

ANÁLISIS MECÁNICO DE UN BYPASS CORONARIO TÉRMINO-TERMINAL**E. Claes¹, C. Garcia Herrera¹, G.V. Guinea¹, J.M. Bernal², J.M. Revuelta², M. Elices¹**

¹Departamento de Ciencia de Materiales, E.T.S. de Ingenieros de Caminos, Canales y Puertos, Universidad Politécnica de Madrid, C/ Profesor Aranguren s/n, 28040 Madrid, España.
E-mail: eclaes@mater.upm.es

²Servicio de Cirugía Cardiovascular, Hospital Marqués de Valdecilla, Avenida Valdecilla, 25, 39008 Santander, España.
E-mail: ccabmj@humv.es

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, estudiando las tensiones desarrolladas en la zona de anastomosis y su efecto sobre la integridad del conjunto. Se ha caracterizado el comportamiento mecánico de los vasos involucrados y se ha preparado un modelo numérico que reproduce el funcionamiento de un bypass término-terminal. Los resultados muestran que el diámetro, el espesor y la rigidez o flexibilidad del injerto en comparación con la arteria coronaria sustituida son parámetros de gran importancia.

ABSTRACT

Coronary artery bypass grafting is a surgical procedure performed to bypass an obstruction in the coronary artery and improve the blood supply to the heart muscle. The bypass' success depends on the good performance of the suture zone, called anastomosis, between the aorta and the graft, and between the graft and the coronary artery. The stresses generated in the discontinuity can produce problems of tear or fracture at the union. The aim of this work is to analyse the mechanical union replacing a coronary artery by another vessel, studying the stresses developed in the anastomosis and their effect on the integrity of the bypass. Therefore the mechanical behaviour of the involved vessels has been characterised and a numerical model has been prepared that reproduces the anastomosis end-to-end. The results show that the diameter, the thickness and the stiffness of the graft in comparison with the replaced coronary artery are parameters of paramount importance.

PALABRAS CLAVE: Bypass coronario término-terminal, modelización numérica, caracterización mecánica.

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 bajo presiones mucho más elevadas que a las que estaba habituado. Este proceso es denominado arterialización y provoca cambios importantes en la pared (aumento de grosor y diámetro, entre otros) y en las características mecánicas.

La técnica de anastomosis coronario término-terminal se aplica sobre todo en los casos de aneurismas, dilataciones locales consecuencia de un proceso degenerativo de la pared arterial. En la mayoría de los casos los defectos son causados por aterosclerosis o relacionados con la enfermedad congénita de Kawasaki [2].

El objetivo de este artículo es de estudiar el funcionamiento del bypass término-terminal. Para alcanzar este objetivo es necesario caracterizar mecánicamente el comportamiento de las arterias coronarias y de otros tipos de vasos utilizados en el bypass coronario y partiendo de los datos obtenidos de los vasos estudiados modelizar numéricamente el bypass término-terminal.

2 MATERIALES Y MÉTODOS

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.

Para la caracterización mecánica de la pared arterial se utilizó el ensayo de tracción uniaxial. 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. Finalmente se realizó ensayos de ángulo de apertura para la cuantificación de las tensiones iniciales presentes en este tipo de estructuras.

Los ensayos que se realizaron son ensayos estáticos in vitro dentro de suero fisiológico a 37° C.

2.1 Caracterización mecánica

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.

En el ensayo de presión-diámetro se trata básicamente de medir el diámetro cambiando 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.

El ensayo de tracción uniaxial es el ensayo más habitual para caracterización de materiales. Es un ensayo local que permite medir las propiedades según diferentes direcciones y hasta llegar a rotura. La relación tensión-deformación se obtiene directamente de los resultados del ensayo. La relación sigma-lambda se ha utilizado para comprobar la anisotropía, comparar los diferentes tipos de vasos, estudiar el efecto de la edad y para determinar los coeficientes del modelo del material que se usan en la simulación numérica.

El ensayo de deformaciones residuales consiste en cortar un anillo y medir su ángulo de apertura. Se considera el anillo abierto como el estado libre de tensiones, lo que es importante para conocer las tensiones en la pared.

Para más detalles sobre los procedimientos de los ensayos se refiere a [3].

2.2 Método numérico

Para el estudio numérico de la anastomosis término-terminal se ha analizado el caso de una persona donde se reemplaza un segmento de arteria coronaria por un

segmento de su propia arteria radial. Se dispone de datos de una arteria coronaria y radial de una persona joven y de una persona mayor. Para estudiar el tipo de injerto se dispone de datos de una arteria mamaria y una vena safena de personas mayores diferentes.

Se ha realizado el cálculo con los valores geométricos y materiales del vaso del donante, sin emplear valores promedios.

Los modelos aquí empleados son elásticos no lineales (hiperelásticos) y se enmarcan en el contexto de la mecánica de medios continuos [4]. Están basados en definir una función de energía de deformación (W) que se considera independiente de la temperatura. El comportamiento de los tejidos blandos se considera incompresible debido a la elevada proporción de agua que éstos tienen. El modelo constitutivo utilizado en este trabajo es un modelo de tipo isótropo y corresponde al modelo de Yeoh y cuya función de energía de deformación viene dada por la siguiente expresión:

$$W = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_1 - 3)^2 + C_3(I_1 - 3)^3 \quad (1)$$

W es únicamente función de I_1 , primer invariante del tensor de Cauchy-Green por la derecha C . Los coeficientes C_i son los parámetros a determinar. Para un ensayo de tracción uniaxial en particular, la expresión (1) se puede transformar en una relación tensión-deformación como en la expresión (2), considerando la pared vascular incompresible e isótropa. Ajustando esta expresión a los resultados obtenidos de los ensayos de tracción uniaxial con el método de mínimos cuadrados se obtiene los coeficientes C_i .

$$\sigma = \lambda \frac{dW}{d\lambda} = 2 \left(\lambda^2 - \frac{2}{\lambda} \right) \left[C_1 + 2C_2 \left(\lambda + \frac{2}{\lambda} - 3 \right) + 3C_3 \left(\lambda + \frac{2}{\lambda} - 3 \right)^2 \right] \quad (2)$$

La simulación del bypass término-terminal se realiza a través de dos modelos. Un primer modelo calcula las tensiones residuales de la arteria coronaria y del injerto, para aplicarlos al segundo modelo el cual representa el conjunto de la arteria coronaria y el injerto.

El primer modelo comienza con la configuración libre de tensiones, con el ángulo de apertura igual al medido en el ensayo correspondiente. De la configuración cerrada se obtienen las tensiones residuales que existen en un anillo cerrado, necesarias para conocer el estado tensional de la arteria coronaria y del injerto en el bypass término-terminal. Se sacan las coordenadas de los nodos y las tensiones correspondientes, almacenándose estas en un fichero para su posterior lectura e incorporación en el segundo modelo.

Con el segundo modelo se calcula el conjunto del bypass término-terminal. Es un modelo axisimétrico en el que es suficiente estudiar un plano diametral de la arteria coronaria y el injerto. La geometría viene dada por las dimensiones medidas en el laboratorio de los vasos estudiados.

Para llegar al estado de deformación final, se aplican las cargas en diferentes pasos: el primer paso consiste en lograr el equilibrio con las tensiones residuales obtenidas del modelo anterior y leídas desde un fichero, luego un segundo paso que consiste en simular la sutura juntando ambos vasos por deformación mecánica, un tercer paso en el que se aplica un alargamiento longitudinal correspondiente al alargamiento in vivo de la arteria coronaria y un último paso en el que se aplica una presión interior de 100 mmHg.

Se calcularon cuatro diferentes casos de bypass. El primer caso consiste en el bypass de una arteria coronaria con una arteria radial, ambos vasos procedentes del mismo paciente de 83 años. El segundo corresponde a una arteria coronaria y arteria radial de un mismo paciente joven de 23 años. El tercer caso es una arteria coronaria de 83 años con un injerto de una safena procedente de un paciente de 67 años. El último caso consiste en el bypass de una arteria coronaria de un paciente de 83 años con una arteria mamaria de otro paciente de 64 años.

3 RESULTADOS

3.1 Características mecánicas

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 la anastomosis término-terminal son el diámetro y la pendiente de la curva presión-diámetro en la zona de presiones fisiológicas, obtenidos con los ensayos de presión-diámetro. 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.

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.

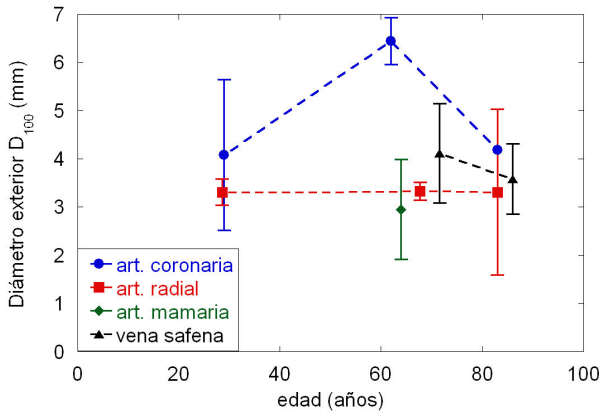


Figura 1. Diámetro exterior D_{100} , medido a $p=100\text{mmHg}$, con el alargamiento longitudinal in vivo de diferentes tipos de vasos

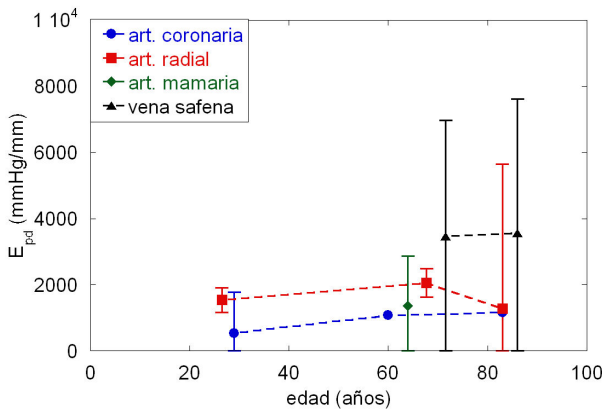


Figura 2. Rigidez $E_{pd}=\Delta D/\Delta p$ en la zona de trabajo como injerto (80-120 mmHg) de diferentes vasos.

Para evaluar la integridad de la unión es necesario conocer el estado tensional de la arteria coronaria y el injerto en el bypass término-terminal que se obtiene mediante el modelo numérico y compararlo con la tensión de rotura en la dirección circunferencial y longitudinal para cada vaso que se muestran en las figuras 3 y 4 respectivamente.

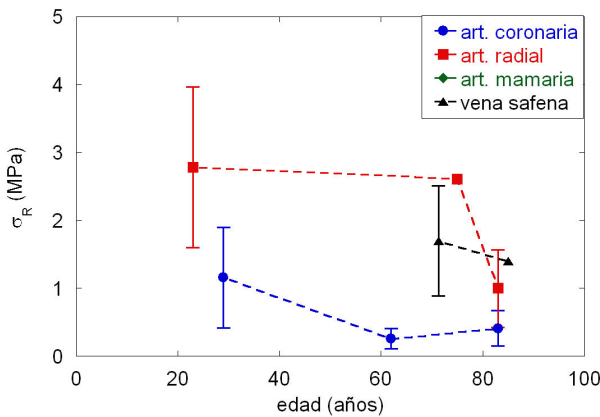


Figura 3. Tensión de rotura de la dirección circunferencial de diferentes vasos.

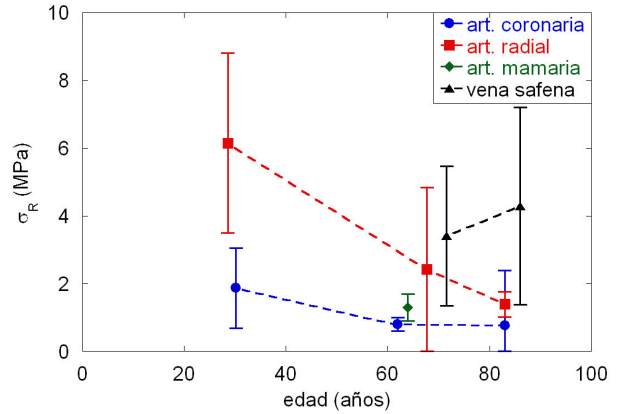


Figura 4. Tensión de rotura de la dirección longitudinal de diferentes vasos.

Los datos necesarios para el cálculo numérico son los datos de geometría de la configuración de referencia (libre de tensiones) (Figura 5) y los valores de los coeficientes del material empleado que se resumen en la tabla 1.

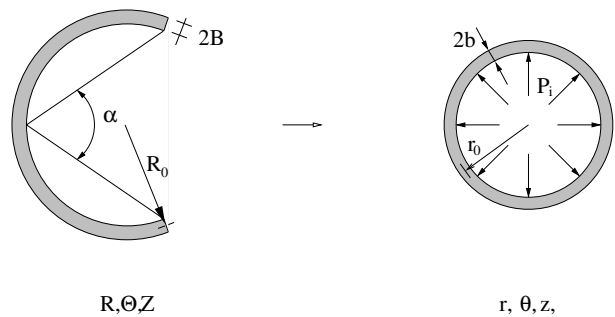


Figura 5. Variables del problema en la configuración de referencia (sin tensiones) (izquierda) y deformada (derecha)

Tabla 1. Características mecánicas de los vasos utilizados en los modelos numéricos

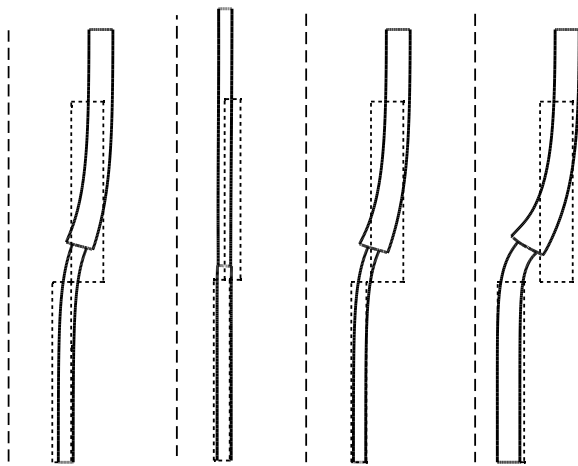
	α (°)	$2B$ (mm)	R_0 (mm)	r_0 (mm)
Art. Coronaria joven	312	0.45	2.30	1.55
Art. Coronaria vieja	42	0.90	2.80	2.15
Art. Radial joven	89	0.45	2.56	1.30
Art. Radial vieja	75	0.53	2.42	1.41
Art. Mamaria	75	0.75	2.01	1.18
Vena Safena	66	0.42	2.49	1.58

	λ_{in} vivo	C_1 (MPa)	C_2 (MPa)	C_3 (MPa)
Art. Coronaria joven	1.25	0.0031	0.0047	0.0037
Art. Coronaria vieja	1.22	0.0042	0.0267	0.0614
Art. Radial joven	1.56	0.0075	0.4300	0.2984
Art. Radial vieja	1.06	0.0043	0.0475	0.1986
Art. Mamaria	1.25	0.0062	0.0556	0.1695
Vena Safena	1.39	0.0047	0.1585	0.2300

3.2 Resultados numéricos

De los cálculos del primer modelo (cierre del segmento abierto) se obtienen las tensiones residuales (circunferenciales y radiales) en la pared vascular. Las tensiones residuales circunferenciales dependen además del ángulo de apertura α , del espesor y el diámetro y de las características mecánicas del material. Los valores son del orden de 1-20kPa, cercanos a los reportados por otros autores [5].

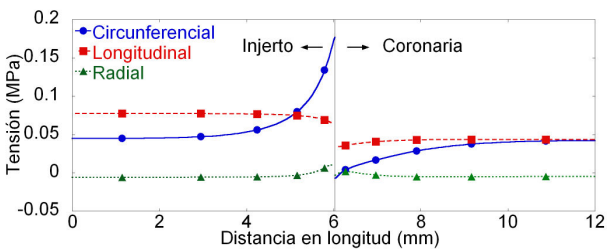
En la figura 6 se presentan las deformadas obtenidas con el modelo axisimétrico, después de aplicar las tensiones residuales, la unión por la sutura, el alargamiento longitudinal y la presión interior de 100mmHg (la arteria coronaria se encuentra en la parte superior de la figura).



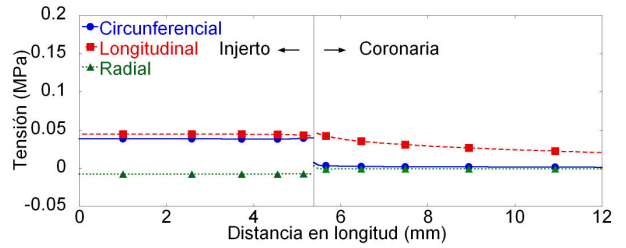
Caso 1 Caso 2 Caso 3 Caso 4

Figura 6. Configuración inicial (puntos) y deformada (continuo) - Caso 1: Art. Coronaria vieja – Art. Radial vieja, Caso 2: Art. Coronaria joven – Art. Radial joven, Caso 3: Art. Coronaria vieja – Vena Safena, Caso 4: Art. Coronaria vieja – Art. Mamaria.

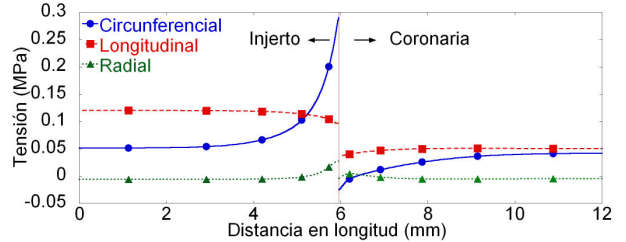
Los perfiles de tensiones a lo largo del vaso en la mitad del espesor se muestran en la figura 7.



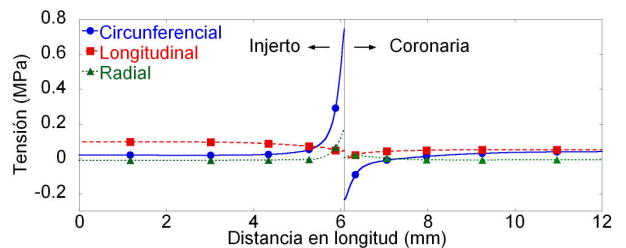
Caso 1: Art. Coronaria vieja – Art. Radial vieja



Caso 2: Art. Coronaria joven – Art. Radial joven



Caso 3: Art. Coronaria vieja – Vena Safena



Caso 4: Art. Coronaria vieja – Art. Mamaria

Figura 7. Perfiles longitudinales de tensiones

4 DISCUSIÓN

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.

De los resultados numéricos se deduce que el conjunto de arteria coronaria – injerto funciona bien mecánicamente. En la figura 7 se observa que las tensiones son más bajas en la arteria coronaria que en el injerto. Esto es debido a que el injerto tiene un diámetro menor que la arteria coronaria lo que obliga a aumentar el diámetro del injerto para poder unirlos. Las tensiones están alejadas del nivel de rotura, son de un orden de magnitud menor que las tensiones de rotura (Figura 3 y 4), aunque localmente, cerca de la junta, existen tensiones muy altas que se acercan a la rotura.

Si se compara las figuras de deformadas del caso 1 (persona de mayor) y del caso 2 (persona joven), se observa que en el caso joven se obtiene un mejor resultado donde la junta entre arteria coronaria y el injerto es difícil de distinguir. Además de las deformaciones, también las tensiones son más uniformes en el caso joven. Esto se debe a la combinación de un diámetro y espesor parecido entre arteria coronaria e injerto y la mayor flexibilidad de los vasos jóvenes. De esta manera la sutura no afecta mucho al estado tensional en la junta.

Entre los casos de la anastomosis término-terminal de la arteria coronaria de más edad con injerto de diferentes tipos – casos 1, 3 y 4 – no se observan grandes diferencias en las deformadas. Donde si se encuentra diferencias es en las tensiones circunferenciales cerca de la junta son más altas en la arteria mamaria como se observa en la figura 7. Un salto grande de tensiones en la junta conlleva un mayor riesgo de desgarro de los dos vasos.

5 CONCLUSIONES

En este artículo se ha caracterizado mecánicamente el comportamiento de las arterias coronarias y de otros tipos de vasos utilizados en el bypass coronario. Partiendo de los datos obtenidos de los vasos ensayados se ha modelizado numéricamente el funcionamiento del bypass término-terminal.

De la caracterización mecánica se destacan las arterias radiales y mamarias por sus diámetros suficientemente aproximados a los de la arteria coronaria y su rigidez 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.

La modelización numérica de la anastomosis término terminal con datos de vasos reales muestra que la junta de una arteria coronaria joven con una arteria radial joven con diámetros y espesores parecidos da una deformada uniforme sin grandes picos de tensión cerca de la unión. En los casos de la arteria coronaria de más edad con injertos de avanzada edad se observa una discontinuidad de tensiones en la unión que tiene que ser soportado por la sutura o por el pegamento biológico. En general están alejadas del nivel de rotura, pero localmente se acercan a la resistencia máxima.

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] E. Monguió, E. Castedo, R.A. Cabo, C. Maicas, S. Serrano Fiz, R. Burgos, C. García Montero, G. Téliez, J. Ugarte, *Aneurisma coronaria gigante y enfermedad de dos vasos en un adulto joven*, Anales de Cirugía Cardíaca y Vascul, 11(2), pp. 111-114, 2005.
- [3] J.M. Atienza, G.V. Guinea, F.J. Rojo, et al., *Comportamiento termomecánico de los vasos sanguíneos humanos*. Anales de Mecánica de la Fractura, 23(2), pp. 575-580, 2006.
- [4] G. Holzapfel, *Nonlinear Solid Mechanics. A continuum Approach for Engineering*. Willey 2000.
- [5] J.D. Humphrey. *Mechanics of the arterial wall: review and directions*. Crit Rev Biomed Eng 23(1-2): 1-162, 1995.