

**UNIVERSIDAD DEL SURESTE**  
**CAMPUS TUXTLA GUTIÉRREZ**

***Materia:***

**BIOMATEMÁTICAS**

***RESUMEN:***

**ARTICULO DE MODELACION Y SIMULACION DE LA ARTERIA AORTA**

***Docente:***

**Dr.: José Miguel Celebro Ricaldi**

***Alumno:***

**Ángel Gerardo Valdez cuxim**

***MEDICINA HUMANA***

***2do semestre***

***Julio 2020***

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 cirugía o empleados en la prevención neonatal de displacia 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.

En función de caracterizar el comportamiento biomecánico de los tejidos blandos, en los últimos años la teoría del cálculo fraccional, se ha empleado ampliamente en el campo de la biomecánica. Los operadores diferenciales fraccionales han mostrado un gran desarrollo, utilizándose principalmente en la caracterización del comportamiento mecánico de tejidos blandos in-vivo, con investigaciones recientes para la caracterización del tejido cerebral, donde existen criterios establecidos de daño por esfuerzos y deformaciones, aquellos relacionados con el hígado, o como en el caso de este estudio, para la caracterización biomecánica de las arterias.

Debido a que las enfermedades cardiovasculares (ECV) 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.

Inicialmente se obtiene una representación geométrica de la arteria basada en imágenes médicas, por lo que se inicia describiendo su composición interna a grandes rasgos, después se desarrolla el proceso de construcción de la geometría.

El sistema circulatorio se compone básicamente por el corazón y los vasos sanguíneos, a su vez los vasos sanguíneos se componen de arterias, arterias menores y venas. Las arterias se encuentran constituidas por tres capas internas, conocidas como la Túnica Íntima, 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.

A continuación se describe el proceso de construcción geométrica. Las imágenes DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine), se obtuvieron mediante un escáner TAC Philips Brilliance R y fueron proporcionadas por el Centro Médico Diagnósticos México Americano, las mismas se efectuaron en un paciente vivo de sexo masculino, de 37 años de edad y con una estatura de 1.78m, el resto de los datos personales del paciente se mantienen anónimos. 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. Un conjunto de imágenes DICOM se muestran en la Figura 2, donde se identifica dicha zona y se pueden apreciar los tres cortes.

Una vez obtenidas las imágenes éstas son manipuladas en el software Onís 2.2 R. 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.

Cada una de las fronteras de las capas arteriales es exportada como una nube de puntos al software Rhinoceros. 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.

Como se describió anteriormente 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 cual se caracteriza con la ecuación:  $\sigma(t) = E \cdot \epsilon(t)$ .

La teoría de la viscoelasticidad lineal se basa en un comportamiento que se encuentra entre el elástico y el viscoso, suele representarse mediante arreglos de resortes y amortiguadores en serie o paralelo y combinaciones de éstos. Por lo que esta relación es descrita mediante una ecuación diferencial con coeficientes constantes.

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 (spring) y el amortiguador (dashpot), mostrando desde su nombre que este nuevo elemento se encuentra oscilando entre el estado sólido y el fluido viscoso.

El primer resultado obtenido es en el que se sustenta principalmente la investigación, y consiste en la obtención de una representación geométrica de un segmento de la aorta con sus tres capas constituyentes, la misma puede ser manipulada y analizada en un software de MEF considerándola un sólido bien definido y continuo. Además de contar con la geometría es necesario determinar los parámetros mecánicos del modelo de comportamiento material, con esta finalidad, primero se determinó el orden del modelo fraccional de Zener.

Esto se realizó mediante un ajuste de curvas de los datos experimentales de relajación a los esfuerzos utilizando el método numérico de Levenberg-Marquardt. En este método a diferencia del de mínimos cuadrados, es posible determinar los coeficientes de la función a minimizar y el orden de la misma.

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.

Como es bien conocido la arteria al igual que la mayoría de los tejidos blandos presenta una condición de anisotropía, es decir que tiene direcciones preferenciales de deformación debido a la configuración del tejido muscular. Por lo que es necesario desarrollar modelos fraccionales del material que contemplen este fenómeno y la heterogeneidad de los materiales que constituyen estos tejidos.

Este tipo de materiales biológicos tienden a autorepararse, reorganizarse, cambiar sus propiedades mecánicas, su longitud, etc. Lo que constituye una limitante en la adquisición de parámetros mecánicos in-vivo.