

ESTUDIO DE LA VARIABILIDAD EN LA GEOMETRÍA AÓRTICA MEDIANTE EL ANÁLISIS DE COMPONENTES PRINCIPALES UTILIZANDO TC SIN CONTRASTE

Mariano E. Casciaro^a y Damian Craiem^{a,b}.

^a*Facultad de Ingeniería, Ciencias Exactas y Naturales (FICEN), Universidad Favaloro,
Belgrano1723, C.A.B.A., Argentina, Sec_Acad_Ing@favaloro.edu.ar.*

^b*Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET), Argentina.*

Palabras Clave: tomografía computada, aorta torácica, TEVAR, modelización tridimensional.

Resumen. La medición del calcio coronario es un indicador de la severidad de la enfermedad aterosclerótica. Este parámetro clínico se obtiene mediante tomografía computada sin contraste y de baja dosis. Recientemente hemos mostrado que es posible obtener información extracoronaria de estos estudios poco invasivos, reconstruyendo la anatomía aórtica mediante un algoritmo semiautomático. El mismo segmenta la aorta completa, modelándola como una sucesión de secciones transversales circulares, ortogonales a un esqueleto central. El modelo puede ser utilizado para caracterizar la geometría y morfología aórtica y lo hemos aplicado en trabajos previos para evaluar el efecto de la edad en la aorta. El conocimiento de la geometría aórtica y su variabilidad poblacional es importante para minimizar los efectos colaterales adversos de la colocación de *stent grafts* en el procedimiento conocido como Reparación Endovascular de la Aorta Torácica (TEVAR). El objetivo de este trabajo es repasar los fundamentos del algoritmo de segmentación y aplicarlo para modelar la aorta torácica de un gran número de pacientes (405 hombres asintomáticos). A partir de los modelos obtenemos parámetros geométricos de forma (tortuosidad, angulación de las porciones ascendente, arco y descendente, ancho y alto del arco) y de tamaño (radio de curvatura, diámetro promedio, volumen y largo totales). Combinamos estos parámetros con factores no geométricos (superficie corporal y riesgo Framingham) para efectuar el Análisis de Componentes Principales (ACP) dentro de tres grupos etarios diferentes, reteniendo los factores capaces de explicar en mayor medida la variabilidad poblacional y la forma de la aorta torácica. Para los tres grupos encontramos que los primeros dos componentes explican aproximadamente el 60% de la variabilidad total, interpretando el primer componente como un factor de escala (asociado positivamente con todos los parámetros de tamaño y con el ancho del arco) y el segundo como un factor de forma (asociado positivamente con todo el resto de los parámetros de forma). El modelo utilizado permitió estudiar la variación poblacional en la forma de la aorta torácica usando una tecnología poco invasiva, pudiendo contribuir en el futuro al mejoramiento de las técnicas de TEVAR y al entendimiento de la variabilidad poblacional de la morfología aórtica.

1 INTRODUCCIÓN

La detección de la enfermedad cardiovascular en una etapa sub-clínica plantea el desafío permanente de desarrollar nuevas técnicas de diagnóstico poco invasivas. Una de ellas es la medición de calcio coronario mediante tomografía computada (TC) sin contraste, que utiliza una dosis relativamente baja en comparación con la angiografía convencional o tomográfica debido al alto contraste natural entre el calcio y los tejidos blandos (Wong, 2009). Sin embargo, hemos mostrado recientemente que puede obtenerse información extra-coronaria de estos mismos estudios sin someter a los pacientes a una nueva exposición. Mediante la aplicación de un algoritmo semiautomático hemos construido un modelo de la aorta torácica (AT) completa (en sus porciones ascendente, arco y descendente) a pesar del gran espesor de corte (~2,5mm) y bajo contraste en las imágenes. Hemos utilizado este modelo para analizar los efectos del envejecimiento en la geometría de la AT (Craiem, 2012). Sin embargo, otras áreas de la cardiología pueden beneficiarse con este modelo, como por ejemplo la Reparación Endovascular de la Aorta (EVAR) mediante la utilización de prótesis (*stent grafts*). Esta cirugía invasiva se realiza típicamente en la aorta abdominal, pero recientemente se ha empezado a practicar en la AT incluido el arco aórtico (AA) (Wörz, 2010). A esta última intervención se la conoce como Reparación Endovascular de la Aorta Torácica (TEVAR), donde aún se utilizan los stents originalmente diseñados con la forma de la aorta abdominal. Estos dispositivos muchas veces fallan en adoptar correctamente la forma del AA y otras porciones de la AT induciendo cambios en el flujo sanguíneo, trombosis y hasta lesiones directas sobre el endotelio (Gyöngyösi, 2000; Wörz, 2010). Debido a la alta variabilidad en la forma y el recorrido tortuoso del arco, no se conoce un *stent graft* óptimo que pueda ser aplicado en cualquier paciente. El objetivo de este trabajo es utilizar el modelo de AT para analizar la variabilidad poblacional en su geometría, estudiando un gran número de pacientes (405 hombres). Adicionalmente, debido al conocido efecto de la edad sobre este vaso (Craiem, 2012; Redheuil, 2011), se analizaron a los pacientes separándolos en tres grupos etarios. Para caracterizar a cada grupo, también se incorporaron al análisis parámetros clínicos (superficie corporal y la presencia de factores de riesgo cardiovasculares resumidos en el índice de Riesgo de Framingham (Pencina, 2009)), que pueden o no estar relacionados (al menos de forma evidente) a la morfología de la aorta. Los parámetros geométricos y los clínicos se combinaron para realizar un Análisis de Componentes Principales (ACP) (Hotteling, 1933), obteniendo los factores que mejor describen la variabilidad poblacional para cada grupo etario. De estos parámetros se determinaron los modos de variación poblacional explicados por diferencias totalmente geométricas de la aorta. Esta información busca contribuir en forma valiosa a la búsqueda de la forma más adecuada de un *stent graft* para cada geometría específica.

2 MATERIALES Y MÉTODOS

El algoritmo de segmentación y modelización de la AT puede encontrarse en forma detallada en Craiem (2012), y será resumido brevemente en la sección 2.1. La descripción de los pacientes, la modalidad de TC sin contraste y el método de componentes principales se detallarán en las secciones 2.2 y 2.3.

2.1 Algoritmo de segmentación semiautomático

El algoritmo comienza con la selección manual de dos puntos semilla en los cortes axiales al nivel del centro de la arteria pulmonar. Estos puntos corresponden a la aorta ascendente y descendente (Figura 1.A), y se los denominará CA y CD respectivamente. A partir de estos puntos, un procesamiento automático extrae el esqueleto central de la AT y lo utiliza para

calcular la sección transversal circular de la aorta mediante un algoritmo de ajuste circular adaptativo. Este algoritmo de 4 pasos encuentra el círculo de área máxima que minimiza la cantidad de puntos de contacto con los extremos de la aorta y el tejido circundante dentro de una ROI de 10x10 cm alrededor de la semilla. Las etapas del algoritmo son:

- Aplicación de un filtro de mediana dentro de la ROI para la eliminación de ruido.
- Un filtro de apertura morfológica utilizando como elemento estructurante un círculo de radio $r = 1$ cm para separar a la aorta de tejidos aledaños.
- Un algoritmo de binarización basado en el método de *isodata*.
- Un crecimiento iterativo donde un círculo ubicado en la semilla se expande hasta tocar los límites de la aorta. El contacto con este límite genera el desplazamiento del centro del círculo en sentido contrario al punto de contacto hasta lograr separarse, y se reanuda el crecimiento. Cuando el desplazamiento genera múltiples puntos de contacto, el círculo se aleja simultáneamente de todos ellos hasta que la cantidad de puntos de contacto supera un umbral y finaliza.

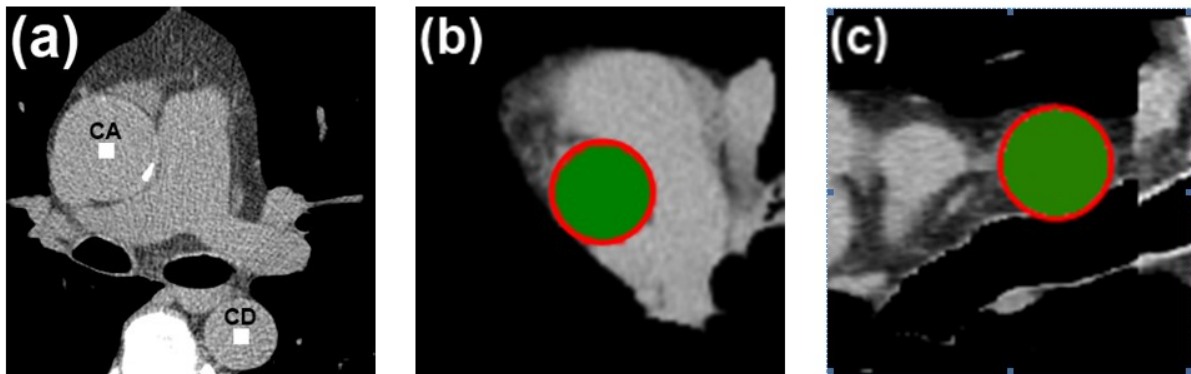


Figura 1. (a) Corte tomográfico axial donde se ubican los puntos semilla CA y CD (cuadrados blancos). (b) Segmentación de la aorta en un corte axial. (c) Segmentación de la aorta en un corte reconstruido por interpolación trilineal.

El resultado de este algoritmo es un punto (x,y,z) correspondiente al centro del círculo, y un radio r que determina el área de la circunferencia que aproxima la sección transversal de la aorta en esa posición (Figura 1.b y Figura 1.c).

Este algoritmo se aplica iterativamente de dos maneras diferentes:

- 1- Directamente sobre los cortes tomográficos axiales para la porción de aorta descendente por debajo del punto semilla CD (Figura 1.b).
- 2- Sobre cortes oblicuos reconstruidos en pasos de 2° por interpolación trilineal siguiendo un camino semitoroidal que une los puntos CA y CD, hasta un ángulo de 240° . (Figura 1.c).

En ambos casos, el punto central encontrado al final del algoritmo se utiliza como punto semilla para su aplicación en el corte siguiente. El algoritmo presupone a la aorta como un cilindro de radio variable deformado en el espacio siguiendo una curva correspondiente a su esqueleto central. Esto garantiza que la sección transversal al esqueleto de la aorta siempre es circular, coherente con la forma en que se la cuantifica en los diagnósticos clínicos. Debido a la forma no necesariamente toroidal del AA, la sección transversal encontrada por el algoritmo en esta porción siempre será circular, pero puede no coincidir con la sección transversal de la aorta (generalmente elíptica) cuando se sigue un camino toroidal estricto, y no el centro real del vaso. Lo mismo sucede al suponer que la aorta se encuentra perfectamente vertical en su porción descendente para cada plano axial por debajo de CD. Para solucionar ambos

problemas, se realiza una etapa de corrección donde el esqueleto central encontrado mediante el procedimiento anterior se utiliza como guía para reconstruir nuevos cortes oblicuos ortogonales al mismo, repitiendo en ellos la aplicación del algoritmo de ajuste circular. En esta segunda etapa, los cortes oblicuos corresponden de forma más aproximada a la sección transversal real de la aorta asegurándose así que el área encontrada describe de forma más adecuada el diámetro del vaso en ese punto.

El resultado de la aplicación sucesiva del algoritmo es un modelo de la AT formado por dos elementos:

-Un conjunto de puntos ordenados correspondientes al esqueleto central que sigue el camino de la aorta.

-Una sección transversal circular para cada punto del esqueleto definida por un radio r .

Este modelo permite la medición de parámetros geométricos y de forma de la AT, y puede ser fácilmente utilizado para mallar la superficie aórtica y realizar cálculos volumétricos o de superficie.

A partir del esqueleto central de la AT se calcula el plano de regresión que pasa por el baricentro del mismo, caracterizado por los vectores \bar{v}_1 y \bar{v}_2 (figura 2.a). Se calcula el punto medio entre CA y CD y se lo proyecta sobre el plano de regresión. A este punto se lo llama punto 'o'. Combinando el modelo con el plano de regresión se registraron parámetros geométricos de forma y de tamaño. Los parámetros de forma medidos fueron:

- La tortuosidad (T) del AA calculado como la distancia curvilínea sobre la distancia rectilínea entre los puntos CA y CD.
- El ancho del AA correspondiente a la distancia entre CD y CA.
- El alto del AA correspondiente a la distancia entre el punto medio entre CA y CD y el punto ubicado a 90° sobre el AA.
- El ángulo α entre el plano de regresión y la recta que une 'o' con el punto a 90° del AA, indicador de la inclinación del arco (Figura 2.b)
- Los ángulos β y γ entre el plano de regresión y las rectas que unen 'o' con los puntos CA y CD respectivamente, descriptores de la inclinación de la porción ascendente y descendente (Figura 2.c).

Los parámetros de tamaño medidos fueron:

- El diámetro promedio (Dp) del AA.
- El radio de curvatura (Rc), calculado como el inverso de la curvatura promedio del esqueleto central de la AT.
- El volumen total aórtico (Vt) contenido dentro de la malla.
- El largo total (Lt) del esqueleto central.

Más detalles sobre la variabilidad intra e inter observador del algoritmo en relación a los parámetros medidos y a la ubicación de los puntos semilla pueden encontrarse en Craiem (2012). En este trabajo se mostró que las mediciones realizadas por el mismo observador presentaron un coeficiente de variación máximo de 0.3% para el diámetro aórtico, y de un 4% para el volumen aórtico. La máxima variabilidad de las mediciones realizadas por dos observadores diferentes fue del 0.4% y del 4.4% para el diámetro y el volumen aórtico respectivamente. En el mismo trabajo, mediciones hechas sobre un fantoma plástico flexible de dimensiones similares a la aorta torácica mostraron un error menor a 1mm^3 .

2.2 Población experimental y adquisición de imágenes

Se modeló la aorta de 405 pacientes asintomáticos de la unidad de CMPCV del Hospital Pompidou (París, Francia). Se dividió a la población en 3 grupos etarios a partir de los tertiles de la distribución de edades. A los grupos se lo denominó Joven, Medio y Adulto, indicando el tertilo de menor edad, el intermedio y el de mayor edad respectivamente. Para cada paciente se registro su Superficie Corporal (BSA) y los datos clínicos que en conjunto se utilizan para calcular el índice de Riesgo de Framingham (FR del inglés *Framingham risk score*), conocido predictor del riesgo cardiovascular: edad, sexo, colesterol total, tabaquismo, colesterol HDL, presión sistólica, entre otros (Pencina, 2009). Los pacientes habían sido sometidos a TC sin contraste para la medición de calcio coronario bajo un estudio de reclasificación de factores de riesgo cardiovascular (Greenland, 2010). Este estudio retrospectivo fue autorizado por el CNIL (Commission nationale de l'informatique et des libertés) de acuerdo a la declaración de Helsinki. Las imágenes se obtuvieron con un tomógrafo multicorte (64-slice Light-speed VCT; GE Health care, Milwaukee, Wisconsin, EEUU) con un ancho de corte de 2.5 mm, 120 kV₀, corriente de tubo de 250-mA, 250-ms de exposición, un FOV de 2350-mm y gatillado por ECG al 60% del intervalo R-R (mitad de diástole). Las imágenes se obtuvieron conteniendo la respiración una única vez, en dirección craneocaudal por encima del AA hasta el diafragma.

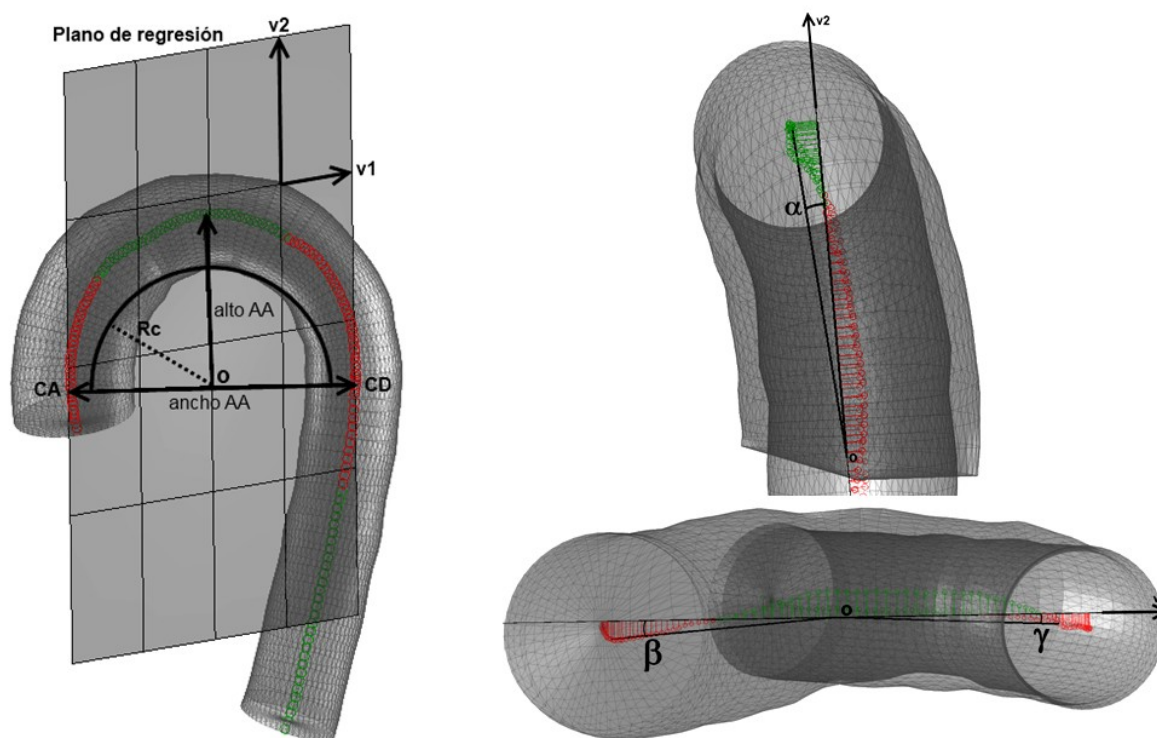


Figura 2. (a) Malla de la AT con su respectivo plano de regresión definido por los vectores \vec{v}_1 y \vec{v}_2 . (b) Vista lateral de la malla donde se puede ver el ángulo α . (c) Vista superior de la malla donde se pueden ver los ángulos β y γ . En verde y en rojo se indica la porción del esqueleto central de la aorta por delante y por detrás del plano de regresión, respectivamente.

2.3 Análisis de Componentes Principales

Se realizó un ACP utilizando un vector de datos combinando los factores geométricos definidos en la sección 2.2 (10 en total) y clínicos (2 en total) de los pacientes. Debido a la naturaleza diferente de los datos, tanto en magnitud como en unidades, los mismos se normalizaron sustrayendo su valor medio y dividiéndolos por su desvío. A partir del vector de

datos normalizados de los pacientes se creó la matriz X de dimensión $12 \times n$, cuyas n filas corresponden a los datos de los pacientes para cada uno de los 12 parámetros a estudiar. A partir de X se calculó la matriz de correlaciones C :

$$C = \frac{X \cdot X^T}{n}$$

siendo X^T el vector traspuesto de X . Los componentes principales son los autovectores v_i de la matriz C , asociados a sus respectivos autovalores λ_i , tales que:

$$C \cdot v_i = \lambda_i \cdot v_i$$

Para cada autovector o componente principal, los autovalores representan la cantidad de la varianza en la información explicada por el mismo. De esta manera, ordenando los autovalores en forma creciente (hecho que se considerará sobreentendido para el resto del trabajo), se obtienen los vectores que explican, de mayor a menor, la variabilidad de los datos. Para elegir la cantidad de componentes principales capaces de explicar la variabilidad de los datos, se realizó una curva del error de la varianza acumulada e , definida como:

$$e_{(d)} = 1 - \left(\frac{\sum_{i=1}^{d \leq 12} \lambda_i}{\sum_{i=1}^{12} \lambda_i} \right)$$

donde el término

$$\sum_{i=1}^{d \leq 12} \lambda_i$$

representa la varianza acumulada de los primeros d autovalores de la matriz C , y el término

$$\sum_{i=1}^{12} \lambda_i$$

representa la varianza total explicada por todos los autovalores.

Se realizó un ACP independiente para cada grupo etario, buscando los principales factores que representan la mayor variabilidad. Para favorecer la interpretación de los componentes principales, se dividió a la población de cada grupo etario dentro de 5 intervalos definidos por la variabilidad de sus componentes principales, y se graficó una aorta promedio para cada grupo.

3 RESULTADOS

Los tertiles de edad fueron 52 y 61 años, dividiendo a los 405 pacientes en tres grupos (Joven, Medio y Adulto) de rangos [32,52], [53,61], [62,82] con media \pm desvío de 47 ± 4 , 58 ± 3 y 66 ± 4 años, respectivamente. La Tabla 1 indica los valores clínicos y geométricos

medios para cada grupo.

El error de la varianza acumulada resultante del ACP (Figura 3) mostró la capacidad de los primeros dos componentes principales para explicar aproximadamente el 60% de la variabilidad en la población total, independientemente del grupo etario. A partir de este gráfico y debido a una limitación temporal en la confección de este artículo, se decidió buscar la interpretación únicamente de los dos primeros componentes, dejando la interpretación de los terceros y cuartos componentes (responsables en conjunto de un 20% de variabilidad adicional) para futuras publicaciones.

Los vectores de correlación entre las variables originales y los dos primeros componentes principales se muestran en la Tabla 2. El porcentaje de variabilidad explicado por cada factor para los grupos Joven, Medio y Adulto respectivamente fue 32, 34 y 35% para el primero y 25, 25 y 24% para el segundo. La variación de la forma aórtica en función de la varianza de las componentes principales se estudió calculando y graficando una aorta promedio para los pacientes cuyo componente principal i -ésimo (F_i) se situó en alguno de los siguientes 5 intervalos:

$$|F_i - \mu_i| < 0,5 \cdot \sqrt{\lambda_i}; \quad |F_i - (\mu_i \pm 0,75 \cdot \sqrt{\lambda_i})| < 0,25 \cdot \sqrt{\lambda_i}; \quad \pm F_i < \pm(\mu_i \mp \sqrt{\lambda_i})$$

donde μ_i representa el valor medio de F_i y λ_i representa el i -ésimo autovalor de la matriz de covarianzas. A modo de ejemplo, los 5 intervalos representados gráficamente para el factor F_1 se muestran en la Figura 4.

El ejemplo para los dos primeros componentes principales del grupo Medio se muestra en la Figura 5. Para el cálculo de las aortas promedio se alinearon todos los planos de regresión, y se hicieron coincidir los puntos CA y CD de los pacientes a promediar.

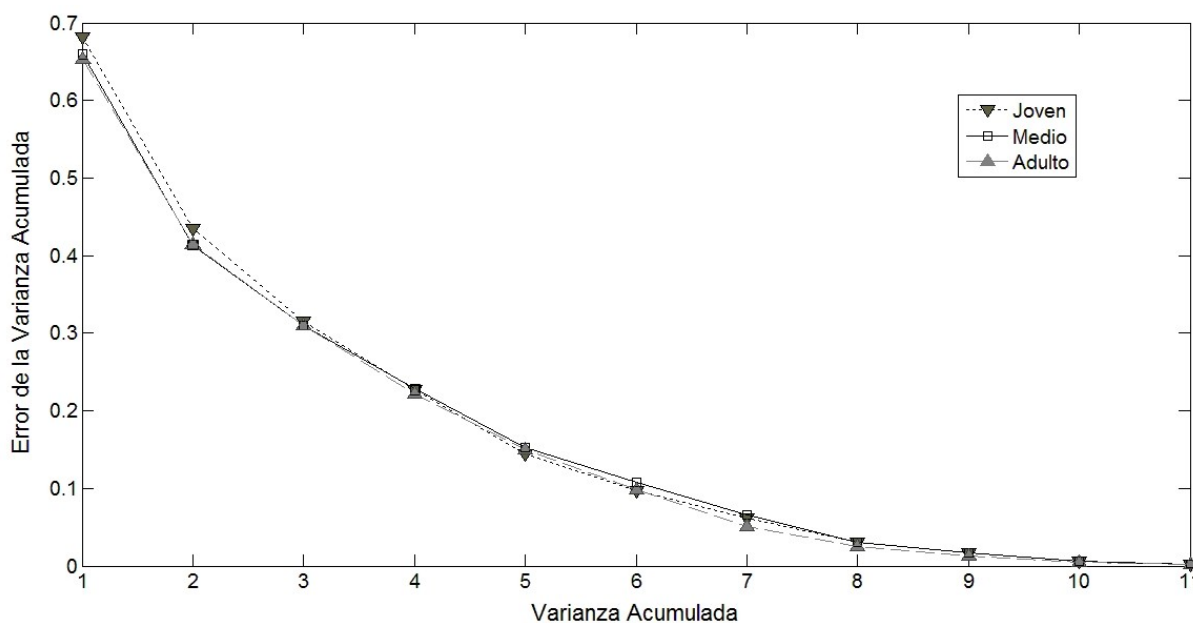


Figura 3. Error de la varianza acumulada en función de la varianza acumulada hasta el i -ésimo autovalor de la matriz de correlaciones. En el gráfico se puede ver que los primeros dos autovalores acumulan hasta un 60% de la varianza total en los tres grupos etarios.

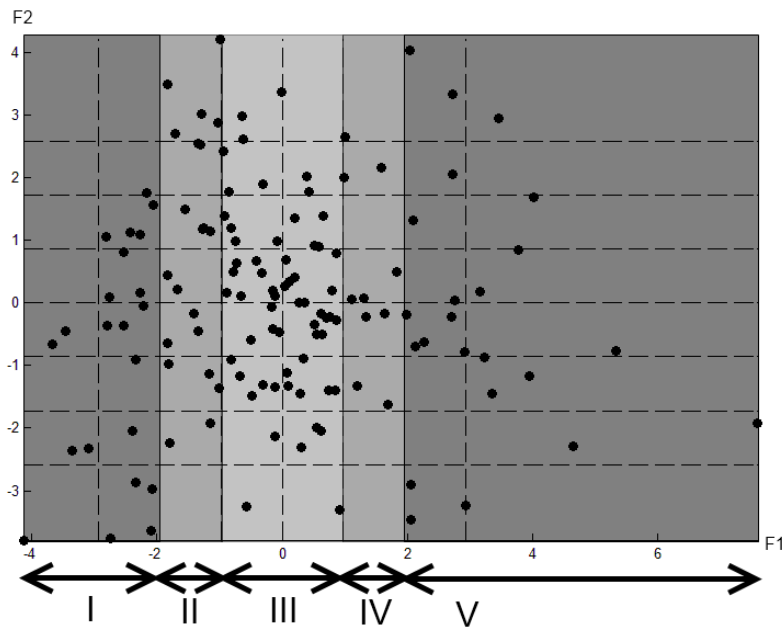


Figura 4. Pacientes del grupo Joven proyectados sobre el espacio formado por los componentes principales F1 y F2. Los 5 intervalos (I a V) muestran la división de la población utilizada para graficar las aortas promedio.

	Joven	Medio	Adulto
BSA	2,1±0,2	2,0±0,2	2,0±0,2
RF	10±6	12±5	15±6
Dp, cm	2,8±0,2	3,0±0,2	3,1±0,3
Rc, cm	3,4±0,5	3,6±0,5	3,7±0,4
Vt, cm ³	141±27	166±33	189±41
Lt, cm	27,0±2,3	28,8±2,5	29,8±2,9
Tort	0,84±0,18	0,85±0,19	0,79±0,18
Ancho,	7,4±0,9	8,0±1,0	8,7±1,02
Alto, cm	4,48±0,56	4,85±0,62	4,98±0,76
α , °	8,1±2,8	8,4±2,7	7,4±2,4
β , °	4,0±2,5	4,1±2,4	4,0±2,4
γ , °	6,2±2,2	5,9±2,6	4,8±2,4

Tabla 1: Valores medios \pm desvíos de los parámetros clínicos y geométricos en los tres grupos etarios. BSA: área de superficie corporal; RF: riesgo de Framingham; Dp: diámetro promedio; Rc: radio de curvatura; Vt: volumen total; Lt: largo total; Tort: tortuosidad; Ancho: ancho del arco; Alto: alto del arco; α : ángulo de inclinación; β : ángulo de porción ascendente; γ : ángulo de porción descendente.

	$F_1 \cdot 10$	$F_2 \cdot 10$
BSA	2/ 2/ 2	1 / 1/ 0
RF	1/ 0/ 0	0/ -1/ -1
Dp	4/ 4/ 4	-1/ 0/ -2
Rc	3/ 4/ 4	1/1/ 0
Vt	5/ 5/ 5	0/ 1/ -1
Lt	4/ 4/ 5	3/ 3/ 1
Tort	-1/ -1/ 1	4/ 4/ 4
Ancho	4/ 4/ 3	-1/ -1/ -3
Alto	2/ 2/ 4	4/4/ 2
α	0/ -1/ 1	4/ 4/ 4
β	-1/ -2/ -1	4/ 4/ 4
γ	0/ -1/ 1	4/ 4/ 4

Tabla 2: Vectores de correlación entre las variables originales y los dos primeros componentes principales para cada grupo etario (Joven/ Medio/ Adulto). Los valores se multiplicaron por 10 para facilitar la interpretación. Los valores más significativos ($\geq 0,4$) se resaltaron en negrita. (Para las abreviaturas ver Tabla 1).

4 DISCUSIÓN

El análisis de componentes principales mostró dos tipos de variación en la geometría de la aorta, capaces de explicar aproximadamente el 60% de la variabilidad total en la población dentro de los tres grupos etarios. Aunque solo se muestran las aortas promedio para el grupo de edades intermedias, los otros grupos etarios mostraron comportamientos similares.

El primer factor (F_1) aumenta con todas las variables asociadas al volumen y al tamaño en general de la aorta. En orden de importancia, un aumento en F_1 genera aortas de mayor volumen, longitud, diámetro y mayor radio de curvatura. También se halló una asociación con el ancho del arco, que a pesar de ser una variable de forma, se ha demostrado que está íntimamente relacionada al volumen aórtico (Craiem, 2012). En el análisis de las formas promedio se percibe un cambio de tamaño y no de morfología, coherente con la baja correlación del primer factor con la tortuosidad o las angulaciones. Se ven formas similares pero aumentadas en todas sus dimensiones por igual. Por ello llamamos a este factor "de escala". Es interesante notar que este cambio no está acompañado de un aumento en el alto del arco aórtico. Se observa una leve relación entre este factor y el BSA del paciente, lo que indica que la variación de la escala está asociada con el tamaño de la persona.

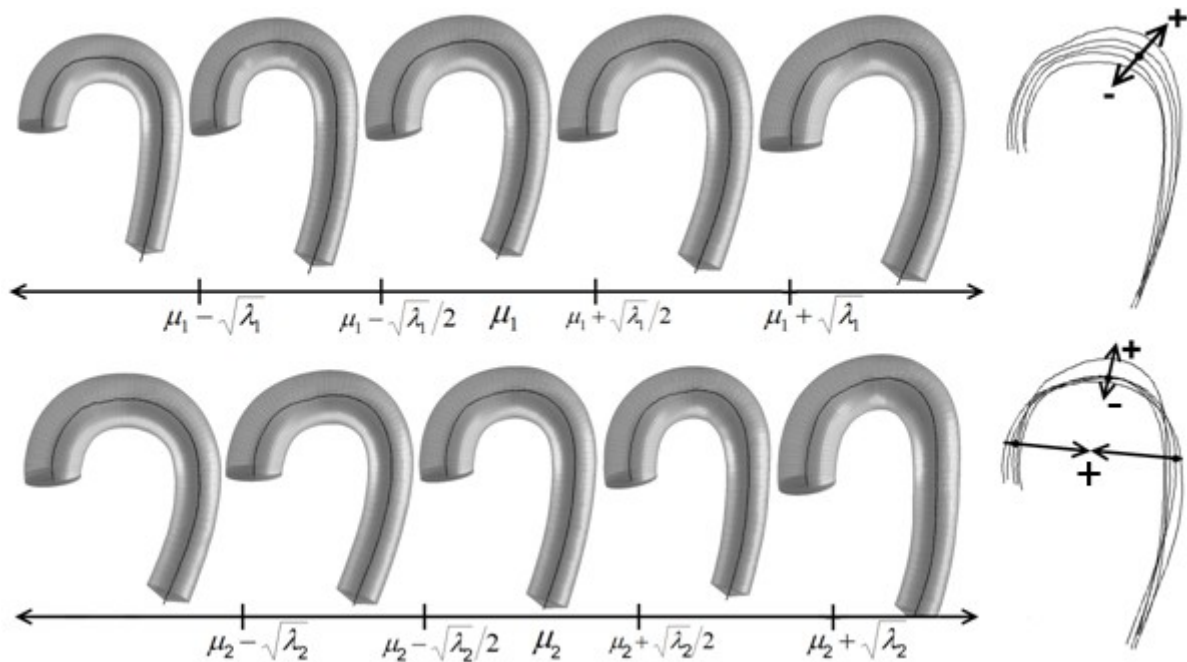


Figura 5. (Arriba) Aortas promedio de acuerdo a los cinco intervalos de F_1 . (Abajo) Ídem para F_2 . A la derecha de todas las imágenes se muestra el esqueleto central de las aortas de los cinco intervalos, mostrando el cambio percibido en la forma para el aumento (+) o disminución (-) de cada factor F_i .

El segundo factor (F_2) está relacionado positivamente con la tortuosidad, el alto del arco y las angulaciones. De acuerdo a este factor, aumentando F_2 se generan aortas más curvadas, altas y tortuosas. Debido a que no hay dependencia con el ancho del arco pero sí con el alto, la tortuosidad parece no estar asociada a una cuestión de deformación del vaso sino quizás a un arqueamiento natural de la arteria. El aumento de este factor genera aortas más estrechas y

altas. Otros trabajos (Ou, 2007; Frydrychowicz, 2012) clasifican la morfología aórtica en tres formas características de acuerdo al arco: la forma circular o "románica", la forma "gótica" y la cúbica o "de almena". En 62 pacientes sin patología de la aorta torácica, Frydrychowicz *et al.* (2012) hallaron un 11% de arcos cúbicos, 71% circulares y 18% góticos. Una comparación cualitativa de las formas promedio encontradas en este trabajo mediante ACP parece indicar que la forma cúbica se asemeja a las aortas con bajo valor de F_2 ($F_2 < \mu_2 - \sqrt{\lambda_2}$), se vuelven circulares con F_2 entre $\mu_2 - \sqrt{\lambda_2}$ y $\mu_2 + \sqrt{\lambda_2}$ y tienden a una forma gótica para valores altos de F_2 ($F_2 > \mu_2 + \sqrt{\lambda_2}$). Los pacientes encontrados en cada uno de estos intervalos corresponden aproximadamente al 14%, 68% y 17% respectivamente, mostrando una proporción similar a la encontrada en Frydrychowicz (2012). Cabe destacar que mediante ACP se encontraron estas formas sin que se realizara una búsqueda explícita de estas geometrías en particular, lo que sugiere que éstas se encuentran asociadas de manera inherente a los parámetros estudiados.

Finalmente, es necesario destacar que el análisis de un mayor número de componentes principales podría brindar mayor información sobre los modos de variación de la geometría aórtica en la población en estudio. Este análisis será encarado en futuros trabajos.

5 CONCLUSIÓN

En el presente trabajo mostramos la posibilidad que brinda la tomografía sin contraste para obtener información extra-coronaria en un gran número de pacientes, permitiendo la reconstrucción, modelización y mallado de la aorta torácica. Esta información estadística resume la variabilidad morfológica de la aorta torácica en una población de riesgo. El análisis por componentes principales mostró dos modos de variación de la geometría aórtica, indicando una variabilidad natural que parece ser independiente de la edad. Esta variabilidad fue interpretada como un factor ligado a la escala y otro a la curvatura del arco. Esta información morfológica podrá ser utilizada para el diseño de prótesis que se adapten a las geometrías más comunes de aorta torácica y contribuir así en el futuro al mejoramiento de las técnicas de TEVAR.

REFERENCIAS

- Craiem, D., Chironi, G., Redheuil, A., Casciaro, M.E., Simon, A. and Armentano Feijoo, R.L., Aging Impact on Thoracic Aorta 3D Morphometry in Intermediate-Risk Subjects: Looking Beyond Coronary Arteries with Non-Contrast Cardiac CT. *Annals of Biomedical Engineering*, 40:1028-1038, 2012.
- Frydrychowicz, A., Berger, A., Munoz del Rio, A., Russe, M.F., Bock, J., Harloff, A., and Markl, M., Interdependencies of aortic arch secondary flow patterns, geometry, and age analysed by 4-dimensional phase contrast magnetic resonance imaging at 3 Tesla, *European Radiology*, 22:1122-1130, 2012.
- Greenland, P., Alpert, J.S., Beller, G.A., Benjamin, E. J., Budoff, M.J., Fayad, Z.A., Foster, E., Hlatky, M.A., Hodgson, J.M., Kushner, F.G., et al, ACCF/AHA guideline for assessment of cardiovascular risk in asymptomatic adults: a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines, *Journal of the American College of Cardiology*, 56:e50-103, 2010.
- Gyöngyösi, M., Yang, P., Khorsand, A. and Glogar, D., Longitudinal straightening effect of stents is an additional predictor for major adverse cardiac events, *Journal of the American College of Cardiology*, 35:1580-1589, 2000.

- Hotelling, H., Analysis of a Complex of Statistical Variables with Principal Components, *Journal of Educational Psychology*, 24:498-520, 1933.
- Ou, P., Celermajer, D.S., Mousseaux, E., Giron, A., Aggoun, Y., Szezepanski, I., Sidi, D. and Bonnet, D., Vascular Remodeling After “Successful” Repair of Coarctation, *Journal of the American College of Cardiology*, 49:883-890, 2007.
- Pencina, M.J., et al, Predicting the 30-year risk of Cardiovascular Disease: the Framingham Heart Study, *Circulation*, 119:3078-3084, 2009.
- Redheuil, A., Yu, W.C., Mousseaux, E., Harouni, A.A., Kachenoura, N., Wu, C.O., Bluemke, D., Lima, J.A.C., Age-Related Changes in Aortic Arch Geometry, *Journal of the American College of Cardiology*, 58:1262-1270, 2011.
- Wong, N.D., Gransar, H., Shaw, L., Polk, D., Moon, J.H., Miranda-Peats, R., Hayes, S.W., Thomson, L.E., Rozanski, A., Friedman, J.D and Berman, D.S., Thoracic Aortic Calcium Versus Coronary Artery Calcium for the Prediction of Coronary Heart Disease and Cardiovascular Disease Events, *JACC: Cardiovascular Imaging*, 2:319-326, 2009.
- Wörz, S., von Tengg-Kobligk, H., Henninger, V., Rengier, F., Schumacher, H., Böckler, D., Kauczor, H. and Rohr, K., 3-D Quantification of the Aortic Arch Morphology in 3-D CTA Data for Endovascular Aortic Repair, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 57:2359-2368, 2010