

Ingeniería biomédica

Modelación y simulación de la arteria aorta a partir de datos clínicos utilizando un modelo fraccional viscoelástico y el método del elemento finito

El desarrollo de modelos y simulaciones biomecánicas constituyen un apoyo crucial para los profesionales de la salud, ya que los mismos facilitan el diseño de implantes hechos a la medida del paciente, logrando reducir el impacto ocasionado por un proceso de repetición de cirugías o empleados en la prevención neonatal de displasia de cadera. Así mismo se han desarrollado métodos para la detección de condiciones patológicas, como el cáncer de próstata, basados en los cambios del comportamiento mecánico del tejido, utilizando modelos viscoelásticos fraccionales e imágenes de resonancia magnética, detectando la presencia de tejido cancerígeno en su etapa temprana. Debido a que las enfermedades cardiovasculares son la primer causa de muerte en México, así como en los demás países desarrollados y en vías de desarrollo, en la presente investigación se desarrolló una modelación y simulación de la arteria aorta, donde se analiza la distribución de esfuerzos ocasionados por el flujo sanguíneo y en la que se emplea un modelo fraccional viscoelástico. Buscando que un futuro, no muy lejano, este tipo de simulaciones puedan ser utilizadas por profesionales de la salud en la prevención y tratamiento de las ECV, por ejemplo identificando las zonas críticas de tensiones en las paredes arteriales.

Las arterias se encuentran constituidas por tres capas internas, conocidas como la Túnica Intima, Túnica Media y Túnica Externa o Adventicia, estas tienen una forma de cilindro semicircular y básicamente se componen de redes de colágeno, elastina y tejido muscular liso. Esta composición de múltiples capas le proporciona a la arteria un comportamiento material compuesto, además como Fung lo describe en su tratado clásico, los tejidos blandos presentan una característica mecánica conocida como viscoelasticidad.

Construcción de la geometría. La tomografía se realizó mediante cortes axiales con una separación de 5 mm. La zona de interés consiste en la arteria aorta, precisamente donde

presenta una zona de curvatura. Una vez obtenidas las imágenes estas son manipuladas en el software Onis utilizando la escala de Hounsfield adecuada, para los tejidos blandos se encuentra en el rango de +10UH a +90UH, se identifican las zonas de interés y se delimitan cada una de las fronteras de las capas de la arteria. Esto se puede lograr ya que entre las capas se tienen distintos tipos de elementos constituyentes, principalmente entre la media y las dos restantes. Cada una de las fronteras de las capas arteriales es exportada como una nube de puntos al software Rhinoceros R. Con estas nubes de puntos se genera un conjunto de splines formando una curva cerrada y suave para cada una de las fronteras y cada corte realizado, utilizando la vista axial. Ya con el conjunto de curvas en cada uno de los cortes se utiliza un proceso de interpolación entre cada una de las capas con el objetivo de formar una superficie tubular que recorre el conjunto de cortes axiales. Tomando en cuenta que las curvas generadas son básicamente superficies sin espesor definido, es necesario generar una especie de tapa en los extremos con la finalidad de construir un objeto tridimensional sólido. Por último la geometría tridimensional se exporta a un software de cálculo mediante el método de los elementos finitos. Una vez realizado este proceso se establecen las condiciones de frontera, se simula el proceso de presión arterial de 120/80 mmHg y se analiza la convergencia de la malla, esta se aseguró utilizando más de 600,000 elementos del tipo brick hexaédrico de 8 nodos. La arteria posee un comportamiento material viscoelástico, este tipo de comportamiento consiste básicamente en una combinación de dos clases de materiales. El primer comportamiento material es el del sólido elástico, el segundo tipo de comportamiento se conoce como fluido viscoso Newtoniano. El ensayo de fluencia o creep, consiste en aplicar instantáneamente un esfuerzo de magnitud σ_0 y mantenerlo constante después, mientras se mide la deformación como una función del tiempo, la deformación resultante es conocida como fluencia. En el caso de los ensayos de relajación de esfuerzos, una deformación instantánea de magnitud E_0 es impuesta a una muestra del material y esta se mantiene mientras se registra el esfuerzo como una función dependiente del tiempo, el decremento en los valores del esfuerzo durante la duración del ensayo, es conocido como la relajación a los esfuerzos. Estos tipos de ensayos se realizan de forma uniaxial, biaxial y volumétrica, en el caso de esta investigación se tomaron los datos de ensayos de relajación de esfuerzos uniaxial realizados en un segmento de arteria tomada de un donador fallecido por causas no relacionadas con enfermedades cardiovasculares. El comportamiento de los

materiales viscoelásticos cuando se encuentran sujetos a un estado de esfuerzos en forma de una función armónica, es decir una función continua y periódica, es una de las propiedades más importantes de la teoría de la viscoelasticidad y soporta una parte fundamental de esta investigación. Los modelos fraccionales viscoelásticos proporcionan una transición suave, continua y gradual entre el estado sólido y del fluido viscoso. Introduciendo un nuevo elemento fraccional conocido como springpot, por la unión de los nombres en inglés del resorte y el amortiguador, mostrando desde su nombre que este nuevo elemento se encuentra oscilando entre el estado sólido y el fluido viscoso. El modelo empleado en la caracterización del comportamiento material de la aorta es el del sólido lineal estándar, también conocido como modelo de Zener en el caso fraccional.

Se logró obtener una representación geométrica del segmento de arteria a partir de imágenes obtenidas mediante un TAC. Se efectuó la simulación tridimensional mediante MEF del segmento de arteria, basada en datos clínicos, utilizando el modelo viscoelástico fraccional de Zener. Se comprobó que los modelos fraccionales brindan un efecto transitorio suave y continuo entre los sólidos elásticos y los fluidos viscosos, que es en el espectro donde se encuentra el comportamiento biomecánico de los tejidos biológicos blandos y en particular las paredes arteriales. Se determinó la distribución de esfuerzos y la tendencia de deformación de la arteria donde el rango de esfuerzos máximos, bajo el criterio de von Mises, concuerda con los obtenidos por Balzani para tejidos formados principalmente por colágeno y los de Holzapfel & Sommer, utilizando el modelo de hiperelasticidad y ensayos biaxiales. Por otra parte, se identificó el lugar geométrico donde este segmento de arteria presenta la concentración de esfuerzos máximos, este sitio es el mismo que se reporta en las investigaciones de Richardson, quien relaciona la zona de curvatura de la arteria con la de mayor formación de placa aterosclerosis y con la de Hoi donde se analizan los efectos de los cambios en la geometría de la arteria con la aparición de aneurismas. Por consiguiente se demuestra la importancia de basar las simulaciones digitales en las geometrías reales de las arterias. A su vez se comprueba las funciones de las capas, donde se reconoce principalmente la función de la media, la cual disipa de manera continua la presión hacia la capa externa, este fenómeno se observa en la distribución uniforme de los esfuerzos en la misma.