

Permeabilidad de las arterias renales e indemnidad del parénquima renal con el uso de endoprótesis balón expandible en el tratamiento del aneurisma de aorta abdominal. Estudio experimental

Dres. Darío S. Chikiar*, Miguel A. Peirano**, Hector D. Barone***,

Robert Guidoin****, Sergio Ferraris*****, Juan Santamaria*****

* Cirugía Vascul ar Hospital Municipal de San Isidro

** Jefe de Cirugía Vascul ar Hospital Municipal Ramos Mejía

*** Bioquímico LATECBA SA

**** PhD Biomaterials Institute and Department of Surgery , Laval University Quebec ,Canada

***** Veterinarios Centro de Investigación y Desarrollo Médico Veterinario

Título Abreviado: Endoprótesis balón expandible transrenal

Resumen:

Introducción: La fijación transrenal de las endoprótesis para el tratamiento del aneurisma de aorta abdominal ha disminuido la incidencia de migraciones del dispositivo o fugas proximales. No obstante, no se ha analizado el efecto de las endoprótesis de fijación transrenal balón expandible en la permeabilidad de las arterias renales y la indemnidad del parénquima renal. El propósito del presente trabajo es demostrar que no se producen alteraciones renales con dicha endoprótesis en los animales de experimentación.

Material y Métodos: Se elaboró un modelo animal experimental que consistía en producir un aneurisma de aorta infrarrenal artificial para luego tratarlo con endoprótesis balón expandible con fijación transrenal. Se efectuaron 32 procedimientos que se analizaron con diversos estudios para evaluar la permeabilidad e indemnidad de la arteria renal y el parénquima renal: Microscopía, microscopia, ecodoppler, radiología, tomografía computada, IVUS, angioscopía, microscopia electrónica.

Resultados: Se completaron 29 modelos experimentales. No se observaron casos de oclusión de la arteria renal ni eventos isquémicos del parénquima renal.

Conclusión: Las endoprótesis balón expandibles de fijación transrenal no afectan la permeabilidad de las arterias renales, ni la arquitectura renal en los animales de experimentación utilizados.

Palabras Clave: Endoprótesis balón expandible, fijación transrenal, indemnidad renal

Introducción:

El tratamiento endovascular para la patología aneurismática de la aorta abdominal se ha asentado en los últimos años como una alternativa válida a los procedimientos quirúrgicos convencionales. Inicialmente indicada en pacientes de alto riesgo operatorio, actualmente se ha ampliado su uso por diversos motivos, los más destacables son, el descenso de la mortalidad inicial y el acceso de invasión mínima, en comparación con la cirugía convencional (1,2,3,4,5,6,7,8). No obstante, esta técnica tiene sus desventajas, entre las que se encuentra el fracaso en la exclusión del aneurisma denominado fugas o “endoleaks” que se observan en los controles postoperatorios (9,10). Diagnosticados deben ser tratados o controlados periódicamente, pues su permanencia puede producir la ruptura del aneurisma. Diferentes estudios determinaron que la necesidad de re-intervenciones alcanza aproximadamente al 20% de los pacientes tratados por esta vía y que los endoleaks proximales, aquellos que se originan en las zonas de anclaje de la endoprótesis a nivel del cuello del aneurisma, tienen indicación de reparación a la brevedad (11,12,13).

Si bien las causas de los endoleaks son variadas, se reconoce como predisponentes las características anatómicas del aneurisma y las ramas ilíacas. Muchos modelos de endoprótesis tienen como limitantes para su uso la anatomía desfavorable la cual es considerada como tal cuando el cuello aórtico es menor de 15mm, presenta un ángulo mayor a 60° o que las arterias ilíacas sean tortuosas (14,15,16,17) . La fijación proximal de las endoprótesis (largo del cuello) es quizás uno de los problemas más destacados, una solución fue el uso de stents

descubiertos (sin prótesis vascular) transrenales, esto significa que el nacimiento de las arterias renales en la aorta abdominal se encuentra en contacto directo con el stent del dispositivo (18,19,20,21,22).

La fijación de las endoprótesis sobrepasando la línea de salida de las arterias renales ha disminuido el número de endoleaks proximales y de migraciones de los dispositivos, no obstante la mayoría de estas prótesis son auto expandibles, y mantienen los criterios de selectividad anatómica excluyendo del tratamiento endovascular a aproximadamente del 30% al 50% de los pacientes (23,24). El uso de prótesis balón expandibles ha sido poco estudiado, si bien consideramos que la fijación proximal es más estable con su uso (25,26), el efecto que producen los stents tipo Palmaz utilizados en la permeabilidad de las arterias renales es un dato de importancia que debe ser analizado, pues su oclusión produciría daño de la función renal, aumentando la morbilidad de los pacientes. El objetivo del presente trabajo es demostrar que las arterias renales mantienen su permeabilidad y no se produce daño renal con el uso de endoprótesis balón expandible de fijación transrenal en los aneurismas aórticos artificiales en animales de experimentación.

Objetivo: Demostrar que los stents aórticos transrenales de la endoprótesis balón expandibles, utilizada en el tratamiento de los aneurismas aórticos, no afectan la arquitectura renal y la permeabilidad de las arterias renales, en los modelos animales de experimentación.

Materiales y Métodos:

El proyecto de investigación constó de cuatro etapas:

Etapa I: Elección del modelo experimental y confección de un aneurisma aórtico artificial. Desarrollo de endoprótesis balón expandible (stent graft) para los modelos de experimentación. (Ambos producidos en Laboratorio Latecba S.A., Argentina).

Etapa II: Implantación del aneurisma artificial en animales de experimentación

Etapa III: Colocación de endoprótesis (stent graft) balón expandible en los animales de investigación

Etapa IV: Explante del block aórtico y riñón izquierdo. Estudios post extracción.

La investigación se desarrolló durante un periodo de 18 meses, que abarco desde Abril de 2005 a Noviembre de 2006.

Para el uso de los animales de experimentación se utilizaron instalaciones acordes (Centro de Investigación y Desarrollo Médico Veterinario, Termperley, Argentina) y se realizó de acuerdo a las recomendaciones de la Guía para el cuidado y uso de animales de laboratorio del Consejo Nacional de Investigaciones de Argentina. La especie que se utilizó inicialmente fue el ganado ovino (n:5), el cual debió ser descartado por presentar alto índice de paraplejía postoperatoria (n:5, 100% IC95% 47.7-100) lo que impedía evaluar la permeabilidad renal alejada con la endoprótesis transrenal. Por este motivo se debo cambiar el modelo eligiéndose canes (obtenidos en centros antirrábicos). Se eligió esta especie

basándonos en estudios de investigación previos que los utilizaron con resultados aceptables. El estudio experimental no solo se abocó a la observación de la indemnidad renal y la permeabilidad arterial sino que también se desarrollaron investigaciones paralelas relacionadas a los materiales utilizados, la biocompatibilidad de los mismos, la permeabilidad del injerto y la fijación de los dispositivos, análisis que se presentaron de manera independiente a la presente investigación. Se realizaron 32 modelos experimentales.

Etapa I: Existen diversas formas de fabricar artificialmente aneurismas en animales de experimentación (27,28,29,30,31,32,33,34,35,36,37,38). En nuestro modelo el aneurisma protésico fue fabricado suturando 2 segmentos de prótesis de polyester estándar (LATECBA SA), de entre 8 y 12 milímetros de diámetro, con un tercer injerto del mismo material entre ambos, cuyo diámetro era de entre 16 y 24 milímetros. Se colocaron marcas de oro, radiológicamente opacas, a ambos lados, en los extremos proximal y distal para permitir su visualización durante el procedimiento de despliegue de los módulos endovasculares que se colocarían posteriormente (Apéndice Imagen N° IA y IB).

El dispositivo endovascular consistía de dos módulos (similar a los dispositivos aorto-unilíacos que se usan clínicamente en humanos). Módulo “A”: se fabricó con una malla de polyester de 35mm de longitud, que se suturaba a un stent tipo Palmaz 10-12mm de diámetro de expansión (sobre expansión 14mm) dejando libre la mitad proximal del stent para ser ubicado en posición transrenal (SETA RAK®, LATECBA) montado sobre un balón de 14 mm de diámetro de expansión (Balt nylon balloon, Balt, Montmorency, France). Se suturaron marcas de oro radio opacas en ambos extremos del módulo (Apéndice Imagen N°II A).

Modulo “B” fabricado con los mismos materiales, consistía de una prótesis de poliéster suturada a 2 stent, el primero de 30mm con una expansión posible de 4 a 9 mm, y el segundo de 30-35mm con una expansión posible de 4 a 11 mm (sobre expandido 14 mm), sobre balón de 14 mm de apertura total. El tercio distal de este se dejaba descubierto. Al igual que el Modulo A, se colocaron marcas radiopacas en los extremos de la prótesis. (SETA RIK2®, LATECBA) (Apéndice Imagen N°II B).

Todas las suturas que se utilizaron en la confección de los aneurismas artificiales y de las endoprótesis (Módulos A y B) fueron del mismo material (polyester Ethibond®, Ethicon).

Etapa II: Implante del Aneurisma artificial en los animales seleccionados:

Después del control inicial y la cuarentena veterinaria, los perros seleccionados eran preparados con ayuno prequirúrgico. Se utilizó sedación por medio xilazine (König), (1mg/kg) intramuscular (IM) y colocación de vía periférica para administrar solución salina fisiológica (20 ml/kg/h) en forma endovenosa (EV). Veinte minutos antes de la cirugía, se administró antibiótico EV (Ampicilina, 25 mg/kg) (Fada, Buenos Aires, Argentina). La anestesia se inició con sulfato de ketamina (Holiday lab.) (4 mg/kg) y diazepam (Lamar) (0.4 mg/kg), ambos por vía EV. El animal fue intubado con un tubo endotraqueal 7 u 8 conectados con un circuito semiabierto. El flujo del gas era 5 l/min del oxígeno el 100% durante la inducción y 0.5 l/min para mantener la anestesia, con las concentraciones de isoflurano (Abbott) de entre 5% y 3%. El volumen respiratorio de mantenimiento fue de 4 l/min, utilizando un dispositivo electrónico (Ohmeda). La supervisión intraquirúrgica se realizó por medio de equipos Cardiocap 5 (DATEX) que incluye: electrocardiografía, temperatura, SPO2, y presión arterial

no invasiva. Las medidas oxicapnográficas se obtuvieron mediante Capnomac (DATEX) y se realizaron análisis de gases anestésicos y del volumen expirado. (Apéndice Figura N°III)

CIRUGIA: Se emplazó una laparotomía supraumbilical paramediana izquierda (Apéndice, Figura IV A). Se disecó la aorta abdominal infra-renal desde las arterias renales a la trifurcación aórtica, las arterias lumbares se ligaron (Apéndice Figura IV B-C).

Disecado el campo quirúrgico, se tomaron diversas medidas: diámetro de la aorta, diámetro de las arterias ilíacas, distancia entre la arteria renal izquierda y la trifurcación. El injerto de polyester se precoaguló con 25 ml de sangre obtenidos de la vena cava por punción directa antes de proceder a la anticoagulación sistémica con heparina sódica a 70 u/kg (Apéndice Figura IV D-E). El flujo sanguíneo de la aorta abdominal infrarrenal fue detenido mediante clamps debajo de la arteria renal izquierda y sobre de trifurcación. Se procedió a la apertura longitudinal de la aorta entre clamps por su cara anterior y se suturó el aneurisma artificial prefabricado con sutura continua de polipropileno monofilamento 5-0 (Prolene®, Ethicon). Confeccionado el aneurisma se midieron: distancia entre la arteria renal izquierda y la anastomosis proximal (cuello proximal), longitud máxima de la prótesis, distancia entre la anastomosis distal y la trifurcación (cuello distal). (Apéndice Figura IV F-G)

El peritoneo y la pared abdominal fueron cerrados con sutura de nylon monofilamento. Se administró analgesia postoperatoria durante seis horas con cloruro del nalbufina (Richmond, Buenos Aires, la Argentina) en dosis de 0.5 mg/kg IM. Terminada la cirugía se realizó ecodoppler postoperatorio para visualización del aneurisma artificial (Vingmed CFM, E.E.U.U.) (Apéndice Figura V).

Los animales fueron regresados a sus jaulas y alimentados con alimento específico para perros y agua.

Etapa III: Colocación del DISPOSITIVO ENDOVASCULAR (Stent graft):

Los animales de experimentación fueron preparados y anestesiados de la misma manera que para la implantación del aneurisma protético. Después de la preparación de la piel en la región inguinal, se diseco la arteria femoral y se administró heparina IV en concentración de 60 U/kg. La arteria femoral fue punzada con una aguja de Cournaud 18G y a través de ella se utilizó alambre guía 0.035. Retirada la aguja se colocó un introductor de 6FR bajo fluoroscopia (Siremobil II, Siemens, Erlangen, Alemania). Se ascendió una guía hidrofílica (Radiofocus, Terumo, Japón) hasta la aorta torácica para ubicar un catéter angiográfico “pig tail” de 5 FR en posición suprarrenal. Se realizó angiografía usando contraste iodado, (Optitray 240®, Mallinckrot) y se registró la proyección de la aorta abdominal, el aneurisma y las arterias renales hasta la trifurcación (Apéndice Figura VI).

Se intercambió el alambre guía (Terumo®) por una guía extra soporte tipo Amplatz® para ascender el dispositivo endovascular y se retiró el catéter angiográfico “pig tail”. Se realizó arteriotomía transversal de la arteria femoral para permitir la introducción del Modulo “A” SETA RAK® (Latecba, S.A.) el cual se ascendió hasta la zona para-renal. Ubicado el injerto en posición, después del control angiográfico, se desplegó con insuflación del balón para su fijación proximal en posición transrenal. Se retiró el primer sistema introductor y se colocó el segundo módulo (SETA RIK2®, Latecba S.A.) que se fijó mediante insuflación del balón al modulo A y a la pared aórtica distal, para terminar la exclusión del

aneurisma. Se realizó angiograma de control (Optitray 240 ® Mallinckrot) (Apéndice Figura VII). Se cerró la arteriotomía con sutura de polipropileno monofilamento 5-0 (Prolene 5-0®, Ethicon) y se suturó la herida inguinal. Finalizado el procedimiento se realizó ecodoppler postoperatorio para determinar la permeabilidad del injerto y la ausencia de flujo en el aneurisma artificial (Vingmed CFM, E.E.U.U.) (Apéndice Figura VIII).

Los animales fueron seguidos en sus postoperatorios alejados durante un periodo que abarcó entre 10 días a 6 meses.

ETAPA IV: Extracción de las prótesis y del riñón izquierdo:

Se realizaron los explantes a los aproximadamente 10 (n:4), 30 (n:5), 90 (n:5) y 180 (n:15) días. De esta manera se conformaron 4 grupos de especímenes, a saber: I Agudo, II Corto Plazo, III Mediano Plazo y IV Largo Plazo. El protocolo anestésico fue similar al utilizado en los procedimientos anteriores. Previo explante se realizó angiogramas y ecodoppler para evaluar permeabilidad del dispositivo, de las arterias renales, la aorta abdominal e ilíacas. La aorta abdominal fue expuesta del tronco celiaco a la trifurcación. Se administró heparina IV en una dosis de 80 U/kg. La aorta fue ligada sobre el tronco celiaco y distal a las ramas de la trifurcación aortica. La aorta que contenía la endoprótesis fue retirada en bloque y lavada con solución fisiológica heparinizada al 2%. El espécimen obtenido fue fijado con solución de formalina al 10% (Apéndice Figura IX). Después de la extracción del injerto, el animal fue sacrificado con inyección de cloruro de potasio de 30 mEq. El riñón izquierdo fue extraído después de la muerte del animal, siendo dividido en dos y fijado para la

microscopia (se eligió este órgano pues la arteria renal derecha es más alta en su origen y no se encontraba en contacto con el stent proximal libre de la endoprótesis) (Apéndice Figura X).

Las muestras obtenidas consistieron de: eje aórtico desde el tronco celíaco a las ramas ilíacas de trifurcación y el riñón izquierdo. Una vez extraídos las mismas fueron enviadas para su estudio al Departamento de cirugía e Instituto de Biomateriales de la Université Laval en Québec, Canadá, sección de investigación a cargo del Dr. Robert Guidoin. El material explantado fue analizado con diferentes métodos con el objeto de analizar posibles defectos estructurales de la prótesis, su biocompatibilidad, el efecto en la permeabilidad de las arterias renales y la indemnidad renal, a saber: Macroscopía, Radiología, Tomografía Computada, IVUS (Sonografía endovascular), Angioscopía, Microscopía, Ultraestructura (Microscopía electrónica) y Macroscopía e histología renal.

Los análisis de porcentajes y bandas de confianza del 95% se realizaron con el programa VCCSTAT 2.0 ® y Excel 2007 ® (Microsoft).

Resultados:

Se efectuaron 32 procedimientos, 3 ejemplares (9%, IC95% 1.9-25.05) fallecieron en el postoperatorio de la creación del aneurisma, ninguno de los 29 animales restantes presentó paraplejía (100%, IC95% 88-100). La distancia entre el aneurisma protésico implantado y la arteria renal izquierda fue de entre 8 a 14 milímetros, con una longitud del aneurisma de entre 40 y 70 milímetros. La longitud de la aorta abdominal desde la arteria renal izquierda a la trifurcación ilíaca varió de 72 a 125 milímetros, el segmento distal de la aorta infra renal se extendió de 20 a 62 milímetros en longitud. (Apéndice, Tabla N ° IA-B, IIA-B, III)

Los dispositivos endovasculares fueron colocados generalmente (n:27) a los tres o más meses después de la creación del aneurisma protésico, en 2 casos se implantaron a los 7 y 10 días. Los animales se recuperaron rápidamente y comieron normalmente después de 24 horas. Todos ganaron el peso durante su seguimiento y no se observó ningún caso de paraplejía luego del segundo procedimiento.

Análisis detallado de los estudios en el material explantado

Macroscopía: Todos los especímenes explantados “en bloque” se presentaban encapsulados con tejidos fibrosos y grasos desarrollados durante el período de maduración del aneurisma protésico (Apéndice Figura XI, Tabla IV).

Radiología: Se realizó radiología simple para evaluar la integridad del stent metálico de la endoprótesis colocada. También se tomaron imágenes con sistema de radiografía Faxitron (modelo MX.20 Faxitron, Illinois E.E.U.U.) a temperatura ambiente. A la

máquina se le adosó una cámara digital dando por resultado imágenes convertidas digitalmente de 1024 x 1024 píxeles. (Apéndice Figura XII)

Con el análisis radiológico no se observaron fracturas del stent metálico de la endoprótesis, manteniendo su estructura. Todos los stent-graft mantuvieron la estabilidad de los dos módulos no evidenciándose migraciones o desacoples. Los dispositivos mantuvieron su forma recta en 12 casos, se doblaron levemente en 12 después de adquirido el bloque, estaban doblados en 4 y uno estaba mal alineado. (Apéndice Tabla V).

Tomografía Computada: El estudio tomográfico se utilizó para determinar la integridad de la estructura de los stents colocados y su relación con el aneurisma artificial. En los especímenes estudiados no se observaron fracturas ni desacoples de los módulos mediante este método. (Apéndice Figura XIII)

IVUS: El ultrasonido endoluminal permitió confirmar el buen despliegue de los dispositivos salvo en 2 casos en los que los stent se dañaron durante la obtención del bloque y la extremidad proximal o distal estaba aplanada. Los materiales implicados en la construcción de los dispositivos no presentaron ninguna ruptura: la estructura de los stents estaba preservada. No se observó la formación de capsulas en las prótesis en 18 casos, algunos progresos de cápsula fueron observados en 7 casos, uno a corto, uno a mediano y 5 a largo plazo. En los implantes de largo plazo las encapsulaciones no eran concéntricas y sus grados variaban dependiendo de la localización en los stent-graft. Cuatro dispositivos presentaban trombos murales, muy localizados en dos casos y concéntricos con trombos de maduración variable en otros dos casos. (Apéndice Figura XIV, Tabla VI)

Angioscopía: La superficie luminal de la endoprótesis fue visualizada fácilmente con el endoscopio. La cápsula interna era generalmente fina o ausente. El despliegue de los stents del acero inoxidable demostró ser adecuado; todos estaban intactos. Se demostró la presencia de restos sanguíneos en 18. Las cápsulas fueron observadas en solamente 5 implantes a largo plazo con trombo importante en uno. . (Apéndice Figura XV, Tabla VII)

Microscópica electrónica, ultraestructura: Se realizó microscopía electrónica de diferentes porciones de la endoprótesis en relación a la arteria ablacionada. En los mismos se evaluó el comportamiento de la prótesis con el tejido observando la incorporación del polyester con la aparición de vasos de neoformación lo que demuestra la fijeza de la encapsulación en los explantes a largo plazo. En los sitios de emergencia de las arterias renales se pudo observar que el stent deja permeable el ostium de las mismas sin presentar trombos o tejidos fibrosos de neoformación a ese nivel. (Apéndice Figura XVI)

Análisis de la arteria renal y del riñón izquierdo: No se observaron oclusiones de las arterias renales ni trombos en su interior en ninguno de los casos, con la visión macroscópica. Todos los riñones tenían tamaños, formas y aspectos normales, uno tenía cantidades anormales de sangre. Ninguno presentaba quistes, anormalidades o datos macroscópicos de infarto renal o necrosis. En los planos de sección presentaron morfologías normales.

Con microscopía óptica se pudo observar que los stent no destruían la estructura aórtica y se incorporaban con el desarrollo de una capa fibrosa de colágeno, fibroblastos y células similares a las endoteliales en su superficie. En cambio en las zonas de origen de las

arterias renales el metal de los stent se encontraba libre de tejidos fibrosos o de neoformación (Apéndice Figura XVII).

Cabe destacar que se consideró como dato que de hallarse en los explantes de estudio casos de infarto renal, estos serían considerados como resultado de la embolización de trombos por el despliegue de la endoprótesis. No se encontraron en los riñones explantados infarto renal en ningún caso. La celularidad de los glomérulos era regular y las paredes capilares estaban delgadas. El edema y la fibrosis en los compartimientos intersticial del túbulo eran raros y no se relacionaron a la colocación de la endoprótesis (Apéndice Figura XVII).

Discusión:

El advenimiento del tratamiento endovascular de los aneurismas aórticos cambió la forma de afrontar la terapéutica de esta patología (39). Aunque los estudios reportan una disminución en la mortalidad a 30 días, en relación a la cirugía convencional, con este método, los resultados a largo plazo son inciertos. De hecho diversas publicaciones consignan la necesidad de reintervenciones por la aparición de fugas o endoleaks, que son la manifestación del fracaso terapéutico por fallas en la exclusión del aneurisma (1,2,3,4,5,6,7,8,9,10,11,12,13,14). Los endoleaks se clasifican según su origen en Tipo 1: aparecen en zonas de anclaje de la endoprótesis (proximal o distal), Tipo 2: los que emergen de ramos arteriales de la aorta no excluidos, Tipo 3: los que se producen por ruptura de la endoprótesis, Tipo 4: generados por la porosidad de la prótesis y Tipo 5: aquellos que si bien no se pueden demostrar fugas se produce aumento del tamaño del aneurisma (endotensión) (10,15,40). De estos se reconoce la necesidad de la reparación a la brevedad de los tipo 1 y 3, por aumentar los índices de ruptura aórtica. Los endoleaks proximales por fallas en el aislamiento del aneurisma en las zonas de interface prótesis-aorta son de capital importancia en la evolución del procedimiento. Diferentes tipos y modelos de endoprótesis han cambiado su configuración utilizando stents libre (sin prótesis) para ser colocado en forma transrenal lo que ha disminuido el número de endoleaks tipo 1 y de migraciones de los dispositivos. La mayoría de estas prótesis son autoexpandibles (18,19,20,21).

Si bien hemos analizado en estudios anteriores la eficacia en la fijación de las endoprótesis balón expandibles, considerándolas más estables (25,26), su efecto en la permeabilidad de las arterias renales no ha sido analizado previamente. Con el estudio experimental pudimos determinar que este dispositivo de fijación con stent balón expandible no causa ningún daño al animal. El dato de importancia es la ausencia de áreas de infarto en el parénquima renal y que el dispositivo fue efectivo en la exclusión del aneurisma. No se pudo determinar que las zonas de fijación del stent de acero inoxidable implique el desarrollo de émbolos que se desprendan de las arterias renales o de la aorta. El riñón recibe el 20% volumen sanguíneo cardiaco siendo órgano blanco de émbolos circulantes. Recibe el flujo de sangre más alto por gramo de peso de los órganos del cuerpo. La cantidad de flujo de sangre es 420 ml/min/100g para los riñones, comparado los 20 ml/min/100g para el hígado. Si se produjera la trombosis en la zona de implantación del stent, la mayor parte de los émbolos terminarían en los riñones causando isquemia y necrosis. El riesgo de daño por su uso en los aneurismas como método de fijación de la endoprótesis en forma transrenal puede determinar disminución del flujo de sangre a través de las arterias renales pero en nuestra investigación no se observó que implique un impacto (18) negativo en la estructura del riñón.

Los estudios de Walker y cols., divulgaron una incidencia del 6% de disfunciones renales en 164 pacientes con aneurismas de aorta abdominal (41), por lo tanto los profesionales deben estar atentos del posible impacto del despliegue transrenal de stent y/o de stent-graft y se recomienda un seguimiento minucioso a largo plazo para identificar secuelas que podrían reducir la perfusión renal. (42) Según Lobato y otros (19), la fijación transrenal de endoprótesis aórticas no tiene efectos nocivos sobre el flujo de sangre renal y no precipita, ni

causa la progresión de estenosis renal. Sin embargo, en el largo plazo, el avance de la enfermedad es mayor en pacientes con disfunciones previas al procedimiento, comparada a aquellos con arterias renales normales, pero no puede ser relacionado con la fijación del transrenal. (20,21). La presencia de un stent-graft modifica no sólo la hemodinámica, sino que la presencia de biomateriales cuya compatibilidad no sea necesariamente perfecta puede tener como resultado el depósito de sangre en la superficie de contacto (43). Esos depósitos pueden ser insignificantes pero también dar lugar a la acumulación del trombo y/o al escape de émbolos. (44,45). En nuestro modelo experimental, utilizando stent de acero con malla de polyester, no observamos esas complicaciones.

Conclusión:

Las endoprótesis balón expandibles utilizadas en el tratamiento del aneurisma de aorta abdominal con fijación transrenal no afectan la permeabilidad de las arterias renales, ni la arquitectura renal de los animales de experimentación utilizado.

Bibliografía:

1. Brooks MJ, Brown LC, Greenhalgh RM. Defining the role of endovascular therapy in the treatment of abdominal aortic aneurysm: result of a prospective randomized trial. *Adv Surg*. 2006; 40: 191-204.
2. Rutherford RB. Randomized EVAR trials and advent of level I evidence: a paradigm shift in management of large abdominal aortic aneurysms?. *Semin Vasc Surg* 2006; 19: 69-74.
3. Wilt TJ, Lederle FA, Jonk YC y cols. Comparison of endovascular and open surgical repairs for abdominal aortic aneurysm. *Evid Rep Technol Assess* 2006; 144:1-113.
4. Zarins CK, Heikkinen MA, Lee ES, Alsac JM, Arko FR. Short- and long-term outcome following endovascular aneurysm repair. How does it compare to open surgery? *J Cardiovasc Surg (Torino)*. 2004; 45:321-333.
5. EVAR trial participants. Endovascular aneurysm repair versus open repair in patients with abdominal aortic aneurysm (EVAR trial 1): randomised controlled trial. *Lancet*. 2005; 365:2179-2186.
6. EVAR trial participants. Endovascular aneurysm repair and outcome in patients unfit for open repair of abdominal aortic aneurysm (EVAR trial 2): randomised controlled trial. *Lancet*. 2005; 365:2187-2192.

7. Greenhalgh RM, Brown LC, Kwong GP y cols. Comparison of endovascular aneurysm repair with open repair in patients with abdominal aortic aneurysm (EVAR trial 1), 30-day operative mortality results: randomised controlled trial. *Lancet*. 2004;364: 843-848.
8. Prinssen M, Verhoeven EL, Buth J, y cols. A randomized trial comparing conventional and endovascular repair of abdominal aortic aneurysms. *N Engl J Med*. 2004; 351: 1607-1618.
9. Azzizadeh A, Sanchez LA, Rubin BG, Parodi JC, Godshall CJ, Geraghty J, Choi ET, Flye MW, Curci JA, Sicard GA. Aortic neck attachment failure and the AneuRx graft : incidence, treatment options, and early results. *Ann. Vasc. Surg*. 2005; 19 : 516-521.
10. White GH, Yu W, May J et al. Endoleak as a complication of endoluminal grafting of abdominal aortic aneurysms : classification incidence, diagnosis and management. *J. Endovasc. Durg*. 1997; 4 : 152-169.
11. Brown LC, Greenhalgh RM, Kwong GP, Powell JT, Thompson SG, Wyatt MG. Secondary interventions and mortality following endovascular aortic aneurysm repair: device-specific results from the UK EVAR trials. *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 2007; 34:281-290.
12. Peterson BG, Matsumura JS, Brewster DC, Makaroun MS. Five-year report of a multicenter controlled clinical trial of open versus endovascular treatment of abdominal aortic aneurysms. *J Vasc Surg*. 2007; 45:885-890.

13. Brewster DC, Jones JE, Chung TK, et al. Long-term outcomes after endovascular abdominal aortic aneurysm repair: the first decade. *Ann Surg.* 2006; 244:426-438.
14. Beyond the Instructions for Use: Pushing the Limits of Infrarenal Device Application for Abdominal Aortic Aneurysms. A. Noel, M Rochester. *Persp Vasc Surg Endovas Ther.* 2006; 18: 19-23
15. Albertini JN, Kalliafas S, Travis S et al. Anatomical risk factors for proximal perigraft endoleak and graft migration following endovascular repair of abdominal aortic aneurysms. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* 2000; 19: 308-312.
16. Qu L, Raithel D. Aneurysms With Short and Angulated Necks. Experience With the Endologix Powerlink Endograft in Endovascular Repair of Abdominal Aortic. *Perspect Vasc Surg Endovasc Ther* 2008; 20; 158-166.
17. Kratzberg J, Golzarian J, Raghavan M. Role of graft oversizing in the fixation strength of barbed endovascular grafts. *J Vasc Surg.* 2009; 49:1543-1553.
18. Morrissey NJ, Faries PL, Teodorex V, Hollier L, Marin ML. Transrenal bare stents in endovascular treatment of abdominal aortic aneurysms. *J. Invas. Cardiol.* 2002; 14: 36-40.
19. Lobato, AC, Quick RC, Waughn PL y cols. Transrenal fixation of aortic endografts: immediate follow-up of a single-center experience. *J. Endovasc. Ther.* 2000; 7: 273-278.

20. Bove PG, Long GW, Zelenock GB y cols. Transrenal fixation of aortic stent-grafts for the treatment of infra-renal aortic aneurysmal disease. 2000; *J. Vasc. Surg.* 32: 697-703.
21. Bove PG, Long GW, Shanley CJ, y cols. Transrenal fixation of endovascular stent-grafts for infrarenal aortic aneurysm repair: mid-term results. *J. Vasc. Surg.* 2003; 36: 938-942.
22. Suprarenal Endograft Fixation Avoids Adverse Outcomes Associated with Aortic Neck Angulation Robbins M, Kritpracha B, Beebe H y cols. *Ann Vasc Surg.* 2005; 19:172-177.
23. Endovascular abdominal aortic aneurysm repair: how many patients are eligible for endovascular repair? Cotroneo A, Iezzi R, Giancristofaro D y cols. *Radiol med.* 2006; 111:597-606.
24. Arko F, Filis K, Seidel S. y cols. How Many Patients With Infrarenal Aneurysms Are Candidates for Endovascular Repair? The Northern California Experience *J Endovasc Ther.* 2004; 11:33-40.
25. Peirano M, Bertoni H, Chikiar D. y cols. Evolución del cuello proximal en AAA tratados con endoprótesis Balón expandible. Seguimiento alejado a 4 años. *Rev Arg. Cir Card Vasc.* 2007; 5: 16-20.
26. Peirano M, Bertoni H, Chikiar D. y cols. Size of the Proximal Neck in AAAs Treated With Balloon-Expandable Stent-Grafts: CTA Findings in Mid- to Long-term Follow-up. *J Endovasc Ther.* 2009, en prensa.

27. Maynar M, Qian Z, Hernandez J, y cols. An animal model of abdominal aortic aneurysm created with peritoneal patch: technique and initial results. *Cardiovasc, Intervent. Radiol.* 2003; 26: 168-176.
28. Verbin C, Donayre C, Kopchok G y cols. Anterior patch aortic aneurysm model for the study of endoluminal grafts. *J. Invest. Surg.* 1995; 8: 381-388.
29. Whitbread T, Birch P, Rogers S, y cols. A new animal model for abdominal aortic aneurysms: initial results using a multiple-wire stent. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* 1996 ; 11: 90-97.
30. Anidjar S, Salzmann, JL. Gendric D, y cols. Elastase-induced experimental aneurysms in rats. *Circulation.* 1990; 82: 973-981.
31. Boudghène F, Anidjar, S, Allaire Ey cols. Endovascular grafting in elastase-induced experimental aortic aneurysms in dogs: feasibility and preliminary results. *J. Vasc. Interv. Rad.* 1993; 4: 497-504.
32. Strindberg C, Nichols P, Ricci M y cols. Validation of endovascular stent-grafts: is elastase perfusion in the canine infra renal aorta a reliable model for aneurysm? *J. Invest. Surg.* 1998; 11: 185-198.
33. Hallisey MJ. A transluminally created abdominal aortic aneurysm model. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 1997; 8: 305-312.

34. Economou SG, Taylor CB, Beattie EJ Jr y cols. Persistent experimental aortic aneurysms in dogs. *Surgery*. 1960; 47: 21-28.
35. Boudghène F, Anidjar, S, Allaire E y cols. Endovascular grafting in elastase-induced experimental aortic aneurysms in dogs: feasibility and preliminary results. *J. Vasc. Interv. Rad.* 1993; 4: 497-504.
36. Strindberg C, Nichols P, Ricci May cols. Validation of endovascular stent-grafts: is elastase perfusion in the canine infra renal aorta a reliable model for aneurysm? *J. Invest. Surg.* 1998; 11: 185-198.
37. Formichi M, Marois Y, Roby P y cols. Endovascular repair of thoracic aneurysm in dogs: evaluation of a Nitinol-polyester self-expanding stent-graft. *J. Endovasc. Ther.* 2000; 7: 47-67.
38. De Wu M, Shi Q, Bhattacharya V y cols. Development of a Symmetric Canine Abdominal Aortic Aneurysm Model With Clinical Relevance for Endovascular Graft Studies. *J Invest Surg.* 2001; 4: 235-239.
- 39-. Parodi JC, Palmaz JC, Barone HB. Transfemoral intraluminal graft implantation for abdominal aortic aneurysms. *Ann. Vasc. Surg.* 1991; 5: 491-499.

40. Andziak D, Stanley B, Foreman R, Walsh J y cols. Outcome of endoleak following endoluminal abdominal aortic aneurysm repair. ANZ J Surg.2004; 74: 1039–1042.
41. Walker SR, Yusuf SW, Wenham PW y cols. Renal complications following endovascular repair of abdominal aortic aneurysms. J. Endovasc. Surg. 1998; 5: 318-322.
42. Marin ML, Parsons RE, Mollier LH y cols. Impact of transrenal aortic endograft repair of abdominal aortic aneurysms. J. Vasc. Surg. 1998; 28: 638-646.
43. Pärsson N, Norgren L, Ivancev K y cols. Thrombogenicity of metallic vascular stents in arteries and veins. An Experimental study in pigs. Eur. J. Vasc. Surg. 1990; 4: 617-623.
44. Dutton RC, Baier RE, Dedrick RLy cols. Initial thrombus formation on foreign surfaces. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs. 1968; 14: 56-62.
45. Kusserow BK, Lerrow R, Nichols J. Observations concerning prosthesis-induced thrombo embolism phenomena made with an in-vivo embolus test system. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs. 1970; 16: 58-62.