

SISTEMA PARA EL ESTUDIO DE LA EVOLUCIÓN GEOMÉTRICA DE LA AORTA EN TRATAMIENTOS DE DISECCIÓN TIPO B CON PRÓTESIS ENDOVASCULAR

SYSTEM FOR STUDYING THE GEOMETRIC EVOLUTION OF THE AORTA IN TYPE B DISSECTION TREATMENTS WITH ENDOGRAFTS

Ramiro L. Diaz^a, Bruno W. Rudenick^a, Mariana del Fresno^{a,b}, Mariano E. Casciaro^c,
Salma El-Batti^d, Jean Marc Alsac^d, Damian Craiem^c

^a Universidad Nacional del Centro de la Provincia de Buenos Aires (UNCPBA), Tandil, Argentina

^b PLADEMA, UNCPBA - Comisión de Investigaciones Científicas, Prov. Buenos Aires (CIC-PBA)

^c Instituto de Medicina Traslacional, Transplante y Bioingeniería (IMETTyB), Universidad Favaloro-CONICET, Buenos Aires, Argentina

^d Unidad de Cirugía Cardiovascular. Hospital europeo Georges Pompidou, Paris, Francia

Palabras clave: disección aórtica, análisis de imagen, CT cardíaca, descriptores geométricos.

Resumen. La disección de tipo B consiste en un desgarro en la pared de la aorta torácica descendente que forma un canal falso de circulación paralela al lumen natural y aumenta el riesgo de ruptura. La cirugía de reparación endovascular propone colocar una endoprótesis que cierra la puerta de entrada que perfunde el canal falso. Los cirujanos estiman la evolución de este tratamiento midiendo el diámetro externo máximo de la aorta. Este trabajo presenta una herramienta computacional para mejorar el seguimiento a partir del análisis de imágenes de tomografía multicorte cardíacas. El prototipo desarrollado provee facilidades de reconstrucción multiplanar de las imágenes en ángulos oblicuos y segmentación semiautomática de las regiones de interés para obtener diferentes indicadores geométricos que cuantifican la morfología de la aorta torácica en 3D, tanto en su borde externo como dentro de la prótesis y de la región trombosada del canal falso. Se realizaron mediciones pre- y post-operatorias para evaluar la herramienta.

Keywords: aortic dissection, image analysis, cardiac CT, geometric descriptors.

Abstract. A type B aortic dissection consists in a wall tear of the descending thoracic aorta that forms a false circulation channel parallel to the true lumen that increases the risk of rupture. The endovascular aortic repair proposes the implantation of an endograft that closes the entrance that perfuses the false lumen. Surgeons estimate the evolution of this treatment by measuring the maximum external diameter of the aorta. This work presents a computational tool for the assessment of the aorta morphology using cardiac multislice tomographic images. The developed prototype provides multiplanar reconstruction of the images in oblique angles and semi-automatic segmentation of the regions of interest to obtain several geometric metrics that describe the 3D morphology of the thoracic aorta at the external border, inside the endografts and within the false lumen. Pre- and post-operative measurements were conducted to evaluate the proposed tool.

1 INTRODUCCIÓN

Los avances tecnológicos durante los últimos años, tanto en adquisición como en procesamiento de imágenes, han promovido un creciente desarrollo de aplicaciones para la asistencia al diagnóstico, la planificación de intervenciones o el seguimiento de tratamientos en diferentes campos de la medicina (Yoo, 2004). En particular, las enfermedades cardiovasculares constituyen un área de gran interés debido a que afectan a una gran proporción de la población, encontrándose entre las primeras causas de morbilidad y mortalidad a nivel mundial.

Una de las enfermedades consideradas de emergencia cardiovascular es la disección aórtica aguda, con una incidencia estimada de 3 a 6 personas por cada 100,000 al año (Erbel et al., 2014). Si bien este problema puede ocurrir a cualquier edad, se suele producir especialmente en adultos entre 50 y 80 años, y con mayor frecuencia en hombres hipertensos (Pape et al., 2015). Según la clasificación de Stanford, las disecciones se clasifican en dos tipos: las de tipo A se extienden hasta la aorta ascendente y las de tipo B se restringen a la aorta descendente (Figure 1). Una tercera parte de las disecciones se refieren al tipo B y son las más tratadas con endoprótesis. En la disección se produce un desgarro en la pared arterial y la sangre penetra por un canal no deseado, separando las capas de la misma. Se genera así un nuevo canal —conocido como canal falso— por el cual fluye sangre debido a la disección y se produce un debilitamiento acelerado de la pared arterial, que no está preparada para soportar altas presiones. Una vez diagnosticada, la disección aórtica debe ser tratada de inmediato ya que suele ser letal (menos de la mitad de los pacientes con rupturas aórticas sobreviven) y los riesgos de dilatación y formación de aneurismas son muy altos (Tran y Khojnehzad, 2009).

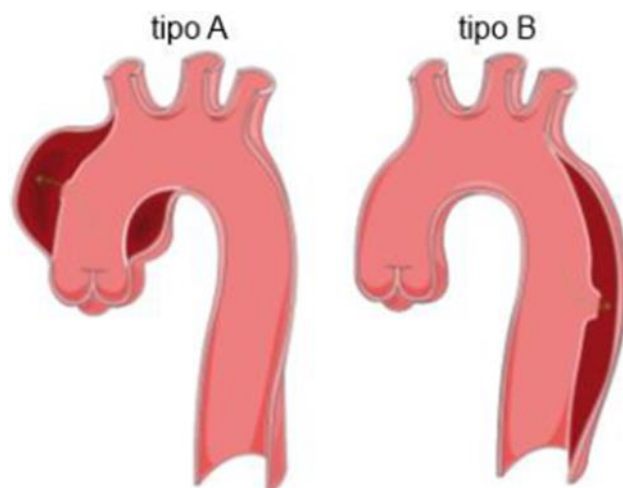


Figura 1: Disecciones A y B según la clasificación de Stanford (imagen gentileza de servier).

Para tratar la disección aórtica, en muchos casos se recurre a cirugía de reparación con posteriores controles permanentes, sumado a medicación para controlar la hipertensión. La intervención quirúrgica consiste en la colocación de una prótesis endovascular en forma de malla metálica cubierta en el canal verdadero, a fin de restablecer un flujo de sangre adecuado dentro de la prótesis y, simultáneamente, obstruir la puerta de entrada del canal falso para anular su perfusión y evitar una dilatación de la aorta.

A fin de realizar un seguimiento de la reparación, los especialistas realizan mediciones para estimar la evolución del diámetro externo máximo de la aorta e identificar la presencia de fugas. Estas mediciones son tomadas por lo general a partir de tomografías computadas (CT)

multicorte cardíacas y suelen realizarse antes y después de la colocación de la endoprótesis, con el fin de evaluar los cambios y observar detalladamente la recuperación del flujo de sangre sobre el canal verdadero de la aorta (Craiem et al., 2012; Aditya et al., 2013). Luego de la reparación endovascular, en estas imágenes se puede observar claramente la estructura de la prótesis metálica rodeando la aorta y cómo la puerta de entrada de sangre del canal falso queda cerrada para trombosar la sangre remanente y evitar la dilatación de la aorta (Craiem et al., 2017).

Debido al tiempo y al esfuerzo requerido por parte de los especialistas para realizar mediciones manuales sobre las imágenes, surge la necesidad de contar con una herramienta computacional que facilite el análisis de las CT. Además, debido a la geometría tridimensional tortuosa de las arterias enfermas, las mediciones manuales suelen ser complicadas en los planos axiales, sagitales y coronales tradicionales. Contar con métricas automatizadas que puedan aprovechar la información tridimensional de la línea central de la aorta y su evolución volumétrica, podría mejorar la evaluación de los distintos tratamientos.

En este trabajo se presenta el desarrollo de una herramienta computacional con facilidades de exploración de las imágenes volumétricas y reconstrucción multiplanar en ángulos oblicuos ortogonales a la línea central de la aorta. La herramienta también permite la segmentación semiautomática de las regiones de interés y la obtención de un conjunto de indicadores para la caracterización geométrica de la aorta torácica, tanto en su borde externo como dentro de la prótesis y la región trombosada del canal falso. Para evaluar el prototipo, se realizó una medición de un paciente con disección de tipo B antes y después del tratamiento endovascular y se compararon las métricas correspondientes.

2 MÉTODOS

2.1 Características de las imágenes estudiadas

Las imágenes consideradas en el trabajo corresponden a CT multicorte cardíacas con contraste, obtenidas mediante un scanner de 64 pistas (Light-speed VCT; GE Healthcare, Milwaukee, Wisconsin, USA). Las mismas fueron adquiridas mediante un procedimiento de angiografía por tomografía computada controlada por ECG, en el Hospital Europeo Georges Pompidou (París, Francia). Este hospital mantiene registro de la información de los pacientes con emergencias aórticas tratados desde 2009, y su comité de revisión institucional aprobó el estudio, sin necesidad de requerir un consentimiento adicional al que firman los pacientes operados.

En general, cada estudio se compone de más de 1000 cortes axiales de 512 x 512 píxeles, con una profundidad de 16 bits/voxel donde se almacenan las intensidades en unidades Hounsfield (HU). El formato DICOM original en que se almacenan las imágenes fue transformado a un formato propietario de tipo raw, incluyendo en el encabezado las resoluciones dX, dY, dZ que cuantifican el tamaño en milímetros de cada voxel en las dimensiones X, Y, Z del volumen. Los datos personales fueron anonimizados.

2.2 Extracción de la línea central de la aorta

Para poder realizar mediciones de tamaño y forma tridimensional de la aorta, se recomienda estimar una línea central y colocarse en planos ortogonales a la misma para que las secciones sean circulares. Para ello, la herramienta le permite al usuario abrir un estudio de CT para luego explorar la imagen volumétrica a través de 3 vistas correspondientes a los planos axial, sagital y coronal, de manera interactiva (Figura 2). En cada una de ellas, los valores de la tomografía en HU, originalmente de 16 bits, son transformados a valores de 8

bits mediante una LUT lineal, que puede ajustarse indicando el centro y ancho de ventana. El ajuste de la LUT es esencial para permitirle al usuario visualizar el lumen de la aorta donde está circulando el contraste en el rango 200-600 HU.

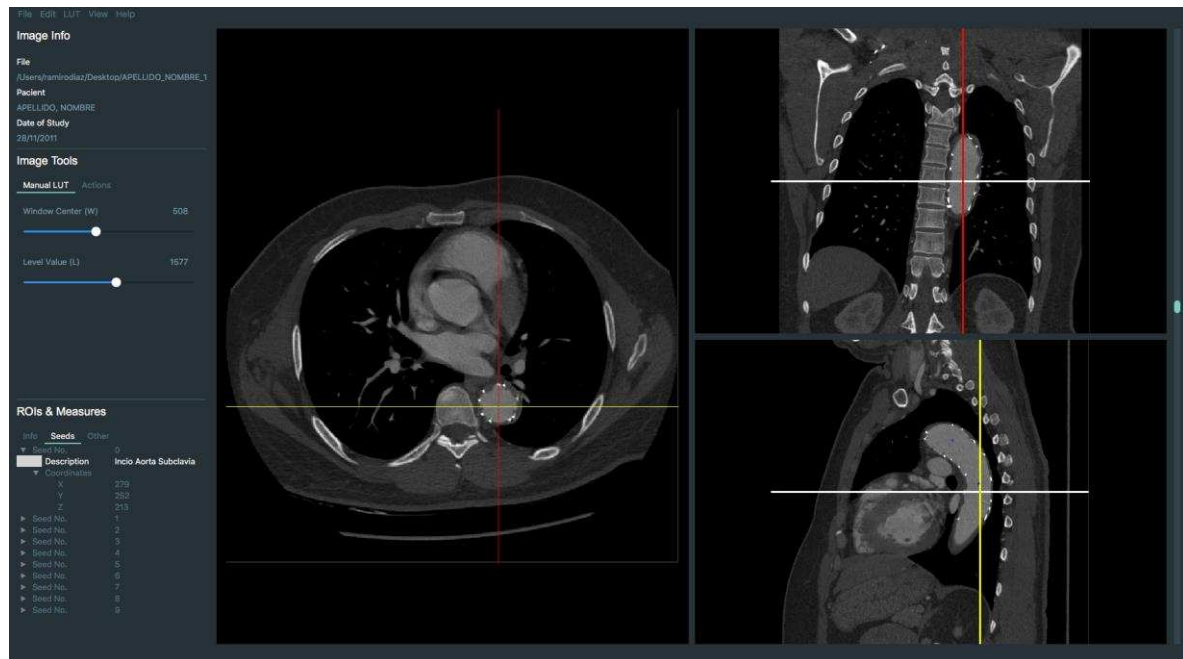


Figura 2. Interface de la herramienta con vistas axial, coronal y sagital de un estudio de CT centrado en la aorta del paciente.

Recorriendo el volumen sobre cualquiera de las vistas se puede establecer un conjunto de puntos semilla, cada uno ubicado aproximadamente en el centro de la sección transversal de la aorta. Una vez confirmados por el usuario, el conjunto ordenado de puntos de control es usado para interpolar en forma automática una línea central de la aorta sobre todo el sector del volumen comprendido entre el primero y el último de los puntos indicados, mediante una spline suave de tipo Catmull-Rom. Esta opción de ajuste de curvas, considerada habitualmente en computación gráfica, permite realizar una interpolación mediante polinomios cúbicos por tramos a través de los sucesivos puntos semilla pasando por todos ellos –excepto el primero y el último– y asegurando continuidad en cada punto (Yuksel et al., 2011).

2.3 Generación de planos oblicuos y determinación de regiones de interés

A partir de la línea central de la aorta se interpolan nuevos planos oblicuos sobre el volumen, que resultan ortogonales a la línea central y equiespaciados sobre dicha curva, de acuerdo a un valor configurable de distancia (por ejemplo, cada 2 cm). En cada uno de estos planos se reconstruyen, mediante interpolación trilineal, las sucesivas vistas seccionales a lo largo de la aorta descendente, las cuales están centradas en cada punto perteneciente a la línea central (Figura 3). Estas vistas se pueden generar con una resolución configurable, que suele estar en torno a 0.5 mm. En la Figura 4 se puede apreciar una vista de la aplicación donde se visualiza uno de los planos oblicuos reconstruidos mediante interpolación a partir de los datos del volumen. Se pueden observar los canales verdadero y falso dentro de un área seccional prácticamente circular.

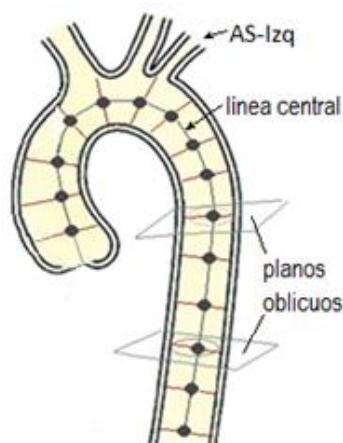


Figura 3. Determinación de línea central y generación de planos oblicuos a la aorta.



Figura 4. Plano oblicuo a la aorta generado a partir de la herramienta desarrollada.

Una vez generados los planos oblicuos sobre la porción descendente de la aorta, el especialista puede recorrerlos usando una barra de desplazamiento. De esta manera, a partir de la altura de la arteria subclavia izquierda (AS-Izq), el operador puede marcar las regiones de interés para el análisis. Así, en caso de disección (Figura 5.a) se determinan 3 regiones de interés: el borde externo de la aorta (en rojo), el canal verdadero (en azul) y el canal falso perfundido (en verde). De tratarse de un estudio correspondiente a un paciente al que se le ha colocado una prótesis, y cuando el canal falso esté trombosado, se puede marcar el borde externo y el borde de la prótesis para el canal verdadero (Figura 5.b).

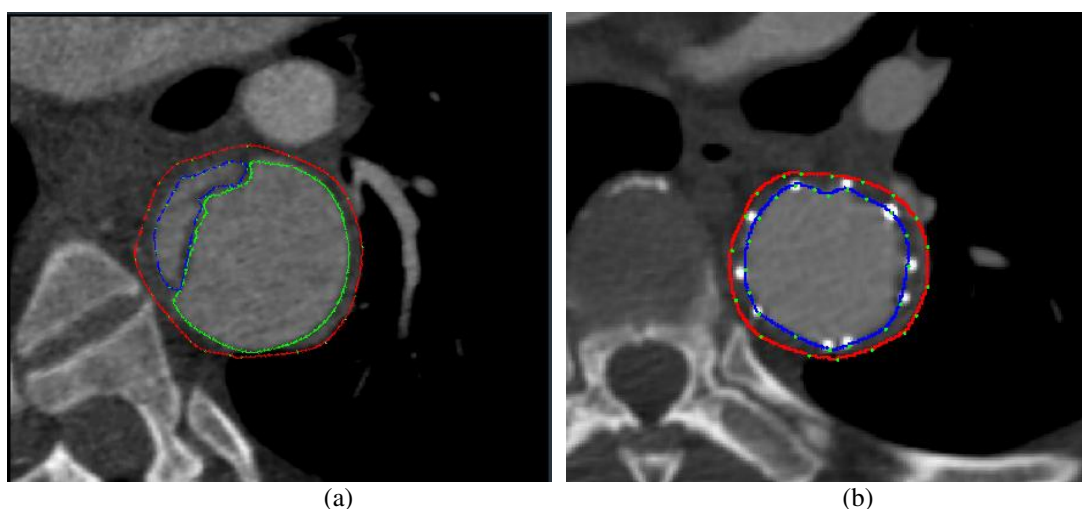


Figura 5. Delimitado de regiones de interés sobre un plano oblicuo: a) estudio pre-quirúrgico, b) estudio luego de colocada la prótesis.

Para delimitar las regiones de interés, se requiere que el especialista indique una secuencia de puntos sobre su contorno para formar una curva cerrada. Los puntos que constituyen la curva pueden ser desplazados hasta su confirmación. Luego, éstos son usados para ajustar una spline, del mismo tipo que la anteriormente usada para la línea central de la aorta, de manera que el contorno tenga una forma suave. En este caso, al tratarse de un contorno de sección arterial, la spline debe resultar cerrada (para ello, se agrega como punto final una copia del punto inicial).

2.4 Obtención de indicadores geométricos

En base a la selección de regiones de interés en las distintas áreas seccionales realizada por el usuario recorriendo la línea central de la aorta, se procede a generar de manera automática diferentes indicadores que permiten cuantificar la morfología de la aorta. Esta información se calcula en cada uno de los planos oblicuos para las diferentes regiones definidas, a fin de describir la geometría del borde externo de la aorta y de sus canales verdaderos y falsos, así como de la prótesis. Estos son los descriptores calculados:

- Perímetro y área seccional
- Radio máximo y promedio
- Diámetro máximo y promedio
- Diámetro equivalente
- Índice de circularidad
- Distancia al primer plano

El perímetro de la región se estima como la suma de los pasos unitarios laterales entre los puntos de la spline y de los pasos diagonales, en este caso multiplicados por $\sqrt{2}$. A partir del perímetro, se calcula el diámetro equivalente, dividiendo dicho valor por π . El área seccional de la región corresponde a la cantidad de puntos dentro de la misma más aquellos que conforman el borde. El índice de circularidad se estima como el cociente entre el área, multiplicada por 4π , y el perímetro al cuadrado. También se computa el centro de masa o centroide como el promedio de todos los puntos de la región, el cual se utiliza para generar algunos de los indicadores.

Para obtener los valores de radio máximo y promedio, se recorren los puntos de la spline asociada al borde de la región de interés y se calcula la distancia mayor y promedio,

respectivamente, al centro de masa. De manera similar, se calculan las medidas correspondientes al diámetro, a partir de las distancias de los segmentos entre los puntos opuestos de borde que pasan por el centro de masa.

En cuanto a la distancia al primer plano, se trata de una referencia respecto del plano donde se inicia la medición, y resulta de multiplicar la distancia entre planos por el número de plano actual.

Luego, en base a las mediciones individuales sobre los cortes oblicuos, también se obtiene la información resumida de cada región de interés indicando los valores promedio, desvío y extremos para cada indicador. A estos valores se agrega una estimación del volumen, calculado mediante integración utilizando la distancia euclídea entre los sucesivos puntos semilla y las diferencias de área seccional de cada región de interés.

Vale aclarar que los indicadores anteriores son expresados en milímetros (medidas lineales), mm^2 (área de la región) o cm^3 (estimación de volumen), a partir de los valores de dX , dY , dZ disponibles en el encabezado de la imagen.

Otros descriptores pueden ser calculados a partir de la línea central, como la longitud total de la aorta y su tortuosidad, estimada como el cociente entre su longitud y la distancia entre extremos.

3 RESULTADOS

En la [Tabla 1](#) se muestran las métricas calculadas a partir de la medición de un paciente con disección tipo B, antes y después del tratamiento endovascular.

Métricas	pre-operatorio		post-operatorio
	canal verdadero	canal falso	canal verdadero
Perímetro promedio, mm	60.8	98.3	100.6
Diámetro equivalente promedio, mm	19.3	31.3	32.0
Radio máximo promedio, mm	13.5	18.8	17.1
Radio promedio, mm	8.3	14.3	15.7
Diámetro máximo promedio, mm	22.5	33.3	33.2
Diámetro promedio, mm	15.0	28.1	31.3
Índice de circularidad promedio	0.61	0.75	0.97
Área seccional, mm^2	179.8	578.5	780.4
Volumen, cm^3	24.3	82.1	110.7

Tabla 1: Mediciones correspondientes a un paciente antes y después de la cirugía de reparación por disección aórtica tipo B.

Estas medidas fueron tomadas luego de generar 8 regiones de interés sobre planos ortogonales a la línea central de la aorta en un paciente previo a cirugía de reparación y después de realizada la intervención. Las medidas corresponden al promedio de los indicadores calculados para las 8 regiones marcadas a lo largo de la aorta torácica, a partir de la altura de la subclavia izquierda donde comienza la disección y avanzando en dirección a la bifurcación aórtica cada 20 mm. Se observa en este caso que, antes de la cirugía, el canal falso posee dimensiones mayores al canal verdadero. Luego de la cirugía, la prótesis vascular que se coloca en el canal verdadero logra aumentar considerablemente el tamaño de éste para que la aorta recupere su flujo normal.

4 CONCLUSIONES

En este trabajo se presentó el prototipo de una herramienta que facilita la cuantificación geométrica de la aorta torácica en pacientes tratados por disecciones de tipo B con endoprótesis. En la clínica, los cirujanos suelen estimar las dimensiones de la aorta sólo a partir de una estimación manual del diámetro máximo en un único plano axial. Como la aorta descendente torácica sigue una trayectoria curva y suele disecarse a partir de la arteria subclavia, se recomienda que las mediciones de diámetro y área seccional se realicen sobre planos ortogonales a la línea central. La herramienta propuesta posee la capacidad de permitirle al usuario reconstruir esta línea central y realizar fácilmente las mediciones antes y después de la cirugía. Tiene previsto para ello la creación de múltiples regiones de interés manuales que pueden describir al canal verdadero, al canal falso, a la prótesis y a la región trombosada, entre otras. Esta versatilidad permitirá estudiar la evolución de cada región por separado en las tomografías de control post-operatorias para determinar si la aorta ha detenido su dilatación y cuál es la evolución de los canales. Debido a que trabaja en planos oblicuos tridimensionales, la herramienta permite calcular métricas adicionales como el volumen aórtico o la tortuosidad. Disponer de este tipo de métricas automatizadas e innovadoras para la estimación de la evolución volumétrica de las regiones de interés de la aorta, podría mejorar la evaluación médica del tratamiento de reparación.

REFERENCIAS

- Aditya S. Shirali, Moritz S. Bischoff, Hung-Mo Lin et al., Predicting the Risk for Acute Type B Aortic Dissection in Hypertensive Patients Using Anatomic Variables, *Cardiovascular Imaging*, 6(3): 349-357, 2013.
- Craiem D., Chironi G. et al., Aging Impact on Thoracic Aorta 3D Morphometry in Intermediate-Risk subjects: looking beyond coronary arteries with non-contrast cardiac CT, *Ann Biomed Eng*, 40(5):1028-38, 2012.
- Craiem D., El Batti S., Casciaro M. E. et al., Age-related changes of thoracic aorta geometry used to predict the risk for acute type B dissection, *International Journal of Cardiology*, 228: 654–660, 2017.
- Erbel R., Aboyans V., Boileau C., et al., 2014 ESC Guidelines on the diagnosis and treatment of aortic diseases: document covering acute and chronic aortic diseases of the thoracic and abdominal aorta of the adult. The Task Force for the Diagnosis and Treatment of Aortic Diseases of the European Society of Cardiology (ESC), *Eur. Heart J.* 35: 2873–2926, 2014.
- Pape L.A., Awais M., Woznicki E.M., Suzuki T., Trimarchi S., Evangelista A., et al., Presentation, diagnosis, and outcomes of acute aortic dissection: 17-year trends from the International Registry of Acute Aortic Dissection, *J. Am. Coll. Cardiol.* 66, 350–358, 2015.
- Tran T. P. and Khoynezhad A., Current Management of Type B Aortic Dissection, *Vascular Health and Risk Management*, 5: 53-63, 2009.
- Yoo T. S., *Insight into Images: Principles and Practice for Segmentation, Registration, and Image Analysis*, CRC Press, 2004.
- Yuksel C, Schaefer S, Keyser J. Parameterization and applications of Catmull–Rom curves, *Computer-Aided Design*, 43(7):747-755, 2011.