

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 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 visco elásticos fraccionales e imágenes de resonancia magnética, detectando la presencia de tejido cancerígeno en su etapa temprana.

Modelación y simulación de la arteria aorta a partir de datos clínicos utilizando un modelo fraccional visco elástico 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 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 visco elásticos fraccionales e imágenes de resonancia magnética. 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. Debido a que las enfermedades cardiovasculares (ECV) son la primera causa de muerte en México, así como en los demás países desarrollados y en vías de desarrollo. 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. 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. En los humanos jóvenes la capa íntima es una capa extremadamente delgada de aproximadamente 80nm, como una membrana separada de la media por una fina capa de

elastina, la media está conformada de células musculares lisas sumergidas en una matriz celular de colágeno y elastina, finalmente la externa es una gruesa capa compuesta de colágeno y fibroblastos. Esta composición de múltiples capas le proporciona a la arteria un comportamiento material compuesto, además como Funge lo describe en su tratado clásico, los tejidos blandos presentan una característica mecánica conocida como visco elasticidad. Las imágenes DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine), se obtuvieron mediante un escáner TAC Philips Brillante. 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. Esto se puede lograr ya que entre las capas se tienen distintos tipos de elementos constituyentes, principalmente entre la media y los dos restantes. Con estas nubes de puntos se genera un conjunto de spines formando una curva cerrada y suave para cada una de las fronteras y cada corte realizado, utilizando la vista axial. El primer comportamiento material es el del sólido elástico el cual se caracteriza con la ecuación: $\sigma(t) = E \epsilon(t)$ Donde $\sigma(t)$ es el esfuerzo, E es el módulo de Young y $\epsilon(t)$ es la deformación. Sus características intrínsecas consisten en que al momento de aplicar una fuerza al material la deformación le es directamente proporcional y al momento de retirar esta fuerza el material regresa a su configuración inicial. La teoría del visco elasticidad 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. Para este tipo de materiales la relación esfuerzo deformación, también puede ser definida utilizando el principio de superposición de Maxwell-Boltzmann, por la ecuación constitutiva Donde $G(t)$ y $J(t)$ son los módulos de relajación a los esfuerzos y el de fluencia o creep respectivamente. El comportamiento de los materiales viscoelástico 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 del visco elasticidad y soporta una parte fundamental de esta investigación. Este fenómeno básicamente se visualiza de la siguiente manera: al someter una muestra de material a una deformación armónica (oscilación), la respuesta es nuevamente una función armónica con una traslación. Reemplazando la ecuación (6) en la ecuación (3), se puede obtener la ecuación constitutiva

en la forma: Los modelos fraccionales viscoelástico 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 (déspota), mostrando desde su nombre que este nuevo elemento se encuentra oscilando entre el estado sólido y el fluido viscoso. En el caso de que no sea un número entero la definición de Caputo requiere que la m -ésima derivada de la función sea integrable. El modelo empleado en la caracterización del comportamiento material de la aorta es el del sólido lineal estándar, también conocido como modelo de Tener en el caso fraccional. 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. Por último se procedió a determinar los módulos de almacenamiento y los de pérdidas para un rango de valores de frecuencia, ya que el software de MEF Abarques cuenta con la posibilidad de caracterizar el comportamiento material viscoelástico a través de una tabla de coeficientes obtenidos mediante experimentos oscilatorios. 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 Tener 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.