# Reconstrucción tridimensional de arterias coronarias por medio de la integración del ultrasonido intracoronario y la angiografía convencional

Cristiano Guedes Bezerra<sup>a,b</sup>, Gonzalo Daniel Maso Talou<sup>c,d</sup>, Carlos Alberto Bulant<sup>c,d</sup>, Breno de Alencar Araripe Falcão<sup>a,b</sup>, José Mariani Jr.<sup>a,b</sup>, Pablo Javier Blanco<sup>c,d</sup>, Raúl Antonino Feijóo<sup>c,d</sup>, Pedro Alves Lemos Neto<sup>a,b,\*</sup>

<sup>a</sup> Instituto do Coração, Hospital das Clínicas, Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil

<sup>b</sup>Hospital Sírio-Libanês, São Paulo,SP, Brasil

<sup>c</sup> Laboratório Nacional de Computação Científica, Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação, Petrópolis, RJ, Brasil

<sup>d</sup>Instituto Nacional de Ciências e Tecnologia em Medicina Assistida por Computação Científica, Petrópolis, RJ, Brasil

Informaciones sobre el artículo

Resumen

Historial del artículo: Recibido el 16 de enero de 2015 Aceptado el 15 de abril de 2015

Palabras clave:

Ultrasonografía de intervención Angiografía Imagen tridimensional Aterosclerosis de la angiografía presenta ventajas en relación a la angiografía de coronarias. Nuestro objetivo es presentar la fase piloto de validación de un nuevo modelo de reconstrucción tridimensional de arterias coronarias. *Métodos*: Se utilizaron exámenes de angiografía y ultrasonido intracoronario ya realizados por indicación clínica en

Introducción: La reconstrucción tridimensional coronaria mediante la combinación del ultrasonido intracoronario y

individuos con sospecha o diagnóstico de enfermedad arterial coronaria estable. El procesamiento de las imágenes, la segmentación y la reconstrucción tridimensional se realizaron siguiendo metodología específica. Para fines de caracterización geométrica, se obtuvieron las líneas de centro tridimensionales.

*Resultados*: Se reconstruyeron tres vasos, siendo dos arterias descendentes anteriores y una arteria circunfleja. El volumen de la luz del vaso y la carga de placa global se pudieron visualizar con facilidad con la reconstrucción tridimensional. La caracterización geométrica reveló aumento de los valores absolutos de la dimensión, tortuosidad, curvatura y torsión, caracterizando una mayor complejidad de línea de centro de la luz enferma comparada a la línea de centro de la membrana elástica externa.

*Conclusiones*: Esta nueva metodología, que integró angiografía convencional y ultrasonido intracoronario, ha aumentado la practicidad de las reconstrucciones, ganando en precisión volumétrica del vaso y visualización global de los aspectos claves de la enfermedad aterosclerótica, como el remodelado y la distribución de la placa.

©2015 Sociedade Brasileira de Hemodinâmica e Cardiologia Intervencionista. Publicado por Elsevier Editora Ltda. Este es un artículo Open Access bajo la licencia de CCBY-NC-ND (http://creativecommons.org/licenses/by-ncnd/4.0/).

# Three-dimensional reconstruction of coronary arteries based on the integration of intravascular ultrasound and conventional angiography

#### Abstract

*Background*: Coronary three-dimensional reconstruction with the combination of intravascular ultrasound and angiography offers advantages over computed tomography angiography of coronary arteries. The authors aimed to present the pilot phase of the validation of a new model of three-dimensional reconstruction of coronary arteries.

*Methods*: This study used angiography and intravascular ultrasound examinations already performed by clinical indication in individuals with known or suspected stable coronary artery disease. Image processing, segmentation, and three-dimensional reconstruction were conducted following specific methodology. For geometrical characterization purposes, tridimensional center lines were obtained.

*Results*: Three vessels were reconstructed: two left anterior descending arteries and one left circumflex artery. The vessel lumen volume and the overall plaque burden could be easily viewed with three-dimensional reconstruction. The geometric characterization revealed increased absolute values of length, tortuosity, curvature, and torsion, featuring a greater complexity of the center line of the diseased lumen relative to the center line of the external elastic membrane.

Conclusions: This new methodology, which integrates conventional angiography and intravascular

ultrasound, has increased the practicality of there constructions, with again involumetric accuracy of the

\*Autor para correspondencia: Avenida Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44, bloco I, 3º andar, Hemodinâmica, Cerqueira César, CEP: 05403-000, São Paulo, SP, Brasil.

E-mail: pedro.lemos@incor.usp.br (P.A.LemosNeto).

La revisión por pares es responsabilidad de Sociedade Brasileira de Hemodinâmica e Cardiologia Intervencionista.

http://dx.doi.org/10.1016/j.rbci.2015.12.013

0104-1843/©2015 Sociedade Brasileira de Hemodinâmica e Cardiologia Intervencionista. Publicado por Elsevier Editora Ltda. Este es un artículo Open Access bajo la licencia de CC BY-NC-ND (http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

Keywords: Interventional ultrasonography Angiography Three-dimensional imaging Atherosclerosis. Vessel and overall visualization of key aspects of atherosclerotic disease, such as plaque remodeling and distribution.

©2015 Sociedade Brasileira de Hemodinâmica e Cardiologia Intervencionista. Published by Elsevier EditoraLtda. This is an open Access article under the CCBY-NC-ND license (http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

#### Introducción

Algunos estudios utilizan la angiografía (AX) biplanar para reconstruir tridimensionalmente la luz de la arteria coronaria.<sup>1,2</sup> Sin embargo, la AX es limitada para definir la luz del vaso. El ultrasonido intracoronario (USIC) es una técnica de imagen intravascular eficaz para cuantificar y localizar la placa, ya que permite evaluar con precisión desde la capa adventicia hasta la capa íntima. El uso combinado del USIC y la AX ofrece una alternativa interesante para reconstruir tridimensionalmente la coronaria, superando la angiografía de coronarias (CT) en términos de precisión. La posibilidad de reconstruir toda la pared arterial de manera tridimensional permite explorar las características de la placa en el espacio y extraer características geométricas útiles para el estudio del desarrollo y la progresión de la placa aterosclerótica, además de que puede ser utilizada en modelos computacionales de dinámica de fluidos, para la evaluación de la repercusión hemodinámica de la placa.<sup>3</sup>

Nuestro objetivo en el presente trabajo es presentar la fase piloto de validación de un nuevo modelo de reconstrucción tridimensional.

#### Métodos

#### Obtención de imágenes

Para desarrollar el método, se utilizaron AX y USIC realizados por indicación clínica en pacientes con sospecha o diagnóstico de enfermedad arterial coronaria estable, en dos instituciones, el Hospital Sírio-Libanês y el Instituto do Coração del Hospital das Clínicas de la Facultad de Medicina de la Universidad de São Paulo (FMUSP), ambos ubicados en San Pablo (SP). Luego de la compilación, los datos anonimizados se analizaron por el equipo de investigadores en asociación con el Laboratorio Nacional de Computación Científica (LNCC), donde se procesaron e integraron. El proyecto de investigación en el cual se inserta este manuscrito se aprobó por el Comité de Ética en investigación del Hospital Sírio-Libanês y del Hospital das Clínicas de la FMUSP.

Las reconstrucciones advenidas de USIC-AX se reprocesaron extrayéndose las formas geométricas del lumen y la membrana elástica externa (MEE). Posteriormente, se estimaron las líneas de centro y los correspondientes volúmenes de la luz y la placa. Por último, un conjunto de descriptores geométricos, calculados desde la línea de centro, se usaron para caracterizar las formas geométricas del lumen y la MEE, siendo la diferencia entre las líneas de centro atribuidas a la presencia de placa aterosclerótica.

Para la adquisición de imágenes de USIC, se utilizó el sistema iLabTM (Boston Scientific Corporation, Natick, EUA), que permitía adquisición de las imágenes ultrasonográficas digitalizadas en escala de grises. Se utilizó el catéter de ultrasonografía intracoronaria Atlantis®SRPro (Boston Scientific Corporation, Natick, EUA), que es un catéter mecánico de ultrasonido con frecuencia de 40 MHz. Se realizaron retrocesos automáticos (pullback) del catéter de USIC en el interior de su vaina, en la velocidad de 0,5 mm/s, iniciándose en el tercio medio-distal hacia el ostium de la arteria, adquiriendo cuadros de cortes tomográficos seccionales a una tasa de 30 cortes por segundo. El movimiento del catéter de USIC y la curvatura del vaso dificultaban el estimado volumétrico de la carga de placa. Se lo corrigió utilizando solamente los cuadros adquiridos en la fase diastólica del ciclo cardíaco.<sup>4</sup> Sin embargo, la incorporación de la curvatura del vaso requirió la ubicación espacial del catéter, para así estimar la correcta posición de los cuadros en los cortes seccionales. Para ello, antes del inicio del *pullback*, se realizaban AX ortogonales, en proyecciones oblicua anterior izquierda y oblicua anterior derecha, con angulaciones craniana y caudal, para estimar la ubicación espacial del catéter y su vaina.

#### Pre procesamiento y segmentación

Para corregir el movimiento del catéter debido a los latidos cardíacos seleccionamos los cuadros asociados a la fase diastólica final del ciclo cardíaco. El detalle matemático puede ser observado en una publicación previa del grupo.<sup>5</sup>La elección de dicha fase se debió al pequeño movimiento del catéter, garantizando una ubicación más precisa de los cuadros en el espacio durante el retroceso del catéter.

El estudio con USIC ofrece una débil relación señal-ruido (SNR, sigla del inglés *signal to noise ratio*), dificultado el reconocimiento de la luz del vaso y la MEE y, por otra parte, de la carga de placa. Para disminuir el ruido y preservar las estructuras de interés utilizamos un método de difusión anisotrópica.<sup>6</sup>

La extracción de la geometría del vaso (segmentación) se realizó con un método de contornos activos adaptado.<sup>7</sup> Las funciones de energía específicamente usadas en el proceso de minimización de los contornos activos, para extraer el contorno de la luz del vaso y de la MEE fueron, respectivamente, la variables de las ecuaciones presentadas a continuación, descritas en

$$\begin{split} & \mathscr{E}_{\text{lumen}} = \frac{1}{2} \int_0^1 \left( \alpha \frac{d\mathbf{v}^{\ell}}{ds} + \beta \frac{d^2 \mathbf{v}^{\ell}}{ds^2} + \kappa \mathbf{F}_{\text{GVF}} \mathbf{v}^{\ell} + \kappa_p \mathbf{n} \mathbf{v}^{\ell} + \eta \gamma e^{-\frac{\|\mathbf{v}^{\ell} - \mathbf{v}^e\|^2}{\gamma}} \right) \text{ds} \\ & \mathscr{E}_{\text{EEM}} = \frac{1}{2} \int_0^1 \left( \alpha \frac{d\mathbf{v}^e}{ds} + \beta \frac{d^2 \mathbf{v}^e}{ds^2} + \kappa \mathbf{F}_{\text{GVF}} \mathbf{v}^e + \kappa_p \mathbf{n} \mathbf{v}^e \right) \text{ds} \end{split}$$

Maso Talou7, Kassetal.8 y Xuy Prince.9

Para comenzar el proceso de segmentación, la inicialización manual de los contornos se hizo en el primer cuadro de la secuencia de las fases diastólicas finales de USIC. Los cuadros subsecuentes tuvieron en cuenta los contornos del cuadro anterior para dar inicio al método. Si el contorno de un cuadro fallaba o no era suficientemente preciso, el operador redefinía los contornos requeridos en ese cuadro y seguía el proceso de segmentación.

#### Reconstrucción tridimensional

La AX ortogonal ha permitido una visualización óptima del catéter y de las bifurcaciones. Observando el ciclo cardíaco, hemos extraído dos cuadros de la AX en fase diastólica: uno con y el otro sin contraste. La ausencia de contraste permitió una visualización plena del catéter de USIC. Además de las condiciones mencionadas, segmentamos la vaina del catéter de USIC, desde el seno aórtico hasta la extremidad del transductor, con una estrategia *snake* biplana.<sup>10</sup> Durante la inicialización del *snake*, el operador indicaba solamente dos puntos en la AX – la localización del transductor y del seno aórtico –, creando una línea recta

entre ellos. Luego, la funcional de energía de la *snake* era optimizada para adquirir segmentación del catéter con una curva paramétrica c(s), $s \in [0,1]$ .

El próximo paso fue localizar los contornos de la luz (*SiL*) y de la MEE (*SiE*) a lo largo de la trayectoria del catéter c(s). Usando el tiempo de adquisición de cada cuadro en fase diastólica final del ciclo cardíaco(*ti*), la posición de cada cuadro sobre la trayectoria del catéter se definió como:

$$Si = \frac{ti v \rho b}{Fmax}$$

donde vpb es la velocidad de retroceso automático y  $F_{max}$  es la cantidad de cuadros durante todo el trayecto. El contorno se presentó en el plano perpendicular a T, de acuerdo con el cuadro de Frenet-Serret descriptopor*c*(*s*),siendo<sup>7</sup>

$$\mathbf{T} = \frac{d\mathbf{c}}{ds} / \left\| \frac{d\mathbf{c}}{ds} \right\|$$

Finalmente, aplicamos la rotación sobre el eje definido por la c(s),  $R(\theta)$ , de modo que aumentamos el encuentro entre los contornos del USIC y la luz del vaso obtenida por las proyecciones con contraste de la AX. El ángulo $\theta_o$ , que maximizó este encuentro, fue computado de la siguiente manera:

$$\theta_o = \arg\min_{\theta \in [0.360] \subset \mathbb{Z}} |A_{\rm R} - A_{\rm AX}|$$

donde  $A_R y A_{AX}$  eran la sombra de la luz proyectada de la geometría vascular reconstruida y la luz del vaso por la AX, respectivamente.

#### Caracterización geométrica

El proceso de reconstrucción tridimensional brindó la configuración espacial del lumen y de la MEE (mallas de superficie) para cada instante del latido cardíaco. Utilizando la sincronización electrocardiográfica, las superficies asociadas a los cuadros en fase diastólica final del ciclo cardíaco fueron extraídas.<sup>5</sup>En este punto, para cada paciente existían dos mallas de superficie a caracterizar, una asociada al lumen y la otra a la MEE.

Ambas superficies podían ser representadas por las respectivas líneas de centro,<sup>11</sup>que son polilíneas tridimensionales que representaban el camino recorrido por la arteria, con información puntual del rayo. A continuación, todas las líneas de centro se caracterizaron utilizando descriptores clásicos, como la curvatura y la torsión a lo largo de la polilínea. Las líneas de centro de las arterias fueron ampliamente utilizadas para caracterizar la geometría de los vasos.<sup>11-14</sup>

#### Resultados

Presentamos, en la figura 1, la reconstrucción tridimensional de tres vasos, siendo que los dos primeros correspondieron a la arteria descendente anterior (DA), y el tercero, a la arteria circunfleja (CJ). La tabla 1 muestra los descriptores anatómicos y geométricos utilizados en este trabajo.

Cada caso fue filtrado usando el Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion (OSRAD), con la finalidad de disminuir el ruido (salpicado típico de las imágenes de USIC), pero preservando los contornos del vaso. Se establecieron los siguientes parámetros:  $\sigma=0.7, \delta=20, c_{max}=0.1 \text{ y} c_{min}=0.5$ durante 40 repeticiones. Luego, el proceso de segmentación del USIC desarrolló fijando los parámetros se en  $\alpha = 1 \times 10^{-4}; \beta = 2; \kappa = 2; \kappa p = 0, 1; \eta = 1, 5e_{\gamma} = 15,$ para la luz, en  $\alpha = 1 \times 10^{-4}$ ;  $\beta = 160$ ;  $\kappa = 1$  y K  $\rho = 0$ , para la segmentación de la MEE.

La presencia de estenosis implicó discordancia entre las líneas de centro de la luz del vaso y de la MEE (asimetría). El volumen de la luz del vaso y la carga de la placa global se obtuvieron por medio de la reconstrucción tridimensional. Asumiendo poco remodelado, en vasos sanos, el área de la MEE fue prácticamente igual a la luz; así, la comparación de la MEE con las características de la luz reveló un espectro amplio de la enfermedad aterosclerótica en el vaso en cuestión. En la tabla 1, observamos aumento de la complejidad de la línea de centro de la luz enferma en relación a la línea de centro de la MEE (por ejemplo: aumentos en el largo,



Figura1. De la izquierda hacia la derecha, la reconstrucción tridimensional de la arteriadescendente anterior (casos 1 y 2) y la arteria circunfleja, en caso 3. La luz y la membranaelástica externa están representadas por las líneas de centro roja y azul, y por elrellenovolumétricorosayblanco,respectivamente.

#### Tabla1

Descriptores geométricos y anatómicos. Las variables de estas ecuaciones están descriptas en Bogunovi¢etal.,12 Mutetal.13 yMeng etal.44

Características geométricas	Caso1: descendente anterior		Caso2: descendente anterior		Caso3:circunfleja	
Número de ramas Volumen de la luz, mm <sup>3</sup> Carga de placa, mm <sup>3</sup>	3 333,23 304,61		6 381,6 424,61		2 1.153,0 496,73	
	MEE	Luz	MEE	Luz	MEE	Luz
Dimensión, mm	45,85	46,43	64,02	64,81	72,00	72,72
Rayo medio,mm	1,88	1,28	1,28	1,21	2,43	1,96
Relación de aspecto <sup>13</sup> Relación de curvatura,x10 <sup>-3</sup>	24,39 8,80	36,27 5,54	35,43 5,86	53,39 3,33	29,65 14,7	37,19 11,1
Relación de torsión <sup>12</sup>	0,94	0,24	0,57	0,32	1,18	0,55
Energía de torsión <sup>14</sup>	334,4	229,50	779,5	759,46	1.103,13	870,65
Curvatura media,mm <sup>-1</sup> Curvatura total,mm <sup>-1</sup>	0,04 4,3	0,04 5,00	0,038 6	0,04 6,47	0,04 6,54	0,04 7,30
Torsión media,mm <sup>-1</sup>	-0,15 20.35	-0,14	-0,1 34 33	-0,04 33.64	-0,17 38 63	-0,16 42 58
Curvatura combinada media, <sup>13</sup> mm <sup>-1</sup> Curvatura combinada total, <sup>13</sup> mm <sup>-1</sup>	0,20 22,03	0,22 24,78	0,23 36,43	0,22 36,21	0,25 40,94	0,26 45,01

MEE: membrana elástica externa

tortuosidad,curvatura total y torsión). La diferencia de estas características se relacionó con lesiones, pero también puede estar relacionada a la presencia de ramas (bifurcaciones).

# Discusión

En comparación con otros exámenes asociados con la reconstrucción tridimensional, como la CT, este modelo ha revelado algunos puntos fuertes: mejor resolución espacial de la luz del vaso y mayor precisión de la delimitación de la pared del vaso y del detalle del tipo de remodelado vascular. A diferencia de la CT, que provee informaciones de todo el árbol coronario, la reconstrucción por USIC-AX provee informaciones solamente del vaso blanco del estudio. Sin embargo, este modelo permite ver, en el vaso en cuestión, la enfermedad aterosclerótica coronaria de una manera más precisa por medio de la justa ubicación de la lesión y de la distribución de la placa. La integración sinérgica del USIC con la AX permite aumentar la precisión volumétrica de la luz y la pared vascular, teniendo en cuenta las curvas y la ubicación espacial del vaso. Esta herramienta tiene el poder de facilitar el reconocimiento de características de la enfermedad aterosclerótica, ya expuestas por el USIC (datos de MEE, remodelado, carga de placa, etc.) así como también detallar aspectos descriptos de manera insuficiente por la angiotomografía de coronarias.

La caracterización geométrica de las coronarias permite, como se expuso aquí, investigaciones futuras y el estudio del desarrollo y progresión de las placas ateroscleróticas. Dado el pequeño diámetro y el movimiento de las arterias coronarias, no conseguimos medir directamente el shear stress. En este contexto, la reconstrucción tridimensional es indispensable para calcular variables como wall shear stress (WSS) o oscilatory shear index(OSI) por medio de la realización de simulaciones de dinámica computacional. Las placas ateroscleróticas se relacionan con el shearstress, seacomo causa o como efecto. En el desarrollo de la enfermedad aterosclerótica, el remodelado positivo evita el crecimiento de la placa hacia dentro de la luz del vaso. Sin embargo, cuando el remodelado falla en establecer la compensación de dicho crecimiento, la placa va a empujar hacia adentro la luz del vaso, modificando el shearstress (causa-efecto). El impacto biológico de los cambios del shear stress en la composición de la placa y su vulnerabilidad aún no se conocen completamente; sin embargo, se sabe que las regiones de la placa sujetas a elevado shear stress son más vulnerables y tendrán capas fibrosas más finas y frágiles, predisponiendo a la rotura. Por lo tanto, un modelo robusto de reconstrucción tridimensional coronaria permite estudiar la relación entre shear stress, ubicación y progresión de la placa, además de la reestenosis intrastent.

Del mismo modo, por medio de reconstrucciones tridimensionales, podemos aplicar dinámica computacional para obtener la velocidad de flujo local y realizar la evaluación funcional de lesiones intermedias, mediante la simulación numérica de fenómenos hemodinámicos (reserva fraccional de flujo virtual).

La técnica clásica de reconstrucción tridimensional coronaria utilizando la fusión de USIC con AX biplanar se llama "ANGUS". Los contornos de la luz y de la MEE se definen por el USIC, siendo los datos de la AX biplanar usados para determinar la situación tridimensional de cada cuadro de USIC. Este procedimiento se validó y es utilizado por varios grupos de investigación, incluso para evaluación de shear stress en coronarias de humanos. Comparado con el ANGUS, el método presentado en este manuscrito dispensa las AX biplanares, no disponibles en los hospitales brasileños. Tampoco necesitamos el gating on-line con electrocardiograma, lo cual solo evalúa una fase del ciclo cardíaco.<sup>4</sup> En realidad, aplicamos el gating off-line basado en imágenes<sup>5</sup>que recuperan de 15 a 30 fases por estudio, permitiendo, en el futuro, reconstrucciones cuatridimensionales (espacio y tiempo). Igualmente, utilizamos snakes biplanares10 para reconstruir la línea de centro del catéter (coreline), en lugar del método de McKay.15 En estaalternativapropuesta,la interacción con el operador consiste en indicar el inicio y el final del pullback

(puntos claramente distinguibles en las imágenes de USIC), mientras que, en el método de McKay, más de seis puntos no coplanares deben ser indicados en cada una de las imágenes, haciendo que la inicialización sea más compleja. Adicionalmente, *snakes* biplanares permiten una extensión simple para utilizar AX no ortogonales.<sup>16</sup>

#### Conclusiones

La metodología presentada para reconstrucción de los vasos permite una mayor extracción de datos comparada a la clásica reconstrucción por angiotomografía y optimización del proceso de reconstrucción, en relación al método ANGUS. La integración sinérgica entre los estudios de angiografía y ultrasonido intracoronario aumentan la precisión volumétrica del vaso y la visualización global de los aspectos clave de la enfermedad aterosclerótica, como el remodelado y la distribución de la placa.

# Fuentedefinanciamiento

Esta investigación recibe soporte de agencias brasileñas, del Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), la Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro (FAPERJ) y la Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) para los centros Laboratório Nacional de Ciências da Computação (LNCC) e Instituto Nacional de Ciências e Tecnologia em Medicina Assistida por Computação Científica (INCT/MACC).

# Conflictosdeinterés

Los autores declaran que no hay conflictos de interés.

#### Referencias

- ParkerDL, PopeDL, Van BreeR, Marshall HW. Three-dimensional reconstruction of moving arterial beds from digital subtraction angiography. Comput Biomed Res. 1987; 20(2):166-8.
- 2. WahleA,WellnhoferE, MugaraguI,SanerHU,OswaldH,FleckE.Assessmentof diffusecoro-nary artery diseaseby quantitativeanalysis of coronary morphologybasedupon3-Dreconstructionfrombiplaneangiograms.IEEE TransMedImaging.1995;14(2):230-41.
- KramsR, Wentzell, OomenJA, VinkeR, SchuurbierslC, deFeyterPJ, etal. Evaluationofendothelialshear stress and 3D geometry as factors determining the development of ath-erosclerosis and remodeling inhuman coronary arteries invivo: com-bining 3D reconstruction from angiography and IVUS (ANGUS) with computational fluid dynamics. Arterioscler Thromb Vasc Biol. 1997;17(10): 2061-5.
- BruiningN,vonBirgelen C,deFeyterPJ,LigthartJ,LiW,Serruys PW,etal.ECGgatedversusnon gated three-dimensionalintracoronaryultrasoundanalysis: implicationsfor volumetricmeasurements.CathetCardiovascDiagn. 1998;43(3):254-60.
- Maso TalouG,LarrabideI,BlancoP,Bezer raC,LemosP, FeijóoR.Improving CardiacPhase ExtractioninIVUSStudiesbyIntegrationofGatingMethods.IEEE TransBiomed Eng.2015 Jun24.Epubaheadofprint.
- KrissianK,WestinCF,KikinisR,VosburghKG.Orientedspecklereducing anisotropicdiffusion.IEEE TransImageProcess. 2007;16(5):1412-24.
- MasoTalou GD.Segmentaçãode imagensIVUSviacontornosativose reconstruçãoespaço-temporaldosvasos coronáriosassistidaporangiografias. DissertaçãodeMestrado.Petrópolis,RJ:LaboratórioNacionaldeCiências da Computação;2013.
- KassM,WitkinA,TerzopoulosD.Snakes:Activecontourmodels.IntJComput Math.1988;1(1):321-331.
- XuC,Prince JL.Snakes, shapes, and gradientvectorflow. IEEETrans Image Process. 1998;7(3):359-69.
- Canero C,Radeva P,ToledoR,VillanuevaJ,Mauri J.3Dcur vereconstructionby biplanesnakes.In:ProceedingIEEEof15thInternationalConferenceonPattern Recognition,ICPR'00.Barcelona, Spain: IEEEComputerSociety;September3-8, 2000.v.4.p.563-6.
- AntigaL.Ene-IordacheB,RemuzziA.Computational geometryforpatient- specific reconstructionandmeshing ofbloodvessels fromMRandCT angiography.IEEETransMedImaging.2003;22(5):674-84.

 $12. Bog unovi {\it c}{\it H}, PozoJM, C{\it a}rdenesR, Villa-UriolMC, BlancR, PiotinM, et al.$ 

- Automatedlandmarkingandgeometriccharacterizationofthecarotidsiphon. MedImageAnal.2012;16(4):889-903.
- MutF, WrightS, Ascoli GA, CebralJR. Morphometric, geographic, and territorial characterization of brainarterial trees. IntJN umerMethodBiomedEng. 2014;30(7):755-66.
- MengS, GeyerSH, CostaLda F, VianaMP, WeningerWJ. Objective characterization of the course of the parasellar internal carotidartery using mathematical tools. SurgRadiolAnat. 2008; 30(6):519-26.
- MacKaySA,PotelMJ, RubinJM.Graphicsmethodsfortrackingthree-dimensional heartwallmotion. ComputBiomedRes.1982;15(5):455-73.
- YangJ,CongW, ChenY,FanJ,LiuY,WangY.Externalforceback-projective composition andgloballydeformableoptimization for 3-Dcoronaryartery reconstruction. PhysMedBiol.2014;59(4):975-1003.