

Caracterización mecánica de los vasos utilizados en un Bypass Coronario

E. Claes¹, C. García Herrera¹, G.V. Guinea¹, F.J. Rojo¹, J.M. Atienza¹, J.M. Bernal², J.M. Revuelta², M. Elices¹

¹ Centro de Tecnología Biomédica, Depto de Ciencia de Materiales, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España. eclaes@mater.upm.es

² Servicio de Cirugía Cardiovascular, Hospital Marqués de Valdecilla, Avenida Valdecilla, 25, 39008 Santander, España.

Resumen

La técnica del bypass coronario consiste en evitar una arteria coronaria obstruida utilizando un injerto vascular. Su éxito depende del buen funcionamiento de la zona de unión, o anastomosis, entre la aorta y el injerto, y entre el injerto y la arteria coronaria. Las tensiones generadas en la discontinuidad pueden producir problemas de desgarro o roturas. El objetivo de este trabajo es analizar la unión mecánica que se produce al sustituir una arteria coronaria por otro vaso, caracterizando el comportamiento mecánico de los vasos involucrados.

1 Introducción

Las enfermedades cardiovasculares son la primera causa de muerte en el mundo. Se estima que en 2015 casi 20 millones de personas morirán por causas de enfermedades cardiovasculares [1]. Dentro de las enfermedades cardiovasculares las enfermedades coronarias son las más frecuentes, con un 43% del total de muertos por enfermedades cardiovasculares y un 13% del total de decesos en 2005 [1].

El problema más común en las arterias coronarias es la aterosclerosis. Es un proceso crónico y complejo en que sustancias lipídicas se depositan en las paredes arteriales en forma de placas de ateroma. En estado avanzado la aterosclerosis lleva a un estrechamiento del lumen arterial. Si esto sucede en las arterias coronarias se corre el riesgo de que no llegue suficiente sangre para irrigar el músculo del corazón.

Cuando la obstrucción es tan avanzada que no puede ser controlada por medicamentos, es necesario intervenir quirúrgicamente, mediante la colocación de un stent y en los casos más graves mediante la técnica de bypass que consiste en desviar el flujo de sangre alrededor de la obstrucción empleando partes de arterias o venas.

La principal preocupación hoy en día es extender la duración del funcionamiento del bypass. El tipo de vaso utilizado como injerto varía en función de la experiencia del cirujano y del centro médico. Los vasos más usados en esta operación son: arteria mamaria izquierda y derecha, la vena safena o la arteria radial.

El éxito del bypass depende, en primer lugar, del buen funcionamiento de la zona de unión, o anastomosis, entre la aorta y el injerto, y entre injerto y la arteria coronaria más allá de la obstrucción. Una unión deficiente altera el

flujo de la sangre y provoca cargas dinámicas que pueden producir elevadas tensiones tangenciales en la pared, causando hiperplasia (crecimiento excesivo del tejido) y reestenosis (reaparición de una reducción del diámetro interior), y conduciendo al fracaso del bypass. Además, una excesiva incompatibilidad geométrica en la zona de anastomosis, como por ejemplo una acusada diferencia de diámetro entre arteria coronaria y el injerto, puede someter a la pared vascular a tensiones cercanas a la rotura en las zonas de sutura.

Otro parámetro que influye en el resultado del bypass es la rigidez o flexibilidad del injerto en comparación con la arteria coronaria que es sustituida. La diferencia de rigidez entre injerto y arteria coronaria produce variaciones en el flujo sanguíneo que alteran la irrigación del músculo cardíaco. Además, cuando el injerto es venoso el vaso ha de adaptarse a un funcionamiento con presiones mucho más elevadas que las de su funcionamiento fisiológico. Este proceso es denominado arterialización y provoca cambios importantes en la pared (aumento de grosor y diámetro, entre otros) y en las características mecánicas.

En este trabajo se ha caracterizado experimentalmente el comportamiento mecánico de las arterias coronarias y los vasos más comúnmente utilizados en las intervenciones de bypass con el objetivo de proporcionar parámetros mecánicos cualitativos y cuantitativos que ayuden a mejorar el éxito de los procedimientos quirúrgicos y el funcionamiento a largo plazo del injerto.

2 Materiales y métodos

2.1 Materiales

Los vasos estudiados se obtuvieron con la colaboración del Hospital de Marqués de Valdecilla de Santander, de acuerdo con protocolos establecidos y aprobados por el Comité de Ética de dicho Hospital. Los vasos estudiados son segmentos de arterias coronarias, radiales y mamarias y venas safenas.

El material estudiado fue extraído de cadáveres para donación de órganos, y en consecuencia sin patología vascular, aunque algunos de los pacientes eran de edad avanzada. Se extrajeron vasos completos de la mayor longitud posible para la realización de los ensayos presión-diámetro. Además, antes de proceder a su

extracción se midió en todos los casos su longitud *in vivo*, que se indicó en el vaso mediante dos marcas separadas 50mm.

Como procedimiento general, los vasos fueron preservados en suero fisiológico a 4°C y ensayados en los 3 días posteriores a su extracción. Cuando ello no fue posible los vasos se congelaron a -18°C y su ensayo se realizó después de su descongelación a temperatura ambiente en las cuatro semanas posteriores a su extracción.

Se han seleccionado como material de estudio las arterias coronarias y los vasos más importantes utilizados para bypass: las arterias radial y mamaria y la vena safena. Se ha dispuesto de 8 arterias coronarias entre 23 y 83 años, de 11 arterias radiales entre 23 y 83 años, de 2 arterias mamarias de 64 años y de 8 venas safenas entre 67 y 88 años.

2.2 Caracterización mecánica

Para la caracterización mecánica de la pared arterial se utilizó el ensayo de tracción uniaxial. Es un ensayo local que permite medir las propiedades según diferentes direcciones hasta llegar a la rotura. Con este ensayo es posible obtener los parámetros de comportamiento mecánico y rotura de la pared del vaso.

Además, se realizaron ensayos de presurización en los diferentes vasos, observándose la respuesta del vaso a diferentes niveles de presión. El ensayo de presión-diámetro se basa en medir cómo varía el diámetro del vaso al cambiar la presión interior. Es un ensayo muy habitual, porque simula *in vitro* el funcionamiento del vaso. Los resultados obtenidos con este ensayo se utilizaron para comparar el comportamiento de diferentes vasos.

Todos los ensayos se realizaron con el material sumergido en suero fisiológico a 37° C. Para más detalles sobre los procedimientos de los ensayos se pueden consultar en [3].

3 Resultados

El análisis de los resultados de los ensayos realizados sobre los diferentes tipos de vasos sanguíneos utilizados en cirugía coronaria se ha realizado utilizando un conjunto de parámetros que permite reducir y seleccionar la información más relevante.

Los parámetros de la caracterización del comportamiento mecánico más interesantes para el estudio de un bypass son el diámetro y la pendiente de la curva presión-diámetro en la zona de presiones fisiológicas, obtenidos con los ensayos de presión-diámetro.

En la figura 1 se muestra el diámetro D_{100} de los diferentes tipos de vasos, medido a $p=100\text{mmHg}$, la presión fisiológica de la arteria coronaria, y con el alargamiento longitudinal *in vivo*. La figura 2 muestra los valores del modulo presión-diámetro $E_{pD}=\Delta D/\Delta p$ en la zona de trabajo como injerto (80-120 mmHg) en función de la edad.

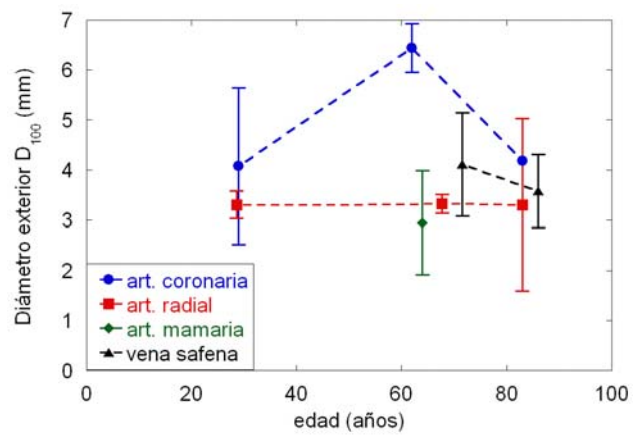


Figura 1. Diámetro exterior D_{100} , medido a $p=100\text{mmHg}$, con el alargamiento longitudinal *in vivo* de diferentes tipos de vasos

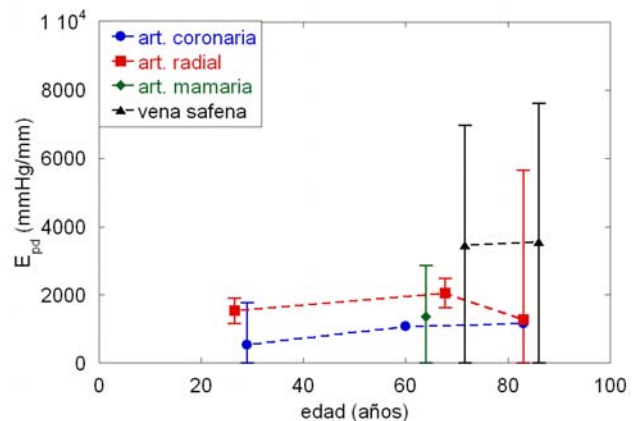


Figura 2. Rigidez $E_{pd}=\Delta D/\Delta p$ en la zona de trabajo como injerto (80-120 mmHg) de diferentes vasos.

A partir de la curva tensión-alargamiento obtenida con el ensayo de tracción uniaxial, se ha determinado la tensión de rotura en la dirección circunferencial y longitudinal. Estos parámetros permiten estudiar el efecto de la edad en las propiedades mecánicas y comparar los diferentes vasos entre sí.

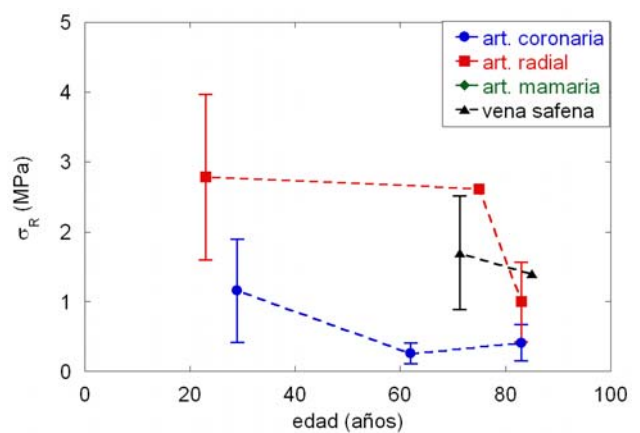


Figura 3. Tensión de rotura de la dirección circunferencial de diferentes vasos.

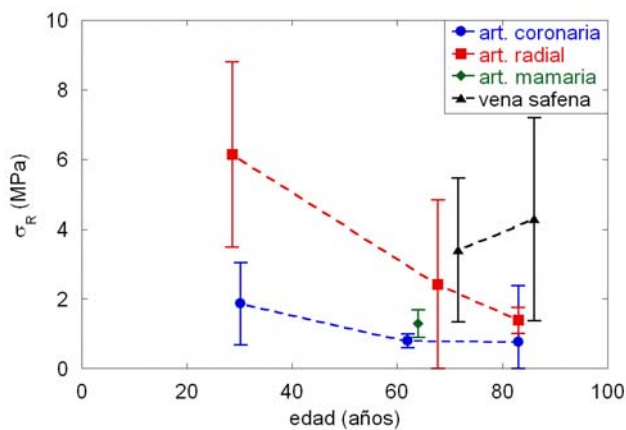


Figura 4. Tensión de rotura de la dirección longitudinal de diferentes vasos.

4 Discusión y Conclusiones

Desde hace tiempo se conoce que evitar el desarrollo de tensiones excesivas en la zona de anastomosis y reducir el tamaño de la cicatriz son dos requisitos básicos para reducir el riesgo de fracaso de un injerto vascular. Los cirujanos, además de emplear una sutura adecuada, buscan que en el caso de la anastomosis término-terminal los conductos tengan un calibre similar, evitando una excesiva diferencia de diámetro entre la arteria coronaria y el injerto.

Los diámetros de las arterias radiales y mamarias, aunque más pequeños que los de la arteria coronaria para todas las edades, guardan la suficiente proximidad para poder realizar la intervención. También son válidos los diámetros de la vena safena. (Figura 1)

En la figura 2 se observa que prácticamente todos los vasos ensayados tienen una rigidez superior a la coronaria, si bien la arteria mamaria y los vasos de arteria radial de más edad son los que presentan mayor similitud. Las venas safenas muestran en general valores más rígidos.

En las figuras 3 y 4 se observa que los valores de la tensión de rotura de la arteria coronaria se encuentran

entre los más bajos en ambas direcciones. Los injertos proporcionan paredes vasculares más resistentes, especialmente en dirección longitudinal. Las arterias coronarias muestran menor influencia de la orientación en la tensión de rotura.

Comparando mecánicamente el comportamiento de las arterias coronarias y de otros tipos de vasos utilizados en el bypass coronario se puede destacar que las arterias radiales y mamarias tienen diámetros suficientemente aproximados a los de la arteria coronaria y su rigidez es parecida para todas las edades. Las venas safenas muestran también diámetros parecidos, pero tienen rigideces más altas y dispersas. Además se ha constatado que todos los injertos tienen tensiones de rotura mayores que la arteria coronaria.

Agradecimientos

Los autores desean agradecer al Ministerio de Educación y Ciencia a través del proyecto MAT2005-6320, a la Comunidad de Madrid a través de los programas ESTRUMAT-CM (MAT/77) y MADR.IB-CM/S-SAL/0312/2006 y a la Fundación Agustín de Betancourt y a Conicyt (Chile) a través de becas de investigación.

Referencias

- [1] *Cardiovascular disease*. World Health Organization Media Center. Fact Sheet nº 317, 2007.
- [2] Monguió E, Castedo E, Cabo RA, Maicas C, Serrano Fiz S, Burgos R, García Montero C, Téliez G, Ugarte J, Aneurisma coronaria gigante y enfermedad de dos vasos en un adulto joven, *Anales de Cirugía Cardíaca y Vascular*, vol 11, sup 2, 2005, pp 111-114.
- [3] Atienza JM, Guinea GV, Rojo FJ et al., Comportamiento termomecánico de los vasos sanguíneos humanos. *Anales de Mecánica de la Fractura*, vol 23, sup 2, 2006, pp 575-580.
- [4] Holzapfel G. *Nonlinear Solid Mechanics. A continuum Approach for Engineering*. Willey, 2000.
- [5] Humphrey JD. *Mechanics of the arterial wall: review and directions*. *Crit Rev Biomed Eng*, vol 23, sup 1-2, 1995, pp 1-162.