creación del acceso arterial.

En dos animales (18.18%) fue necesario el empleo de una segunda prótesis a consecuencia de la perforación accidental de la prótesis en un caso, y la inserción incorrecta en la cavidad abdominal, en el segundo.

En cuanto a las complicaciones asociadas al abordaje laparoscópico (27.27%) cabe destacar que el desgarro de las arterias lumbares, sucedidas en los animales P01 y P02, se relaciona con el empleo del sistema de sellado vascular Ligasure® (Autosuture®, USS®). Los desgarros se controlaron rápidamente mediante la aplicación de clips laparoscópicos. Consecuentemente, se decidió que en los restantes animales se emplearían clips laparoscópicos para ocluir las arterias lumbares.

En último término, es preciso destacar que el trocar del primer ayudante se introdujo en la posición planteada originalmente en todos los animales. Sin embargo, sólo se recurrió al mismo en el primer animal, para irrigar constantemente el muñón craneal durante la colocación de la prótesis con suero heparinizado, debido a la presencia de sangrado retrógrado. Dicho trocar no volvió a emplearse en ninguna de las intervenciones restantes.

Resultados del Post-operatorio Inmediato

En el caso del animal P06 el estudio post-operatorio inmediato se limitó a la realización de una angiografía en proyección dorso-ventral con inyección manual de contraste tras la dilatación del stent craneal. Dicho estudio de control demostró la permeabilidad de la prótesis y permitió comprobar la correcta estanqueidad de ambos sistemas de anclajes. Como se ha indicado con



Fig. 42a.

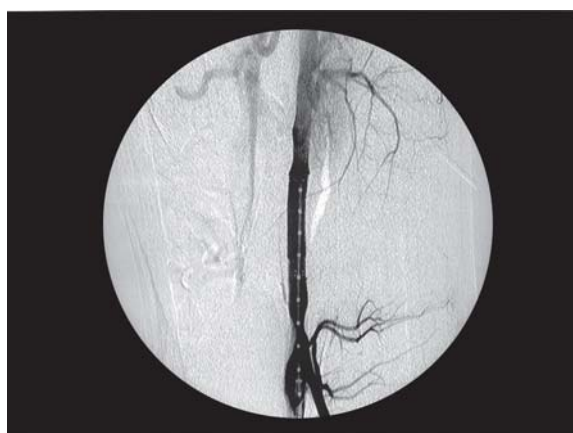


Fig. 42b.

Fig. 42. DSA en proyección dorso-ventral (animal P10)(a) y látero-lateral (animal P08)(b) obtenidas en la evaluación post-operatoria inmediata. No se encontraron indicios de fugas en las anastomosis o sombras que sugiriesen la presencia de trombos.

anterioridad, en dicho animal se perdió el acceso arterial durante el cierre del peritoneo, por lo que no fue posible la realización posterior de los estudios por imagen empleados en los restantes animales.

Las imágenes obtenidas con DSA, en el post-operatorio inmediato en el resto de los animales (n=9), demostraron en todos los casos la completa dilatación de la prótesis, con un

correcto anclaje del sistema de fijación en ambos extremos y la ausencia de fugas. En ninguna de las imágenes se observaron sombras o alteraciones del perfil aorto-protésico que indujesen a pensar en la presencia de trombos. Tras la angiografía se procedió a realizar un estudio ultrasonográfico intravascular (n=4), que igualmente demostró la completa dilatación de los sistemas de anclaje de la prótesis. Al igual que con las imágenes obtenidas con la angiografía, los IVUS no mostraron indicios de la formación de trombos en el trayecto de interés.

En el animal P09 el estudio fluoroscópico reveló que el stent craneal se había liberado en posición oblicua a la dirección de la aorta. Tanto los estudios fluoroscópicos como los realizados con ultrasonografía intravascular revelaron que la estanqueidad de la anastomosis era completa, descartando la presencia de fugas.

En los casos P03, P04, P05, P07, P09 y P10 se observó la presencia de motilidad intestinal, en mayor o menor grado, durante la realización de los estudios fluoroscópicos en el post-operatorio inmediato.

Finalizados los estudios del post-operatorio inmediato los animales fueron recuperados de la anestesia. En todos los casos dicha recuperación se produjo con normalidad. Todos los animales miccionaron durante la recuperación anestésica y defecaron durante las 12 horas siguientes a la intervención quirúrgica. La dieta sólida se reinició el primer día del periodo post-operatorio. Todos los animales presentaban apetito normal e ingirieron con normalidad cantidad y tipo de alimento administrado.

En todos los casos la cicatrización de las heridas quirúrgicas se consumó de forma correcta. La analgesia post-operatoria se limitó

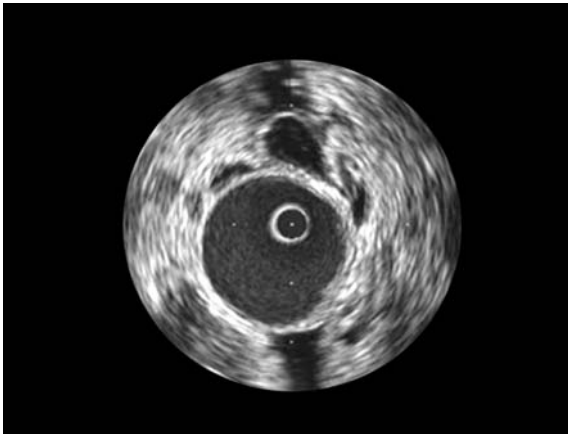


Fig. 43a.

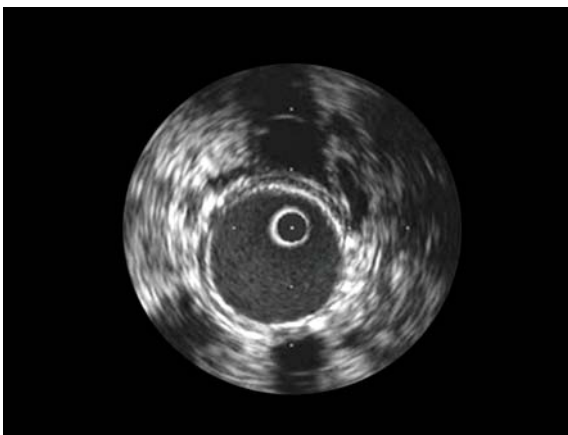


Fig. 43b.

Fig. 43. Estudio con IVUS realizado en el animal P08 durante la evaluación post-operatoria inmediata. La exploración se realizó en todo el trayecto de interés, para valorar el estado intraluminal de la aorta proximal (a), la zona de fijación craneal (b), el interior de la prótesis (c), la zona de fijación caudal (d), y el segmento de aorta distal (e). No se observaron alteraciones de la íntima aórtica, indicios de trombos, o deformaciones significativas del trayecto estudiado que reflejasen una dilatación incompleta de los sistemas de fijación. No se aprecian fugas en ninguno de las imágenes.

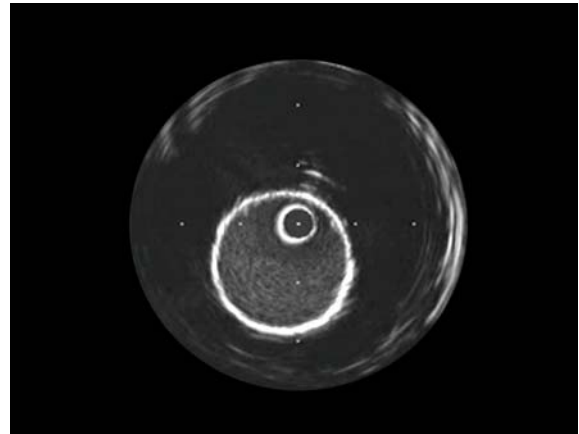


Fig. 43c.

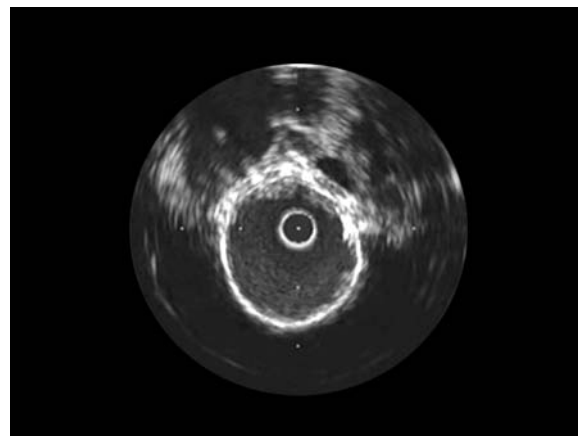


Fig. 43d.

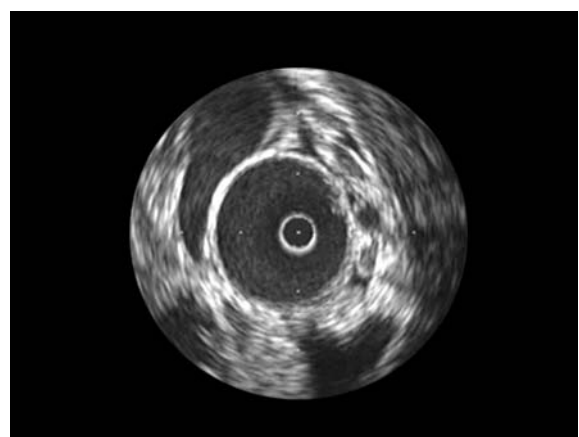


Fig. 43e.

a aquellos casos recogidos en la tabla VII en los que se habían producido daños musculares en las extremidades posteriores, asociados a la manipulación del acceso arterial.

El animal P08 presentó fiebre durante los días 3, 4 y 5 tras la intervención quirúrgica. Dicho animal no desarrolló ningún otro tipo de sintomatología sistémica o local. Durante estos tres días su actitud y apetito no se desviaron del comportamiento normal observado en el resto de los animales. Durante este periodo se le administró flunixin meglumine (1.1 mg/kpv) y la fiebre remitió sin necesidad de modificar el protocolo antibiótico. En resumen, no se encontró ninguna causa que justificase el estado febril del animal, que en cualquier caso fue transitorio y no influyó en los resultados del estudio.

Resultados del Seguimiento a Dos Semanas

Los estudios con ecografía percutánea en modo B permitió identificar con facilidad el trayecto de aorta infrarrenal en todos los animales. Ambos sistemas de fijación se diferencian claramente del resto de la prótesis y su identificación, además, se facilita por la presencia de la sombra ecogénica que se proyecta bajo dichos sistemas (Fig. 44, 45 y 46).

Las imágenes obtenidas con power Doppler revelaron un relleno normal en todo el segmento estudiado, sin que se apreciase indicios de estenosis en las zonas de anastomosis. El flujo sanguíneo en la aorta distal y arterias iliacas fueron considerados como normales en todos los animales (Fig. 47, 48 y 49).

El análisis espectral Doppler mostró algunos indicios de turbulencias y flujo inverso en todos los animales (Fig. 50). No obstante, el patrón de flujo encontrado dos semanas después de la intervención no mostraba alteraciones importantes con respecto a las imágenes obtenidas en los estudios pre-operatorios (Fig.34 y 35).



Fig. 44. Imagen ultrasonográfica en modo B obtenida en el animal P01 durante la evaluación realizada dos semanas después de la implantación de la prótesis. La sección longitudinal permite la identificación de la aorta proximal, el stent craneal (flecha) y parte de la prótesis.

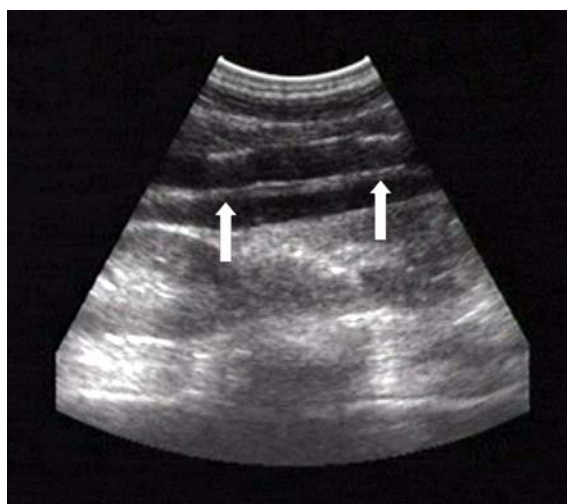


Fig. 45. Sección longitudinal de la prótesis observada con ecografía en modo B, correspondiente al animal P10, obtenida durante el estudio post-operatorio realizado a las dos semanas de la intervención. Se identifica la prótesis en todo su trayecto y se distinguen con claridad ambos sistemas de fijación (flechas).

La evaluación de los animales con DSA sirvió para demostrar, en todos los casos, la permeabilidad de las prótesis (Fig. 51). En ninguno de los animales se encontraron fugas procedentes de las zonas de fijación o desde las prótesis. Los estudios angiográficos no mostraron zonas de estrechamiento de la luz aorto-protésica, indicativas de la existencia de

estenosis. Todas las zonas de anastomosis presentaban un relleno normal, sin alteraciones del perfil encontrado en el estudio post-operatorio inmediato.

La tabla VIII muestra las medidas de diámetro obtenidas con DSA en el seguimiento realizado a todos los animales dos semanas

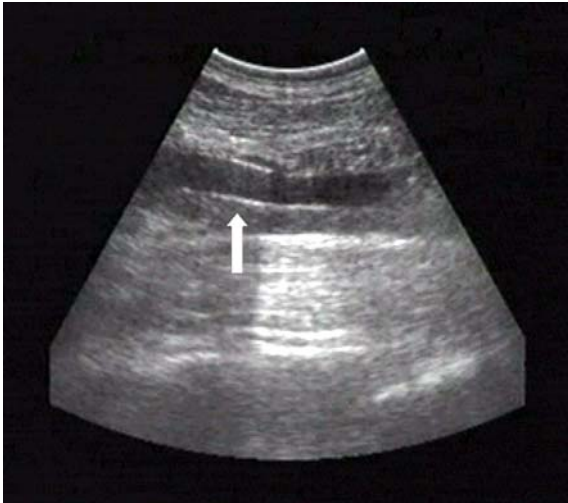


Fig. 46. Imagen ultrasonográfica en modo B, sección longitudinal, correspondiente al animal P04, obtenida durante el estudio post-operatorio realizado dos semanas tras la intervención quirúrgica. Se identifican el sistema de fijación caudal (flecha) y la zona de la trifurcación de la aorta.

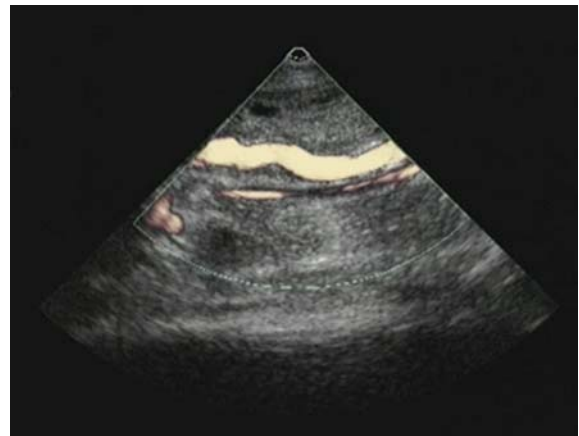


Fig. 48. Imagen del estudio con power Doppler, correspondiente al estudio realizado dos semanas después de la implantación de la prótesis en el animal P01. No se identifican alteraciones de flujo en el interior de la prótesis o los sistemas de fijación. No se observan indicios de fugas.



Fig. 47. Imagen obtenida con power Doppler en el animal P04, durante el seguimiento realizado a las dos semanas de la sustitución aórtica. Se observa un relleno normal de la aorta proximal y del sistema de fijación craneal.

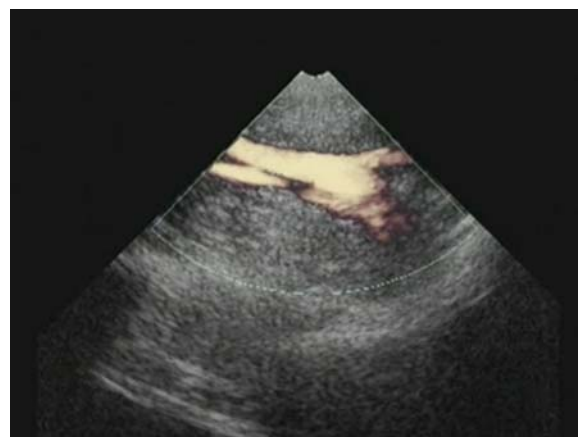


Fig. 49. Imagen obtenida con power Doppler durante el estudio realizado dos semanas después de la implantación de la prótesis en el animal P04. No se observan alteraciones del flujo sanguíneo en la aorta distal y el origen de las arterias ilíacas.

después de la implantación de la prótesis. Igualmente, éstas medidas quedan representadas en la gráfica VI donde podemos observar un menor diámetro en los sistemas de fijación con respecto a los valores obtenidos en las restantes áreas de interés en este estudio.

El estudio con IVUS (Fig. 52, 53, 54, 55 y 56) confirmó en todos los casos los hallazgos encontrados con los restantes medios

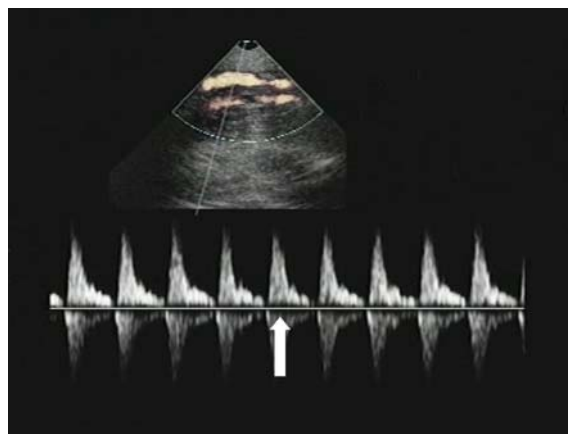


Fig. 50c.

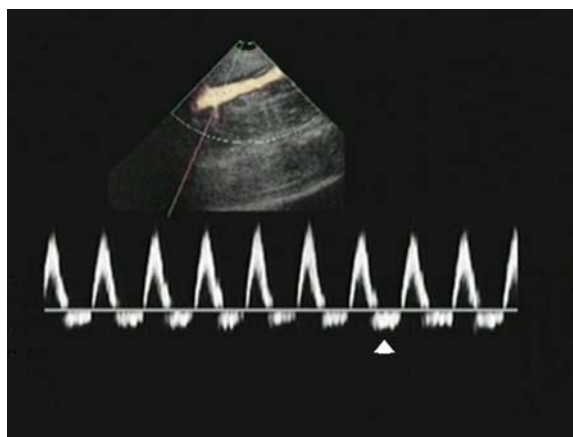


Fig. 50a.

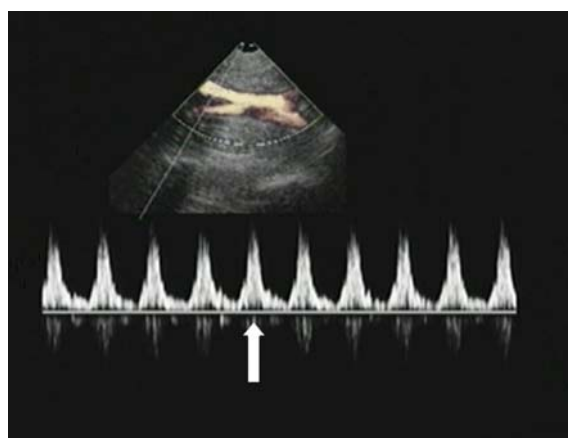


Fig. 50d.

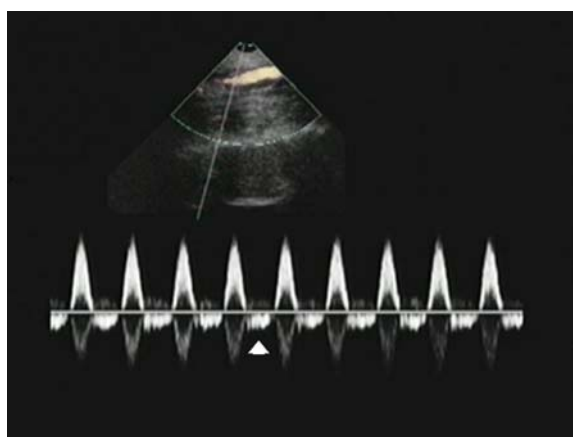


Fig. 50b.

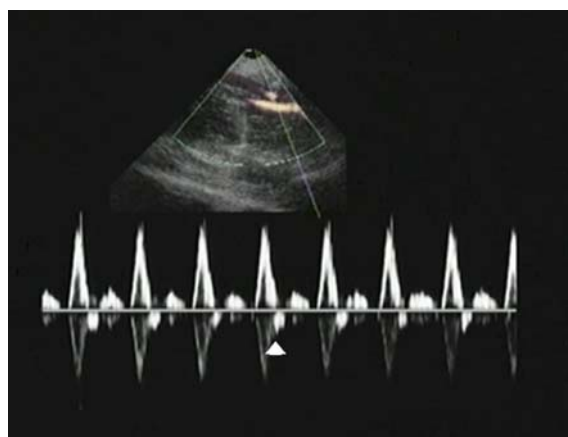


Fig. 50e.

Fig. 50. Estudio espectral Doppler realizado dos semanas después de la intervención, en la aorta proximal (P04)(a), el sistema de fijación craneal (P04)(b), prótesis (P04)(c), sistema de fijación caudal (P04)(d), y aorta distal (P05)(e). El patrón revela la presencia de flujo inverso (a, b y e) (cabecitas de flecha) y relleno de la ventana espectral (c y d) (flechas), aunque ninguna de estas alteraciones refleja variaciones del patrón de flujo con respecto a lo observado en el estudio pre-operatorio. En la zona media de la prótesis (c) el relleno de la ventana espectral se combina con la alteración de la morfología normal de la onda, reflejando la presencia de turbulencias.

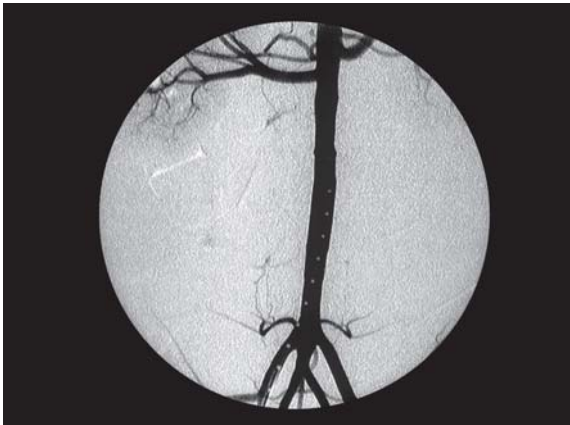


Fig. 51a.



Fig. 51b.

Fig. 51. DSA realizada en proyección dorso-ventral (P08) y látero-lateral (P09) dos semanas después de la implantación de la prótesis. Se observa la permeabilidad de la prótesis, así como la ausencia de trombos o fugas en las zonas de anastomosis.

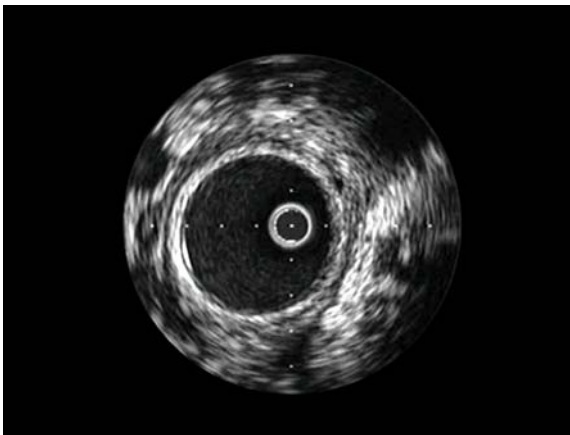


Fig. 52. Imagen correspondiente a los estudios con IVUS en el animal P10, dos semanas después de la intervención, en la aorta proximal. Las imágenes no revelan alteraciones en la pared aórtica.

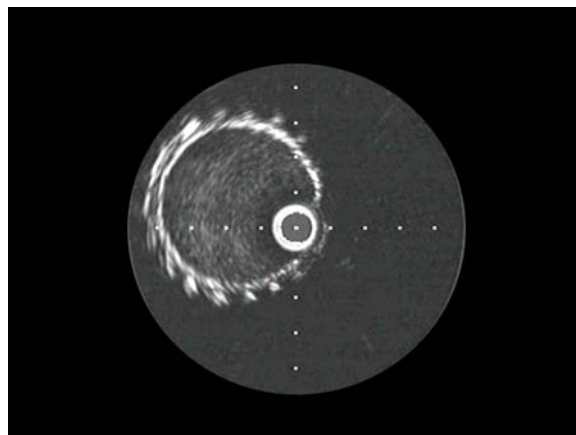


Fig. 53. Imagen obtenida con los IVUS del sistema de fijación craneal, durante el seguimiento realizado dos semanas después de la implantación de la prótesis en el animal P10. No se observan indicios de endotelización.

de diagnóstico por imagen, ya que no se identificaron fugas ni disminuciones del diámetro en todo el trayecto de aorta infrarrenal. Sin embargo, los estudios con ultrasonografía intravascular permitieron la identificación, en tres animales, de pequeños trombos parcialmente adheridos a la pared de la prótesis (Fig. 57), cuya presencia no había sido detectada en ninguna de las imágenes obtenidas

en las evaluaciones con ecografía percutánea o con los estudios angiográficos. En todos los casos se definieron como trombos focales y de reducido tamaño, por lo que no provocaron descensos en el diámetro de los muñones de la aorta, zonas de anastomosis o la prótesis, no llegando a provocar alteraciones en el flujo sanguíneo detectables con los estudios hemodinámicos.

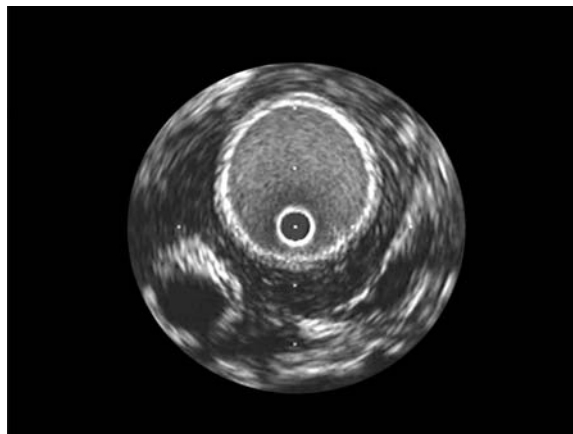


Fig. 54. Imagen obtenida con IVUS correspondiente a la zona media de la prótesis, en el estudio realizado en el animal P06 dos semanas después de la implantación de la prótesis. Se identifica con gran definición la pared protésica. No se observan indicios de endotelización.

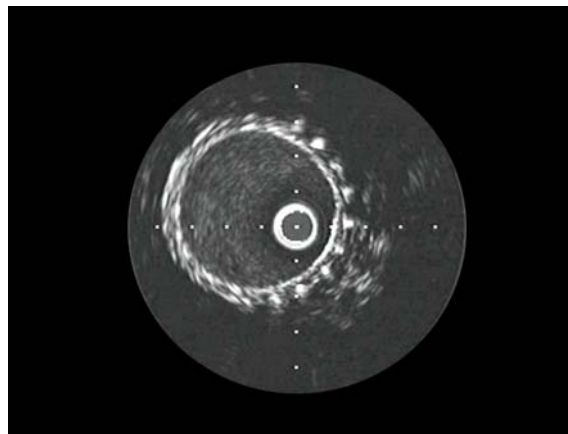


Fig. 55. Estudio con IVUS del sistema de fijación caudal correspondiente al animal P10, obtenida durante el seguimiento realizado dos semanas después de la sustitución aórtica. Se identifican con claridad la pared de la prótesis y el stent y no se aprecia crecimiento de tejido endotelial.

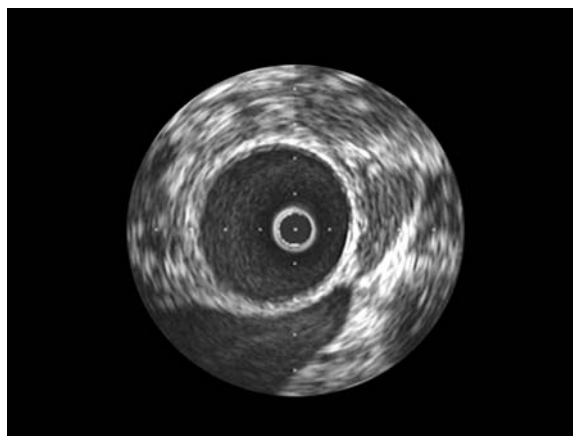


Fig. 56. Estudio con IVUS realizado en el animal P10, en la aorta distal, durante la evaluación de la prótesis dos semanas después de su implantación. Identificación de la capa íntima.

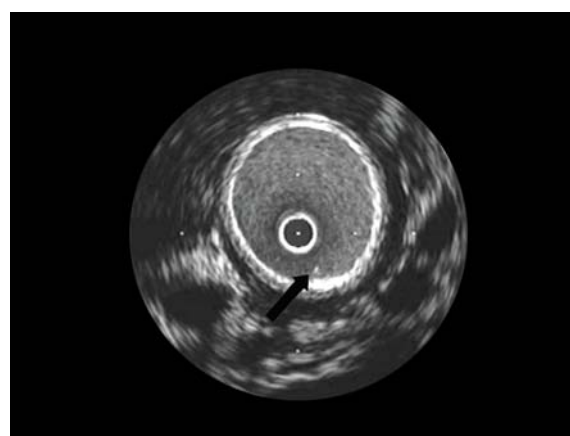


Fig. 57. Estudio con IVUS en el animal P06, en la zona de la prótesis, dos semanas después de la intervención. Se aprecia un pequeño trombo parcialmente adherido a la pared de la prótesis (flecha).

Los estudios con IVUS permitieron la correcta identificación del tejido protésico y los stents en las zonas de fijación (Fig. 53 y 55), sin que en ningún caso se encontrasen indicios de presencia de neo-íntima desarrollándose en los extremos de la prótesis o en la zona media de la misma (Fig. 54).

En la tabla IX se pueden observar las medidas de diámetro obtenidas con los IVUS en las cinco zonas de interés definidas previamente en el planteamiento del estudio. Dichas medidas se reflejan en la gráfica VII, donde se puede observar una gran

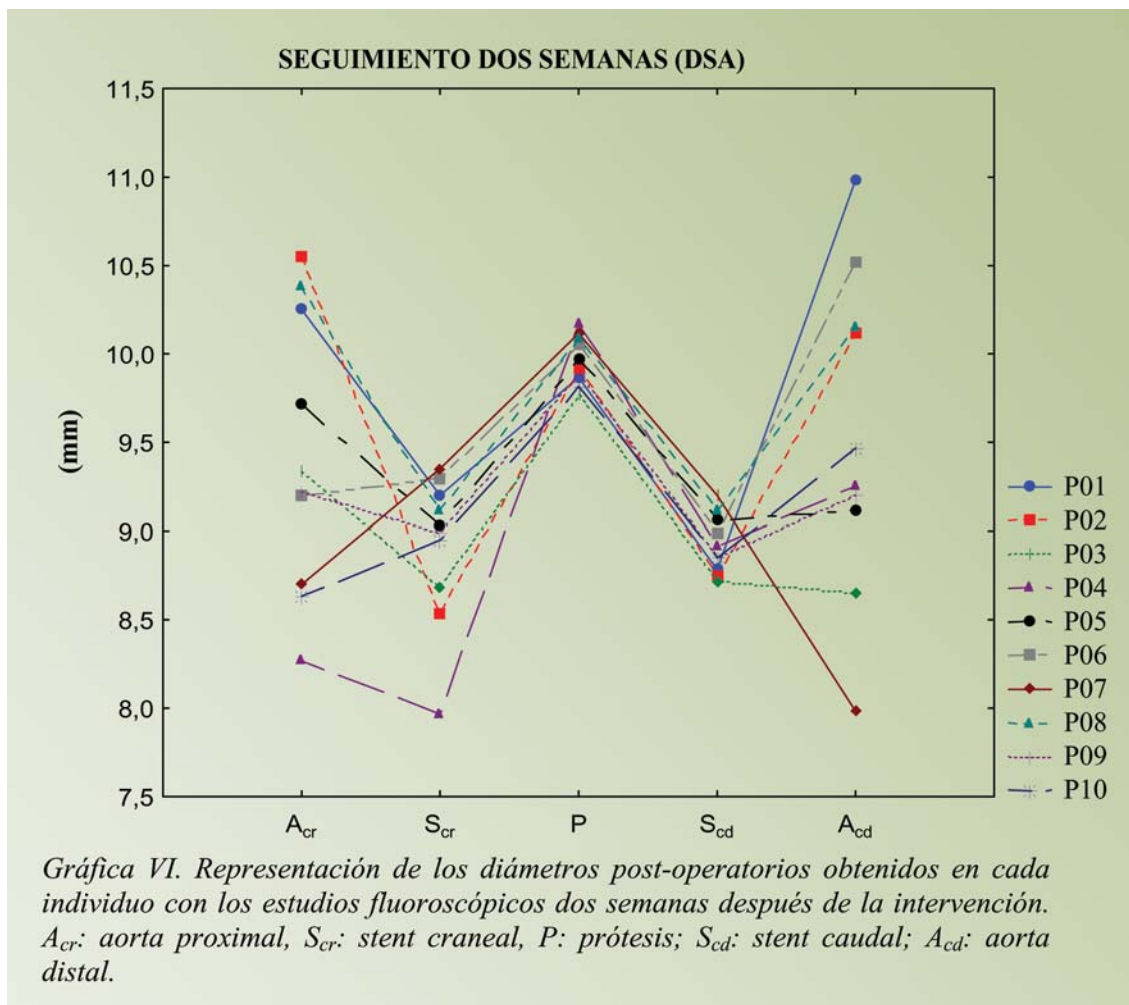
heterogeneidad en la relación entre las zonas de interés en este estudio.

El análisis comparativo de las medidas obtenidas con DSA y con IVUS (tabla X) demostró diferencias estadísticamente significativas ($p=.01$) entre las medidas del diámetro de la prótesis (gráfica VIII), pero no en las medidas obtenidas en las restantes zonas de interés. En la gráfica VIII se observa que las medias de las medidas obtenidas con ambos medios diagnósticos demuestran menor diámetro en los sistemas de fijación que en las restantes áreas de interés para este estudio.

DIÁMETROS POST-OPERATORIOS (DSA) (mm)

ID	A _{cr}	S _{cr}	P	S _{cd}	A _{cd}
P01	10,25	9,2	9,87	8,78	10,98
P02	10,55	8,53	9,92	8,75	10,12
P03	9,33	8,68	9,77	8,72	8,65
P04	8,27	7,97	10,17	8,92	9,25
P05	9,72	9,03	9,97	9,07	9,12
P06	9,2	9,3	10,05	8,98	10,52
P07	8,7	9,35	10,12	9,2	7,98
P08	10,38	9,12	10,08	9,12	10,15
P09	9,22	8,98	9,88	8,85	9,2
P10	8,63	8,95	9,82	8,85	9,47
<i>Media±SD</i>	<i>9,43±0,83</i>	<i>8,91±0,42</i>	<i>9,96±0,20</i>	<i>8,93±0,24</i>	<i>9,54±0,98</i>

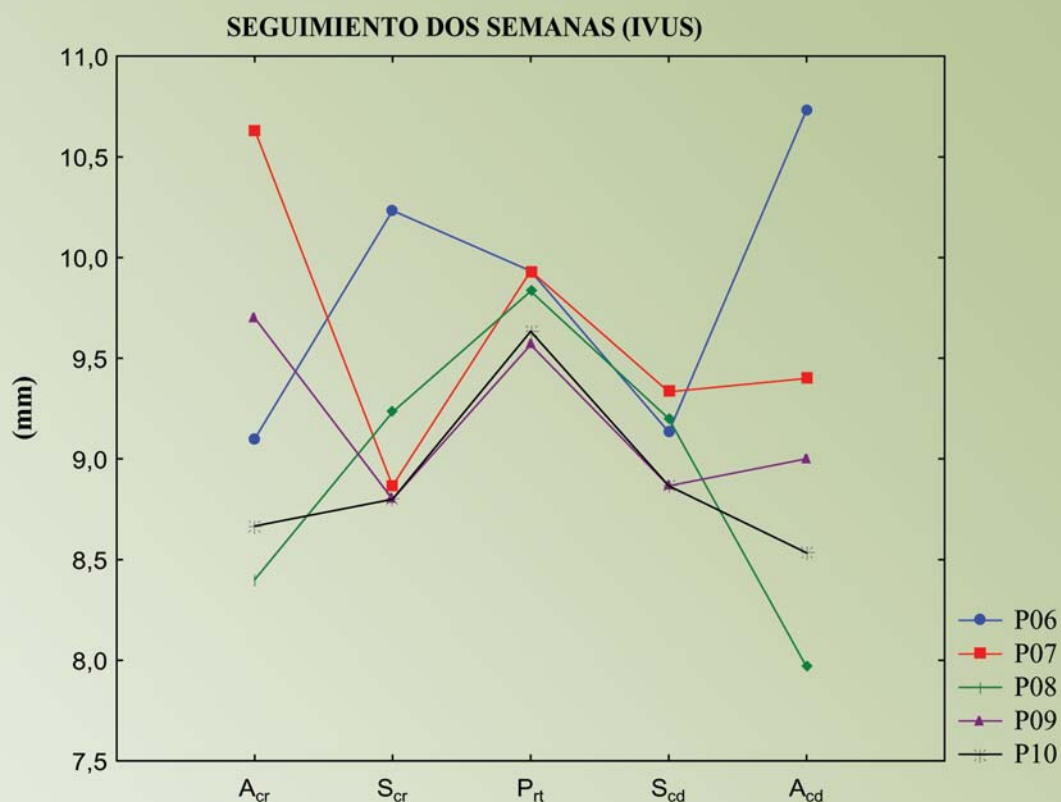
Tabla VIII. Diámetros post-operatorios obtenidos en cada individuo con los estudios fluoroscópicos dos semanas después de la intervención. ID: identificación de los animales; A_{cr}: aorta proximal, S_{cr}: stent craneal, P: prótesis; S_{cd}: stent caudal; A_{cd}: aorta distal; SD: desviación estándar.



DIÁMETROS POST-OPERATORIOS (IVUS) (mm)

ID	A _{cr}	S _{cr}	P	S _{cd}	A _{cd}
P06	9,1	10,23	9,93	9,13	10,73
P07	10,63	8,87	9,93	9,33	9,4
P08	8,4	9,23	9,83	9,2	7,97
P09	9,7	8,8	9,57	8,87	9
P10	8,67	8,8	9,63	8,87	8,53
<i>Media±SD</i>	<i>9,3±0,87</i>	<i>9,19±0,6</i>	<i>9,78±0,24</i>	<i>9,08±0,24</i>	<i>9,13±1,03</i>

Tabla IX. Diámetros post-operatorios obtenidos en cada individuo con los estudios de ultrasonografía intravascular dos semanas después de la intervención. ID: identificación de los animales; A_{cr}: aorta proximal, S_{cr}: stent craneal, P: prótesis; S_{cd}: stent caudal; A_{cd}: aorta distal; SD: desviación estándar.

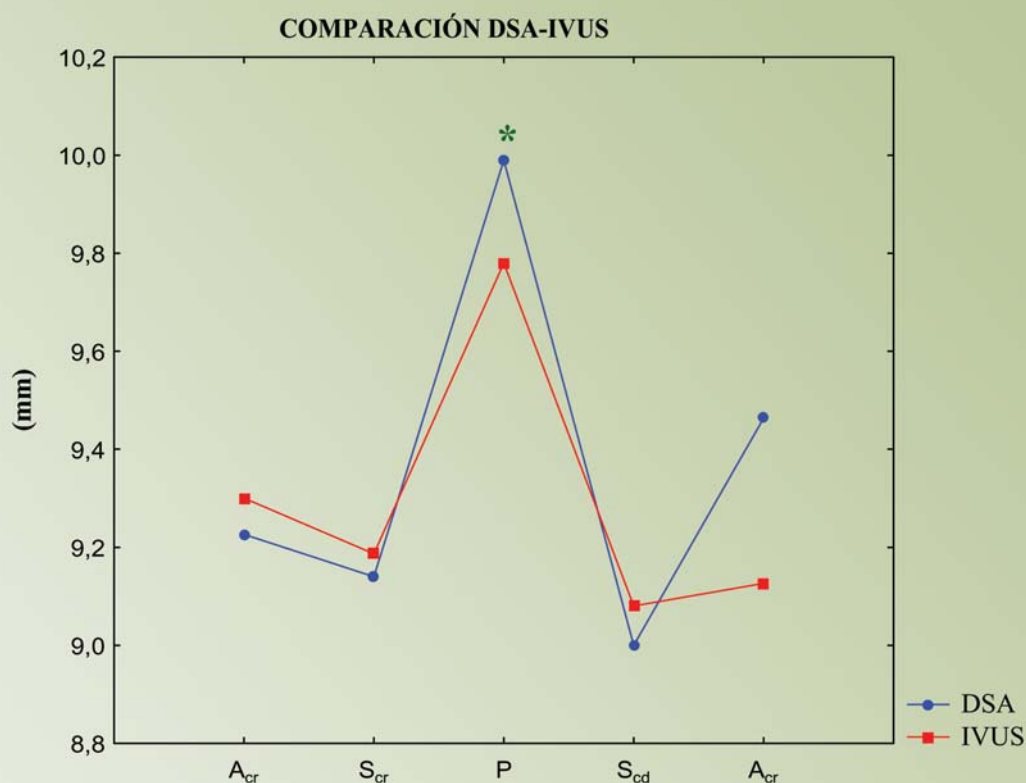


Gráfica VII. Representación de los diámetros post-operatorios obtenidos en cada individuo con los estudios de ultrasonografía intravascular dos semanas después de la intervención. Las medidas individuales muestran una gran heterogeneidad en la relación entre las zonas de interés en este estudio. A_{cr}: aorta proximal, S_{cr}: stent craneal, P: prótesis; S_{cd}: stent caudal; A_{cd}: aorta distal.

COMPARACIÓN DIÁMETROS DSA-IVUS (mm)

MD	A _{cr}	S _{cr}	P	S _{cd}	A _{cd}
DSA	9.23	9.14	9.99	9	9.46
IVUS	9.3	9.19	9.78	9.08	9.13
Sig.	NS	NS	<i>p</i> =.01	NS	NS

Tabla X. Comparación de los diámetros post-operatorios obtenidos con los estudios fluoroscópicos y de ultrasonografía intravascular dos semanas después de la intervención. MD: método diagnóstico empleado; A_{cr}: aorta proximal, S_{cr}: stent craneal, P: prótesis; S_{cd}: stent caudal; A_{cd}: aorta distal; Sig.: nivel de significación; NS: no significativo.



Gráfica VIII. Comparación de los diámetros post-operatorios obtenidos con los estudios fluoroscópicos y de ultrasonografía intravascular dos semanas después de la intervención. A_{cr}: aorta proximal, S_{cr}: stent craneal, P: prótesis; S_{cd}: stent caudal; A_{cd}: aorta distal. (*) Diferencia estadísticamente significativa entre las medidas obtenidas con DSA y IVUS.

V. Discusión

En este estudio se ha evaluado satisfactoriamente una nueva prótesis, que incorpora sistemas de autofijación en sus extremos, con cuyo diseño pretendíamos reducir los tiempos de clampado durante la reconstrucción aórtica mediante abordaje laparoscópico. La dificultad inherente a la realización de las anastomosis con sutura intracorpórea conlleva elevados tiempos de oclusión vascular, que en la actualidad constituyen el mayor obstáculo para la implantación de esta técnica en la práctica clínica. Los resultados de este estudio abren nuevas vías de desarrollo en cirugía laparoscópica vascular, diseño protésico y tratamiento de ciertas patologías frecuentes en medicina humana como AAA y AEP.

El cerdo ha resultado ser un modelo ideal para la práctica de la cirugía aórtica laparoscópica y evaluación de la prótesis diseñada específicamente para este estudio. La idoneidad de la especie porcina, además, queda manifestada por la composición y características del tejido retroperitoneal, que son similares al del ser humano, presentando igualmente relaciones similares de la aorta con las vísceras adyacentes; la pared abdominal está compuesta por las mismas capas musculares que en el ser humano^{75,76,78,92}. En este estudio se ha encontrado una gran variabilidad en el origen de las arterias renales^{4,5,6}, sin que ello haya provocado alteraciones esenciales del protocolo quirúrgico. Otras especies animales podrían resultar más adecuadas para la investigación en el sistema vascular, debido principalmente a su similitud con el ser humano en los parámetros fisiológicos¹, sin embargo, consideramos que las características anatómicas de la especie porcina

la convierten en un modelo más adecuado para el aprendizaje, puesta a punto y mejora de la técnica⁸⁰.

Es cierto que el modelo empleado en este estudio carece de las condiciones patológicas propias de una aorta afectada por un AAA o por EAP^{76,78,79,92}. La ausencia de placa ateromatosa, calcificaciones o una masa aneurismática han facilitado las maniobras de disección y anastomosis, además de permitirnos controlar con facilidad las arterias lumbares desde el exterior de la aorta. Aunque se han descrito numerosos modelos de AAA en diversas especies animales, la mayoría de ellos carece de muchas de las condiciones que caracterizan los AAA en el ser humano¹⁷⁷. Nuestro grupo¹⁷⁸ ha descrito recientemente la creación de un modelo de AAA, mediante la interposición de un parche de peritoneo en la cara ventral de la aorta, con capacidad de crecimiento, tendencia a la ruptura y permeabilidad de las arterias lumbares. También se han descrito modelos de aterosclerosis en la especie porcina que reproducen con bastante similitud la enfermedad propia del ser humano¹. A pesar de todo, decidimos no emplear un modelo que reprodujese las condiciones patológicas de la aorta enferma para eliminar variables que pudiesen interferir en la evaluación de la prótesis, motivo principal del estudio, aunque esta circunstancia será tenida en cuenta en futuras investigaciones.

El uso del abordaje transperitoneal con el animal en decúbito lateral derecho sólo ha sido

empleado anteriormente por nuestro grupo⁸⁴. Otros estudios experimentales emplean el abordaje transperitoneal con los animales en decúbito dorsal^{75,79,80,85,86,87}, mientras que el uso del decúbito lateral derecho se ha utilizado en combinación con el abordaje retroperitoneal^{75,76,78,79,85,87,88} o con el abordaje mixto^{81,83}, descrito por *Dion y col* en 1997¹¹⁰. Varios autores^{76,78,85,87} aluden a la dificultad de mantener las vísceras fuera del campo, como principal obstáculo para emplear el abordaje transperitoneal, por lo que prefieren el abordaje retroperitoneal, ya que les permite valerse del peritoneo como barrera para impedir que las vísceras abdominales dificulten las maniobras de disección y anastomosis. *Jones y col*⁸⁵ realizaron un estudio comparando las vías retroperitoneal y transperitoneal durante el abordaje laparoscópico de la aorta infrarrenal. Los resultados de este estudio defienden el uso de la vía retroperitoneal, aunque ello suponga una mayor dificultad a la hora de identificar la aorta durante las maniobras de disección, si bien proponen el uso de ultrasonografía laparoscópica como alternativa para solventar este problema.

En nuestro caso, consideramos de mayor utilidad emplear el abordaje transperitoneal, ya que es la ruta de elección en cirugía abierta, y porque el control de la arteria iliaca derecha puede ser muy complejo por la vía retroperitoneal⁷⁹, además de permitir una identificación más fácil de la aorta⁸⁵. Somos conscientes de que mantener la cavidad retroperitoneal insuflada a veces es bastante complicado⁷⁹, y que el peritoneo se rompe con facilidad creando un neumoperitoneo, dificultando aún más el manejo quirúrgico en el espacio retroperitoneal. El abordaje mixto, que combina el acceso trans- y retroperitoneal, solventa las dificultades del retroperitoneo, mediante la creación de un mandil realizado con peritoneo, que aumenta el espacio de trabajo en el plano retroperitoneal y permite una distribución homogénea del gas tanto en el espacio retro- como en el transperitoneal^{110,172}. Sin embargo, en nuestra opinión, la creación

de este mandil peritoneal alargaría innecesariamente el tiempo quirúrgico total, y consecuentemente los riesgos anestésicos y quirúrgicos para el paciente.

Nuestro grupo se ha decantado por el abordaje transperitoneal con el animal en decúbito lateral derecho. Esta posición permite que las asas intestinales de desplacen hacia la pared abdominal derecha⁸⁴, no suponiendo ningún inconveniente durante la disección o anastomosis de la aorta, sin que se hayan producido interferencias de las vísceras intestinales en el campo de trabajo.

Creemos trascendental someter a los animales a un periodo de ayuno de alimento sólido de 24 horas, que les permita eliminar la mayor parte del contenido intestinal. La correcta preparación intestinal es fundamental para la realización de la cirugía reparadora de la aorta mediante abordaje laparoscópico, al menos en el modelo experimental porcino. Podría considerarse que este abordaje fuese solo útil en la especie porcina, debido a las diferencias anatómicas existentes entre dicha especie animal y el ser humano, pero la utilidad en la práctica clínica del abordaje transperitoneal con el paciente en decúbito lateral derecho ha sido demostrada por *Coggia y col*^{100,170} que lo han empleado con éxito en 27 pacientes, con resultados similares a los descritos en este trabajo experimental. Las maniobras de disección y control de las arterias iliacas, o de la tunelización hacia las arterias femorales, resultan muy complejas con el paciente en decúbito lateral derecho, siendo necesario para ello la movilización del paciente, con el consiguiente riesgo de romper la esterilidad del procedimiento⁷⁸. *Coggia y col*¹⁰⁰ resolvieron este problema vaciando la almohada lumbar y rotando la mesa hacia la izquierda, lo que permitió realizar estas maniobras sin necesidad de movilizar al paciente, y sin riesgo, por tanto, de romper las condiciones de esterilidad de la intervención quirúrgica.

También en los primeros trabajos experimentales se defendía el uso de la laparoscopia sin gas, creando el espacio de la cavidad abdominal mediante la tracción de la pared abdominal con dispositivos suspensores^{76,78,80,85,86,87}. La elección de esta técnica se fundamentaba en la posibilidad de emplear instrumental convencional, dado que en los inicios de esta técnica aún no se disponía de instrumental laparoscópico específico para las intervenciones vasculares. Otra de las razones que impulsaban la elección de la técnica sin gas era que el empleo del neumoperitoneo se complicaba considerablemente cuando se necesitaba aspiración, porque provoca el colapso de la cavidad abdominal^{76,78,85,86}. Nuestra experiencia en cirugía laparoscópica experimental nos permite afirmar que este factor no constituye un inconveniente para combinar el neumoperitoneo y la aspiración quirúrgica, siempre que se disponga de equipos de insuflación que mantengan el flujo automático de CO₂, ya que estos equipos reponen inmediatamente el gas extraído con la aspiración, sin que ello se refleje, por tanto, en un colapso manifiesto de la cavidad abdominal. Tampoco está confirmado que la ausencia de CO₂ evite la intromisión de las vísceras abdominales en el área de trabajo. Muy al contrario, creemos que la presión ejercida por el neumoperitoneo sobre las vísceras ayuda en gran medida a mantener los órganos abdominales fuera del campo de trabajo¹⁷². En lo concerniente al riesgo de embolia gaseosa^{76,78,86}, se ha demostrado en un estudio experimental que en caso de laceración accidental de los grandes vasos la cantidad de CO₂ que llega al corazón no provoca ningún aumento de la presión de la arteria pulmonar¹⁷⁹. Las posibles alteraciones hemodinámicas causadas por la presión que el neumoperitoneo ejerce sobre los grandes vasos también han sido invocadas como una razón a favor de la técnica sin gas. Sin embargo, en nuestro caso mantenemos el neumoperitoneo entre 12-14 mmHg, evitando de este modo un aumento

excesivo de la presión, y por tanto su transmisión al sistema circulatorio. En resumen, la colocación del paciente en decúbito lateral derecho permite que las vísceras queden fuera del campo de trabajo, eliminando con ello la necesidad de emplear la posición de Trendelenburg, evitando así aumentar la presión que el neumoperitoneo ejerce sobre el diafragma y minimizando con ello los riesgos de alteraciones hemodinámicas. Por otro lado, consideramos que el uso del neumoperitoneo permite una mayor dilatación de la cavidad abdominal y una distribución más homogénea del espacio de trabajo, mientras que la obtención de un espacio de trabajo adecuado es mucho más difícil de conseguir con el uso de sistemas suspensores de la pared abdominal^{79,85,172}.

Otra opción ampliamente recogida en la bibliografía es el abordaje asistido por laparoscopia, mediante una pequeña laparotomía que permita el empleo de instrumental convencional^{23,26,74,76,79,80,85-87,91,93,95,96,102-109}, intentando eludir la dificultad asociada a la realización de las anastomosis mediante técnicas de sutura intracorpórea. El tamaño de las laparotomías empleadas varía entre 2-4 cm en los trabajos experimentales^{76,78,80,85-87,91} y entre 3-11 cm en la práctica clínica^{23,26,74,102,103,105-108,180}. Posiblemente, las principales limitaciones de la técnica asistida por laparoscopia son, en primer lugar, que la longitud de la incisión tendrá que ser aumentada en pacientes obesos o con paredes abdominales muy desarrolladas, por lo que se llegará a un punto en que con estas incisiones se pierdan las ventajas asociadas al abordaje mínimamente invasivo, ya que el trauma quirúrgico se incrementa notablemente¹⁷². En este sentido *Dion y col*⁹⁷ afirman que, tras sus primeras experiencias, han cambiado de postura en cuanto al empleo de una pequeña laparotomía, porque encuentran ciertas limitaciones que reducen las ventajas del abordaje laparoscópico, entre otras que aumenta la estancia hospitalaria con respecto al abordaje

totalmente laparoscópico. Además, según estos mismos autores, trabajar a través de una pequeña laparotomía es más complejo, no permitiendo un buen control visual sobre las estructuras adyacentes lo que complica aún más las maniobras de retracción intestinal.

En este estudio referimos la primera experiencia descrita del empleo de tres trocares de 11mm y uno de 3-5 mm. Hasta el momento el número de las puertas de acceso a la cavidad abdominal, en los estudios experimentales, oscilaba entre cinco y ocho^{75,76,78-81,83,85-87,92}. Hemos de destacar que en nuestra experiencia el trocar del primer ayudante ha sido incluido de modo rutinario, aunque sólo en el primer animal fue necesario recurrir al mismo para irrigar el muñón craneal de la aorta durante la colocación de la prótesis, debido a la presencia de sangrado retrógrado. Esto nos permite afirmar que el empleo de dicho trocar puede ser eliminado, reduciendo el número de puertas de acceso, con la consecuente disminución del traumatismo de la pared abdominal. En la actualidad existen clamps vasculares para cirugía laparoscópica que pueden introducirse directamente en la cavidad abdominal y no requieren accesos adicionales en la pared abdominal.

Los estudios clínicos en los que se emplea el abordaje totalmente laparoscópico, para el tratamiento de alteraciones patológicas de la aorta abdominal, demuestran que este tipo de abordaje no está libre de complicaciones asociadas a la intervención quirúrgica (Tabla II). En nuestro estudio la mayoría de las complicaciones (54.55%) aparecidas están relacionadas con el acceso vascular creado en la arteria femoral. Sólo en tres animales se encontraron complicaciones intra-operatorias relacionadas con el abordaje quirúrgico. Todas ellas pueden ser clasificadas como complicaciones menores, y no han requerido en ningún caso la modificación del protocolo quirúrgico, la conversión a cirugía abierta, la intervención secundaria de los animales, ni han interferido con la recuperación de los animales

en el periodo post-operatorio. La nula mortalidad y la baja tasa de morbilidad asociadas con el abordaje laparoscópico encontradas en este estudio se debe en parte, desde nuestro punto de vista, a una amplia preparación del equipo quirúrgico en cirugía laparoscópica general. Creemos fundamental destacar la importancia de una correcta formación en técnicas laparoscópicas básicas y, especialmente, en técnicas de sutura laparoscópica intracorpórea, como paso previo a la práctica de la cirugía laparoscópica vascular⁸⁴.

Creemos muy importante destacar que la comparación de los datos de la recuperación post-operatoria entre pacientes humanos y animales de experimentación están sujetos a condiciones que influyen en el análisis de estos resultados. Hay que tener en cuenta que los animales empleados en nuestro estudio no presentaban ninguna alteración vascular ni enfermedad concomitante que pudiese afectar a su recuperación. Los resultados de otros estudios experimentales han concluido que no existían diferencias hemodinámicas, hematológicas o de las respuestas metabólicas durante la recuperación de los animales tras el abordaje convencional o el laparoscópico, mientras que estudios similares en el ser humano han demostrado diferencias entre ambos tipos de abordajes quirúrgicos⁹¹. Por tanto, creemos que los datos sobre la recuperación post-quirúrgica extraídos de estudios experimentales deben ser evaluados con mucha cautela si se pretende equipararlos a los datos obtenidos en el análisis de las mismas respuestas en el ser humano.

Por otro lado, la levedad y naturaleza de las complicaciones quirúrgicas sucedidas durante la realización de este proyecto, nos hacen destacar la importancia del concepto «equipo quirúrgico»: es esencial para el éxito de este tipo de intervenciones contar con un equipo quirúrgico preparado y completamente integrado en el procedimiento, ya que

consideramos fundamental la coordinación de todos los componentes del equipo quirúrgico y personal de apoyo en el quirófano para que el procedimiento sea efectivo y rápido¹⁸¹.

En cuanto a los tiempos de supervivencia de los animales, este estudio representa la primera experiencia que evalúa con detalle la recuperación post-operatoria de los animales tras realizar una sustitución aórtica mediante abordaje laparoscópico. En un estudio previo, *Said y col*⁸⁰ mantuvieron los animales con vida en un periodo que osciló entre 2 y 7 semanas, aunque este grupo de autores no aporta suficientes datos sobre la recuperación de los animales destacando únicamente niveles favorables de actividad, apetito, motilidad intestinal y cicatrización. En nuestro estudio todos los animales evolucionaron favorablemente, con una recuperación inmediata de los animales en términos de energía, apetito y funciones fisiológicas. En un 60% de los animales, los estudios fluoroscópicos, en el post-operatorio inmediato, demostraron motilidad intestinal tras el fin de la intervención, y todos los animales defecaron durante las 12 horas que siguieron a la recuperación anestésica. Además, no se ha producido ningún caso de infección de las heridas cutáneas y tan sólo se ha producido una complicación menor en un animal, que presentó fiebre durante el periodo de recuperación, sin que concurriese con alguna infección u otro tipo de sintomatología que pudiese explicar el origen de este estado febril. En las experiencias clínicas con procedimientos totalmente laparoscópicos, los datos más recientes detallan una recuperación de los pacientes muy favorable^{24,94,97,100}. Al igual que en nuestro estudio, en la práctica clínica destaca la reducida necesidad de analgesia tras la intervención^{24,97,100}. Sin embargo, como ya se ha destacado anteriormente, la comparación de los resultados post-operatorios entre la especie porcina y el ser humano está sometida a variables que impiden equiparar las

observaciones realizadas durante la recuperación post-quirúrgica.

Los avances técnicos en la cirugía de reconstrucción aórtica han conseguido que las tasas de supervivencia hayan mejorado notablemente, aunque la isquemia medular es todavía causa muy frecuente de mortalidad o grave morbilidad en enfermos en los que la técnica quirúrgica resultó eficaz¹¹³. En el ser humano el principal aporte de riego a la medula espinal proviene de la arteria de *Adamkiewicz*, que normalmente se origina a partir de una de las arterias intercostales suprarrenales, aunque en ocasiones puede tener su origen por debajo de las arterias renales¹⁸². Dado que la variación anatómica es impredecible, el riesgo de isquemia medular en estos casos es inevitable¹⁸². En los animales, sin embargo, todas las arterias intercostales y lumbares dan origen a arterias radicales que contribuyen al riego de las arterias espinales anterior y posterior¹¹⁸. Obviamente, este proyecto experimental es una fase inicial para evaluar y mejorar el diseño de la prótesis, de modo que su uso pueda ser extrapolado al ser humano en el futuro. El diseño y fácil manejo de este sistema permitirían su empleo en todo el trayecto de la aorta, no sólo en la región infrarrenal. A pesar de estas diferencias anatómicas, en nuestro estudio se planteó como uno de los objetivos lograr la reducción de la duración de la oclusión aórtica a 15 minutos o menos, dado que en el ser humano se considera nula la posibilidad de lesión medular cuando los clampados aórticos son inferiores a este intervalo de tiempo^{113,116}. El tiempo medio de clampado en este estudio ha sido de 18.6 ± 5.13 minutos. Sin embargo, consideramos que hemos alcanzado con éxito el objetivo propuesto ya que el aumento de tiempo medio sobre los 15 minutos propuestos se debe a la curva de aprendizaje.

Tal y como se ha reflejado en el apartado de resultados, la curva de aprendizaje ha ido acompañada de una reducción progresiva del

tiempo de clampado aórtico. Una vez superada dicha curva de aprendizaje, y en ausencia de complicaciones que interfirieran en el procedimiento quirúrgico, se ha alcanzado el límite propuesto en los objetivos en los animales P07 y P08 e incluso se ha logrado reducirlo a 13 minutos en los animales P09 y P10. En este estudio, los reducidos tiempos de clampado aórtico y el nivel de oclusión vascular empleado pueden ser considerados como factores que han contribuido a evitar la aparición de daños neurológicos derivados de la isquemia medular. Además, nuevamente hay que considerar que tanto las características anatómicas de los animales como la ausencia de alteraciones patológicas en el sistema vascular han sido determinantes para que el riesgo de isquemia medular, en este estudio, sea bastante más reducido que en los pacientes sometidos a cirugía reparadora de la aorta.

El uso de prótesis que no necesitan suturas no es una idea nueva, ya que ha sido propuesta con anterioridad por otros autores para la cirugía aórtica mediante abordaje convencional^{89,90}. Con respecto a la cirugía vascular mediante abordaje laparoscópico, fueron *Ahn y col*⁷⁵ los primeros en evaluar una prótesis, cuya fijación se afectuó con ligaduras desde el exterior de la prótesis. Sin embargo, los mismos autores afirman que, si bien las pruebas inmediatas resultaron un éxito, carecen de evidencias de que ese tipo de anastomosis sea duradera a largo plazo bajo la fuerza de la presión sistólica. Otros estudios experimentales han evaluado un modelo de prótesis diseñada para permitir su sutura con clips de titanio^{89,90}. En ambos estudios se evaluó la prótesis en la aorta descendente empleando la técnica vídeo-asistida, ya que los aplicadores de los clips utilizados están diseñados para cirugía convencional, imposibilitando su aplicación en los procedimientos totalmente laparoscópicos. Hay que destacar que en estos estudios^{75,89,90} se consiguió reducir la duración del clampado aórtico (Tabla I) dentro de los límites considerados como seguros para los pacientes^{113,116}.

En nuestro estudio se ha optado por un diseño tubular por varias razones que explicamos a continuación. Uno de los objetivos de este estudio era evaluar el correcto funcionamiento del sistema de fijación, que no se vería modificado por el diseño tubular o bifurcado de la prótesis. Esto nos llevó a emplear el diseño tubular en este primer estudio, para simplificar el procedimiento quirúrgico y no añadir más variables que pudiesen interferir con la evaluación del sistema. El desarrollo de una sistema similar bifurcado no supondría, en principio, ninguna dificultad añadida. Quizás el tiempo de clampado se vería incrementado, dada la necesidad de liberar tres stents en lugar de dos. Sin embargo, un sistema bifurcado sólo resultaría útil en la aorta infrarrenal, mientras que en la aorta torácica se emplearía siempre el diseño tubular, por lo que esta zona, con mayor riesgo de lesión medular asociada al tiempo de clampado, no se vería afectada por este supuesto aumento de la duración de la oclusión aórtica.

Las prótesis tubulares se pueden implantar en un 50% de los casos en los que las anastomosis se crean con sutura¹³⁷, pero esta tasa baja al 10% cuando la prótesis se implanta mediante técnicas endoluminales¹³⁷, ya que para poder efectuar la implantación endoluminal el cuello proximal de los aneurismas debe tener al menos 10-15 mm de longitud y 26 mm de diámetro¹²¹. El sistema de fijación de nuestra prótesis permitiría su aplicación en el mismo porcentaje que cuando las anastomosis se realizan con suturas. En caso de aneurismas con cuellos proximales de longitud reducida se podría efectuar un clampado suprarrenal, intentando aprovechar todo el segmento aórtico caudal a las arterias renales. En caso de resultar el cuello aneurismático muy ajustado en longitud, o incluso en caso de no existir cuello aneurismático, el stent del sistema de fijación craneal se puede modificar incrementando su longitud, dejando la mitad proximal de este stent ampliado descubierto, para no interferir con la circulación renal, tal y como se realiza con

algunos sistemas endoluminales^{125,183}. Una ventaja añadida del abordaje laparoscópico sobre el endoluminal es que, en estos casos de cuellos aneurismáticos escasos en los que existan dudas sobre la duración de la fijación del sistema, dicha fijación se puede reforzar con puntos de sutura una vez abiertos los clamps. De este modo se obtiene mayor seguridad sobre el sistema, eliminando los riesgos de migración de la prótesis, sin incrementar los tiempos de oclusión aórtica. En estos casos sería necesario realizar una oclusión aórtica suprarrenal. *Dion y col*⁹² han demostrado que la ubicación del clamp proximal a este nivel se puede realizar sin que ello aumente la complejidad del procedimiento, al menos en la especie porcina. El tiempo de clampado suprarrenal, considerado como seguro para los pacientes, se eleva hasta 45 minutos¹⁸⁴, aunque generalmente se acepta que el tiempo de isquemia renal no debe exceder los 30 minutos¹⁸⁵. Por tanto el empleo de nuestra prótesis a estos niveles no supondría ningún riesgo para la función renal.

Los sistemas de fijación similares al planteado en este trabajo, en prótesis implantadas mediante técnicas endoluminales, se ven sometidos a variaciones de la aorta que pueden suceder tras el procedimiento quirúrgico. En una serie de pacientes estudiados a largo plazo se demostró que la migración del sistema de fijación proximal fue la causa de la mayoría de las complicaciones encontradas⁵². En ese trabajo se observó que un 75% de los pacientes con migración de la endo-prótesis presentaba una dilatación del cuello proximal del aneurisma, de un 25% con respecto al diámetro medido en los estudios preoperatorios⁵². Estos autores justifican el incremento de diámetro como consecuencia del progreso de la enfermedad arterial⁵². Estos mismos hallazgos fueron encontrados tras el tratamiento quirúrgico convencional, en seguimientos de 272 pacientes, apreciándose una elongación de este segmento aórtico de más de 5 mm en un 43% de los pacientes, y aumentos

de diámetro superiores a 5 mm en el 8% de los casos¹⁸⁶. Sin embargo, en este estudio no se observaron migraciones de las prótesis, no siendo necesario practicar intervenciones secundarias por este motivo¹⁸⁶. Por el contrario, cuando la dilatación afecta a prótesis implantadas mediante abordaje endoluminal, la dilatación del cuello aneurismático provoca la migración del sistema, siendo necesaria una intervención quirúrgica secundaria para sustituirla por otra implantada con técnicas convencionales. Otra causa de fallo del sistema de anclaje de las endoprótesis sucede cuando la aposición del sistema de fijación no se realiza contra la pared arterial, sino contra material trombótico depositado sobre la superficie luminal del cuello de los aneurismas. Se ha sugerido que la presencia de trombos en el cuello del aneurisma puede impedir un sellado completo de la endoprótesis contra la superficie luminal de la aorta, permitiendo una exclusión incompleta de los AAA, lo que resultaría en una expansión del aneurisma y migración del sistema, pudiendo llegar a precipitar la ruptura de los aneurismas^{63,187,188}. Además, la lisis posterior de los trombos puede promover la aparición de canales alrededor del sistema de fijación y la aorta, permitiendo la aparición de endofugas tardías que nuevamente impulsarían la expansión de los aneurismas, migración de los sistemas y aumentaría el riesgo de ruptura¹⁸⁷. Este problema queda también solventado por el abordaje quirúrgico, ya que al realizar la aortotomía podemos explorar el interior de la aorta, eliminando los trombos que encontremos en el interior, y realizando una endarterectomía cuando sea necesario. Además, tal y como se ha descrito anteriormente, la fijación de la prótesis se puede reforzar mediante puntos de sutura sin que ello conlleve cambios en la efectividad del sistema o la duración del clampado aórtico.

Uno de los factores limitantes del éxito de la reconstrucción aórtica es el comportamiento biológico de las anastomosis vasculares. La posición enfrentada de los bordes de la pared

vascular seccionada y la prótesis permiten que ambas se puedan ver afectadas por dilataciones lentas, que podrían predisponer al desarrollo de aneurismas o pseudoaneurismas en las anastomosis⁶³, alcanzando tasas de aparición entre 0.2% y 27% dependiendo de los medios diagnósticos empleados y el tiempo de seguimiento de los injertos^{63,189,190}. La reparación de este tipo de complicaciones conlleva una morbilidad del 33-36% y una mortalidad entre el 8% y el 21%¹⁹⁰. Aunque aún no hemos desarrollado estudios a largo plazo con este nuevo diseño de prótesis, podemos deducir que este tipo de complicaciones difícilmente ocurrirá con el empleo de este sistema, dado que la aposición de la prótesis y la aorta se hace mediante superposición de un segmento que oscila entre 0.5 y 1 cm y no mediante el enfrentamiento directo de los bordes de la aorta seccionada y la prótesis. Los efectos hemodinámicos que puedan influir sobre las anastomosis quirúrgicas provocando las dilataciones no afectarían, por tanto, a la anastomosis creada con nuestro sistema.

Se han publicado casos de rupturas a largo plazo de sistemas de fijación similares a los empleados en este estudio¹⁹¹. Tras un análisis exhaustivo del sistema se determinó como posible causa de las rupturas el ángulo (90°) entre los ganchos y la prótesis, ya que provocaba que fuese el punto de angulación de los ganchos el que soportase la mayor parte de las fuerzas que mantenían unida la prótesis a la aorta¹⁹¹. En nuestro sistema se determinó emplear una angulación de 45° aproximadamente ya que presuponemos que de este modo las fuerzas de fijación entre la prótesis y la aorta se reparten de modo más homogéneo. No obstante, se hace necesaria la realización de estudios prolongados que permitan establecer la duración del diseño a largo plazo y bajo las condiciones propias de un organismo vivo.

Algunos autores descartan el empleo de prótesis tubulares o bifurcadas con las anastomosis distales localizadas a nivel iliaco,

argumentando que los tiempos de clampado serían entonces inaceptablemente elevados⁸¹. Estos autores se decantan por el uso rutinario de prótesis aortobifemorales para evitar la segunda anastomosis laparoscópica. Sin embargo hay que tener en cuenta que el número de complicaciones asociadas al acceso vascular femoral ha aumentado considerablemente en los últimos tiempos¹⁹². Las tasas de complicaciones en la zona inguinal oscilan entre el 1-16%¹⁹². Estas complicaciones se podrían evitar en todos aquellos casos susceptibles de ser tratados mediante la implantación de prótesis tubulares o aorto-biiliacas. Tal y como se ha descrito previamente, el diseño de nuestra prótesis se puede modificar a un tipo bifurcado, ampliando así el número de pacientes en los que se podría evitar el empleo de accesos inguinales.

En un estudio experimental realizado en conejos se demostró que el tipo de anastomosis, término-terminal o látero-terminal, no afecta a los resultados de la intervención quirúrgica¹⁹³. Los mismos resultados fueron obtenidos cuando se evaluó ambos tipos de anastomosis en un estudio clínico¹⁹⁴. Otro estudio¹⁹⁵, sin embargo, sí destaca la importancia de la angulación de la prótesis con respecto a la aorta, en el caso de las anastomosis látero-terminales, en cuanto a su influencia sobre el desarrollo de hiperplasia de la íntima durante la cicatrización de la anastomosis. La elección de una anastomosis término-terminal se hizo para evitar la influencia de la angulación en esta primera evaluación del sistema de fijación. Sin embargo, y tras analizar los resultados de esta experiencia, creemos que la realización de anastomosis látero-terminales podrá realizarse en futuros estudios sin dificultad añadida para el procedimiento. Además, la variación de la relación entre el stent y la prótesis nos permitiría establecer la angulación más adecuada de las anastomosis para evitar el estímulo de la hiperplasia de la neo-íntima.

En el presente estudio, sólo se emplearon la angiografía y los IVUS para realizar las medidas de la aorta y el sistema implantado, ya

que algunos autores han demostrado que las medidas con ecografía percutánea en modo B tienen un margen de error de $\pm 5\text{mm}$ ¹⁴⁵. En nuestro estudio hemos encontrado diferencias entre las medidas realizadas con angiografía y IVUS, tanto en la evaluación pre-operatoria como en el estudio de seguimiento realizado dos semanas después de la intervención. Trabajos previos¹⁵⁷ afirman que los IVUS son superiores a la angiografía en exactitud para determinar el diámetro de los vasos. No obstante, el análisis estadístico de los datos obtenidos en este estudio sólo han demostrado diferencias significativas entre las medidas realizadas en la prótesis. En nuestra opinión el mayor diámetro obtenido con la angiografía puede ser causado por la dilatación momentánea de la prótesis, debido a la presión que ejerce sobre la misma el inyector mecánico de contraste. Este efecto no se produce en las anastomosis ya que los stents presentan una mayor rigidez y resistencia ante la presión del inyector. La superioridad de los IVUS sobre la angiografía ha sido defendida considerando que los estudios fluoroscópicos tienden a subestimar la extensión de las lesiones vasculares, la restenosis dentro de las prótesis o la incompleta dilatación de los stents^{157,168,169}. Nuevamente nuestros resultados no confirman estas afirmaciones ya que la evaluación de la prótesis, con ambos medios de diagnóstico por imagen, han demostrado la misma efectividad en la valoración de los sistemas de fijación y ausencia de daños en los muñones de la aorta adyacentes a la prótesis.

En este estudio no se han encontrado indicios de estenosis en el seguimiento a las dos semanas de la implantación, ni con estudios angiográficos ni con los ultrasonidos intravasculares. Sin embargo, ambos medios de diagnóstico por imagen permiten determinar un menor diámetro en las zonas de fijación de la prótesis, con respecto a las restantes áreas de interés para este estudio. En nuestra opinión, dichas discrepancias de diámetro se deben a que la prótesis se encuentra situada en el interior del stent. Ambos

tienen un diámetro interno de 10 mm, pero en el caso de la prótesis este diámetro se encuentra reducido por la presencia de las paredes protésicas en el interior del stent, resultando en la disminución de diámetro observada en nuestros resultados. Este hecho será tenido en cuenta para evitar estas reducciones de diámetro en las zonas de fijación, en futuros estudios.

Durante la evaluación de la prótesis dos semanas después de su implantación, los IVUS permitieron la identificación de pequeños trombos murales en el interior de la prótesis que habían quedado totalmente ocultos en las angiografías¹⁹⁶. Los trombos identificados en este estudio eran de pequeño tamaño y se encontraban sólo parcialmente adheridos a la pared protésica, por lo que creemos que fue la combinación del medio de contraste y la presión del inyector mecánico, que oprimía los trombos contra la pared de la prótesis, la razón de que dichos trombos no pudiesen ser identificados mediante los estudios angiográficos. Podemos afirmar, por tanto, que el uso de los IVUS en la evaluación de los procedimientos vasculares tiene una gran trascendencia, ya que la presencia de trombos puede derivar en la oclusión de la prótesis o la formación de émbolos distales¹⁹⁶, por lo que su identificación temprana puede permitir la adopción de las medidas terapéuticas necesarias para evitar complicaciones posteriores.

Los estudios del patrón del flujo sanguíneo no han resultado de gran utilidad en este trabajo. La gran variabilidad observada durante el análisis espectral Doppler, realizado en los animales antes de la intervención, no permiten determinar cuándo se presentan alteraciones del patrón de flujo en el periodo post-operatorio. Tan sólo en la evaluación de la zona media de la prótesis, dos semanas después de su implantación, se ha observado una alteración del perfil habitual de la onda producida por el flujo sanguíneo, que nos hace sospechar la existencia de turbulencias. Sin embargo, los datos obtenidos con los estudios pre- y post-

operatorios presentan una gran heterogeneidad, que no permite obtener conclusiones sobre la afectación del flujo sanguíneo tras la implantación de este tipo de prótesis.

En contra de lo observado por otros autores^{119,175,176}, no hemos encontrado indicios de formación de neointima dos semanas después de la intervención. Algunos estudios¹⁵⁷ han demostrado que los IVUS permiten identificar el crecimiento de neointima, incluso cuando esta capa es escasa. Los IVUS permiten una correcta identificación de las tres capas que conforman la pared de las arterias musculares¹⁶⁹. En las arterias elásticas las capas que conforman la pared arterial no se distinguen con la misma definición, pero existen estudios demuestran una gran exactitud en las medidas del grosor de la pared realizadas con los IVUS¹⁶⁹. Si bien en estos estudios no se han efectuado análisis histológicos en el seguimiento, trabajos previos han demostrado una fuerte correlación entre los estudios histológicos y las observaciones obtenidas con los IVUS¹⁶⁹, por lo que podemos suponer que los estudios histológicos no hubiesen aportado datos diferentes de los obtenidos con los estudios de diagnóstico por imagen.

Creemos, por tanto, que los resultados de este trabajo permiten plantear la posibilidad de emplear este tipo de prótesis en el ser humano, con las consiguientes ventajas que ello aportaría para los pacientes sometidos a procedimientos quirúrgicos para el tratamiento de afecciones de la aorta. Obviamente los resultados de este estudio necesitan ser validados a largo plazo, y en condiciones que reproduzcan las condiciones de los pacientes que requieren este tipo de tratamiento.

Para ello nuestro grupo de trabajo tiene previsto continuar con esta línea de investigación y determinar la efectividad y duración de la prótesis en estudios crónicos, en los que además se emplearan modelos de AAA y AEP que permitan validar el sistema de fijación en paredes arteriales afectadas por alteraciones patológicas. En estos estudios también se considerará el empleo de clamps vasculares que no requieran el uso de accesos adicionales en la pared abdominal, minimizando, en la medida de lo posible, el trauma quirúrgico que permita mejorar la calidad de la recuperación post-quirúrgica.

En la continuación de esta línea de investigación también se evaluarán nuevos modelos protésicos en el el tratamiento de aneurismas yuxtarenales, y el empleo de prótesis bifurcadas necesarias en aquellos casos en los que la enfermedad arterial afecta a las arterias iliacas.

De igual interés en un futuro es el estudio del patrón de flujo normal en la especie porcina, en una población mayor de animales que permita establecer unos parámetros propios para esta especie, y la consiguiente validación del análisis espectral Doppler en la detección de alteraciones vasculares en este modelo experimental.

En resumen, en este estudio se ha valorado satisfactoriamente un nuevo prototipo de prótesis que dispone de un sistema de auto-fijación que facilita la ejecución del procedimiento quirúrgico laparoscópico, a la vez que permite una reducción importante de los tiempos de clampado requeridos para completar la sustitución de la aorta.

VI. Conclusiones

1.- La evaluación aguda y subaguda de la prótesis han demostrado la efectividad del diseño.

2.- El sistema de fijación ha resultado seguro, no habiéndose producido ninguna migración de la prótesis ni fallos en las anastomosis.

3.- El sistema ha permitido alcanzar tiempos de oclusión aórtica inferiores a 15 minutos, circunstancia que puede representar un gran avance en la aplicación de la cirugía laparoscópica vascular al reducir el riesgo de daños neurológicos en los pacientes.

4.- Los resultados de este estudio sugieren que esta prótesis es similar a las empleadas actualmente con suturas, en términos de comportamiento una vez implantada en un organismo vivo.

5.- La futura validación del diseño requiere la evaluación del sistema en un número mayor de animales y realizar estudios crónicos que permitan analizar las reacciones de la pared de la aorta y la durabilidad de dicho sistema en la pared de la aorta patológica.

VII. Resumen

Desde sus inicios, la difusión de la cirugía aórtica mediante abordaje laparoscópico se ha visto muy limitada debido a la dificultad que presenta la realización de las anastomosis mediante técnicas de sutura laparoscópica intracorpórea, que se refleja en tiempos de oclusión aórtica excesivamente elevados.

El objetivo principal de este proyecto fue el de evaluar una prótesis diseñada en el CCMI, con el fin de evitar la necesidad de crear las anastomosis mediante sutura intracorpórea, reduciendo la duración del clampado aórtico dentro de los límites considerados como seguros para evitar lesiones neurológicas secundarias a la isquemia de la médula espinal. Con tal fin se ha diseñado una prótesis que incluye sistemas de autofijación en sus dos extremos, construidos con la combinación de stents autoexpandibles y ganchos que evitan su desplazamiento, una vez implantada la prótesis en la aorta.

El estudio se realizó en diez cerdos en los que se efectuó una sustitución aórtica mediante abordaje laparoscópico. La efectividad de la

prótesis se evaluó de modo agudo, durante el post-operatorio inmediato y dos semanas después de la intervención, mediante la combinación de ecografía percutánea, angiografía y ultrasonografía intravascular.

La evaluación durante el procedimiento quirúrgico y los estudios por imagen posteriores han demostrado la eficacia del sistema protésico implantado. El tiempo de oclusión aórtica se redujo a lo largo del estudio hasta alcanzar el límite propuesto de 15 minutos. Durante las dos semanas de duración del seguimiento de los animales no se ha producido ningún tipo de complicación asociado al uso de la prótesis o al abordaje laparoscópico.

Por tanto, con este trabajo hemos conseguido demostrar la eficacia del sistema evaluado y se ha logrado la reducción de la duración del clampado aórtico, aunque la validación de la prótesis y los sistemas de fijación requerirá de nuevos estudios que confirmen su efectividad a largo plazo y en circunstancias patológicas.

VIII. Summary

Since its beginnings, the widespread use of laparoscopic aortic surgery has been prevented due to technical difficulties inherent to laparoscopic intracorporeal suturing, that render aortic cross-clamping times needed for vascular anastomosis unacceptably long.

The main aim of this study was to evaluate a new prostheses design devised at the MISC. Use of this prostheses eliminates the need for anastomosis using intracorporeal suturing, therefore decreasing cross-clamping times within safe limits and avoiding neurological lesions secondary to medullar ischemia.

The prostheses under evaluation includes fixing mechanisms at both ends, combining self expanding stents with a hooks system that avoid prostheses migration after implantation.

Ten animals were used for this study. Laparoscopic aortic replacement using the above described prostheses was performed in

all animals. The acute effectiveness study was performed in the immediate postoperative period and two weeks after surgery, using different imaging techniques (percutaneous and intravascular ultrasonography and angiography). All the performed studies, along with the evaluation conducted during surgical implantation confirmed the system's effectiveness. Aortic occlusion times decreased thorough the study, reaching the targeted cross-clamping duration of 15 minutes. No complications attributable to the prostheses or the laparoscopic approach used were seen during the two weeks follow-up period.

Therefore, the present study demonstrated the evaluated system to be effective, allowing for decreased aortic cross-clamping times. Further studies are warranted to validate both the prostheses and its self fixing system, in order to confirm its usefulness in the long term and in diseased vessels.

IX. Bibliografía

- 1 Narayanaswamy M, Wright KC, Kandarpa K. Animal models for atherosclerosis, restenosis, and endovascular graft research. *JVIR* 2000; 11: 5-17.
- 2 Lee KT. Swine as animal models in cardiovascular research. En: ME Tumbleson. Swine in biomedical research. Plenum Press, New York 1986.
- 3 Mahley RW, Weisgraber KH. An electrophoretic method for the quantitative isolation of human and swine plasma lipoproteins. *Biochemistry* 1974; 13: 1964-9.
- 4 Climent S, Bascuas JA. Cuadernos de Anatomía y Embriología, Tomo 5. 2ªed. Editorial Marban, S.A., Madrid, 1989. p
- 5 Ghoshal N.G. Corazón y arterias de los porcinos. En: Sisson S y Grossman JD. Anatomía de los animales domésticos, Tomo II. 5ª ed. Masson, S.A., Barcelona 1982. p.1463-73.
- 6 Wilkens H, Münster W. Arteries. En: Nickel R, Schummer A, Seiferle E. The anatomy of the domestic animals, Volume 3. Verlag Paul Parey, Berlin, 1981. p.126-83.
- 7 Osterman FA, Bell WR, Montali RJ, Novak GR, White RI. Natural history of autologous blood clot embolization in swine. *Invest Radiol* 1976; 11: 267-76.
- 8 Thompson JE. Early history of aortic surgery. *J Vasc Surg* 1998; 28: 746-52.
- 9 Ministerio de Sanidad y Consumo-Instituto de Salud «Carlos III». Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias (AETS). Prótesis endovasculares (stents) en el tratamiento de la arteriopatía periférica de los miembros inferiores. Madrid: AETS-Instituto de Salud «Carlos III», Julio de 1996.
- 10 Weitz JI, Byrne J, Clagett GP, Farkouh ME, Porter J, Sackett DL, *et al.* AHA scientific statement: diagnosis and treatment of chronic arterial insufficiency of the lower extremities: a critical review. *Circulation* 1996; 94: 3026-49.
- 11 Reunanen A, Takkunen H, Aromaa A. Prevalence of intermittent claudication and its effect on mortality. *Acta Med Scand* 1982; 211: 249-56.
- 12 Jelnes R, Gaardsting O, Hougaard Jensen K, Baekgaard N, Tonnesen KH, *et al.* Fate in intermittent claudication: outcome and risk factors. *Br Med J (Clin Res Ed)* 1986; 239: 1137-40.
- 13 Criqui MH, Fronek A, Barrett-Conner E, Klauber MR, Gabriel S, *et al.* The prevalence of peripheral arterial disease in a defined population. *Circulation* 1985; 71: 510-5.
- 14 Mavioglu I, Dogan O, Ozeren M, Dolgun A, Yucel E. Surgical management of chronic total occlusion of abdominal aorta. *J Cardiovasc Surg* 2003; 44: 87-93.
- 15 Buechner K. The impact of PAOD in three European countries. En: *Advances in Vascular Pathology*. A Strano. Ed. Excerpta Medica 1990: 313.
- 16 Gorski Y, Ricotta JJ. Weighting risks in abdominal aortic aneurysm: best repaired in an elective, not an emergency, procedure. *Postgrad Med* 1999; 106: 69-80.
- 17 Franco TJ, Zajko AB, Federle MP, Makaroun MS. Endovascular repair of abdominal aortic aneurysm with the Ancure endograft: CT follow-up of perigraft flow and aneurysm size at 6 months. *J Vasc Interv Radiol* 2000; 11: 429-35.

- 18 Kato N, Dake MD, Semba CP, Razavi MK, Kee ST, Slonim SM, *et al.* Treatment of aortoiliac aneurysms with use of a single piece tapered stent-grafts. *J Vasc Intervent Radiol* 1998; 9: 41-9.
- 19 Hollier LH, Taylor LM, Ochsner J. Recommended indications for operative treatment of abdominal aortic aneurysms. *J Vasc Surg* 1992; 15: 1046-56.
- 20 Esteban Solano JM, Tagarro Villalba S. Angiopatías periféricas. En: Carreira JM y Maynar M Editores. *Diagnóstico y Terapéutica Endoluminal, Radiología Intervencionista*. Masson, Barcelona, 2002. p. 147-54.
- 21 Sicard GA, Miralles M. Arteriopatías ectásicas. Aneurismas. En: Farreras P y Rozman CA Editores. *Medicina Interna*. Décimocuarta edición. Ediciones Hartcourt, S.A., Madrid, 2000. p. 774-75.
- 22 Llagostera-Pujol S, Kilme-Muñoz J, Yeste-Campos M, Escudero-Rodríguez JR, Viver-Manresa E. Cirugía Laparoscópica del aneurisma de aorta abdominal. *Angiología* 2002; 54: 252-8.
- 23 Kline RG, D'Angelo AJ, Chen MHM, Halpern VJ, Cohen JR. Laparoscopic assisted abdominal aortic aneurysm repair: first 20 cases. *J Vasc Surg* 1998; 27: 81-8.
- 24 Ahn SS, Hiyama DT, Rudkin GH, Fuchs GJ, Ro KM, Concepcion B. Laparoscopic aortobifemoral bypass. *J Vasc Surg* 1997; 26: 128-32.
- 25 Fabiani J-N, Mercier F, Carpenter A, Le Bret E, Renaudin J-M, Julia P. Video-assisted aortofemoral bypass: results in seven cases. *Ann Vasc Surg* 1997; 11: 273-7.
- 26 Alimi YS, Hartung O, Valerio N, Juhan C. Laparoscopic aortoiliac surgery for aneurysm and occlusive disease: when should a minilaparotomy be performed? *J Vasc Surg* 2001; 33: 469-75.
- 27 Cambria RP, Brewster DC, Abbott WM, Freehan M, Megerman J, LaMuraglia G, *et al.* Transperitoneal versus retroperitoneal approach for aortic reconstruction: a randomized prospective study. *J Vasc Surg* 1990; 11: 314-25.
- 28 Honig MP, Mason RA, Giron F. Wound complication of the retroperitoneal approach to the aorta and iliac vessels. *J Vasc Surg* 1992; 15: 28-33.
- 29 Melliére D, Labastie J, Becquemin JP, Kassab M, Paris E. Proximal anastomosis in aortobifemoral bypass: end-to-end or end-to-side? *J Cardiovasc Surg* 1990; 31: 77-80.
- 30 Raffetto JD, Cheung Y, Fisher JB, Cantelmo NL, Watkins MT, LaMorte WW, *et al.* Incision and abdominal wall hernias in patients with aneurysm or occlusive aortic disease. *J Vasc Surg* 2003; 37: 1150-4.
- 31 Ministerio de Sanidad y Consumo - Instituto de Salud «Carlos III». Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias (AETS). Prótesis endovasculares (stent grafts) en el tratamiento de los aneurismas de aorta abdominal. Madrid: AETS - Instituto de Salud «Carlos III», Diciembre de 1997.
- 32 Hallin A, Bergqvist D, Holmberg L. Literature review of surgical management of abdominal aortic aneurysm. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2001; 22: 197-204.
- 33 Dattilo JB, Brewster DC, Fan CM, Geller SC, Cambria RP, LaMuraglia GM *et al.* Clinical failures of endovascular abdominal aortic aneurysm repair: Incidence, causes, and management. *J Vasc Surg* 2002; 35: 1137-44.
- 34 Arko FR, Lee A, Hill BB, Olcott C, Dalman RL, Harris J, *et al.* Aneurysm-related death: Primary endpoint analysis for comparison of open and endovascular repair. *J Vasc Surg* 2002; 36: 297-304.
- 35 Darling RC, Shah DM, Chang BB, Paty PSK, Leather RP. Current status of the use of retroperitoneal approach for reconstructions of the aorta and its branches. *Ann Surg* 1996; 24: 501-8.
- 36 Ernts CB. Abdominal aortic aneurysms. *N Engl J Med* 1993; 328: 1167-72.
- 37 Moore WS, Matsumura JS, Makaroun MS, Katzen BT, Deaton DH, Decker M, *et al.* Five-year interim comparison of the Guidant bifurcated endograft with open repair of abdominal aortic aneurysm. *J Vasc Surg* 2003; 38: 46-55.

- 38 Cynamon J, Federman AS, Veith FJ. Repair of junctional stent-graft leaks with use of a bare metal stent. *J Vasc Intervent Radiol* 1999; 10: 275-80.
- 39 Quiñones-Baldrich WJ, Garner C, Caswell D, Ahn SS, Gelabert HA, Machleder HI, *et al.* Endovascular, transperitoneal, and retroperitoneal abdominal aortic aneurysm repair: Result and costs. *J Vasc Surg* 1999; 30: 59-67.
- 40 Moore WS. Abdominal aortic aneurysm: transabdominal or endovascular repair? En: *Advances in Surgery*, chapter 7, vol 34. Mosby Inc., 2000. p. 175-92.
- 41 Goldstone J, Brewster DC, Chaikof EL, Katzen BT, Moore WS, Pearce WH. Endoluminal repair versus standard open repair of abdominal aortic aneurysm: Early results of a prospective clinical comparison trial. Presentado en el 46th Annual Meeting of the International Society of Cardiovascular Surgery, North American Chapter; 8 de junio de 1998; San Diego, California.
- 42 Zarins CK, White RA, Schwarten DE. Medtronic AneuRx stent graft system versus open surgical repair of AAA: Multicenter clinical trial: Presentado en el 46th Annual Meeting of the International Society of Cardiovascular Surgery, North American Chapter; 8 de junio de 1998; San Diego, California.
- 43 Zarins CK, White RA, Moll FL, Crabtree T, Bloch DA, Hodgson KJ, *et al.* The AneuRx stent graft: four-year results and worldwide experience 2000. *J Vasc Surg* 2001; 33: S135-45.
- 44 Sultan S, Evoy D, Nicholls S, Colgan MP, Moore D, Shanik G. Endoluminal stent grafts in the management of infrarenal abdominal aortic aneurysms: a realistic assessment. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2001; 21: 70-4.
- 45 May J, White GH, Waugh R, Stephen MS, Chafour X, Arulchelvam M, *et al.* Comparison of first- and second-generation prostheses for endoluminal repair of the abdominal aortic aneurysms: a 6-year study with life table analysis. *J Vasc Surg* 2000; 32: 124-9.
- 46 Broeders IA, Blankesteyn JD, Wever JJ; Eikelboom BC. Mid-term fixation stability of the EndoVascular Technologies endograft. EVT Investigators. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 1999; 18: 300-7.
- 47 Ohki T, Vith FJ, Shaw P, Lipsitz E, Suggs WD, Wain RA, *et al.* Increasing incidence of midterm and long-term complications after endovascular graft repair of abdominal aortic aneurysms: a note of caution based on a 9-year experience. *Ann Surg* 2001; 234: 323-35.
- 48 Liewald F, Scharrer-Palmer R, Gorich J, Kapfer X, Seifarth H, Halter G, *et al.* Intraoperative, perioperative and late complications with endovascular therapy of aortic aneurysm. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2001; 22: 251-6.
- 49 Prissen M, Wever JJ, Mali WP, Eikelboom BC, Blankenstijn JD. Concerns for the durability of the proximal abdominal aortic aneurysm endograft fixation from a 2-year and 3-year longitudinal computed tomography angiography study. *J Vasc Surg* 2001; 33: S64-9.
- 50 Laheij RJ, Buth J, Harris PL, Moll FL, Stelter WJ, Werhoeven EL. Need for secondary interventions after endovascular repair of abdominal aortic aneurysms. Intermediate-term follow-up results of a European collaborative registry (EUROSTAR). *Br J Surg* 2000; 87: 1666-73.
- 51 Alric P, Hinchliffe RJ; Wenham PW, Whitaker SC, Chutter TAM, Hopkinson BR. Lessons learned from the long-term follow-up of a first-generation aortic stent graft. *J Vasc Surg* 2003; 37: 367-73.
- 52 Schlensack C, Doenst T, Hauer M, Bitu-Moreno J, Uhrmeister P, Spillner G, *et al.* Serious complications that require surgical interventions after endoluminal stent-graft placement for the treatment of infrarenal aortic aneurysms. *J Vasc Surg* 2001; 34: 198-203.
- 53 Schermerhorn ML, Finlayson SRG, Fillinger MF, Buth J, van Marrewijk C, Cronnswett JL. Life expectancy after endovascular versus open abdominal aortic aneurysm repair: Results of a decision analysis model on the basis of data from EUROSTAR. *J Vasc Surg* 2002; 36: 1112-1120.

- 54 Peppelenbosch N, Buth J, Harris PL, van Marrewijk C, Frasen G. Diameter of abdominal aortic aneurysm and outcome of endovascular aneurysm repair: Does size matter? A report from EUROSTAR. *J Vasc Surg* 2004; 39: 288-97.
- 55 Becquemin JP, Kelley L, Zubilewicz T, Desgranges P, Lapeyre M, Kobeiter H. Outcomes of secondary interventions after abdominal aortic aneurysm endovascular repair. *J Vasc Surg* 2004; 39: 298-305.
- 56 Terramani TT, Chaikof EL, Rayan SS, Lin PH, Najibi S, Bush RL, *et al.* Secondary conversion due to failed endovascular abdominal aortic aneurysm repair. *J Vasc Surg* 2003; 38: 473-7.
- 57 Bölke E, Jehle PM, Storck M, Braun C, Schams S, Steinbach G, *et al.* Endovascular stent-graft placement versus conventional open surgery in infrarenal aortic aneurysm: a prospective study on acute phase response and clinical outcome. *Clinica Chemica Acta* 2001; 314: 203-7.
- 58 Lee WA, Carter JW, Upchurch G, Seeger JM. Perioperative outcome after open and endovascular repair on intact abdominal aortic aneurysms in the United States during 2001. *J Vasc Surg* 2004; 39: 491-6.
- 59 Elkouri S, Gloviczki P, McKusick MA, Panneton JM, Andrews J, Bower TC, *et al.* Perioperative complications and early outcome after endovascular and open surgical repair of abdominal aortic aneurysms. *J Vasc Surg* 2004;39:497-505.
- 60 Baum RA, Shetty SK, Carpenter JP, Soulen MC, Velazquez OC, Shlansky-Goldberg RD, *et al.* Limb kinking in supported and unsupported abdominal aortic stent-grafts. *J Vasc Interv Radiol* 2000; 11: 1165-71.
- 61 Becker GJ, Kovacs M, Mathison MN. Transluminal repair of abdominal aortic aneurysm: a call for selective use, careful surveillance, new device design and systematic study of transrenal fixation. *J Vasc Surg* 2002; 35: 611-5.
- 62 Jacobs TS, Won J, Gravereaux C, Faries P, Morrissey N, Teodorescu VJ, *et al.* Mechanical failure of prosthetic human implants: a 10-year experience with aortic stent graft devices. *J Vasc Surg* 2003; 37: 16-26.
- 63 Dinis da Gama A. Aneurisma de Aorta Abdominal: tratamiento quirúrgico convencional versus intervención endoluminal. *Técnicas endovasculares* 1998; 1(3): 7-15.
- 64 Becquemin JP. Aneurysm of the abdominal aorta in high-risk patients: stent-graft treatment. En: *Angio Techniques. Alternatives and Techniques in Vascular Surgery. AAA: Laparoscopic and /or Endovascular Treatment.* January 19th, 2001. Marseille. p. 134-44.
- 65 Boudghène FP, Anidjar S, Allaire E, Osborne-Pellegrin M, Bigot JM, Michel JB. Endovascular grafting in elastase induced experimental aortic aneurysms in dogs: feasibility and preliminary results. *JVIR* 1993; 4: 497-504.
- 66 Cartes-Zumelzu F, Lammer J, Hoelzenbein T, Cejna M, Schoder M, Thurnher S, *et al.* Endovascular placement of a Nitinol-ePTFE stent-graft for abdominal aortic aneurysms: initial and midterm results. *J Vasc Interv Radiol* 2002; 13: 465-73.
- 67 Vanek VW, Rodees R, Dallis DJ. Results of laparoscopic versus open cholecystectomy in a community hospital. *South Med J* 1995; 88: 555-66.
- 68 Tanphiphat C, Tanprayoon T, Sangsubhan C, Chatamra K. Laparoscopic vs open inguinal hernia repair: a randomized controlled trial. *Surg Endosc* 1998; 12: 846-51.
- 69 Laine S, Rantala A, Gullishen R, Ovaska J. Laparoscopic vs conventional Nissen fundoplication: a prospective randomized study. *Surg Endosc* 1997; 11: 441-4.
- 70 Hsu THS, Gill IS, Fazeli-Matin S, Soble JJ, Sung GT, Schweizer D, *et al.* Radical nephrectomy and nephroureterectomy in the octogenarian and nonagenarian: comparison of laparoscopic and open approaches. *Urology* 1999; 53: 1121-5.

- 71 Fazeli-Matin S, Gill IS, Hsu THS, Sung GT, Novick AC. Laparoscopic renal and adrenal surgery in obese patients: comparison to open surgery. *J Urol* 1999; 162: 665-9.
- 72 Kimberley NA, Kirkpatrick SM, Watters JM. Alterations in respiratory mechanics after laparoscopic and open surgical procedures. *Can J Surg* 1996; 39: 312-6.
- 73 Delogu G, Tomasello C, Vellante L, Ruberto FG, Urbano V, Costantini D, *et al.* Effects on ventilation secondary to laparoscopic and laparotomic cholecystectomy. *Ann Ital Chir* 1997; 68: 81-5.
- 74 Dion Y-M, Katkhouda N, Rouleau C, Aucoin A. Laparoscopic-assisted aortobifemoral bypass. *Surg Laparosc Endosc* 1993; 3: 425-9.
- 75 Ahn SS, Clem MF, Braithwaite BD, Concepcion B, Petrik PV, Moore WS. Laparoscopic aortofemoral bypass. Initial experience in an animal model. *Ann Surg* 1995; 222: 677-83.
- 76 Dion YM, Chin AK, Thompson TA. Experimental laparoscopic aortobifemoral bypass. *Surg Endosc* 1995; 9: 894-7.
- 77 Dion YM, Gaillard F, Demalsy JC, Gracia CR. Experimental laparoscopic aortobifemoral bypass for occlusive aortoiliac disease. *Can J Surg* 1996; 39: 451-5.
- 78 Dion YM, Gracia C. Experimental laparoscopic aortic aneurysm resection and aortobifemoral bypass. *Surg Laparosc Endosc* 1996; 6: 1884-90.
- 79 Chen MH, Murphy EA, Levison J, Cohen JR. Laparoscopic aortic replacement in the porcine model: a feasibility study in preparation for laparoscopically assisted abdominal aortic aneurysm repair in humans. *J Am Coll Surg* 1996; 183: 126-32.
- 80 Said S, Benhidjeb T, Jacobi CA, Müller JM. Videoendoscopic vascular surgery on aortoiliac vessels. An experimental study. *Surg Endosc* 1996; 10: 1140-4.
- 81 Dion YM, Cardon A, Gracia C, Doillon C. A model for laparoscopic aortic aneurysm resection. *Surg Endosc* 1999; 13: 654-7.
- 82 Dion YM, Hartung O, Gracia C, Doillon C. Experimental laparoscopic aortobifemoral bypass with end-to-side aortic anastomosis. *Surg Laparosc Endosc* 1999; 9: 35-8.
- 83 Dion YM, Hartung O, Gracia CR, Doillon CJ. Laparoscopic end-to-end aortobifemoral bypass with reimplantation of the inferior mesenteric artery. An experimental study. *Surg Endosc* 1999; 13: 449-51.
- 84 Usón Gargallo J, Sánchez Margallo FM, Pascual Sánchez-Gijón S, Duchatelle JP, Loscertales B, Tejonero Álvarez MC. Aprendizaje y formación en cirugía laparoscópica vascular. *Patología Vascolar* 2002; 8: 893-911.
- 85 Jones DB, Thompson RW, Soper NJ, Olin JM, Rubin BG. Development and comparison of transperitoneal and retroperitoneal approaches to laparoscopic-assisted aortofemoral bypass in a porcine model. *J Vasc Surg* 1996; 23:466-71.
- 86 Bruns CJ, Wolgarten B, Kasper M, Zenner D, Walter M, Manich B. Gasless videoendoscopic implantation of aortobifemoral vascular prostheses via transperitoneal versus extraperitoneal approach in an animal model. *VASA* 1997; 26: 102-09.
- 87 Bruns CJ, Wolgarten B, Kasper M, Zenner D, Walter M, Manich B. Gasless videoendoscopic implantation of aortobifemoral vascular prostheses via transperitoneal versus extraperitoneal approach in an animal model. *Surg Endosc* 1998; 12: 137-41.
- 88 Alimi Y, Orsoni P, Berdah S, Lonjon T, Cador L, Picaud , *et al.* Laparoscopic replacement of the abdominal aorta. Experimental study in pig. *J Mal Vasc* 1998; 23: 191-4.
- 89 Zegdi R, Martinod E, Fabre O, Lajos P, Fabiani J. Video-assisted replacement or bypass grafting of the descending thoracic aorta with a new sutureless vascular prosthesis: An experimental study. *J Vasc Surg* 1999; 30: 320-4.
- 90 Zegdi R, Lajos P, Ponzio O, Bruneval P, Fabiani J. End-to-side anastomosis using a new sutureless vascular prosthesis. *ASAIO J* 2001; 47: 329-32.

- 91 Byrne J, Hallet JW, Ilstrup DM. Physiologic responses to laparoscopic aortofemoral bypass grafting in an animal model. *Ann Surg* 2000; 23: 512-8.
- 92 Dion YM, Warnier G, Thaveau F, Gourdon J. Totally laparoscopic juxtarenal aortic anastomosis. *Surgical laparoscopy, Endoscopy & Percutaneous techniques* 2003; 13: 111-4.
- 93 Edoga JK, Asgarian K, Singh D, James KV, Romanelli J, Merchant S, *et al.* Laparoscopic surgery for abdominal aortic aneurysms. Technical elements of the procedure and a preliminary report of the first 22 patients. *Surg Endosc* 1998; 12: 1064-72.
- 94 Jobe BA, Duncan W, Swanstrom LL. Totally laparoscopic abdominal aortic aneurysm repair. *Surg Endosc* 1999; 13: 77-9.
- 95 Edoga JK. Laparoscopic surgery for abdominal aortic aneurysms: stand alone or adjunctive techniques for AAA exclusion or repair: value and limitations. 27th Global: Vascular and endovascular Issues, Techniques and Horizons™. Veith Symposium 1999; 10th session.
- 96 Alimi YS, Hartung O, Orsoni P, Juhan C. Abdominal aortic laparoscopic surgery: retroperitoneal or transperitoneal approach?. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2000; 19: 21-6.
- 97 Dion YM, Gracia CR, Ben El Kadi HH. Totally laparoscopic abdominal aortic aneurysm repair. *J Vasc Surg* 2001; 33: 181-5.
- 98 Wisselink W, Cuesta MA, Gracia C, Rauwerda JA. Robot-assisted laparoscopic aortobifemoral bypass for aortoiliac occlusive disease: A report of two cases. *J Vasc Surg* 2002; 36: 1079-82.
- 99 Kolvenbach R, Schwierz E, Wasilljew S, Miloud A, Puerschel A, Pinter L. Total laparoscopically and robotically assisted aortic aneurysm surgery: A critical evaluation. *J Vasc Surg* 2004; 39: 771-6.
- 100 Coggia M, Javerliat I, Di Centa I, Colacchio G, Cerceau P, Kitzis M, *et al.* Total laparoscopic infrarenal aortic aneurysm repair: preliminary results. *J Vasc Surg* 2004; 40: 448-54.
- 101 Killewich LA, Cindrick-Punds LL, Gomez G. Robot-assisted laparoscopic aortic reconstruction for occlusive disease. A case report. *Vasc Endovasc Surg* 2004; 38: 83-7.
- 102 Chen MH, Murphy EA, Halpern V, Faust GR, Cosgrove JM, Cohen JR. Laparoscopic-assisted abdominal aortic aneurysm repair. *Surg Endosc* 1995; 9: 905-7.
- 103 Chen MH, D'Angelo AJ, Murphy EA, Cohen JR. Laparoscopically assisted abdominal aortic aneurysm repair. A report of 10 cases. *Surg Endosc* 1996; 10: 1136-9.
- 104 Nott DM, Crinnion J, Benson J, Carne A, Gunning P. Laparoscopically assisted abdominal aortic aneurysm repair. *Lancet* 1999; 353: 1765-6.
- 105 Castronuovo JJ Jr, James KV, Resnikoff M, McLean ER, Edoga JK. Laparoscopic-assisted abdominal aortic aneurysmectomy. *J Vasc Surg* 2000; 32: 224-33.
- 106 Kolvenbach R, Da Silva L, Deling O, Schwierz E. Video-assisted aortic surgery. *J Am Coll Surg* 2000; 190: 451-7.
- 107 Da Silva L, Kolvenbach R, Pinter L. The feasibility of hand-assisted laparoscopic aortic bypass using a low transverse incision. *Surg Endosc* 2002; 16: 173-6.
- 108 Alimi YS, Di Molfetta L, Hartung O, Dhanis A-F, Barthèlemy P, Aissi K, *et al.* Laparoscopy-assisted abdominal aortic aneurysm endoaneurysmorrhaphy: early and mid-term results. *J Vasc Surg* 2003; 37: 744-9.
- 109 Piquet P, Amabile P, Rollet G. Minimally invasive retroperitoneal approach for the treatment of infrarenal aortic disease. *J Vasc Surg* 2004; 40: 455-62.
- 110 Dion YM, Gracia CR. A new technique for laparoscopic aortobifemoral grafting in occlusive aortoiliac disease. *J Vasc Surg* 1997; 26: 685-92.
- 111 Llagostera S, Yeste M. Tratamiento de los aneurismas de aorta por videolaparoscopia. *Ann Cir Card Vasc* 2002; 8: 121-4.

- 112 Vaquero-Morillo F, Sanz-Guadarrama O, González-Fueyo MJ, Canga-Presa JM, Fernández-Morán MC. Técnicas de cirugía vascular por laparoscopia: derivación aórtica y simpatectomía lumbar. *Angiología* 2002; 54: 446-54.
- 113 Carrascal Y, Guerrero AL, Maroto LC, Forteza AP, Rodríguez-Hernández JE, *et al.* Complicaciones neurológicas de la cirugía de la arteria aorta. *Rev Neurol* 1998; 27: 854-61.
- 114 Mauney MC, Blackburne LH, Langenburg SE, Buchanan SA, Kron IL, Tribble CG. Prevention of spinal cord injury after repair of the thoracic or thoracoabdominal aorta. *Ann Thorac Surg* 1995; 59: 245-52.
- 115 Rosenthal D. Spinal cord ischemia after abdominal aortic operation: is it preventable? *J Vasc Surg* 1999; 30: 391-9.
- 116 Kirklin JW, Barrat-Boyes BG. Hypothermia, circulatory arrest and cardiopulmonary bypass. In *Cardiac Surgery*. 2 ed. New York: Churchill Livingstone; 1993. p. 67-73.
- 117 Defraigne JO, Otto B, Sakalihan N, Limet R. Spinal Ischaemia after surgery for abdominal infrarenal aortic aneurysm. Diagnosis with nuclear magnetic resonance. *Acta Chir Belg* 1997; 97: 250-6.
- 118 Williams GM, Perler BA, Burdick JF, Osterman FA Jr, Mitchell S, Merine D, *et al.* Angiographic localization of spinal cord blood supply and its relationship to postoperative paraplegia. *J Vasc Surg* 1991; 13: 23-35.
- 119 Lanzeta M, Owen ER. Neo-endothelisation of PTFE microvascular grafts: a five-year experience. *Microsurgery* 1995; 16: 404-11.
- 120 Wilson EP, White RA, Kopcopk GE, Donayre CE, de Virgilio C, Geselschap JH *et al.* *Ann Vasc Surg* 1997; 11: 354-8.
- 121 Geiger G. Deterioration of PTFE-prostheses wall. *J Cardiovasc Surg* 1991; 32: 660-3.
- 122 Chakfe N, Riepe G, Dieval F, Le Magnen JF, Wang L, Urban E, *et al.* Longitudinal ruptures of polyester knitted vascular prostheses. *J Vasc Surg* 2001; 33: 1015-21.
- 123 Dotter CT. Transluminally placed coil spring endarterial tube grafts: long-term patency in canine popliteal artery. *Invest Radiol* 1969; 4: 329-32.
- 124 Lazarus HM. Endovascular grafting for the treatment of abdominal aortic aneurysms. *Endovasc Surg* 1992; 72: 959-67
- 125 Parodi JC, Palmaz JC, Barone HD. Transfemoral intraluminal graft implantation for abdominal aortic aneurysms. *Ann Vasc Surg* 1991; 5: 491-9.
- 126 Ohki T, Veith FJ, Sanchez LA, Marin ML, Cynamon J, Parodi J. Varying strategies and devices for endovascular repair of abdominal aortic aneurysms. *Semin Vasc Surg* 1997; 10: 242-56.
- 127 Chuter TAM, Green RM, Ouriel K, DeWeese JA. Infrarenal aortic aneurysm morphology: Implications for transfemoral repair. *J Vasc Surg* 1994; 20: 44-50.
- 128 White RA, Fogarty TJ, Kopchok GE, Wilson E, Ayres B, Zalewski M, *et al.* Evaluation of a modular endovascular bifurcation prosthesis in a canine aortic aneurysm model. *J Vasc Surg* 1996; 24: 1034-42.
- 129 Ahn SS, Ro KM. Design of endovascular grafts for abdominal aortic aneurysm repair. *Ann Vasc Surg* 2001; 15: 123-7.
- 130 Moore WS. The Guidant Ancure bifurcation endograft: five-year follow-up. *Semin Vasc Surg* 2003; 16: 139-43.
- 131 Lazarus HM. Intraluminal graft device, system and method. U.S. Patent No.4,787,899 (1988)
- 132 Moore WS, Rutherford RB. Transfemoral endovascular repair of abdominal aortic aneurysm: Results of North American EVT phase I trial. *J vasc Surg* 1996; 23: 543-53.
- 133 Quiñones-Baldrich WJ, Deaton DH, Mitchell RS, Berry G, Piplani A, Quiachon D, *et al.* *J Vasc Surg* 1995; 22: 370-381.
- 134 Harris EJ, Harris EJ, Berry GJ, Mitchell RS. Endoluminal aortic grafting: A preliminary animal study of graft healing. *Journal of Surgical Research* 1996; 61: 404-12.

- 135 Chuter TAM, Green RM, Ouriel K, Fiore KO, DeWeese JA. Transfemoral endovascular aortic graft placement. *J Vasc Surg* 1993; 18: 185-97.
- 136 Bush RL, Najibi S, Lin PH, Weiss VJ, MacDonald MJ, Redd DC, *et al.* Early experience with the bifurcated excluder endoprosthesis for treatment of abdominal aortic aneurysm. *J Vasc Surg* 2001; 33: 497-502.
- 137 Gorin DR, Arbid EJ, D'Agostino R, Yucel EK, Solovay KS, La Morte WW, *et al.* A new generation endovascular graft for repair of abdominal aortic aneurysm. *Am J Surg* 1997; 173: 159-64.
- 138 Adjunctive Therapy with Antiplatelet Agents Prevents Stent Thrombosis. *Drug & Ther Perspect* 2001; 17: 8-11.
- 139 Palmaz JC, Rivera FJ, Encarnacion C. Intravascular stents. En: *Advances in Vascular Surgery*. Mosby-Year Book Inc. 1993. p. 107-35.
- 140 Fillinger MF. New imaging techniques in endovascular surgery. *Surg Clin North Am* 1999; 79: 451-75.
- 141 White RA, Donayre CE, Kopchok GE, Walot I, Mehinger CM, Wilson EP, *et al.* Vascular imaging before, during and after endovascular repair. *World J Surg* 1996; 20: 622-9.
- 142 Carriero A, Iezzi A, Magarelli N, Filippone A, Merlino B, Ambrosini R, *et al.* Magnetic resonance angiography and colour doppler sonography in the evaluation of abdominal aortic aneurysms. *Eur Radiol* 1997; 7: 1495-500.
- 143 Goltzarian J, Dussaussois L, Struyven J. Imaging of abdominal aortic aneurysms after endoluminal repair. *Semin US CT MR* 1999; 20: 16-24.
- 144 Johnston KW, Rutherford RB, Tilson MD, Shah DM, Hollier L, Stanley JC. Suggested Standards for Reporting on Arterial Aneurysms. *J Vasc Surg* 1991; 13: 444-50.
- 145 Beebe HG. Imaging modalities for aortic endografting. *J Endovasc Surg* 1997; 4: 111-123.
- 146 Strandness DE Jr, Schultz RD, Summer DS, Rushmer RF. Ultrasonic flow detection: a useful technique in the evaluation of peripheral vascular disease. *Am J Surg* 1967; 113: 311-20.
- 147 Jager KA, Philips DJ, Martin RL, Hanson C, Roederer GO, Langlois YE, *et al.* Noninvasive mapping of lower limb arterial lesions. *Ultrasound Med Biol* 1985; 11: 515-21.
- 148 Kohler TR, Nance DR, Cramer MM, Vandenburghe N, Strandness DE Jr. Duplex scanning for diagnosis of aortoiliac and femoral disease: a prospective study. *Circulation* 1987; 76: 1074-80.
- 149 Carrol BA. Carotid ultrasound. *Neuroim Clin N Amer* 1996; 6: 875-97.
- 150 Gustavson S, Olin JW. Images in vascular medicine. Clues to severe arterial stenosis by duplex ultrasound. *Vasc Med* 2003; 8: 59-61.
- 151 Hunik MG, Polak JF, Barlan MM, O'Leary DH. Detection and quantification of carotid artery stenosis: efficacy of various Doppler velocity parameters. *AJR* 1993; 160: 619-25.
- 152 Zwiebel WJ. Aplicaciones del Doppler cerebrovascular. En: Talor KIW, Bruns PN, Wells PNT Editores. *Doppler. Aplicaciones clínicas de la ecografía Doppler*. Marban, Madrid, 1998. p. 109-31.
- 153 Bluth EI, Stavros AT, Marich KW, Wetzner SM, Aufrichtig D, Baker JD. Carotid duplex sonography: a multicenter recommendation for standardized imaging and Doppler criteria. *Radiographics* 1988; 8: 487-506.
- 154 Rubin JM, Bude RO, Carson PL, Bree RL, Adler RS. Power Doppler US: a potentially useful alternative to mean frequency-based color Doppler US. *Radiology* 1994; 190: 853-6.
- 155 Stoopan ME, Barois V, Contreras E. Ultrasonidos. En: Pedrosa C, Casanova R Editores. *Diagnóstico por imagen*, 2º ed. McGraw-Hill/Interamericana, Madrid 1997. p. 135-55.
- 156 Griewing B, Morgenstern C, Driesner F, Kallwellis G, Wlaker ML, Kessler C. Cerebrovascular disease assessed by color-flow and power-Doppler ultrasonography. Comparison with digital subtraction angiography in internal carotid artery stenosis. *Stroke* 1996; 27: 95-100.
- 157 Müller-Hülsbeck, Schwarszenberg H, Hutzelmann A, Steffens JC, Heller M. Intravascular ultrasound evaluation of peripheral arterial stent-graft. *Invest Radiol* 2000; 35: 97-104.

- 158 Castañeda-Zúñiga WR. Intravascular Ultrasound. En: Castañeda Zúñiga WR Editor. *Interventional Radiology*, 3rd Edition. 1997. p. 443-61.
- 159 White RA, Donayre C, Kopchok G, Walot I, Wilson E, de Virgilio C. Intravascular ultrasound: the ultimate tool for abdominal aortic aneurysm assessment and endovascular graft delivery. *J Endovasc Surg* 1997; 4: 45-55.
- 160 Colombo A, Hall P, Nakamura S, Almagor Y, Maiello L, Martini G, *et al.* Intracoronary stenting without anticoagulation accomplished with intravascular ultrasound guidance. *Circulation* 1995; 91: 1676-88.
- 161 Dussaillant, GR, Mintz GS, Pichard AD, Kent KM, Satler LF, Popma JJ, *et al.* Small stent size and intimal hyperplasia contribute to restenosis: a volumetric intravascular ultrasound analysis. *J Am Coll Cardiol* 1995; 26: 720-4.
- 162 Goldberg SL, Colombo A, Nakamura S, Almagor Y, Maiello L, Tobis JM. Benefit of intracoronary ultrasound in the deployment of Palmaz-Schatz stents. *J Am Coll Cardiol* 1994; 24: 996-1003.
- 163 Hoffmann R, Mintz G, Dussaillant GR, Popma JJ, Pichard AD, Satler LF, *et al.* Patterns and mechanisms of in-stent restenosis: a serial vascular ultrasound study. *Circulation* 1996; 94: 1247-54.
- 164 Nakamura S, Colombo A, Gaglione A, Almagor Y, Goldberg SL, Maiello L, *et al.* Intracoronary ultrasound observations during stent implantation. *Circulation* 1994; 89: 2026-34.
- 165 Painter JA, Mintz GS, Wong SC, Popma JJ, Pichard AD, Kent KM, *et al.* Intravascular ultrasound assessment of biliary stent implantation in saphenous vein grafts. *Am J Cardiol* 1995; 75: 731-4.
- 166 Allen RC, Zarins CK, Fogarty TJ. The Medtronic AneuRx modular bifurcated graft. *Techniques in Vascular and Endovascular Surgery*.
- 167 White R, Kopchok G, Zaldewski M, Ayres B, Wilson E, de Virgilio C, *et al.* Comparison of the deployment and healing of thin-walled expanded PTFE stented grafts and covered stents. *Ann Vasc Surg* 1996; 10: 336-346.
- 168 Lee JT, White RA. Basics of intravascular ultrasound: an essential tool for the endovascular surgeon. *Semin Vasc Surg* 2004; 17: 110-8.
- 169 Yock PG, Linker DT. Intravascular ultrasound. Looking below the surface of vascular disease. *Circulation* 1990; 81: 1715-8.
- 170 Coggia M, Bourriez A, Javerliat I, Goëau-Brissonnière O. Totally laparoscopic aortobifemoral bypass: a new and simplified approach. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2002; 24: 274-5.
- 171 Kolvenbach R. The role of video-assisted vascular surgery. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 1998; 15: 377-9.
- 172 Gracia CR, Dion YM. Aortobifemoral bypass. En: Cueto-García J, Jacobs M, Gagner M. *Laparoscopic Surgery*. McGraw-Hill; 2003. p.589-98.
- 173 Barbera L, Mumme A, Metin S, Zumtobel V, Kemen M. Operative results and outcome of twenty-four totally laparoscopic vascular procedures for aorto-iliac occlusive disease *J Vasc Surg* 1998; 28:136-42.
- 174 Odlaug TO. *Laboratory anatomy of the fetal pig*. 3^a ed. WMC Brown, Dubuque, IA, 1966. p. 8-19.
- 175 Zacharias RK, Kirkman TR, Clowes AW. Mechanisms of healing in synthetic grafts. *J Vasc Surg* 1987; 6: 429-36.
- 176 Brook WH, Phornphibulaya P, Scott DF. Light and electron microscopy of polytetrafluoroethylene arterial grafts in dogs. *Aust NZ J Surg* 1980; 50: 634-39.
- 177 Crisóstomo V. Estudio comparativo de la utilización de dos tejidos orgánicos (peritoneo parietal y serosa gástrica) para la creación de un modelo experimental de aneurisma de aorta abdominal en cerdo. Tesis Doctoral. Cáceres: Centro de Cirugía de Mínima Invasión. Universidad de Extremadura; 2003.
- 178 Maynar M, Qian Z, Hernández J, Sun F, de Miguel C, Crisóstomo V, *et al.* An animal model of abdominal aortic aneurysm created with peritoneal patch: technique and initial results. *Cardiovasc Interv Radiol* 2003; 26: 168-76.

- 179 Dion YM, Levesque C, Doillon DJ. Experimental carbon dioxide pulmonary embolization after vena cava laceration under pneumoperitoneum. *Surg Endosc* 1995; 9: 1065-9
- 180 Cerveira JJ, Halpern VJ, Faust G, Cohen J. Minimal incision abdominal aortic aneurysm repair. *J Vasc Surg* 1999; 30: 977-84.
- 181 Usón J, Pascual S, Sánchez FM, Tejonero MC. Enseñanza de la laparoscopia: bases prácticas. En: Usón J, Sánchez FM, Roca A, Passas J, van Velthoven R. Prostatectomía radical laparoscópica. Centro de Cirugía de Mínima Invasión, Cáceres; 2003. p. 97-124.
- 182 Picone AL, Green RM, Ricotta JR, May AG, DeWeese JA. Spinal cord ischemia following operations on the abdominal aorta. *J Vasc Surg* 1986; 3: 94-103.
- 183 Greenberg R. The Zenith AAA endovascular graft for abdominal aortic aneurysms: clinical update. *Semin Vasc Surg* 2003; 16: 151-7.
- 184 Etienne G, Nussaume O, Constantin JM, Saliou C, Andreassian B. Early prognostic factors of the surgery of aneurysms of the abdominal aorta with renal artery clamping. *J Chir* 1991; 128: 395-8.
- 185 Gupta SK, Veith FJ. Management of juxtarenal aortic occlusions: technique for suprarenal clamp placement. *Ann Vasc Surg* 1992; 6: 306-12.
- 186 Lipski DA, Ernst CB. Natural history of the residual infrarenal aorta after infrarenal abdominal aortic aneurysm repair. *J Vasc Surg* 1998; 27: 805-12.
- 187 Gitlitz DB, Ramaswami G, Kaplan D, Hollier LH, Marin ML. Endovascular stent grafting in the presence of aortic neck filling defects: early clinical experience. *J Vasc Surg* 2001; 33: 340-4.
- 188 Carpenter JP, Baum RA, Barker CF, Golden MA, Mitchell ME, Velazquez OC, *et al.* Impact of exclusion criteria on patient selection for endovascular abdominal aortic aneurysm repair. *J Vasc Surg* 2001; 34: 1050-4.
- 189 Brittenden J, Gillespie I, McBride K, McInnes G, Bradbury AW. Endovascular repair of aortic pseudoaneurysms. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2000; 19: 82-4.
- 190 Matsumoto T, Komori K, Furuyama T, Shoji T, Kume M, Yamaoka T, *et al.* Alternative approach to endoluminal treatment of an anastomotic aneurysm. *J Cardiovasc Surg* 2002; 43: 403-6.
- 191 Najibi S, Steinberg J, Katzen BT, Zenel G, Lin PH, Weiss VJ, *et al.* Detection of isolated hook fractures 36 months after implantation of the Ancure endograft: a cautionary note. *J Vasc Surg* 2001; 34: 353-6.
- 192 Patel A, Taylor SM, Langan EM, Snyder BA, Cull DL, Sullivan TM, *et al.* Obturator bypass: a classic approach for the treatment of contemporary groin infection. *The American Surgeon* 2002; 68: 653-9.
- 193 Becquemin JP, Deleuze P, Léandri J, Lautier A, Mellièrre D. Influence du type d'anastomose artérielle sur le développement des hyperplasies endothéliales. *J Mal Vasc* 1984; 9: 90-4.
- 194 Mellièrre D, Labastie J, Becquemin JP, Kassab M, Paris E. Proximal anastomosis in aortobifemoral bypass: end-to-end or end-to-side? *J Cardiovasc Surg* 1990; 31: 77-80.
- 195 Jackson ZS, Ishibashi H, Gotlieb AI, Langille BL. Effects of anastomotic angle on vascular tissue responses at end-to-side arterial grafts. *J Vasc Surg* 2001; 34: 300-7.
- 196 van Sambeek MRHM, Gussenhoven EJ, van Overhagen H, Honkoop J, van der Lugt A, du Bois NAJJ, *et al.* Intravascular ultrasound in endovascular stent-grafts for peripheral aneurysm: a clinical study. *J Endovasc Surg* 1998; 5: 106-12.