

Manuscript Number: RIMNI-D-13-00052R2

Title: ESTUDIO PARÁMETRICO DE TENSIONES HEMODINÁMICAS EN MODELOS DE ANEURISMAS DE  
AORTA ABDOMINAL. HEMODYNAMIC ON ABDOMINAL AORTIC ANEURYSM: PARAMETRIC STUDY

Article Type: Original

Keywords: Aneurisma Aórtico abdominal, Tensión hemodinámica, Tensión Cortante, Biomarcador

Abdominal Aortic Aneurysm, Hemodynamics, Wall Shear Stress, Predictors.

Corresponding Author: Mr. Eduardo Soudah,

Corresponding Author's Institution:

First Author: Eduardo Soudah

Order of Authors: Eduardo Soudah; Guillermo Villalta; Maurizio Bordone; Felix Nieto; José A. Vilalta;  
Carlos Vaquero

Abstract: Resumen.

El objetivo del presente estudio es determinar que influencia tienen los parámetros geométricos con las tensiones hemodinámicas en aneurismas abdominales aórticos. Para ello creamos varios modelos geométricos de aneurismas abdominales basándonos en sus principales características geométricas (diámetro máximo, diámetro mínimo, longitud, longitud aneurisma, y asimetría) y técnicas computacionales para calcular la presión y la tensión de corte en el saco aneurismático. Los resultados obtenidos constatan que la presión hemodinámica es la principal carga mecánica que actúa sobre la pared arterial y que la morfometría de los aneurismas podría ser utilizada como buen predictor del riesgo de rotura. Posteriormente, con el objetivo de determinar si los modelos geométricos se podrían usar como aproximación de modelos reales, se compararon varios modelos reales (patient-specific) con sus respectivos modelos geométricos obteniendo una buena aproximación.

The aim of this study is to assess how the shape of the Abdominal Aortic Aneurysms (AAA) affects the hemodynamic wall stresses. With this purpose, different AAAs are studied through simplified models based on geometrical parameters of the aneurism such as its maximum and minimum diameter, length and asymmetry. Then, a computational fluid dynamics analysis is performed on the simplified models in order to compute pressure and wall shear stresses on the aneurysm sac. The results obtained show that blood pressure is the main dynamic load acting on the artery wall, and that the morphology of the aneurysm could be a good indicator of risk of failure. Furthermore, the computational results are compared with patient-specific real models with the objective to assess the reliability of the proposed simplified approach.

Response to Reviewers: Respecto a los puntos que comenta el revisor, hemos cambiado el abstract y revisado el manuscrito con el objetivo de mejorar su sintaxis y su gramática.

Muchas Gracias,

Barcelona, 4 October 2013,

Dear Editor:

On behalf of my co-authors, I am submitting the attached manuscript in consideration for publication in the 'Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería' as an original research article. All co-authors have read and approved the manuscript. The manuscript is not under consideration anywhere else, and it has not been presented elsewhere. There are no conflicts of interest issues present for any of the authors.

Sincerely,

Eduardo Soudah,  
Dept of Bioengineering  
International Center for Numerical Methods in Engineering (CIMNE).  
Polytechnic University of Catalonia (UPC), Barcelona, Spain, 08034

# ESTUDIO PARÁMETRICO DE TENSIONES HEMODINÁMICAS EN MODELOS DE ANEURISMAS DE AORTA ABDOMINAL.

E.Soudah<sup>1\*</sup>, G.Vilalta<sup>2</sup>, M.Bordone<sup>1</sup>, F.Nieto<sup>4</sup>, JA.Vilalta<sup>3</sup>, C.Vaquero<sup>5</sup>

<sup>1</sup>International Center for Numerical Methods in Engineering (CIMNE)  
Technical University of Catalonia, Barcelona, 08034, Spain.  
e-mail: {esoudah, mbordone} @cimne.upc.edu

<sup>2</sup>Federal University of São João del-Rei (UFSJ), Thermal Science and Fluid Department  
36307-352. Brazil. e-mail: gvilalta@ufs.br

<sup>3</sup>Polytechnical University of Havana, Industrial Engineering Department  
Havana, 19340, Cuba  
e-mail: jvilalta@ind.cujae.edu.cu

<sup>4</sup>Mechanical Engineering Division. Fundación CARTIF  
Boecillo, España, 47151  
e-mail: felnie@cartif.es

<sup>5</sup>University and Clinic Hospital of Valladolid,  
Valladolid, 47011, Spain.  
e-mail: cvaquero@med.uva.es

**Keywords:** Aneurisma Aórtico abdominal, Tensión hemodinámica, Tensión Cortante, Biomarcador.

**Resumen.** *El objetivo del presente estudio es determinar que influencia tienen los parámetros geométricos con las tensiones hemodinámicas en aneurismas abdominales aórticos. Para ello creamos varios modelos geométricos de aneurismas abdominales basándonos en sus principales características geométricas (diámetro máximo, diámetro mínimo, longitud aneurisma y asimetría) y técnicas computacionales para calcular la presión y la tensión de corte en el saco aneurismático. Los resultados obtenidos constatan que la presión hemodinámica es la principal carga mecánica que actúa sobre la pared arterial y que la morfometría de los aneurismas podría ser utilizada como buen predictor del riesgo de rotura. Posteriormente, con el objetivo de determinar si los modelos geométricos se podrían usar como aproximación de modelos reales, se compararon varios modelos reales (patient-specific) con sus respectivos modelos geométricos obteniendo una buena aproximación.*

**Keywords:** Abdominal Aortic Aneurysm, Hemodynamics, Wall Shear Stress, Predictors.

**Abstract.** *The aim of this study is to assess how the shape of the Abdominal Aortic Aneurysms (AAA) affects the hemodynamic wall stresses. With this purpose, different AAAs are studied through simplified models based on geometrical parameters of the aneurysm such as its maximum and minimum diameter, length and asymmetry. Then, a computational fluid dynamics analysis is performed on the simplified models in order to compute pressure and wall shear stresses on the aneurysm sac. The results obtained show that blood pressure is the main dynamic load acting on the artery wall, and that the morphology of the aneurysm could be a good indicator of risk of failure. Furthermore, the computational results are compared*

1 *with patient-specific real models with the objective to assess the reliability of the proposed*  
2 *simplified approach.*

## 3 4 **1 INTRODUCCIÓN**

5  
6  
7 En su definición más aceptada, el aneurisma de aorta abdominal (AAA) puede ser  
8 considerado como un ensanchamiento localizado, permanente y degenerativo de la pared  
9 aórtica, en la zona abdominal. En los AAA's, el comportamiento del flujo sanguíneo en el  
10 saco aneurismático es un fenómeno complejo debido a la simultaneidad de los procesos que  
11 ocurren en su interior desde escalas moleculares hasta las escalas anatómicas (geométricas).  
12 Estos fenómenos provocan modificaciones en las propiedades mecánicas de la pared arterial  
13 induciendo variaciones de la forma del aneurisma a lo largo del tiempo, lo que originan  
14 modificaciones en los patrones de flujo sanguíneo en su interior, y consecuentemente,  
15 alteraciones en la distribución de las tensiones hemodinámicas sobre la capa íntima de la  
16 pared arterial [1], que bajo determinadas condiciones patológicas podría producir el colapso  
17 estructural de la pared provocando su rotura [2,3].  
18  
19  
20

21 Hoy en día, es reconocido que los actuales criterios clínicos para la evaluación del riesgo  
22 de rotura de los AAA's son insuficientes y a pesar de estar basados en una amplia evidencia  
23 empírica suelen fallar con frecuencia [1,4]. Debido a esto, en los últimos años investigadores  
24 y médicos han tenido delante de sí el reto de identificar nuevos criterios que permitan la  
25 predicción, con alto grado de fiabilidad, del riesgo de rotura sobre bases personalizadas.  
26 Estudios recientes [5, 6, 7, 8, 9, 10] han propuesto que, la predicción del riesgo de rotura de  
27 AAA podría ser más objetiva a partir del enfoque biomecánico. Este enfoque establece que a  
28 medida que el AAA crece, se produce un aumento de enzimas que van degradando la pared  
29 vascular y las células inflamatorias se van infiltrando provocando la destrucción de la capa de  
30 colágeno y elastina presente en la pared del aneurisma [14]. Este enfoque biomecánico  
31 además permite integrar diferentes características de geométricas, estructurales y biológicas  
32 del AAA a lo largo del tiempo, permitiendo describir cualitativamente posibles zonas de  
33 colapso del AAA. Dentro de este enfoque, la tensión de pared ha sido identificada como uno  
34 de los principales factores que pueden definir y predisponer la rotura de la pared  
35 aneurismática. Las primeras predicciones para el cálculo de las tensiones de pared en  
36 aneurismas fueron realizadas mediante el empleo de la ley de Laplace [11], asumiendo que la  
37 geometría del aneurisma podría ser considerada como un cilindro o una esfera con un radio de  
38 curvatura único equivalente al diámetro máximo del aneurisma. Sin embargo, es bien  
39 conocido que la morfología aneurismática es altamente compleja con diferentes radios de  
40 curvaturas y formas. Resultados recientes [5, 12, 13] han demostrado que tensión que actúa  
41 sobre la pared íntima del aneurisma no está igualmente distribuida y no puede ser calculada de  
42 modo satisfactorio mediante el empleo de esta ley. Por lo tanto, realizar la predicción de la  
43 tensión de pared considerando sólo el diámetro mayor del aneurisma no toma en  
44 consideración importantes factores de la forma superficial del aneurisma. Debido a esto, se  
45 plantean nuevos modelos de cálculo, tales como los propuestos por [3, 15, 16, 17, 18]. Sin  
46 embargo, estos modelos aunque proporcionan información sobre los factores que influyen en  
47 la distribución de la tensión sobre la pared aneurismática, muchos clínicos cuestionan su  
48 utilidad práctica abogando a la dificultad computacional del software de dinámica de fluidos  
49 que son necesarios utilizar. Por eso, el interés de nuevas investigaciones se centra en  
50 determinar parámetros geométricos fácilmente identificables que sean capaces de caracterizar  
51 la geometría del aneurisma específica del paciente y que a la vez puedan ser usados como  
52 predictores de la tensión de pared y, consecuentemente, del riesgo de rotura [7, 19, 20, 21].  
53  
54  
55  
56  
57  
58  
59  
60  
61  
62  
63  
64  
65

1 El presente estudio se enmarca en enfoque biomecánico como método más preciso para  
2 evaluar el riesgo de rotura de AAA. El objetivo propuesto para el mismo es investigar  
3 mediante el empleo de geometrías virtuales la influencia de la morfometría del AAA sobre las  
4 tensiones hemodinámicas en la región del saco aneurismático. Para ello se han creado 28  
5 geometrías virtuales de AAA basadas en la combinación lineal de los principales parámetros  
6 geométricos que la caracterizan y se han determinado las correlaciones entre dichos  
7 parámetros con las tensiones de pared y la presión intraluminal. Esto nos permitirá estudiar la  
8 distribución de las tensiones hemodinámicas para diferentes tipos de aneurisma y nos  
9 permitirá reproducir cualquier estadio de desarrollo de esta patología. Posteriormente se  
10 compararán modelos reales de AAA en diferentes estadios con modelos virtuales, con el  
11 objetivo de determinar si los modelos virtuales se podrían usar como aproximación de los  
12 modelos reales. Esto permitirá al clínico identificar rápidamente el tipo de aneurisma de un  
13 paciente y localizar las zonas de riesgo de rotura. Los resultados constituirán la base para un  
14 estudio más profundo con geometrías reales y parámetros geométricos basados en la forma de  
15 la línea media del lumen.  
16  
17  
18

## 20 **2 METODOS**

### 21 **2.1 Geometría del AAA**

22  
23  
24 En base a la parametrización descrita en [20] se crearon veintiocho modelos virtuales  
25 basados en la combinación lineal de los 3 parámetros geométricos más representativos que  
26 definen un aneurisma (Diámetro máximo del aneurisma ( $D$ ), Longitud del aneurisma ( $L$ ),  
27 Asimetría ( $\beta$ )), donde  $D$  toma los valores de (40mm, 55mm y 80mm),  $L$  los valores (90mm,  
28 110mm y 130 mm) y  $\beta$  (1, 0.6 y 0.2). La combinación de estos parámetros geométricos  
29 permite representar las principales etapas evolutivas de un aneurisma, y consecuentemente, su  
30 posible fallo material. En el Anexo I se muestra una representación gráfica de todos los  
31 modelos utilizados para el análisis (figura 11).  
32  
33

34  
35 Los modelos geométricos virtuales de AAA creados (figura 1) se dividen en tres regiones  
36 distintas: entrada, o región proximal que mide 6 cm de longitud con un diámetro constante de  
37 2 cm. La parte central del modelo o saco aneurismático. Y la parte distal (salida) que  
38 mantiene el mismo diámetro de sección (2 cm) y su longitud es de 10 cm, esto garantiza que  
39 las condiciones de contorno aplicadas a la salida no van a ejercer influencia en los patrones de  
40 flujo en el interior del saco aneurismático. Todas las secciones de cada una de las regiones son  
41 circulares y perpendiculares al eje  $Z$  de la geometría.  
42  
43

44  
45 El saco aneurismático se ha caracterizado por su longitud  $L$  y un diámetro variable entre un  
46 mínimo  $d$  (arteria sana) y un diámetro máximo  $D$  variable. La asimetría del modelo se  
47 describe a través del parámetro excentricidad del aneurisma, a partir de la línea centra del  
48 lumen ( $\beta$ ) (ecuación 1a). De esta manera,  $\beta=1.0$  indica una completa simetría del aneurisma.  
49 El factor que determina la relación entre la longitud ( $L$ ) y el diámetro ( $D$ ) del saco del AAA  
50 se define como índice de dilatación ( $\gamma$ ) (ecuación 1b). Estudios clínicos indican que cuanto  
51 menor es el índice de dilatación tanto mayor es la posibilidad de rotura del AAA. Si el índice  
52 de dilatación es aproximadamente 1, el aneurisma es esférico, mientras que si es  
53 aproximadamente 0 el aneurisma se conoce como fusiforme.  
54  
55  
56  
57  
58  
59  
60  
61  
62  
63  
64  
65

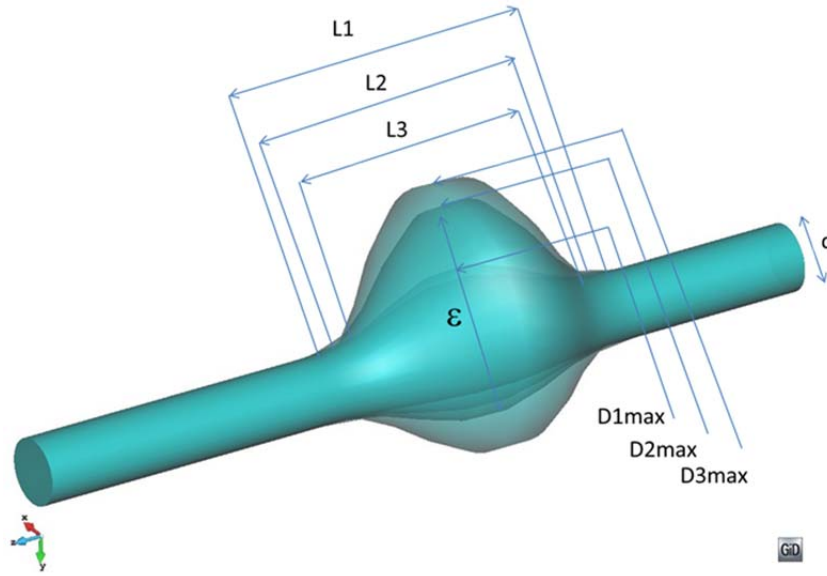


Figura 1. Representación esquemática de las geometrías virtuales variando el diámetro (D), la longitud (L) y la excentricidad del AAA.

La tasa de deformación ( $\chi$ ) (ecuación 1c) es el ratio entre el valor del diámetro sano no deformado (d), y el valor máximo del diámetro deformado del aneurisma  $D$ .

$$\beta = \frac{d}{D} \quad \gamma = \frac{D}{L} \quad \chi = \frac{D}{d} \quad \text{Ec 1.a, b, c}$$

En los modelos parametrizados se han variado los valores del diámetro del saco del aneurisma ( $D$ ), la longitud del aneurisma ( $L$ ) y la simetría del aneurisma ( $\beta$ ), mientras el valor del diámetro de la aorta no deformada se ha mantenido constante  $d=20$  mm, siendo éste un valor típico de una aorta abdominal sana. El criterio utilizado para seleccionar el rango de valores para generar los diferentes modelos fue caracterizado por los médicos [19], considerando valores fisiológicos y patológicos comunes en esta enfermedad. El diámetro máximo varía entre 40 mm (considerado como pequeño AAA) y 80 mm (valor superior al umbral utilizado como criterio de intervención quirúrgica y poco usual para la práctica clínica). Considerando estadísticas clínicas, la longitud de los segmentos que representan el AAA se establecieron entre 90 mm y 130 mm. Los grados de asimetría varían entre 0,2 (asimetría elevada) y 1,0 (simetría). Se definió un caso de control teniendo en cuenta la geometría y las propiedades de una arteria humana sana ( $L=130$  mm,  $\beta=1$  y  $D=d=20$ mm).

## 2.2 Mallado, ecuaciones de gobierno y condiciones al contorno

Los modelos geométricos se generaron usando CATIA V.5R19 (Dessault Systèmes, Paris) y se importaron en GiD [22]. GiD es un pre y post procesador gráfico optimizado para generación de mallas computacionales, simulaciones y análisis. Para estudiar la calidad de las mallas generadas y su influencia sobre la presión y la tensión de pared (WSS), se realizó un análisis de sensibilidad. Para ello se escogió el modelo con características geométricas  $D=80$ ,  $L=90$  y  $\beta=1$ , y se crearon mallas de 250.000, 500.000, 750.000, 1.000.000 y 1.250.000 elementos. Los resultados mostraron que para las simulaciones con mallas de 250.000, 500.000 y 750.000 elementos los valores medios de presión y tensión de pared (WSS)

tuvieron una variabilidad de 2,6% y de 12% respectivamente. Sin embargo, para las mallas con más de 750.000 elementos, los valores obtenidos para las dos variables en estudio no tuvieron variaciones significativas. Por lo tanto, para todos los modelos se utilizaron mallas de alrededor de 1 millón ( $\pm 10\%$ ) de elementos tetraédricos tridimensionales. El método utilizado de mallado fue el de Advancing Front Method [23], el cual se basa en la geometría de superficie obtenida de los modelos parametrizados. Este procedimiento es ideal para estos tipos de simulaciones, ya que garantiza la formación de volúmenes tetraédricos de alta calidad para el cálculo computacional de problemas de fluido (CFD).

Para resolver los cálculos CFD se utilizó Kratos [24]. Kratos es un código de elementos finitos que resuelve las ecuaciones de Navier-Stokes. En este trabajo se considera la sangre como fluido homogéneo e incompresible y newtoniano con una densidad constante de  $1060 \text{ kg/m}^3$  a  $37^\circ\text{C}$  y una viscosidad dinámica constante de  $0,004 \text{ kg/(m}\cdot\text{s)}$  sin fuerzas externas aplicadas sobre él. Esta consideración para la sangre, cuando fluye por grandes vasos como la aorta, es aceptada en la comunidad científica. Las condiciones de contorno para la velocidad ( $V$ ) y la presión ( $P$ ) se dan a través del conjunto de ecuaciones (2). Estas son: condición de no deslizamiento en las paredes (2a), perfil de flujo de forma de paraboloides (flujo de Poiseuille) (2b), y tracción dependiente del tiempo debido a la presión intra-luminal a la salida (2c).

$$u = 0|_{wall} \quad (2a)$$

$$u_z = 2(u(t)) \left( 1 - \left( \frac{2r}{dr} \right)^2 \right); u_r = 0|_{z=0} \quad (2b)$$

$$\tau_{nn} = \hat{n} \cdot p(t) I \cdot \hat{n} \quad (2c)$$

donde  $d_r$  es el radio interno de la aorta abdominal,  $u_r$  es la componente cartesiana del vector de la velocidad en la dirección  $Z$  (normal),  $u(t)$  y  $p(t)$  son las formas de onda (dependientes del tiempo) para la velocidad y la presión,  $\tau_{nn}$  es la tracción normal, respecto a la superficie y  $I$  la matriz identidad. Los perfiles de velocidad y presión utilizados pertenecen a estudios anteriores. Estos perfiles reproducen fiablemente el pulso de velocidad humano en una aorta abdominal sana [25] y los valores de presión prescritos a la salida de la aorta abdominal [18].

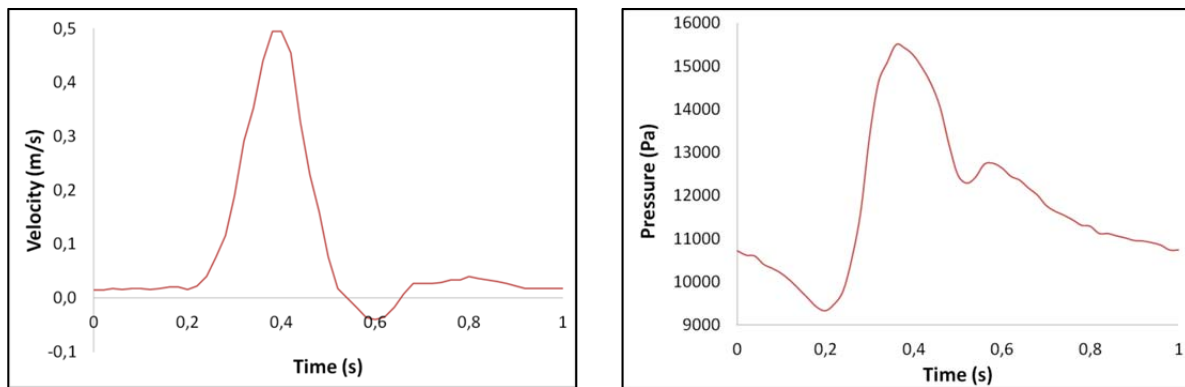


Figura 2. Condiciones al contorno para las simulaciones CFD. Izquierda: pulso de velocidad a la entrada. Derecha: pulso de presión a la salida.

La figura (2) muestra los perfiles pulsátiles utilizados como condiciones de contorno. El número de Womersley que caracteriza este experimento en baja frecuencia, en función de la

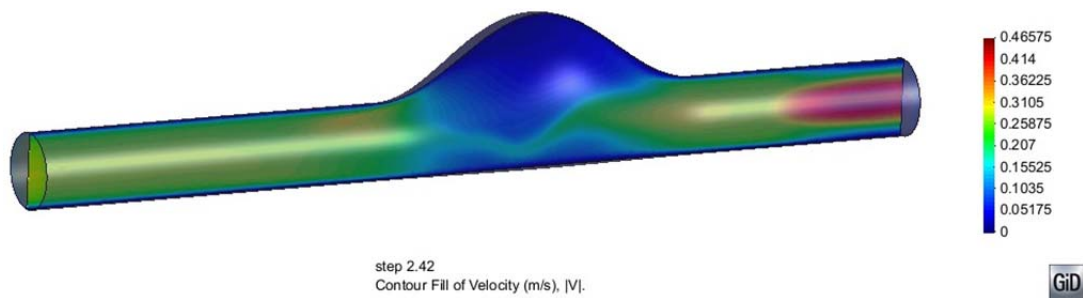


1 geometría y las propiedades viscosas del fluido, es de 16,1, el cual es un valor típico para el  
2 segmento aórtico. El valor del número adimensional de Reynolds es del orden de 355 (flujo  
3 no turbulento) basado en el valor medio de la velocidad y el diámetro en la sección de  
4 entrada. La onda de presión es de tipo trifásico y pulsátil, así como apropiada para el  
5 segmento en estudio, el pico de presión máxima (sístole) se produce a 0,5 s. Para los cálculos  
6 CFD se considera la pared como una superficie impermeable y rígida (ec 2a.) debido a que el  
7 movimiento provocado por el impacto del flujo sobre la pared podría ser despreciable, como  
8 se indica en [18]. Es importante destacar que las condiciones de contorno utilizadas en este  
9 estudio han sido utilizadas previamente [7, 20] obteniéndose soluciones estables para  
10 simulaciones CFD. El tiempo total de CPU en un ordenador convencional (Microsoft  
11 Windows XP 32-bit PC con 4 GB-RAM, dual-core 2.83 GHz) fue aproximadamente de 5  
12 horas para la simulación de 3 ciclos cardiacos (3 segundos).  
13  
14  
15

### 16 3 RESULTADOS

17  
18  
19 Para cada modelo se calcularon la velocidad y la presión intraluminal en el interior del  
20 saco aneurismático, así como la tensión de corte sobre la pared del aneurisma abdominal para  
21 tres ciclos cardiacos completos. El análisis de resultados se realizó para el tercer ciclo  
22 cardíaco, comprendido entre los instantes de 2 a 3 segundos, comprobándose que los  
23 resultados eran independientes de las condiciones de contorno impuestas.  
24  
25

26 La figura 3 representa la velocidad en el momento de máximo sístole en el tercer ciclo  
27 cardíaco para un corte transversal de un modelo de AAA. Se observa el perfil parabólico (ec  
28 2b) impuesto como condición de contorno, y como el flujo está totalmente desarrollado en la  
29 parte proximal del aneurisma. Del mismo modo, la presión impuesta en la parte distal del  
30 aneurisma (ec 2c) está lo suficientemente alejada del saco aneurismático con el objetivo de  
31 evitar los efectos de reflexión de ondas de presión.  
32  
33  
34



45 Figura 3. Visualización del campo de velocidades de una sección transversal de un modelo de AAA

46  
47 Los valores de la tensión cortante y de la presión intraluminal fueron normalizados con  
48 relación al caso de control, que se corresponde con el modelo de la arteria sana para  
49 posteriormente, correlacionarlas con los parámetros geométricos (longitud y diámetro del  
50 aneurisma) y los biodeterminantes-GBDs (asimetría, índice de deformación, tasa de  
51 deformación) del AAA con el objetivo de definir la relación existente entre ellos.  
52  
53

54  
55 Con el fin de obtener la correlación entre las tensiones hemodinámicas y las variables  
56 geométricas en los 28 modelos de AAA, se llevó a cabo un análisis de correlación entre las  
57 variables obteniendo que los máximos valores de TC varían entre 1,355 y 0,926 Pa ( $1,118 \pm$   
58  
59  
60  
61  
62  
63  
64  
65

0,18 Pa) y los picos de presión varían desde 15698 Pa hasta 15607 Pa ( $15615,3 \pm 12.7$  Pa). El estudio estadístico fue realizado con el código comercial Minitab 15.0 (Minitab Inc).

### 3.1 Tensión cortante (TC) vs Diámetro y Longitud

A continuación se muestran los resultados obtenidos para el valor máximo de tensión de cortante (normalizado respecto al caso de referencia) alcanzado en cada AAA en relación al diámetro máximo y a la longitud del aneurisma para el momento sistólico máximo. Las siguientes gráficas (figura 4) muestran la relación entre los valores de tensión de corte de pared (normalizados respecto al caso de referencia), respecto al diámetro máximo del aneurisma (fig. 4, izquierda) y a la longitud del aneurisma (fig. 4, derecha). Se observa que tanto para el diámetro, como para la longitud analizadas que las muestras son simétricas. También es posible observar cómo a medida que aumenta la longitud y el diámetro del AAA, el rango inter cuartílico se reduce, lo que equivale a decir que los valores de la tensión cortante se encuentran muy cercanos a la media, indicando una menor variabilidad de los valores de TC

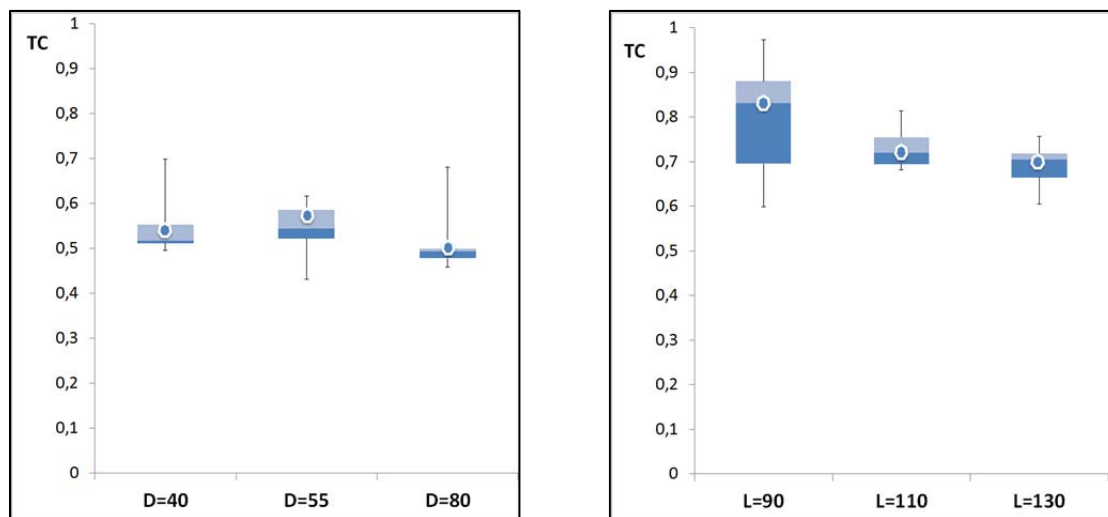


Figura 4. Relación entre el valor máximo de TC y el Diámetro máximo para  $D=40$ ,  $D=55$  y  $D=80$  (izquierda). Relación entre el valor máximo de TC y la longitud máximo  $L=90$ ,  $L=110$  y  $L=130$  (derecha). Todos los valores están normalizada respecto al caso de referencia y expresados sobre la misma escala.

Basándonos en los resultados alcanzados, se observa que existe una correlación negativa significativa a menos del 10% entre la Tensión Cortante (TC) y la Longitud del AAA (L), indicando una ligera tendencia a que aumentos en el valor de L están asociados a una disminución de la TC.

La figura 5 muestra la distribución espacial de la tensión cortante para diferentes modelos de AAA en el momento sistólico máximo. La primera fila muestra la relación entre el máximo valor de TC, para una longitud constante de aneurisma de  $L=90$  mm, y diámetro máximo del aneurisma variable entre  $D=40$  mm,  $D=55$  mm,  $D=80$  mm (de izquierda a derecha). La segunda fila muestra la relación entre el máximo valor de TC, para un diámetro constante de aneurisma de  $D=40$  mm, y longitud variable del aneurisma entre  $L=90$  mm,  $L=110$  mm,  $L=130$  mm (de izquierda a derecha). Se observa como los máximos valores de TC se acumulan en la zona distal del aneurisma. Estas zonas clínicamente son una de las más propensas a la rotura.

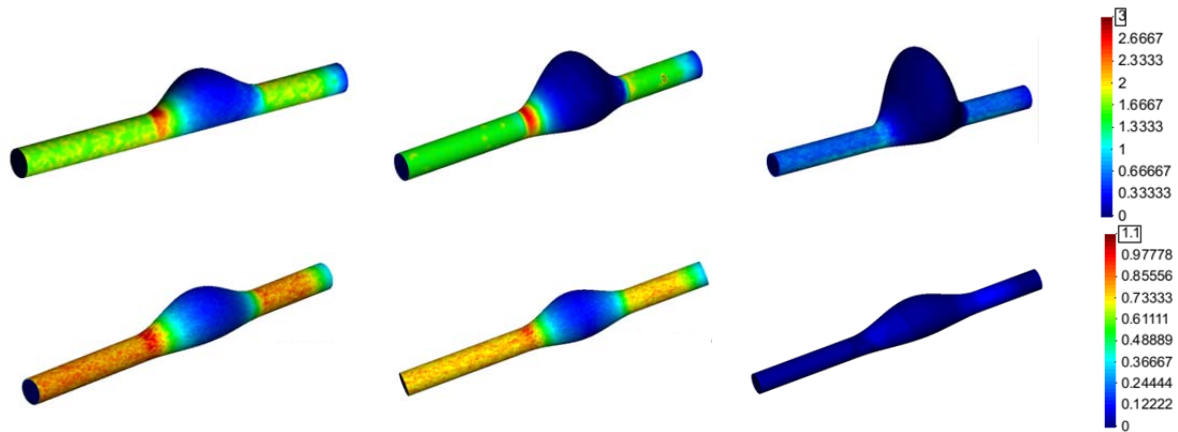


Figura 5. Distribución superficial del valor máximo de la TC para una longitud constante de  $L=90$  mm y diámetro variable (fila superior), y longitud del AAA variable y diámetro máximo constante de  $D=40$  mm (fila inferior). Todos los valores están normalizados respecto al caso de referencia y expresados en la misma escala.

### 3.2 Tensión Cortante vs GBDS

La figura 6 muestra los valores de la tensión de corte de pared máxima (normalizada respecto al caso de referencia) para los diferentes casos de AAAs estudiados en relación con la asimetría ( $\beta$ ) y la tasa de deformación ( $\chi$ ) para el momento sistólico máximo. Figura 6 (izquierda) muestra la relación entre los valores de tensión de pared respecto a la asimetría del aneurisma y la figura 6 (derecha) respecto a la tasa de deformación del aneurisma. Se observa tanto para la asimetría como para la tasa de deformación que las muestras son simétricas lo que demuestra la tendencia de que a medida que aumenta la asimetría y la tasa de deformación del AAA el rango inter cuartílico se reduce, lo que es equivalente a plantear que los valores de TC se concentran sobre una zona del AAA con menor variabilidad.

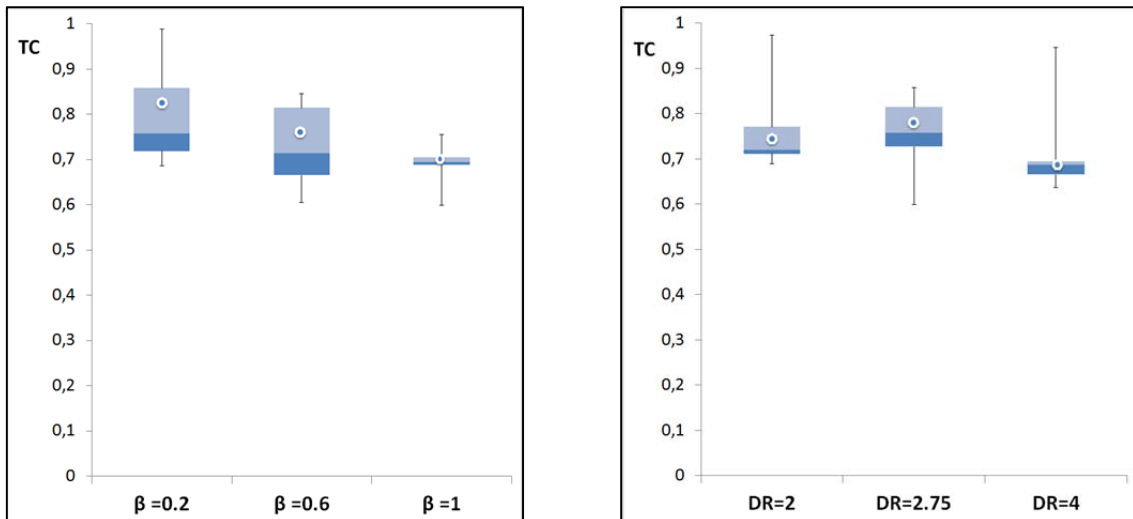


Figura 6. Relación entre el valor máximo de TC y la asimetría  $\beta=0.2$ ,  $\beta=0.6$  y  $\beta=1$  (izquierda). Relación entre el valor máximo de TC y la tasa de deformación  $\chi=90$ ,  $\chi=110$  y  $\chi=130$  (derecha). Todos los valores están normalizados respecto al caso de referencia y expresados sobre la misma escala.

La figura 7 muestra la distribución espacial de la tensión cortante para diferentes modelos de AAA en el momento sistólico máximo. La fila superior muestra la relación entre el máximo valor de TC, para una longitud constante de aneurisma de  $L=130$  mm y diámetro máximo del aneurisma  $D=80$  mm, y la asimetría del aneurisma  $\beta=0.2$ ,  $\beta=0.6$  y  $\beta=1$  (de izquierda a derecha). La segunda inferior muestra la relación entre el máximo valor de TC y

diferentes índices de deformación  $\chi = 0,44$  ( $L=40$  mm,  $D=90$  mm),  $\chi = 0,36$  ( $L=40$  mm,  $D=110$  mm) y  $\chi = 0,31$  ( $L=40$  mm,  $D=130$  mm)

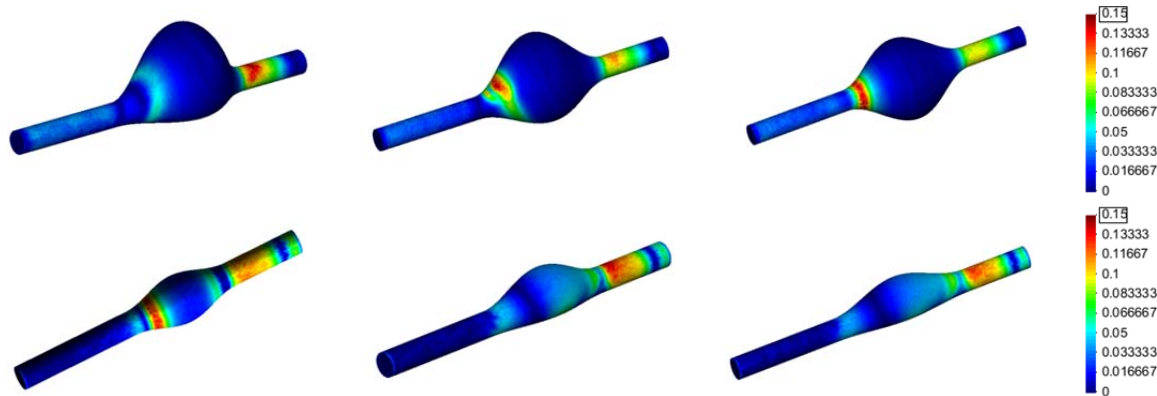


Figura 7. Distribución superficial del valor máximo de la TC para una longitud constante de  $L=130$  mm y  $D=80$  mm y asimetría variable (fila superior), y para diferentes tasas de deformación (fila inferior). Todos los valores están normalizados respecto al caso de referencia y expresada en la misma escala.

Las figuras 5 y 6 muestran, además, que las paredes del aneurisma están expuestas a TC de baja intensidad durante el ciclo cardíaco excepto por las zonas proximal y distal, donde las tensiones cortantes alcanzan valores elevados durante la fase de sístole. Estos resultados concuerdan con los valores registrados en los patrones de flujo de las mismas regiones. Los cambios en las distribuciones de TC son igualmente dependientes del tiempo. En general, este comportamiento de las TC puede causar lesiones degenerativas en las paredes del aneurisma, alterando el espesor de la pared del vaso así como sus propiedades mecánicas, provocando aumento del riesgo de rotura. Se puede notar como la longitud, justo por delante de la asimetría, resulta ser el factor que de manera más importante influye sobre el WSS, para los casos estudiados.

La siguiente figura 8, muestra la relación existente entre el índice de dilatación del AAA y el máximo valor de la tensión cortante alcanzada en el AAA. Los valores han sido normalizados respecto al caso de referencia. Los resultados muestran que no existe significación entre estas dos variables.

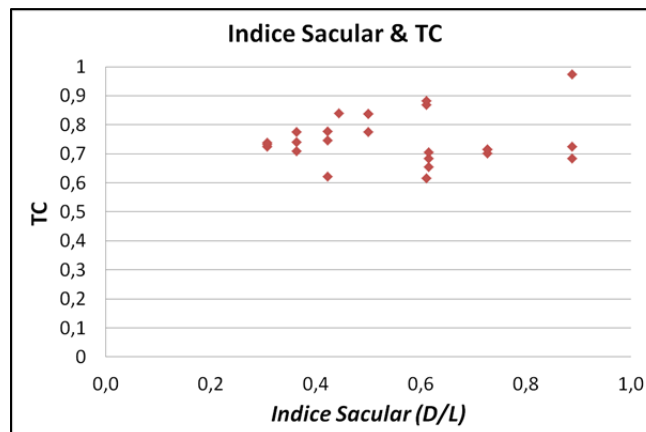


Figura 8. Relación entre el valor máximo de TC y el índice de dilatación ( $\gamma=D/L$ ).

### 3.3 Presión vs Parámetros Geométricos del Aneurisma

Con el objetivo de estudiar como los factores geométricos afectan a la presión, se define la presión media para cada i-nodo de todo el dominio analizado (ec.3).

$$\bar{P}_i = \frac{1}{T} \sum_{t=2s}^{t=3s} P_{i,t} \quad \text{para cada } i \text{ nodo}$$

Esta presión nos indica la presión arterial media a la que está sometida la capa íntima del aneurisma. La figura 9 muestra los valores de la presión media (normalizada respecto al caso de referencia) para los diferentes modelos de AAA. La fila superior muestra la relación entre el promedio de presión calculado a lo largo del último ciclo de simulación, para una longitud constante de aneurisma de  $L=130$  mm, diámetro máximo del aneurisma  $D=80$  mm, y asimetría del aneurisma  $\beta=0,2$ ,  $\beta=0,6$  y  $\beta=1$  (de izquierda a derecha). La fila central muestra la relación entre el presión media y diferentes diámetros de aneurisma considerando una longitud constante del vaso de  $L=90$  mm, asimetría  $\beta=0,2$  y variación del diámetro de izquierda a derecha de  $D=40$  mm,  $D=55$  mm y  $D=80$  mm. La fila inferior muestra la relación de presión media y diferentes longitudes considerando el diámetro constante  $D=55$  mm,  $\beta=1$  y variación de la longitud de izquierda a derecha de  $L=90$  mm,  $L=110$  mm y  $L=130$  mm.

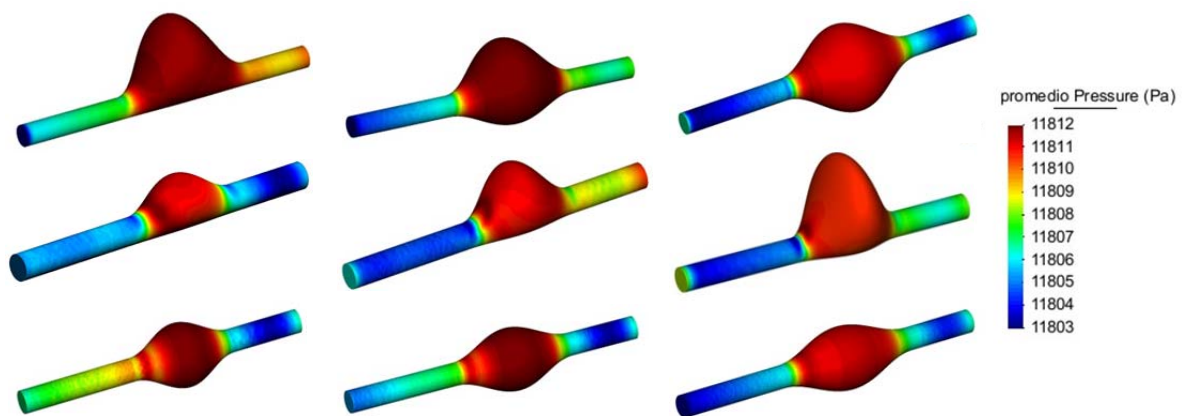


Figura 9. Distribución superficial del valor medio de presión respecto la asimetría para una longitud constante de  $L=130$  mm y  $D=80$  mm (fila superior), respecto al diámetro considerando  $L=90$  mm y  $\beta=0,2$  (fila central) y respecto a la longitud considerando  $D=55$  mm y  $\beta=1$  (fila inferior). Todos los valores están normalizados respecto al caso de referencia y expresados en la misma escala.

Se puede observar como la distribución de las presiones medias en el saco aneurismático permanece casi constante, alrededor de 11,8 kPa para todos los casos. En la zona del cuello distal de los aneurismas se observa un incremento de los valores característicos de la presión media de pared, en los modelos en los que la tasa de deformación es alta, mientras que en el caso contrario las presiones se muestran más uniformes en todo el aneurisma. En los aneurismas en los que el aneurisma es esférico y simétrica (índice de dilatación aproximadamente 1 y asimetría igual 1) las máximas presiones se localizan en el anillo o parte central del aneurisma. Los cambios en la distribución de la presión de pared son también dependientes del tiempo con patrones similares en diferentes puntos de la pared y con una distribución que tiende a seguir la onda pulsátil. Los mayores gradientes de presión se obtienen durante la aceleración sistólica. Debido a esto, el flujo permanece laminar sin

separarse de la pared del saco aneurismático y los mayores gradientes adversos de presión de pared son obtenidos durante la desaceleración sistólica tardía casi al inicio del periodo de flujo reverso.

### 3.4 Comparación Modelo Virtual & Caso Real

La figura 10 compara la distribución de tensiones de corte sobre la pared aneurismática obtenida en cuatro modelos reales (patient-specific) de aneurismas abdominales comparados con su modelo virtual equivalente. Aunque, las condiciones de contorno utilizadas para los modelos reales [26,27] y el virtual fueron diferentes, los valores de tensión de corte se normalizaron entre 1 (máximo) y 0 (mínima) para poder comparar las áreas de máxima y mínima influencia. Se observa como las zonas en las que se producen los máximos relativos de tensión de corte de los modelos virtuales coinciden de manera cualitativa con los modelos reales. Las características de los modelos virtuales y de los modelos reconstruidos a partir de imágenes médicas de pacientes reales con aneurismas son: fila superior: Modelo 1(virtual)  $D=40$ ,  $d=20$  y  $\beta =0.2$ . Modelo A(real) ( $D=42.96$ ,  $d=20.9$  y  $\beta =0.22$ ) y Modelo B(real) ( $D = 41.39$   $d =24.53$   $\beta =0.232$ ). Fila Inferior: Modelo 5(virtual)  $D=40$ ,  $d=20$  y  $\beta =0.2$ . Modelo C(real) ( $D=34.82$ ,  $d=20.88$  y  $\beta =0.38$ ) y Modelos D(real) ( $D = 33.51$   $d =20.53$   $\beta =0.27$ ).

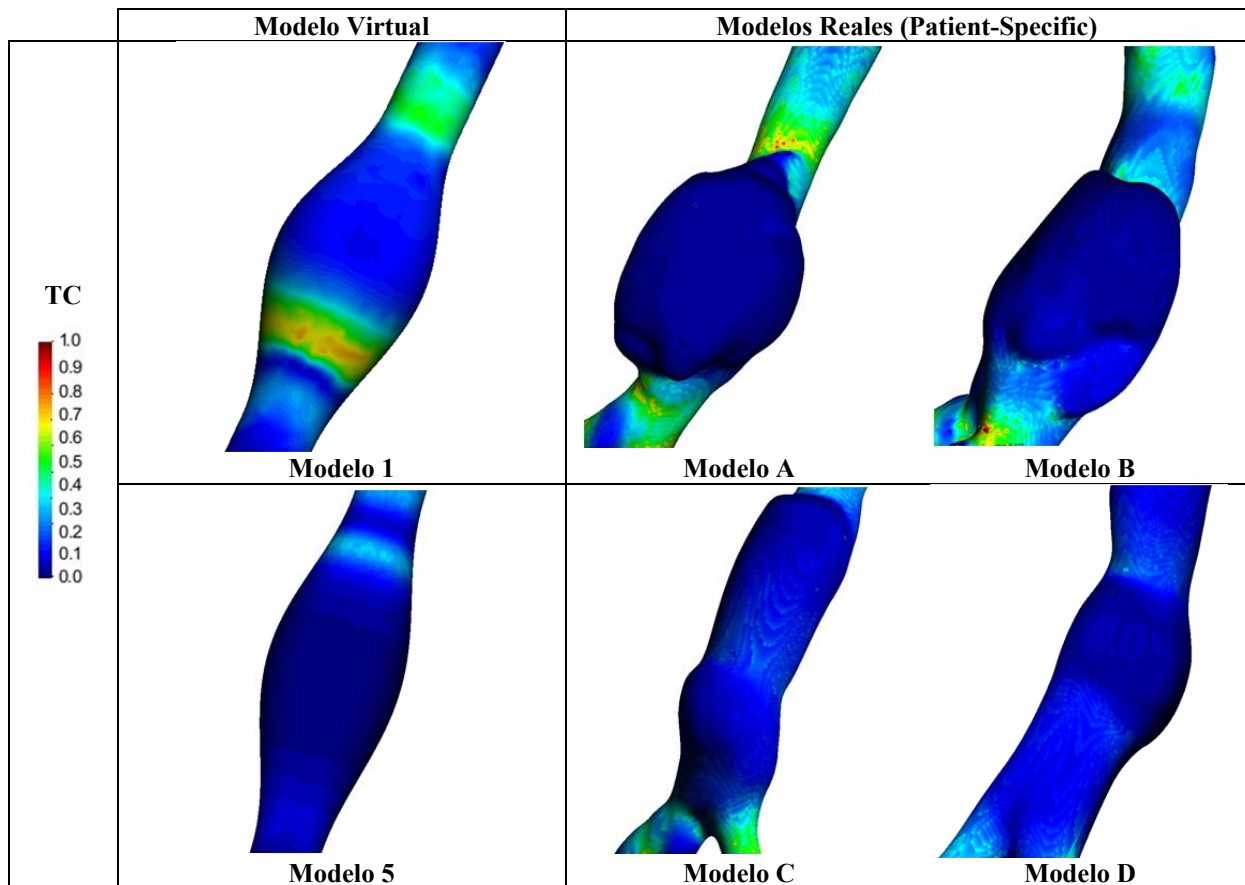


Figura10. Distribución superficial de la tensión de cortes para AAA virtuales y reconstruidos.

#### 4 CONCLUSION

El presente trabajo constituye un estudio numérico de 28 AAAs virtuales cuyo objetivo es obtener información que permita una mejor comprensión de como los aspectos hemodinámicos en el interior del saco aneurismático y la morfometría de los AAAs están asociados al riesgo de rotura. También se han comparado los resultados obtenidos entre modelos reales de AAA con su modelo virtual equivalente con el objetivo de determinar si las áreas de máximas tensiones son coincidentes.

De acuerdo con los resultados obtenidos, se ha podido confirmar estudios previos que destacan que la morfometría del aneurisma es un factor clave en su evolución y comportamiento. Dependiendo de la forma del aneurisma se desarrollan regiones de recirculación causando distribuciones locales y temporales de las tensiones hemodinámicas (presión intraluminal y tensión cortante de pared) sobre la pared del aneurisma, que estas a su vez, pueden desencadenar la rotura del aneurisma en función de donde se produzcan. En aneurismas simétricos se observó que las zonas de máxima tensión de corte eran las zonas proximales y distales del saco aneurismático. Del mismo modo se observa que existe una relación directa entre la presión intraluminal y los índices de dilatación y la tasa de deformación, además se comprueba que dicha presión es la tensión mecánica predominante y primera causa de rotura del aneurisma, por encima de la tensión de corte que actúa sobre la pared. Estos resultados demuestran cómo las cargas hemodinámicas obtenidas se ven afectadas por los diferentes factores geométricos del aneurisma. Por lo tanto la zona de riesgo de colapso del aneurisma no solamente está relacionada con el diámetro máximo del aneurisma, sino que depende de otros factores, tales como: la simetría, tasa de deformación o presión interna, entre otros. Los resultados obtenidos están en concordancia con estudios previos [8, 9, 28, 29].

También se ha realizado un análisis comparativo de diferentes AAA reales con sus modelos virtuales equivalentes, pudiendo identificar que las áreas donde se producen las máximas tensiones de corte de la pared coinciden de manera cualitativa entre ambos. Este resultado nos indica que los modelos virtuales podrían ser utilizados por los clínicos a la hora de identificar las zonas de máximo riesgo de rotura de un aneurisma. Los clínicos podrían obtener los principales parámetros geométricos de un AAA (diámetro, longitud y asimetría) en base a una imagen médica y con ayuda de su modelo virtual equivalente determinarían de manera cualitativa las áreas críticas de dicha aneurisma. Esta información la podrían utilizar a la hora de predecir como el aneurisma va a evolucionar y como soporte a la hora de tomar una mejor decisión clínica. Con el objetivo de tener una morfología de AAA más amplia, en futuros estudios se van incluir nuevos factores geométricos basados en la línea media del lumen, tales como la tortuosidad, curvatura y torsión del aneurisma.

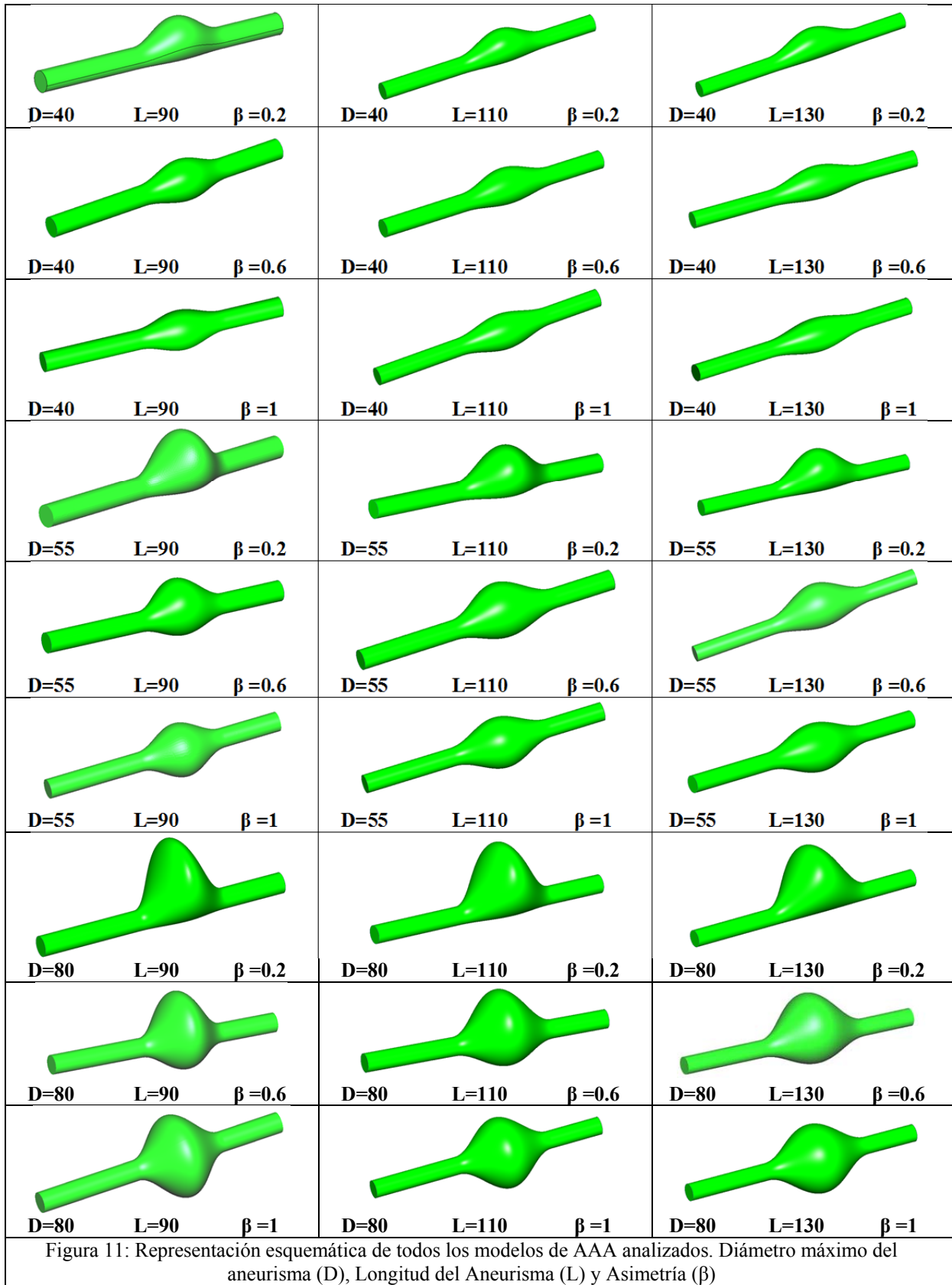
## 5 REFERENCIAS

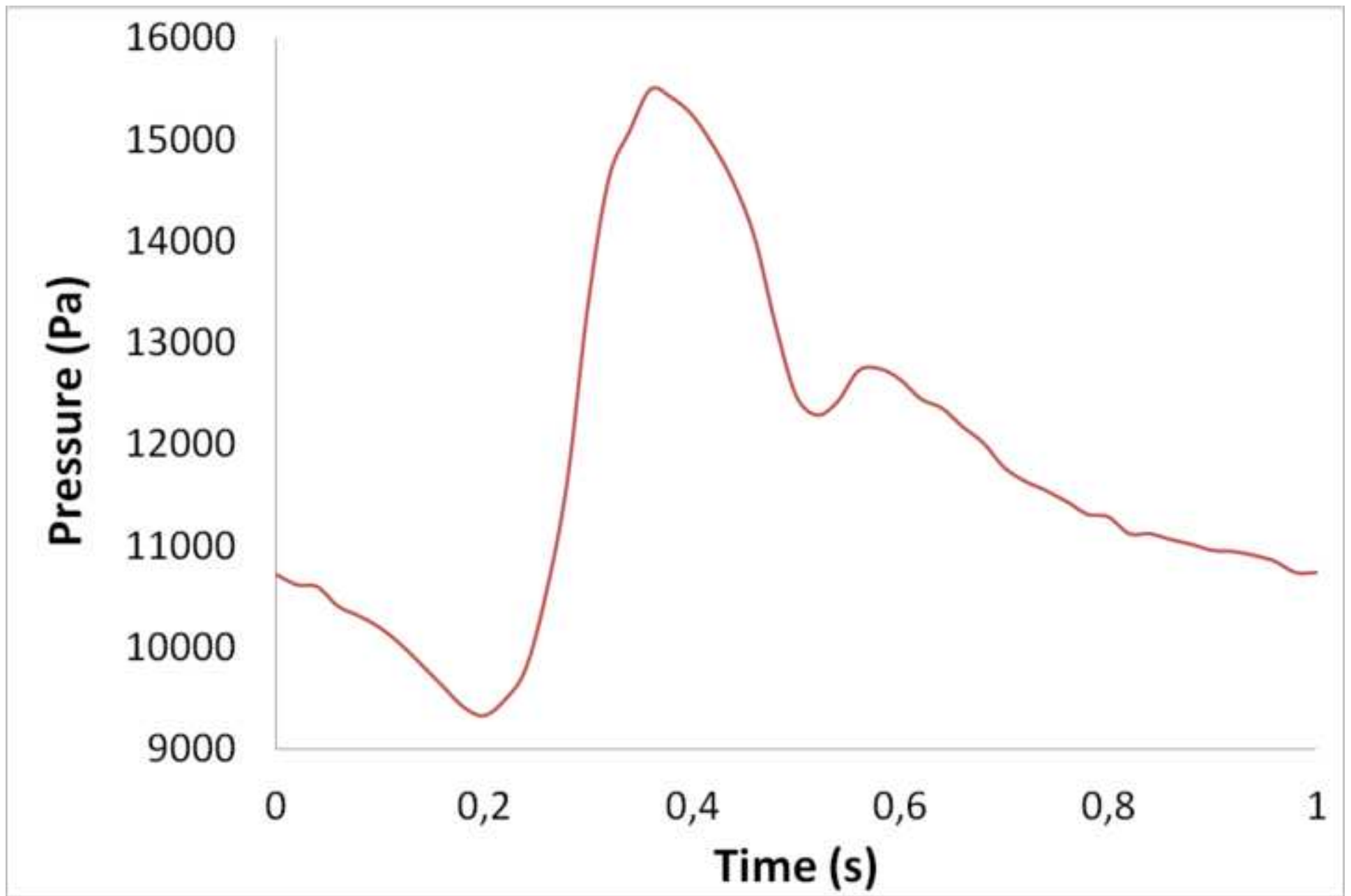
- [1] D.A Vorp: Biomechanics of abdominal aortic aneurysm. *J. Biomech.*, 40(2007), 1887–1902.
- [2] AV Salsac, SR Sparks, JM Chomaz, JC Lasheras. “Evolution of the wall shear stresses during the progressive enlargement of symmetric abdominal aortic aneurysms”. *J. Fluid Mech*, 560 (2006), 19-51.
- [3] CM Scotti, EA Finol: “Compliant biomechanics of abdominal aortic aneurysm: A fluid-structural interaction study.” *Computer and Structures*, 85 (2007), 1097-1113.
- [4] SC.Nicholls, JB.Gardner, MH. Meissner and HK.Johansen. “Rupture in small abdominal aortic aneurysms”. *J.VascSurg* 1998; 28 (5):884
- [5] F Inzoli, F Boschetti, M Zappa, T Longo, R Fumero.”Biomechanical factors in abdominal aortic aneurysm rupture”. *Eur J Vasc Surg*. 1993; 7:667– 674.
- [6] DHJ.Wang, MS Makaroun, MW Webster, DA Vorp. “Effect of intraluminal thrombus on wall stress in patient specific models of abdominal aortic aneurysm”. *J Vasc Surg*. 2002. 136:598–604.
- [7] G.Guillermo, F.Nieto, E.San Norberto et al. “Biomechanical approach to improve the abdominal aortic aneurysm rupture risk prediction” *Aneurysm*. Edited by Yasuo Murai. <http://dx.doi.org/10.5772.312>.
- [8] D.A. Vorp, M.L. Raghavan, M.W. Webster (April 1998). "Mechanical wall stress in abdominal aortic aneurysm: influence of diameter and asymmetry". *Journal of Vascular Surgery* 27 (4): 632–9. doi:10.1016/S0741-5214(98)70227-7.
- [9] T. C. Gasser, M. Auer, F. Labruto, J. Swedenborg, and J. Roy. “Biomechanical rupture risk assessment of abdominal aortic aneurysms: model complexity versus predictability of finite element simulations.”. *Eur. J. Vasc. Endovasc.* 40:176–185, 2010.
- [10] JM.Goicolea. Factores biomecánicos y su influencia en la función cardiovascular. *Rev Esp Cardiol*. 2005 Feb;58(2):121-5.
- [11] J. D. Humphrey 2002. “Cardiovascular solid mechanics. Cells, tissues, and organs” New York, NY: Springer-Verlag.
- [12] ML Raghavan, DA Vorp, MP Federle, MS Makaroun, MW Webster. “Wall stress distribution on three-dimensionally reconstructed models of human abdominal aortic aneurysm”. *J Vasc Surg*. 2000;31:760 –769.
- [13] DA Vorp, ML Raghavan, MW Webster. “Mechanical wall stress in abdominal aortic aneurysm: influence of diameter and asymmetry”. *J. Vasc Surg*. 1998. 27:27.
- [14] WR Mower, WJ Quinones, SS Gambhir. “Effect of intraluminal thrombus on abdominal aortic aneurysm wall stress”. *J Vasc Surg*. 1997; 26:602– 608.
- [15] K. Ouriel, R.M. Green, C. Donayre, C.K. Shortell, J. Elliott, J.A. Deweese, “An evaluation of new methods of expressing aortic aneurysm size: Relationship to rupture”. *Journal of Vascular Surgery* 1992, 15:12-20.
- [16] T. C. Gasser, M. Auer, F. Labruto, J. Swedenborg, and J. Roy. “Biomechanical rupture risk assessment of abdominal aortic aneurysms: model complexity versus predictability of finite element simulations.”. *Eur. J. Vasc. Endovasc.* 40:176–185, 2010.

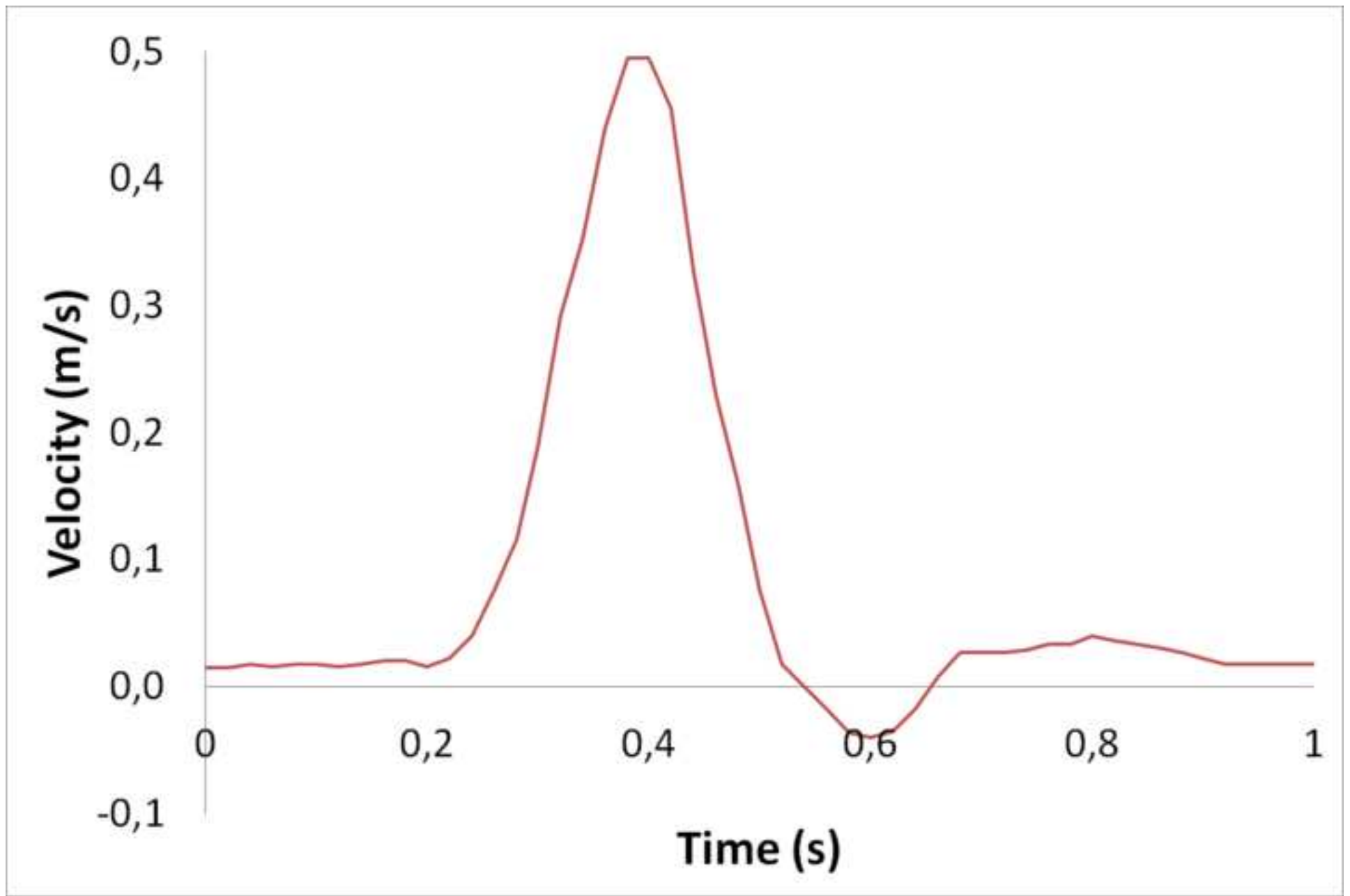


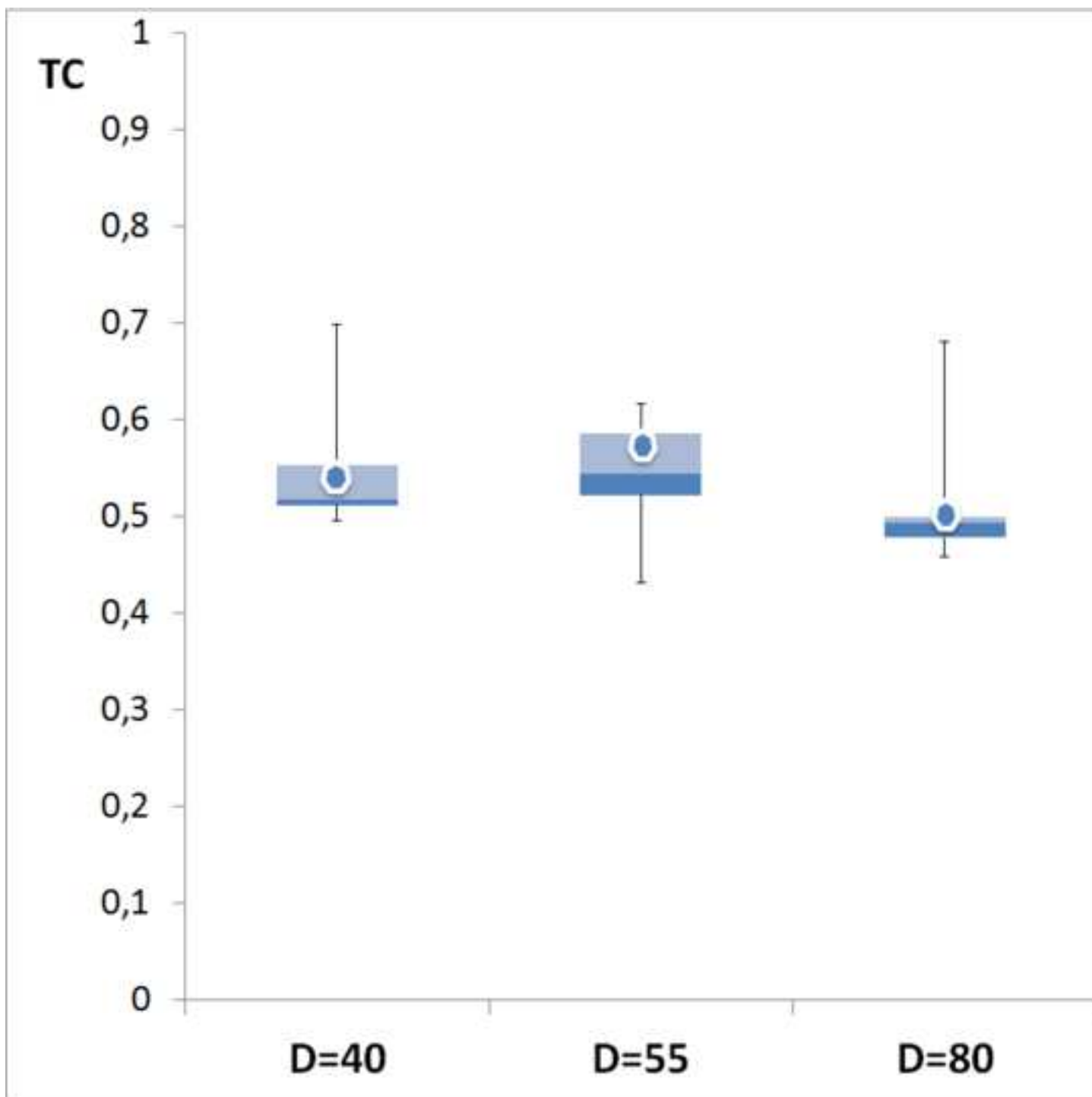
- 1 [17] C.M Scotti, A.D. Shkolnik, S.C. Muluk, E.A Finol: Fluid-structure interaction in  
2 abdominal aortic aneurysms: Effects of asymmetry and wall thicknes. Biomedical  
3 Engineering OnLine. <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/4/1/64>.  
4
- 5 [18] Y. Papaharilaou, J.A Ekaterinaris, E. Manousaki, et al: A decoupled fluid structure  
6 approach for estimating wall stress in abdominal aortic aneurysm. J. Biomech. 40 (2007),  
7 464-475.  
8
- 9 [19] C.Vaquero. "Factores geométricos y su incidencia en Aneurismas de Aorta Abdominal.  
10 Estudio preliminar". Reporte interno 33/09 del Hospital Clínico de Valladolid. 2009.  
11
- 12 [20] E.Georgakarakos, C.V Ioannou, Y. Kamarianakis, et al. "The Role of Geometric  
13 Parameters in the Prediction of Abdominal Aortic Aneurysm Wall Stress". Eur J Vasc  
14 Endovasc Surg (2010) 39, 42:48  
15
- 16 [21] J. Shum, G.Martufi, E.Martino, CB. Washington, J. Grisafi, SC.Muluk, and E. Finol.  
17 "Quantitative Assessment of Abdominal Aortic Aneurysm Geometry". Ann Biomed Eng.  
18 2011 January; 39(1): 277–286.  
19
- 20 [22] GiD. The personal pre and postprocessor, <http://www.gidhome.com>. CIMNE (2011).  
21
- 22 [23] R. Löhner - A Parallel Advancing Front Grid Generation Scheme; *AIAA-00-1005* (2000).  
23
- 24 [24] P.Dadvand; R.Rossi, E.Oñate. "An object-oriented environment for developing finite  
25 element codes for multi-disciplinary applications. Archives of computational methods in  
26 engineering.17-3, pp.253.297.09/201. ISSN 1134-3060.  
27
- 28 [25] R.Fahraeus. "Evolution of his concepts in cardiovascular physiology" Am J Physiol  
29 Heart Circ Physiol September 1, 1989 257: (3) H1005-H1015.  
30
- 31 [26] E.Soudah, E. Y. K. Ng, T. H. Loong, M.Bordone, U.Pua, and S.Narayanan "CFD  
32 Modelling of Abdominal Aortic Aneurysm on Hemodynamic Loads Using a Realistic  
33 Geometry with CT" Computational and Mathematical Methods in Medicine, vol. 2013,  
34 Article ID 472564, 9 pages, 2013. doi:10.1155/2013/472564.  
35
- 36 [27] G.Vilalta, E.Soudah, José A. Vilalta, L.Lipsa, M.Bodorne, C.Vaquero "Predicción de las  
37 tensiones hemodinámicas de Aneurisma de Aorta Abdominal en función de su  
38 morfología". XI Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica. 2013  
39
- 40 [28] J.F.Rodríguez, C.Ruíz, M.Doblaré et al. "Mechanical stresses in abdominal aortic  
41 aneurysm: influence of diameter, asymmetry and material anisotropy". J. Biomech. Eng.  
42 2008, vol. 130, nº. 2: 021023.  
43
- 44 [29] S.S.Raut, S.Chandra, J.Shum, E.A. Finol "The Role of Geometric and Biomechanical  
45 Factors in Abdominal Aortic Aneurysm Rupture Risk Assessment". Department of  
46 Mechanical Engineering, Carnegie Mellon University, Pittsburgh, PA, USA. Annals of  
47 biomedical engineering 03/2013; DOI:10.1007/s10439-013-0786-6.  
48  
49  
50  
51  
52  
53  
54  
55  
56  
57  
58  
59  
60  
61  
62  
63  
64  
65

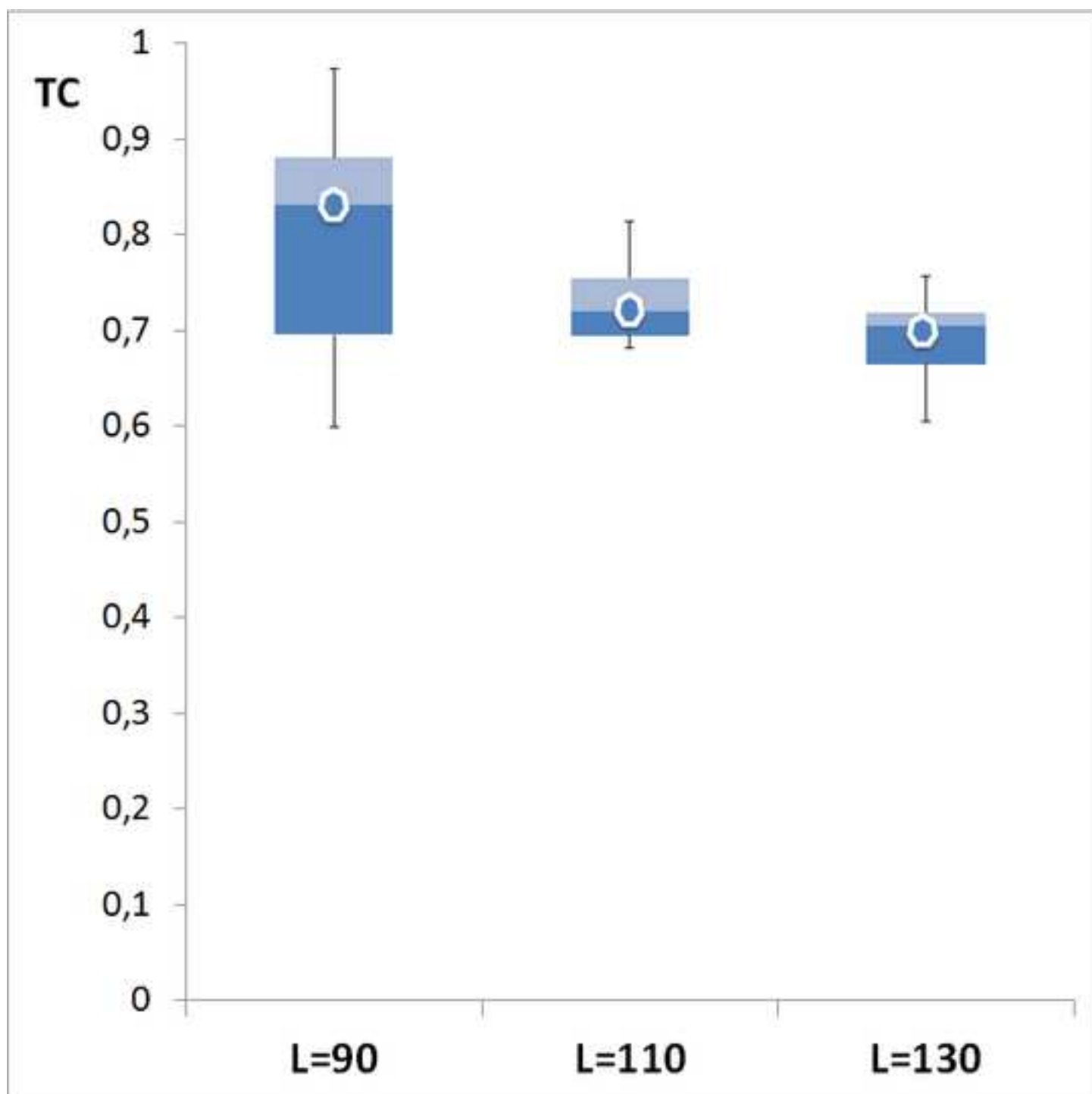
ANEXO I

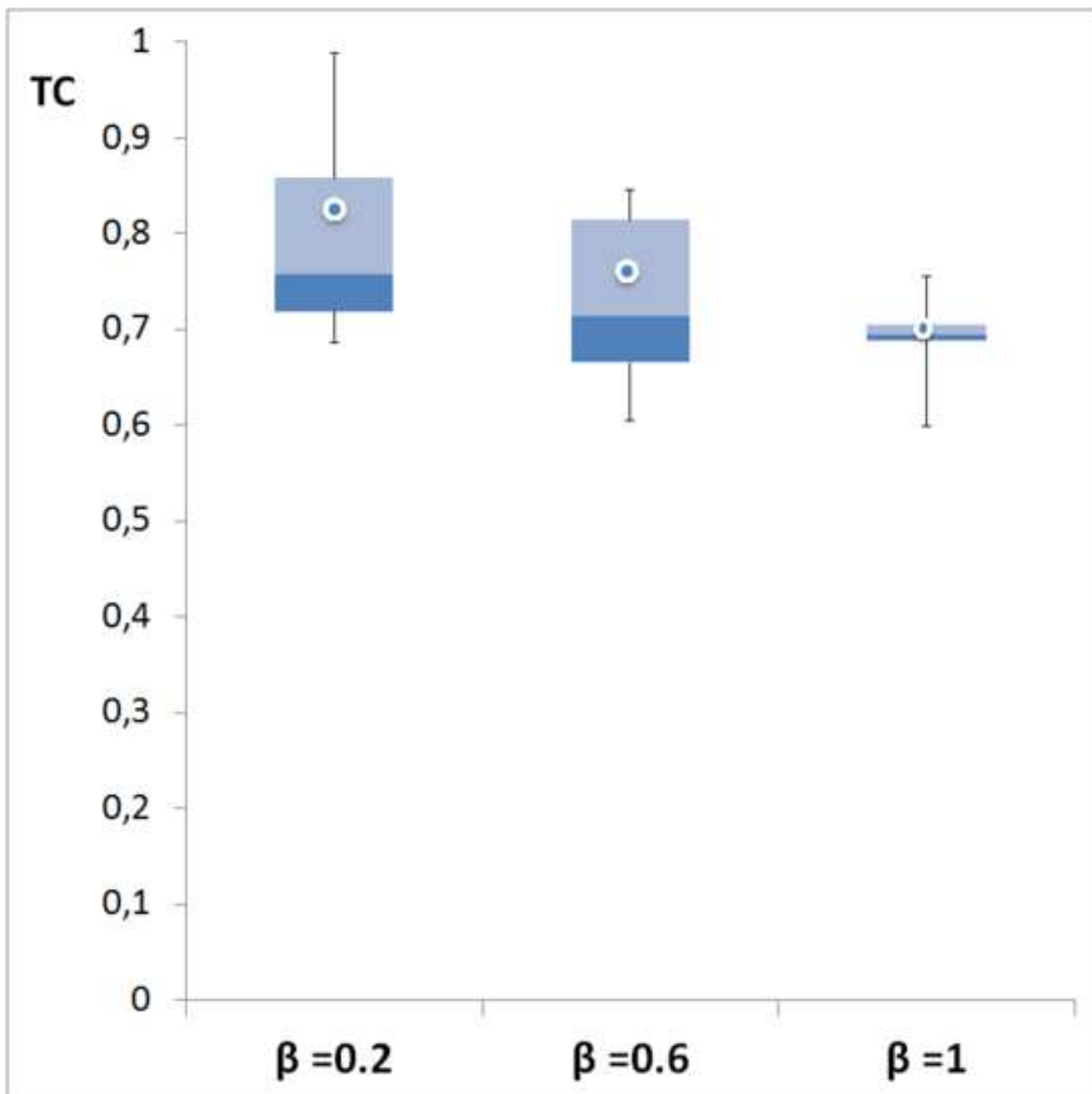


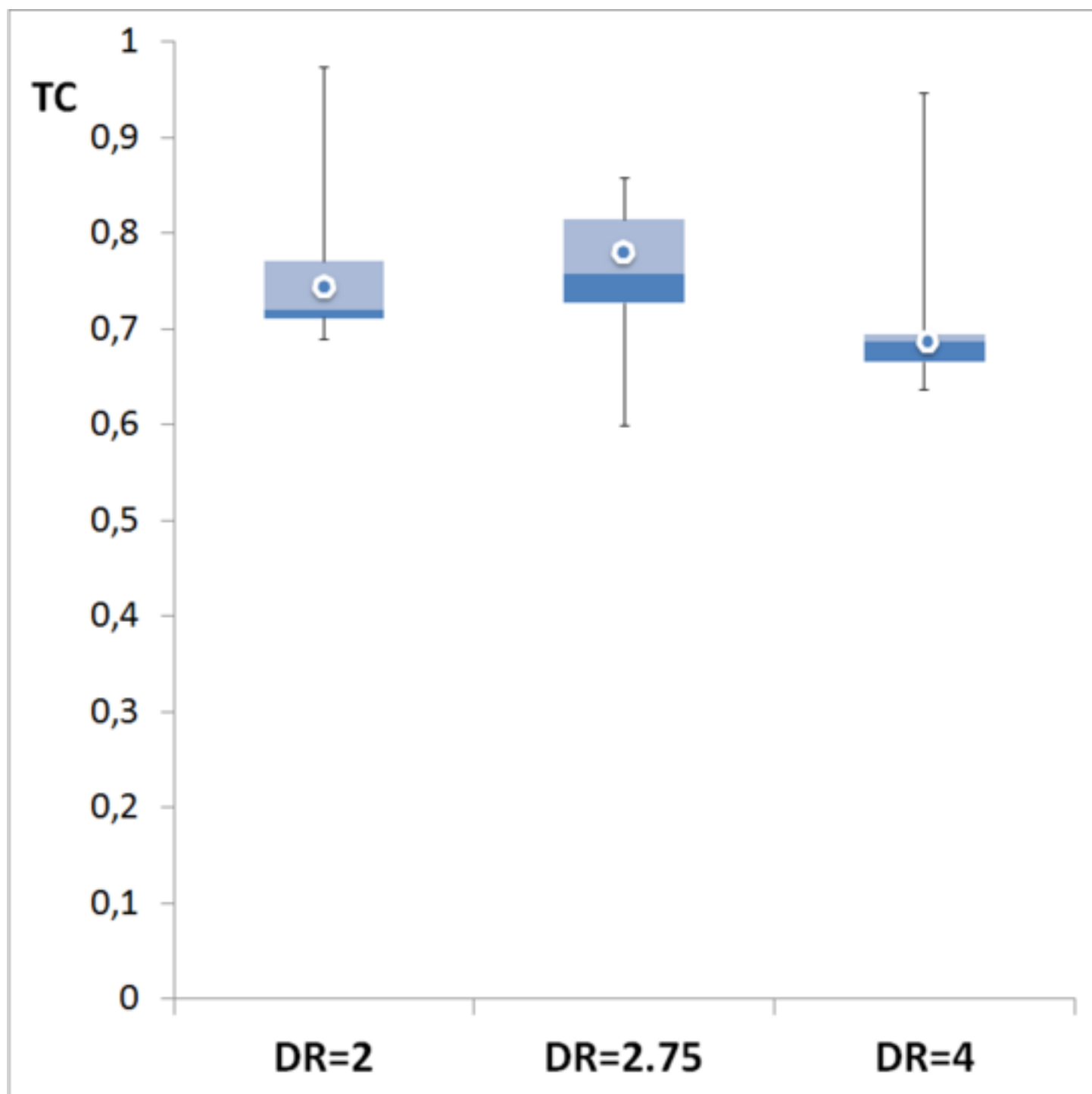




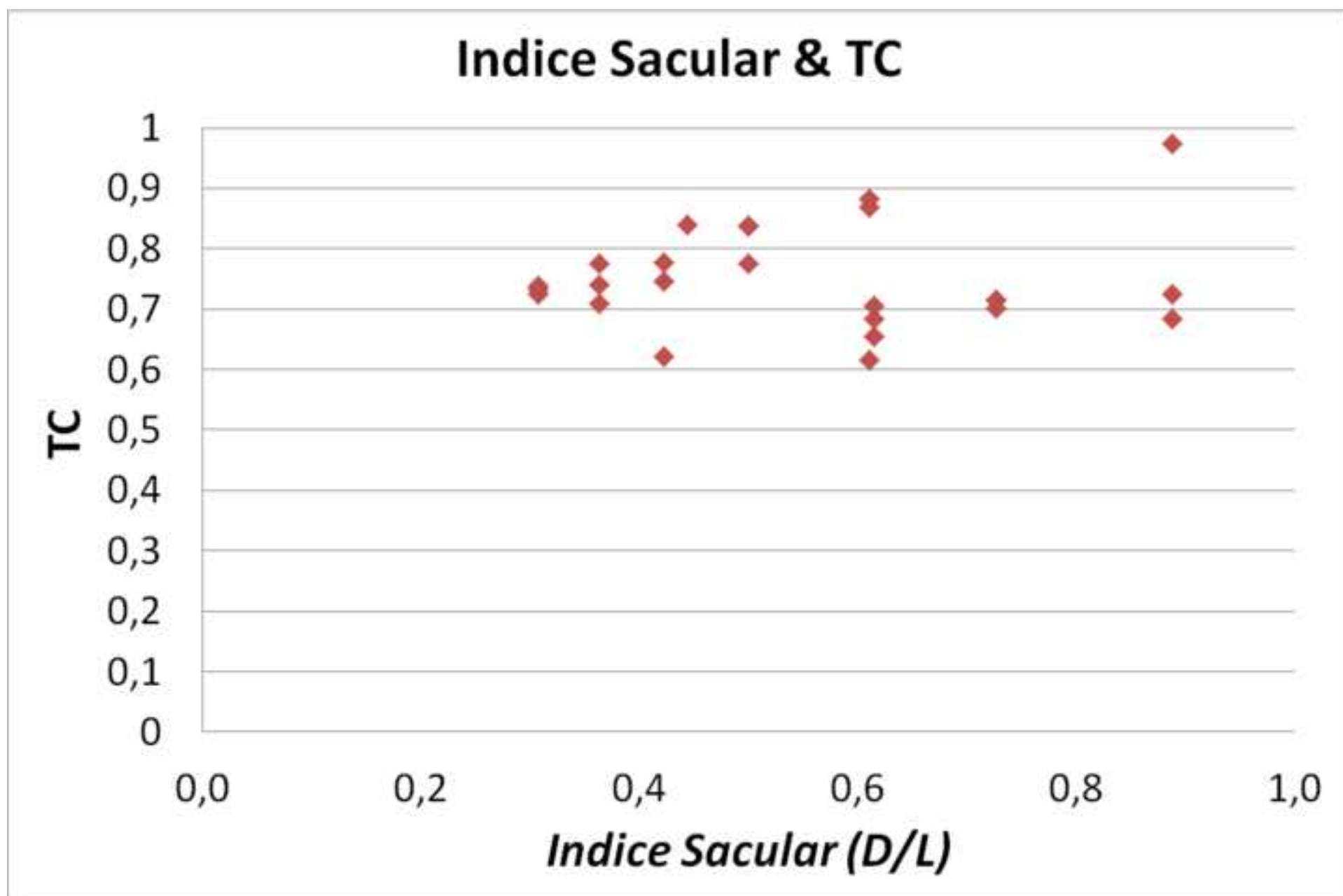






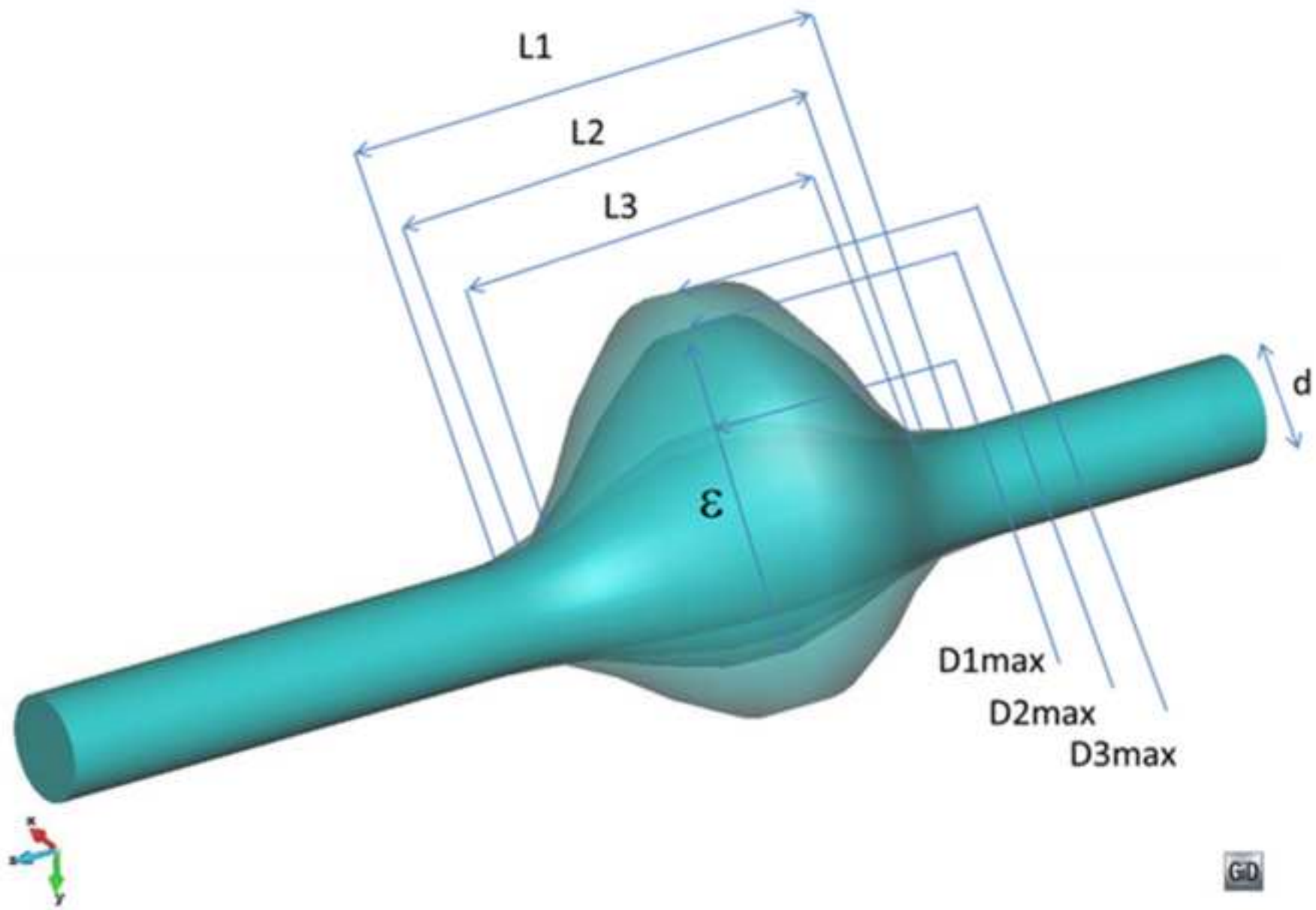


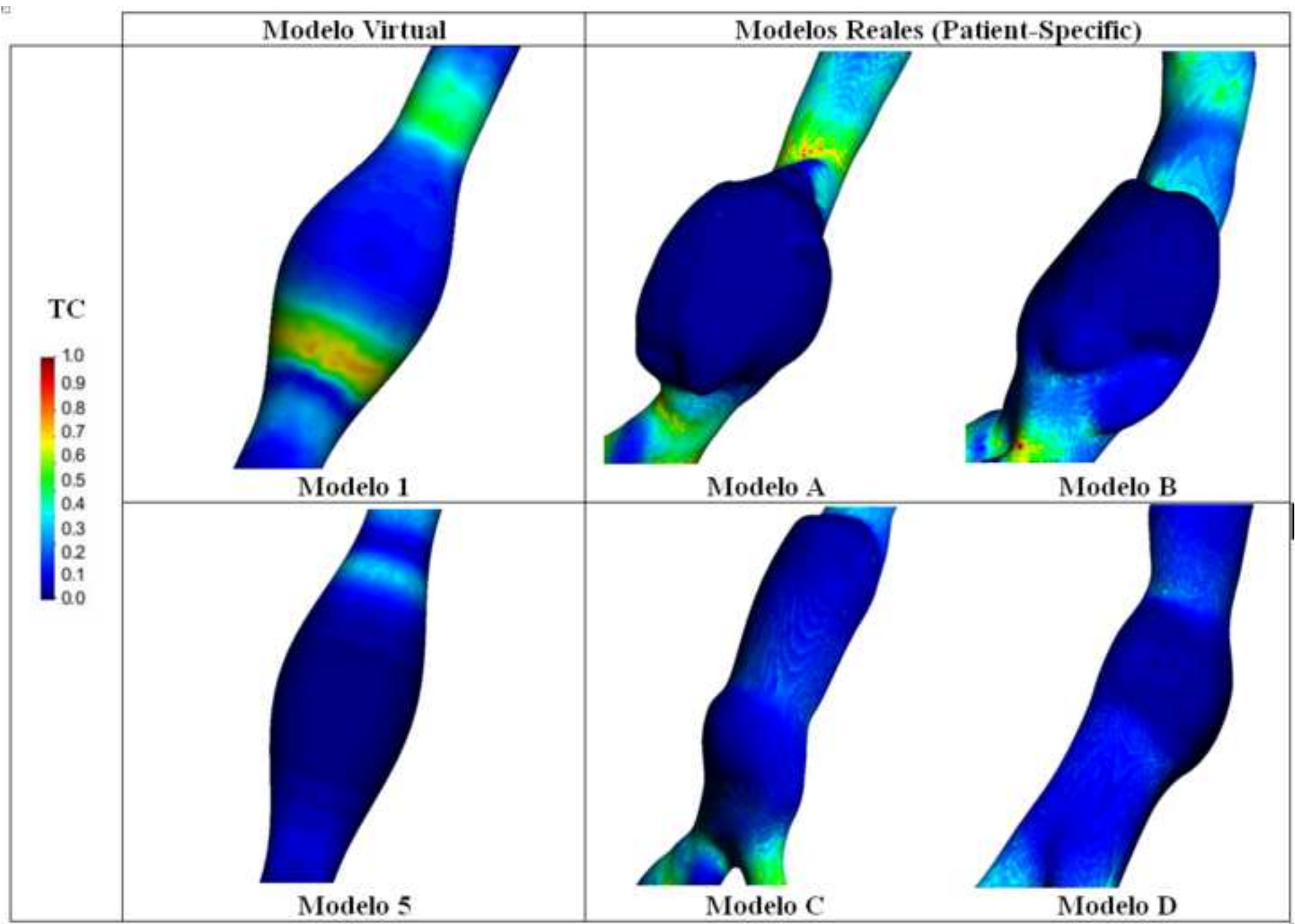




1.png

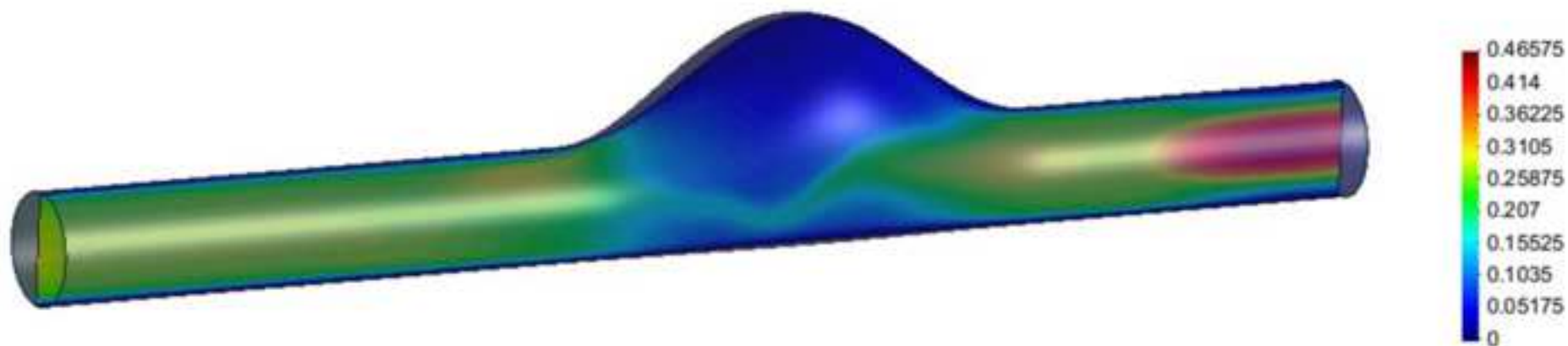
[Click here to download high resolution image](#)





3.png

[Click here to download high resolution image](#)

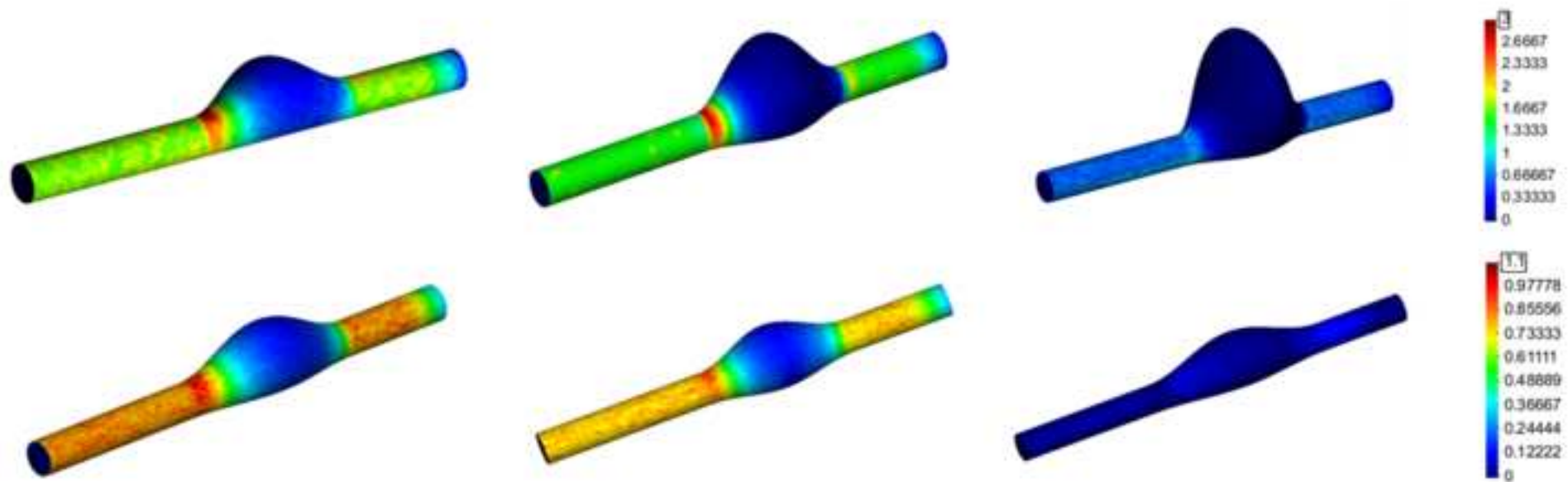


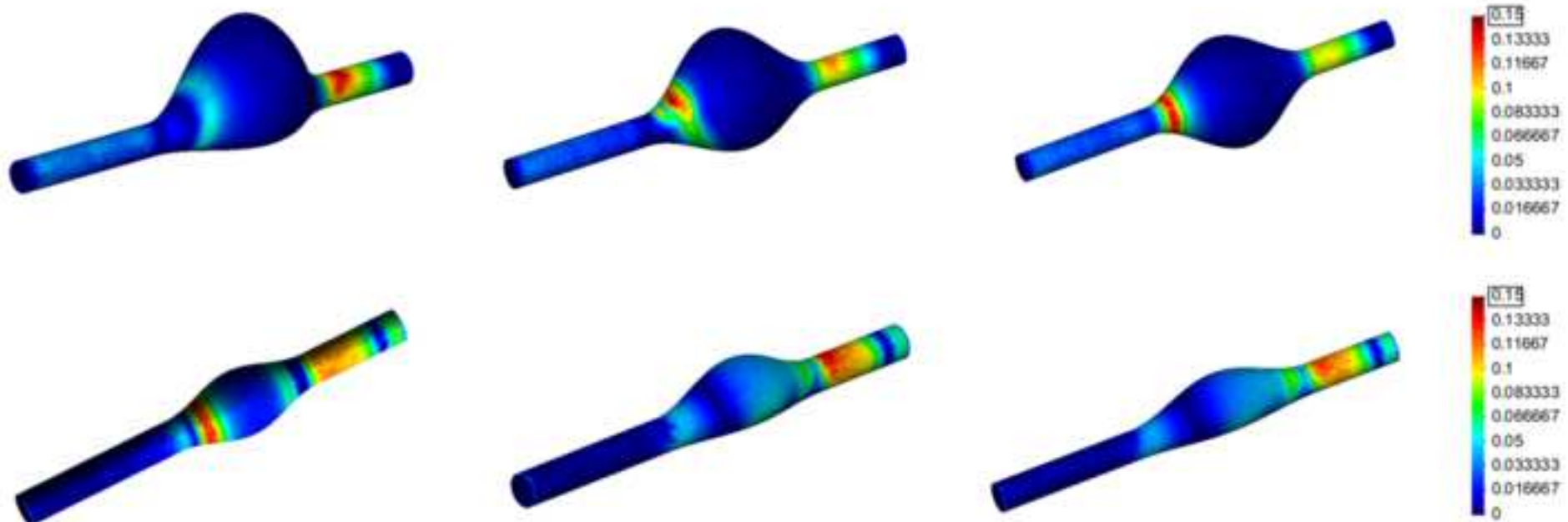
step 2.42  
Contour Fill of Velocity (m/s), [V].



5.png

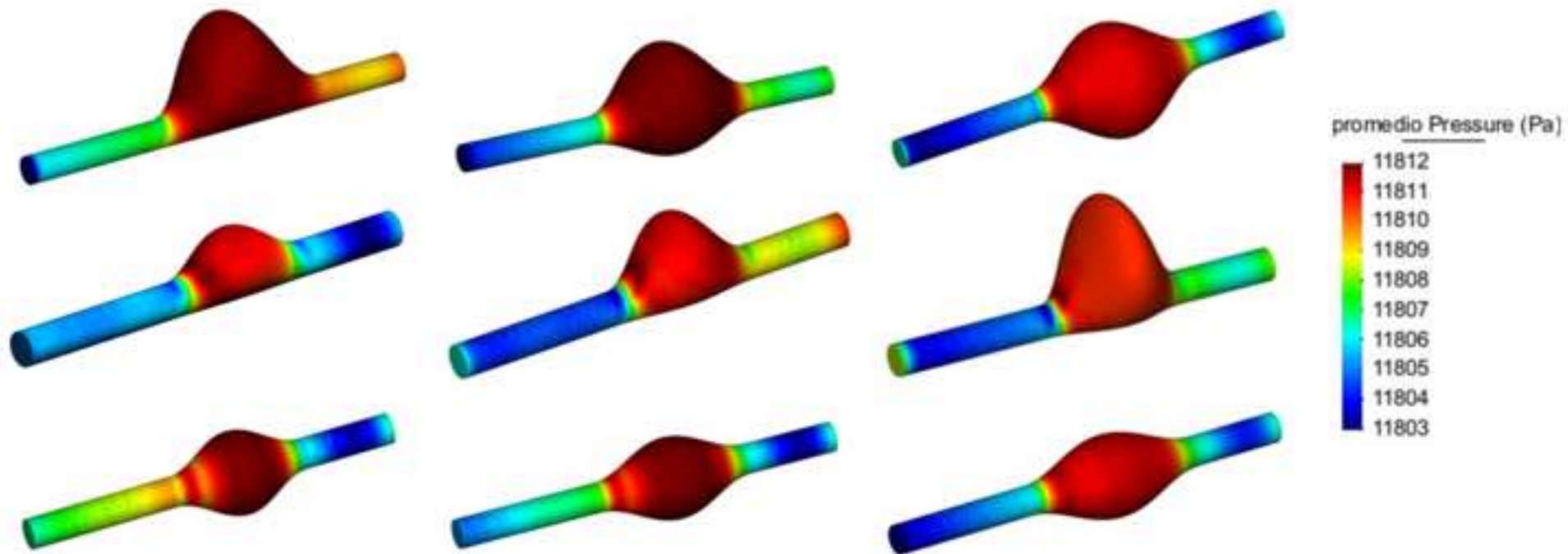
[Click here to download high resolution image](#)



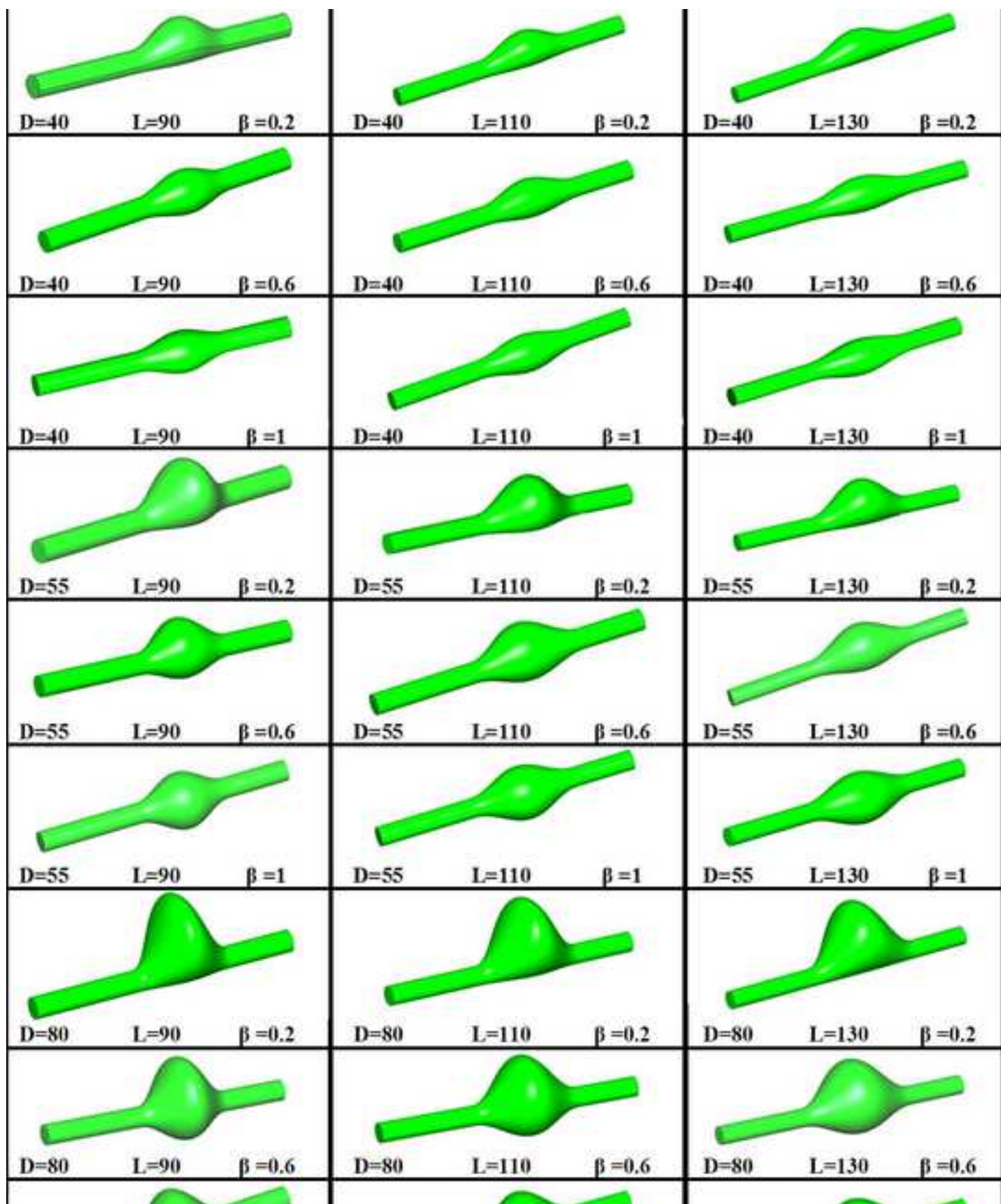


9.png

[Click here to download high resolution image](#)



Figura

[Click here to download high resolution image](#)



*New Abstract:*

*The aim of this study is to assess how the shape of the Abdominal Aortic Aneurysms (AAA) affects the hemodynamic wall stresses. With this purpose, different AAAs are studied through simplified models based on geometrical parameters of the aneurism such as its maximum and minimum diameter, length and asymmetry. Then, a computational fluid dynamics analysis is performed on the simplified models in order to compute pressure and wall shear stresses on the aneurysm sac. The results obtained show that blood pressure is the main dynamic load acting on the artery wall, and that the morphology of the aneurysm could be a good indicator of risk of failure. Furthermore, the computational results are compared with patient-specific real models with the objective to assess the reliability of the proposed simplified approach.*