



# Accesos vasculares para hemodiálisis: análisis comparativo del comportamiento mecánico de vasos nativos y prótesis

D. Bia<sup>1</sup>, Y. Zócalo<sup>1</sup>, R. Armentano<sup>1,2,4</sup>, H. Pérez<sup>4</sup>, E. Cabrera<sup>2,3,5</sup>, M. Saldías<sup>4</sup>, C. Galli<sup>3</sup> y I. Álvarez<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Fisiología, Facultad de Medicina, Universidad de la República, Uruguay.

<sup>2</sup> Facultad de Ingeniería y Ciencias Exactas y Naturales. Universidad Favaloro, Buenos Aires, Argentina.

<sup>3</sup> Ingeniería Cardiovascular, Facultad Regional Buenos Aires Universidad Tecnológica Nacional, Buenos Aires, Argentina.

<sup>4</sup> Instituto Nacional de Donación y Trasplante de Células Tejidos y Órganos, Ministerio de Salud Pública-Facultad de Medicina, Universidad de la República, Uruguay.

<sup>5</sup> CONICET, Buenos Aires, Argentina.

## RESUMEN

**Introducción:** Las prótesis utilizadas en los accesos vasculares para hemodiálisis presentan elevadas tasas de falla por obstrucción luminal, secundaria a hiperplasia intimal. La generación de hiperplasia intimal y falla protésica se han vinculado, entre otros factores, con las diferencias biomecánicas entre las prótesis y los vasos nativos. En busca de prótesis que superen las limitaciones de las actuales, los vasos criopreservados (crioinjertos) son una alternativa de creciente interés. Sin embargo, se desconoce si las diferencias o desacoples mecánicos entre prótesis y vasos nativos son menores con los crioinjertos.

**Objetivo:** Caracterizar y comparar el comportamiento biomecánico de vasos nativos utilizados en accesos vasculares y crioinjertos. Para analizar posibles ventajas biomecánicas de los crioinjertos en relación con la prótesis sintética más utilizada, se estudiaron segmentos de politetrafluoroetileno expandido (ePTFE).

**Métodos:** Segmentos de arterias humeral ( $n = 12$ ), carótida ( $n = 12$ ) y femoral ( $n = 12$ ), y vena safena ( $n = 12$ ), fueron obtenidos de 6 donantes cadavéricos. Las arterias humerales se estudiaron en estado fresco. De los restantes vasos, 6 segmentos se evaluaron en estado fresco, y 6 luego de criopreservados durante 30 días. Para la evaluación biomecánica, los segmentos vasculares y 6 prótesis de ePTFE se montaron en un simulador circulatorio, y se sometieron a condiciones hemodinámicas similares a las de in vivo. Se midió presión (Konigsberg) y diámetro (sonomicrometría) instantáneo, y se calculó: el índice viscoso y elástico, la complacencia, distensibilidad e impedancia característica. Para cada parámetro, se cuantificó el desacople mecánico entre prótesis y vaso nativo.

**Resultados:** El ePTFE presentó mayor desacople mecánico ( $p < 0,05$ ). Los crioinjertos venosos y arteriales presentaron menor desacople mecánico con venas y arterias nativas, respectivamente. La prótesis con menor desacople mecánico fue diferente, dependiendo de parámetro biomecánico, y del vaso nativo considerado.

**Conclusión:** El desacople mecánico con vasos nativos usados en accesos vasculares podría reducirse utilizando crioprótesis.

Palabras clave: **Accesos vasculares. Elasticidad. Complacencia. Desacople mecánico.**

## VASCULAR ACCESSES FOR HAEMODIALYSIS: COMPARATIVE ANALYSIS OF THE MECHANICAL BEHAVIOUR OF NATIVE VESSELS AND PROSTHESIS

### SUMMARY

**Introduction:** The prosthesis nowadays used in the vascular access for haemodialysis have low patency rates, mainly due to the luminal obstruction, determined by the intimal hy-

**Correspondencia:** Prof. Daniel Bia Santana  
Departamento de Fisiología, Facultad de Medicina,  
Universidad de la República  
General Flores 2125, CP: 11800, Montevideo, Uruguay  
E-mail: dbia@fmed.edu.uy

perplasia. Several factors have been related to the development of intimal hyperplasia and graft failure. Among them are the differences in the biomechanical properties between the prosthesis and the native vessels. In the searching for vascular prosthesis that overcome the limitations of the currently used, the cryopreserved vessels (cryografts) appear as an alternative of growing interest. However, it is unknown if the mechanical differences or mismatch between prosthesis and native vessels are lesser when using cryografts.

**Objective:** To characterize and compare the biomechanical behaviour of native vessels used in vascular access and cryografts. Additionally, segments of expanded polytetrafluoroethylene (ePTFE) were also evaluated, so as to evaluate the potential biomechanical advantages of the cryografts respect to synthetic prosthesis used in vascular access.

**Methods:** Segments from human humeral ( $n = 12$ ), carotid ( $n = 12$ ) and femoral ( $n = 12$ ) arteries, and saphenous vein ( $n = 12$ ), were obtained from 6 multiorgan donors. The humeral arteries were studied in fresh state. The other segments were divided into two groups, and 6 segments from each vessel were studied in fresh state, while the remaining 6 segments were evaluated after 30 days of cryopreservation. For the mechanical evaluation the vascular segments and 6 segments of ePTFE were mounted in a circulation mock and submitted to haemodynamic conditions similar to those of in vivo. Instantaneous pressure (Königsberg) and diameter (Sonomicrometry) were measured and used to calculate the viscous and elastic indexes, the compliance, distensibility and characteristic impedance. For each mechanical parameter studied, the mismatch between the prosthesis and the native vessel was evaluated.

**Results:** The ePTFE was the prosthesis with the higher mechanical mismatch ( $p < 0.05$ ). The venous and arterial cryografts showed the least mismatch with native veins and arteries, respectively. The prosthesis with the least mechanical mismatch was different, depending on the native vessel evaluated, and for a native vessel, on the parameter considered.

**Conclusion:** The mechanical mismatch between the native vessel and the vascular prosthesis used in a vascular access could be reduced using cryografts.

Key words: **Vascular access. Elasticity. Compliance. Mechanical mismatch.**

## INTRODUCCIÓN

Disponer de un acceso vascular (AV) apropiado es imprescindible para el correcto tratamiento de los pacientes en plan de hemodiálisis crónica<sup>1</sup>. Independientemente del tipo de acceso vascular y su localización, el objetivo de su construcción es generar un acceso duradero, que permita una diálisis eficaz, y prevenir y tratar eventuales complicaciones, de la forma que menos dificulte la hemodiálisis habitual<sup>2</sup>. En este sentido, el AV «ideal» debe posibilitar el abordaje seguro y continuado del sistema vascular, proporcionar flujos suficientes, permitir la frecuencia de hemodiálisis prevista y carecer de complicaciones<sup>2</sup>.

Los AV protésicos disponibles en la actualidad distan de ese ideal<sup>2,3</sup>, y a mediano o largo plazo fallan, fundamentalmente debido a la obstrucción luminal por hiperplasia intimal<sup>4-8</sup>. Entre los factores que podrían estar relacionados con el desarrollo de hiperplasia se encuentran: diferencias entre las propiedades mecánicas parietales del vaso nativo y la prótesis<sup>1,9,10</sup>. Al respecto, actualmente es aceptado que la prótesis «ideal», debe poseer idénticas propiedades mecánicas respecto de los vasos nativos a los que será anastomosada, para así reducir el nivel de desacople mecánico, y reducir los niveles de falla protésica<sup>10</sup>. Por esta razón, la utilización de homoinjertos vasculares arteriales o venosos para la confección de AV ha cobrado interés. Debido a las dificultades y limitaciones de contar con homoinjertos frescos, la utilización de homoinjertos vasculares criopreservados (crioinjertos o crioprótesis) se ha visto como una alternativa<sup>11-13</sup>. La utilización de homoinjertos estaría sustentada

por diversas ventajas clínicas: resistencia a infecciones, ser fáciles de manipular y anastomosar; fáciles de puncionar, permitir adecuados flujos, presentar adecuados niveles de hemostasis y bajo riesgo de trombosis y/o complicaciones tromboembólicas, aún sin anticoagulación<sup>11,14</sup>. Sin embargo, no ha sido analizado si las crioprótesis vasculares presentan un adecuado acoplamiento biomecánico con las venas y arterias nativas de los AV.

En este contexto, el objetivo fue caracterizar y comparar el comportamiento biomecánico de vasos nativos utilizados en AV, y de crioinjertos vasculares. Adicionalmente, para analizar la similitud biomecánica entre vasos nativos y crioinjertos, en relación con la de vasos nativos y prótesis actualmente utilizadas, se estudiaron segmentos de ePTFE.

## MATERIAL Y MÉTODO

De 6 donantes (Edad:  $28 \pm 6$  años), procurados según criterios legales de regulación (Ley 14.005), se obtuvieron segmentos de arterias humerales, carótidas, y femorales, y de venas safenas. Segmentos de 5 centímetros de cada vaso (izquierda y derecha) se escindieron (Isquemia caliente: 50-60 minutos), lavaron y almacenaron en solución fisiológica y antibiótica, a 4° C durante menos de 48 h. De cada donante, las arterias humerales y un segmento de carótida, femoral y safena se estudiaron en estado fresco. El segmento carotídeo, femoral y safeno restante, se estudió luego de criopreservarse durante 30 días, siguiendo el procedimiento descrito previamente<sup>15,16</sup>. Luego de ser criopreservados y

descongelados, a los segmentos de arteria carótida, arteria femoral y vena safena, se les denominó crioinjerto arterial elástico (CAE), crioinjerto arterial muscular (CAM), y crioinjerto venoso (CV), respectivamente.

Los segmentos vasculares, y 6 de ePTFE (6 mm, Gore-Tex Vascular graft, W.L.Gore & Associates, Inc., Flagstaff, Arizona, USA) se estudiaron —a la longitud in vivo, para los segmentos vasculares—, en un simulador circulatorio. Una descripción detallada del simulador se encuentra en trabajos previos<sup>15-17</sup>. Los segmentos fueron inmersos y perfundidos con solución Tyrode (oxigenada, a 37 °C y pH = 7,4). Los controles del simulador, permitieron ajustar la frecuencia de bombeo, niveles y forma de onda de presión. Para medir presión, cada segmento se instrumentó con un transductor de estado sólido (Konigsberg Instruments, Inc., Pasadena, CA, USA)<sup>15-17</sup>. Cristales de ultrasonido suturados a la superficie del segmento permitieron evaluar el diámetro con sonomicrometría (Triton Technology Inc. San Diego, CA, USA)<sup>15-17</sup>. Luego de instrumentados, los segmentos se sometieron a formas de onda, frecuencia, presión y flujo, similares a las de pacientes normotensos. De cada segmento, se digitizaron 30 latidos (frecuencia de muestreo = 200H z), para posterior análisis.

**Análisis de datos**

**Viscosidad y elasticidad**

La viscoelasticidad parietal, se evaluó mediante el análisis de la relación presión-diámetro en el dominio temporal, aplicando un modelo viscoelástico simple (Kelvin-Voigt)<sup>17,18</sup>. La representación física del modelo contiene un elemento elástico (resorte) y uno viscoso (amortiguador) en paralelo, y permite matemáticamente representar a la pared vascular o protésica mediante la ecuación<sup>17</sup>:

$$P_{Total} = E \cdot D - \eta \frac{dD}{dt} \quad (1)$$

donde E es el índice elástico,  $\eta$  es el índice viscoso, D el diámetro, y  $dD/dt$  es la primera derivada del diámetro respecto del tiempo. A partir de las señales temporales medidas, se construye la relación presión-diámetro, la que presenta un área de histéresis<sup>17</sup>. Se calculó en forma separada el índice viscoso y elástico, mediante el *método de eliminación iterativa del área de histéresis*, que consiste en incrementar matemáticamente el valor de  $\eta$  de la ecuación 1, hasta reducir al mínimo el área de histéresis<sup>17</sup>. El valor de  $\eta$  alcanzado es el índice de viscosidad<sup>17</sup>. La relación presión-diámetro así obtenida, denominada relación «elástica pura», permite calcular el índice elástico (E), para un nivel de presión determinado, como la tangente de la relación en dicho nivel<sup>17</sup>.

**Complacencia, distensibilidad e impedancia característica**

La complacencia ( $C_{ST}$ ) y distensibilidad ( $D_{ST}$ ) local, se calcularon mediante:

$$C_{ST} = \frac{(AST_S - AST_D)}{P_S - P_D} \quad D_{ST} = \frac{(AST_S - AST_D) / AST_D}{P_S - P_D}$$

en donde  $AST_S$  y  $AST_D$  son las áreas sistólicas y diastólicas ( $AST = \pi r^2$ ), y  $P_S$  y  $P_D$  son las presiones sistólicas y diastólicas<sup>17,18</sup>.

La impedancia característica ( $Z_c$ ) de cada segmento se calculó mediante la ecuación de Water-Hammer<sup>18</sup>:

$$Z_c = \frac{VOP \cdot \rho_s}{AST}$$

donde la VOP es la velocidad de onda del pulso,  $\rho_s$  la densidad del Tyrode, y AST el área media de sección.

**Desacople mecánico**

El desacople mecánico existente entre los valores medios de cada parámetro, obtenidos para cada vaso nativo (arteria humeral y femoral, y vena safena) y las prótesis (ePTFE, CV, CAE y CAM), se cuantificó de acuerdo a trabajos previos<sup>19</sup>:

$$\text{Desacople Mecánico} = \frac{\text{Índice}_{\text{vaso\_nativo}}}{\text{Índice}_{\text{prótesis}}}$$

Desacople = 1, indica acoplamiento óptimo. Valores de desacople que se alejan de 1, indican mayor desacople.

**Análisis estadístico**

Los valores de los parámetros hemodinámicos y biomecánicos fueron expresados como valor medio  $\pm$  desvío estándar ( $VM \pm DE$ ). Los valores fueron comparados usando un ANOVA seguido de Test de Bonferroni. Se adoptó un umbral de  $p < 0,05$ .

**RESULTADOS**

La tabla I muestra los parámetros hemodinámicos. Nótese que los registros, permitieron alcanzar situaciones isobáricas, en niveles de normotensión, para todos los segmentos estudiados.

La tabla II presenta los parámetros mecánicos calculados para todos los segmentos estudiados. Nótese como para cada vaso nativo (arteria humeral o femoral, y vena safena), y para cada índice calculado (viscosidad, elasticidad, complacencia, distensibilidad e impedancia), la prótesis con mayor similitud mecánica puede ser diferente.

Acerca de esto, nótese que respecto de la arteria humeral, la prótesis que presentó mayor similitud en elasticidad y complacencia fue el CAM, mientras que la que presentó mayor similitud en viscosidad fue el CAE (tabla II).

Respecto de las venas safenas y arterias femorales, los CV y los CAM, fueron los que presentaron mayor similitud biomecánica, respectivamente (tabla II).

Asimismo, independientemente del índice mecánico utilizado, los CV presentaron mayor similitud mecánica con

**Tabla I.** Parámetros hemodinámicos *in vitro*

	PD (mmHg)	PS (mmHg)	PM (mmHg)	DM (mm)
AH	62 ± 5	107 ± 3	77 ± 3	6,0 ± 0,5
AF	63 ± 4	110 ± 4	79 ± 5	7,3 ± 0,4 <sup>a</sup>
VS	61 ± 5	111 ± 5	77 ± 4	6,5 ± 0,9 <sup>b</sup>
EPTFE	62 ± 4	109 ± 5	77 ± 4	6,1 ± 0,1 <sup>b</sup>
CV	61 ± 6	111 ± 5	76 ± 3	6,5 ± 1,0 <sup>b</sup>
CAM	64 ± 5	108 ± 5	78 ± 5	7,3 ± 0,3 <sup>a,c,d</sup>
CAE	61 ± 5	108 ± 3	79 ± 4	7,2 ± 0,2 <sup>a,c,d</sup>

Valores medios ± desvío estándar. PD, PS y PM: presión diastólica, sistólica y media, respectivamente. DM: diámetro medio. AH: arteria humeral. AF: arteria femoral. VS: vena safena. ePTFE: politetrafluoroetileno expandido. CV: crioinjertos venosos. CAM y CAE: crioinjertos arteriales musculares y elásticos, respectivamente. Estadística: ANOVA seguido de Test de Bonferroni. Significancia: a, b, c, d, e, f:  $p < 0,05$  respecto de AH, AF, VS, ePTFE, CV, y CAM, respectivamente.

las arterias femorales y humerales, que las prótesis de ePTFE ( $p < 0,05$ ) (tabla II).

Nótese además, que independientemente del índice mecánico utilizado, ambos crioinjertos arteriales presentaron mayor similitud mecánica con las venas safenas, que el ePTFE ( $p < 0,05$ ) (tabla II).

En la tabla III se presentan los niveles de desacople mecánico existente entre los diferentes vasos nativos y prótesis, para cada uno de los parámetros biomecánicos analizados. Nótese las diferencias existentes en los valores del desacople mecánico entre los distintos segmentos vasculares, y las diferencias, para un mismo vaso, dependiendo del parámetro considerado.

Al considerar la arteria humeral, se evidencia que el CAM fue quien presentó mayor similitud en elasticidad, complacencia, y distensibilidad, mientras que los que presentaron mayor similitud en viscosidad e impedancia, fueron los CAE y los CV, respectivamente (tabla III).

Respecto de la arteria femoral, y con independencia del parámetro considerado, los CAM fueron quienes presentaron mayor similitud biomecánica. La segunda prótesis en orden de similitud respecto de la arteria femoral, fue el CV en cuatro de los cinco parámetros biomecánicos analizados (complacencia, elasticidad, distensibilidad e impedancia) (tabla III).

Al considerar la vena safena, se evidencia que el CV fue quien presentó mayor similitud en todos los parámetros biomecánicos. La segunda prótesis en orden de similitud, fue el CAM, excepto para la viscosidad parietal que le correspondió al CAE (tabla III).

Finalmente, en la tabla III se evidencia que la prótesis que presentó mayor diferencias biomecánicas con los vasos nativos, independientemente del parámetro biomecánico considerado, fue el ePTFE. Esto se produjo como consecuencia de los elevados niveles de rigidez (elevada elasticidad y reducida distensibilidad y complacencia) y de resistencia al flujo (impedancia), y a los reducidos niveles de viscosidad, existentes en estas prótesis sintéticas (tabla II).

## DISCUSIÓN

El objetivo central del presente trabajo fue caracterizar y comparar el comportamiento biomecánico de vasos nativos utilizados en AV, y de crioinjertos vasculares.

A continuación detallaremos algunos aspectos metodológicos que son fundamentales en el diseño experimental del trabajo, y para la adecuada interpretación de los resultados obtenidos. Se realizó un estudio biomecánico *in vitro*, en el que los segmentos vasculares se sometieron a condiciones experimentales idénticas y controladas, lo que permitió independizar los resultados de variables que podrían condicionarlos, e impedir la correcta comparación biomecánica (Ej. Niveles de presión y flujo, diámetros vasculares)<sup>20</sup>. Se cuantificaron varios parámetros que describen el comportamiento biomecánico vascular, para obtener una caracterización biomecánica integral<sup>17,18</sup>. Teniendo en cuenta que en la situación hemodinámica *in vivo* los vasos sanguíneos se encuentran sometidos a condiciones de presión y flujo pulsátiles, y presentan propiedades biomecánicas velocidad-dependiente<sup>15-18</sup>, realizamos estudios dinámicos en los que los segmentos se sometieron a condiciones que simulaban la situación hemodinámica real. Debido a que las propiedades biomecánicas arteriales varían en función del territorio, el acoplamiento biomecánico entre el vaso nativo y el homoinjerto arterial dependerá de los vasos considerados<sup>18</sup>. Por este motivo, en este trabajo se evaluaron diferentes arterias nativas y crioinjertos arteriales (elásticos y musculares).

La siguiente discusión se centra en los principales resultados de nuestro trabajo:

1. Se caracterizó el comportamiento biomecánico de vasos nativos y prótesis vasculares, utilizando para ello diferentes parámetros, y se cuantificó el desacople existente entre ellos. A la luz de estos resultados, los crioinjertos vasculares (venosos y arteriales) podrían considerarse una alternativa a las prótesis actuales, para la confección de AV.

2. Una adecuada evaluación del comportamiento biomecánico de una prótesis vascular, y su acoplamiento con los vasos nativos, requiere un análisis integral, en el que se cuantifiquen diferentes parámetros biomecánicos.

## Consideraciones biomecánicas

La *viscosidad* de la pared vascular determina que la misma se resista a la deformación de una forma velocidad o frecuencia-dependiente, disipando en forma de calor

**Tabla II.** Parámetros mecánicos de vasos nativos y potenciales accesos vasculares

	Viscosidad (mmHg.s/mm)	Elasticidad (mmHg/mm)	Complacencia (10 <sup>-4</sup> cm <sup>2</sup> /mmHg)	Distensibilidad (10 <sup>-4</sup> cm <sup>2</sup> /mmHg)	Impedancia (10 <sup>3</sup> dinas.s/cm <sup>3</sup> )
AH	3,9 ± 1,3	285,7 ± 54,5	3,5 ± 0,7	12,8 ± 1,0	3,8 ± 0,7
AF	11,6 ± 1,3 <sup>a</sup>	426,8 ± 42,7 <sup>a</sup>	3,0 ± 1,1 <sup>a</sup>	6,0 ± 2,4 <sup>a</sup>	3,0 ± 0,4 <sup>a</sup>
VS	1,3 ± 0,4 <sup>ab</sup>	515,8 ± 134,1 <sup>ab</sup>	1,5 ± 0,5 <sup>ab</sup>	4,1 ± 0,6 <sup>ab</sup>	4,1 ± 1,4 <sup>b</sup>
ePTFE	0,1 ± 0,1 <sup>abc</sup>	19.364,8 ± 233,4 <sup>abc</sup>	0,4 ± 0,1 <sup>abc</sup>	1,5 ± 0,1 <sup>abc</sup>	30,0 ± 0,2 <sup>abc</sup>
CV	1,3 ± 0,3 <sup>abd</sup>	505,8 ± 142,1 <sup>abd</sup>	1,6 ± 0,5 <sup>abd</sup>	4,1 ± 0,6 <sup>abd</sup>	4,2 ± 1,4 <sup>abd</sup>
CAM	11,8 ± 1,0 <sup>acde</sup>	435,5 ± 39,3 <sup>acde</sup>	2,7 ± 0,5 <sup>acde</sup>	5,3 ± 0,9 <sup>acde</sup>	3,0 ± 0,3 <sup>acde</sup>
CAE	3,1 ± 0,2 <sup>abcdef</sup>	112,8 ± 10,0 <sup>abcdef</sup>	12,3 ± 5,1 <sup>abcdef</sup>	24,5 ± 9,48 <sup>abcdef</sup>	1,5 ± 0,1 <sup>abcdef</sup>

Valores medios ± desvío estándar. AH: arteria humeral. AF: arteria femoral. VS: vena safena. ePTFE: politetrafluoroetileno expandido. CV: crioinjertos venosos. CAM y CAE: crioinjertos arteriales musculares y elásticos, respectivamente. Estadística: ANOVA seguido de Test de Bonferroni. Significancia: <sup>a, b, c, d, e, f</sup>: p < 0,05 respecto de AH, AF, VS, ePTFE, CV, y CAM, respectivamente.

parte que la energía de la onda de presión le entrega a la pared vascular<sup>15-17</sup>. De esta manera, la viscosidad permite atenuar (amortiguar) la onda de presión que se propaga a través de las paredes vasculares, previene el arribo temprano y fenómenos de resonancia causados por las ondas reflejadas que viajan desde la periferia hacia el corazón, y protege a la pared vascular de los componentes o armónicos de alta frecuencia que fatigarían en forma temprana la pared vascular<sup>15-17</sup>.

Nuestros resultados muestran, que las prótesis que presentaron menor «desacople viscoso» respecto de la arteria humeral y femoral, y las venas safenas, fueron, los crioinjertos arteriales, y el CV, respectivamente (tablas II y III). Adicionalmente, independientemente del vaso nativo considerado, la prótesis que presentó mayor «desacople viscoso» fue el ePTFE, ya que sus niveles de viscosidad son prácticamente nulos (tablas II y III). En nuestro conocimiento, este es el primer trabajo que presenta resultados originales que permiten conocer los niveles de viscosidad parietal de diferentes segmentos protésicos utilizados para la confección de AV, y consecuentemente el primero que cuantifica el «desacople viscoso» existente entre vasos nativos y prótesis.

La *elasticidad* contribuye al amortiguamiento parietal al permitir que los segmentos vasculares actúen como «reservorios» y «eyectores» sanguíneos<sup>15-17</sup>. El comportamiento elástico en las arterias, determina que durante la eyección ventricular, los segmentos se distiendan y almacenen energía, reduciendo la presión arterial y ventricular sistólica, la demanda energética ventricular y la erosión mecánica arterial<sup>15-17</sup>. Durante la diástole el segmento recobra gradualmente su posición original, impulsando la sangre hacia la periferia y manteniendo valores de presión diastólica suficientemente elevados como para asegurar la perfusión distal<sup>15-17</sup>.

Nuestros resultados muestran que las prótesis con menor «desacople elástico» respecto de las arterias humerales y femorales, fueron los CAM, y en relación con las venas safenas, fueron los CV (tablas II y III). Los segmentos de ePTFE fueron las prótesis con mayor «desacople elástico», independientemente del vaso nativo considerado (tablas II y III).

Si consideráramos solamente el «desacople elástico», podríamos concluir que los CAM serían las prótesis de se-

gunda elección para realizar anastomosis con venas safenas nativas. Sin embargo, al evaluar el «desacople viscoso», los CAM presentan importantes diferencias con estas venas (tablas II y III). Estas diferencias en los niveles de desacople, dependientes del vaso considerado y del parámetro evaluado, se evidencian para otros segmentos y parámetros, como se describe más adelante. Consecuentemente, la selección de una prótesis vascular considerando el desacople mecánico evaluado por un único parámetro, podría llevar a conclusiones erróneas, o al menos parcializadas. Asimismo, las diferencias parámetro-dependientes en el acoplamiento biomecánico podrían explicar, al menos en forma parcial, las diferencias y controversias generadas por los resultados de trabajos, que utilizando solamente parámetros estáticos, no han encontrado relación entre grado de acoplamiento y estenosis del AV<sup>19</sup>.

La *complacencia vascular*, es definida como la relación entre el cambio absoluto en el área o volumen vascular, y el cambio de presión asociado<sup>17,18</sup>. Conceptualmente, permite evaluar la capacidad de un conducto para adaptarse a los cambios de volumen, y en el caso de las arterias, se ha utilizado para evaluar la capacidad de amortiguamiento<sup>17,18</sup>. La cuantificación de la *distensibilidad vascular*, permite obtener información acerca de la complacencia, en forma independiente del diámetro vascular, por lo que permite comparar el comportamiento biomecánico de vasos con diferente diámetro<sup>17,18</sup>.

Al analizar el «desacople de complacencia» y el «desacople de distensibilidad» vemos que respecto de las arterias nativas y venas safenas, las prótesis que presentaron menor desacople fueron los CAM, y los CV, respectivamente (tablas II y III), si bien los niveles de acoplamiento varían en función del parámetro considerado.

La resistencia al flujo de un determinado segmento vascular, puede cuantificarse mediante el cálculo de la *impedancia característica* (Zc)<sup>17,18</sup>. Dos características fundamentales de los vasos sanguíneos determinan la impedancia al flujo: su área de sección transversal y su capacidad de distenderse durante la eyección ventricular<sup>17</sup>. Diversos trabajos han mostrado que en los sitios donde se producen cambios abruptos de impedancia se generan disturbios hemodinámicos que pueden resultar perjudiciales para los segmentos involucrados y/o para el resto del sistema cardiovascular<sup>10,21</sup>. Más precisamente

**Tabla III.** Desacoples mecánicos entre vasos nativos y potenciales accesos vasculares

	Viscosidad	Elasticidad	Complacencia	Distensibilidad	Impedancia
<i>Arteria Humeral</i>					
ePTFE	0,03	67,78	0,11	0,12	7,89
CV	0,33	1,77	0,46	0,32	1,11
CAM	3,03	1,52	0,77	0,41	0,79
CAE	0,79	0,39	3,51	1,91	0,39
<i>Arteria Femoral</i>					
ePTFE	0,01	45,37	0,13	0,25	10,00
CV	0,11	1,19	0,53	0,68	1,40
CAM	1,02	1,02	0,90	0,88	1,00
CAE	0,27	0,26	4,10	4,08	0,50
<i>Vena Safena</i>					
ePTFE	0,08	37,54	0,27	0,37	7,32
CV	1,00	0,98	1,07	1,00	1,02
CAM	9,08	0,84	1,80	1,29	0,73
CAE	2,38	0,22	8,20	5,98	0,37

Valores de «desacoples mecánicos (DM)» entre vasos nativos y prótesis para AV. AH: arteria humeral. AF: arteria femoral. VS: vena safena. ePTFE: politetrafluoroetileno expandido. CV: crioinjertos venosos. CAM y CAE: crioinjertos arteriales musculares y elásticos, respectivamente. Un DM = 1 representa «acoplamiento ideal», mientras que valores que se alejen de 1, se alejan del acoplamiento ideal.

«desacople de impedancias» en anastomosis protésico-arteriales, se ha relacionado con inadecuado flujo sanguíneo periférico, mayor probabilidad de eventos trombóticos y/o de hiperplasia intimal en la anastomosis, y en el caso de prótesis de grandes vasos, mayor poscarga ventricular<sup>10,21</sup>.

Nuestros resultados muestran que las prótesis con menor «desacople de impedancia» respecto de las arterias humerales y venas safenas fueron los CV, y en relación con las arterias femorales fueron los CAM (tablas II y III). Al igual que para el resto de los parámetros, las prótesis que generarían mayor «desacople de impedancia» serían las de ePTFE.

### Consideraciones finales

Del presente trabajo surgen diversos aspectos que deberían tenerse presentes durante la confección de un AV, y al interpretar los resultados de otros trabajos:

*Primero*, desde el punto de vista del comportamiento biomecánico pre-implante, los crioinjertos arteriales y venosos podrían considerarse una alternativa para la confección de AV, debido a que sus características biomecánicas fueron similares a las de los vasos nativos. Además, presentaron menores niveles de desacople mecánico que las prótesis de ePTFE.

*Segundo*, en la selección de la prótesis debería considerarse el tipo de vaso nativo al que será unida, ya que la prótesis con mayor similitud biomecánica puede variar, dependiendo del vaso nativo considerado.

*Tercero*, una adecuada evaluación del acoplamiento biomecánico entre vasos nativos y prótesis requiere la realización de estudios que analicen el comportamiento biomecánico vascular, utilizando diferentes parámetros. De lo contrario puede arribarse a conclusiones equivocadas y/o

parcializadas. En este sentido, trabajos futuros deberán analizar cual/es de las propiedades biomecánicas es/son más importante/s de «acoplar», para minimizar la falla del AV.

*Cuarto*, en el presente estudio se utilizaron vasos sanguíneos sin alteraciones parietales. Sin embargo, en los pacientes que reciben AV es frecuente la existencia de alteraciones cardiovasculares, por lo que las propiedades biomecánicas de sus vasos sanguíneos podrían estar modificadas. En estos casos, al menos teóricamente, la prótesis vascular «ideal» podría no ser aquella que tiene una conducta visco-elástica «normal».

*Quinto*, si bien hasta aquí se ha mencionado la problemática derivada del uso de prótesis para AV, el problema también afecta a las prótesis utilizadas para puentes arteriales (by-pass), reemplazos arteriales y al uso de dispositivos colocados durante la angioplastia intraluminal (Ej. Stent). En estos otros casos, la interpretación fisiopatológica es la misma: la existencia de «desacople mecánico» relacionada con alteraciones hemodinámicas, desarrollo de hiperplasia intimal, y falla protésica<sup>22</sup>.

*Finalmente*, cabe resaltar que en el presente estudio las venas safenas presentaron mayor acoplamiento biomecánico con los vasos nativos que las prótesis de ePTFE. Consecuentemente, podría postularse que los resultados de trabajos clínicos que muestran superioridad del ePTFE frente a las venas safenas en algunas cirugías vasculares, podrían no estar relacionados únicamente con factores biomecánicos parietales.

### CONCLUSIÓN

En este trabajo se caracterizó el comportamiento biomecánico de diferentes vasos nativos participantes de AV y prótesis vasculares. Desde el punto de vista de su com-

portamiento biomecánico los crioinjertos vasculares, arteriales y venosos, podrían considerarse una alternativa a las prótesis actuales, para la confección de AV.

Una adecuada evaluación del comportamiento biomecánico de una prótesis vascular, requiere caracterizar diferentes parámetros mecánicos. Análisis de diferencias en parámetros mecánicos aislados, pueden llevar a conclusiones incorrectas, o al menos parcializadas, acerca de la similitud biomecánica entre vasos nativos y prótesis.

En la selección de una prótesis vascular es necesaria la evaluación del «acoplamiento mecánico», evaluando el comportamiento biomecánico de la prótesis y comparándolo con el del vaso nativo particular al que será anastomosada.

#### AGRADECIMIENTOS

Al Sr. Elbio Agote, a la Sra. Rosario García (Buquebús), y al personal del INDT. Al PEDECIBA-BIOLOGIA y a la CSIC (Programa Recursos Humanos) de la Universidad de la República (Montevideo, Uruguay) por sus aportes destinados a equipamiento y formación de recursos humanos.

#### BIBLIOGRAFÍA

- Hofstra L, Bergmans DC, Hoeks AP, Kitslaar PJ, Leunissen KM, Tordoir JH: Mismatch in elastic properties around anastomoses of interposition grafts for hemodialysis access. *J Am Soc Nephrol* 5: 1243-50, 1994.
- Ortiz-Monzón E, Blanes-Mompó JI, Gómez-Palónés FJ, Crespo-Moreno I, Plaza-Martínez A, Torres-Blanco A: Técnica quirúrgica del acceso vascular protésico o de otros materiales heterólogos. *Angiología* 57: S65-73, 2005.
- Rodríguez JA, Armadans L, Ferrer E, Olmos A, Codina S, Bartolomé J, Borrellas J, Píera L: The function of permanent vascular access. *Nephrol Dial Transplant* 15: 402-8, 2000.
- Mickley V: Stenosis and thrombosis in haemodialysis fistulae and grafts: the surgeon's point of view. *Nephrol Dial Transplant* 19: 309-11, 2004.
- Sivanesan S, How TV, Bakran A: Sites of stenosis in AV fistulae for haemodialysis access. *Nephrol Dial Transplant* 14: 118-20, 1999.
- Tordoir JH, Van Der Sande FM, De Haan MW: Current topics on vascular access for hemodialysis. *Minerva Urol Nefrol* 56: 223-35, 2004.
- Wali MA, Eid RA, Dewan M, Al-Homrany MA: Intimal changes in the cephalic vein of renal failure patients before arterio-venous fistula (AVF) construction. *J Smooth Muscle Res* 39: 95-105, 2003.
- Mall JW, Philipp AW, Rademacher A, Paulitschke M, Buttemeyer R: Re-endothelialization of punctured ePTFE graft: an in vitro study under pulsed perfusion conditions. *Nephrol Dial Transplant* 19: 61-7, 2004.
- Abbott WM, Megerman J, Hasson JE, L'Italien G, Warnock DF: Effect of compliance mismatch on vascular graft patency. *J Vasc Surg* 5(2): 376-82, 1987.
- Tai NR, Salacinski HJ, Edwards A, Hamilton G, Seifalian AM: Compliance properties of conduits used in vascular reconstruction. *Br J Surg* 87: 1516-24, 2000.
- Takamoto S, Nakajima S, Okita Y, Motomura N, Yuasa M, Sada M, Imakita M, Tsuji T: Cryopreserved femoral arterial allografts for vascular access in hemodialysis. *Transplant Proc* 30: 3917-9, 1998.
- Lin PH, Brinkman WT, Terramani TT, Lumsden AB: Management of infected hemodialysis access grafts using cryopreserved human vein allografts. *Am J Surg* 184: 31-6, 2002.
- Madden RL, Lipkowitz GS, Browne BJ, Kurbanov A: Experience with cryopreserved cadaveric femoral vein allografts used for hemodialysis access. *Ann Vasc Surg* 18: 453-8, 2004.
- Simeón JM, Serrano M, Miralles A, Riera S, Hernández E, Carols MA, Capdevila JM: Homoinjertos arteriales criopreservados: experiencia clínica durante tres años. *Angiología* 5: 215-22, 1998.
- Bia D, Pessana F, Armentano R, Pérez H, Graf S, Zócalo Y, Saldías M, Pérez N, Álvarez, Silva, Machín D, Sueta, Ferrín, Acosta, Álvarez I: Cryopreservation procedure does not modify human carotid homografts mechanical properties: an isobaric and dynamic analysis. *Cell Tissue Bank* 2006;7(3):183-94.
- Bia D, Zócalo Y, Pessana F, Armentano R, Pérez H, Saldías M, Álvarez I: Femoral arteries energy dissipation and filtering function remain unchanged after cryopreservation procedure. *Transplant International* 18 (12): 1346-55, 2005.
- Bia D, Barra JG, Grignola JC, Gines FF, Armentano RL: Pulmonary artery smooth muscle activation attenuates arterial dysfunction during acute pulmonary hypertension. *J Appl Physiol* 98(2): 605-13, 2005.
- Nichols WW, O'Rourke MF: Properties of the arterial wall, in Nichols W and Michael F (eds), McDonald's Blood Flow in Arteries. Theoretical, Experimental and Clinical Principles. 4th edition. London, UK: Edward Arnold, 1998, 54-72.
- Hofstra L, Bergmans DC, Leunissen KM, Hoeks AP, Kitslaar PJ, Daemen MJ, Tordoir JH: Anastomotic intimal hyperplasia in prosthetic arteriovenous fistulas for hemodialysis is associated with initial high flow velocity and not with mismatch in elastic properties. *J Am Soc Nephrol* 6: 1625-33, 1995.
- Okuhn SP, Connelly DP, Calakos N, Ferrell L, Pan MX, Goldstone J: Does compliance mismatch alone cause neointimal hyperplasia? *J Vasc Surg* 9: 35-45, 1989.
- Morita S, Asou T, Kuboyama I, Harasawa Y, Sunagawa K, Yasui H: Inelastic vascular prosthesis for proximal aorta increases pulsatile arterial load and causes left ventricular hypertrophy in dogs. *J Thorac Cardiovasc Surg* 124: 768-74, 2002.
- Vernhet H, Jean B, Lust S, Laroche JP, Bonafé A, Senac JP, Quere I, Dauzat M: Wall mechanics of the stented extracranial carotid artery. *Stroke* 34(11): 222-4, 2003.