



Revista INGENIERÍA UC

ISSN: 1316-6832

ISSN: 2610-8240

revistaing@uc.edu.ve

Universidad de Carabobo

Venezuela

Garrido, José; López, José; Benítez, Rafael; González, Carlos
Simulación numérica del sistema respiratorio humano
Revista INGENIERÍA UC, vol. 26, núm. 3, 2019, Septiembre-, pp. 248-257
Universidad de Carabobo
Venezuela

Disponible en: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=70762652001>

- Cómo citar el artículo
- Número completo
- Más información del artículo
- Página de la revista en redalyc.org

UNAM  redalyc.org

Sistema de Información Científica Redalyc
Red de Revistas Científicas de América Latina y el Caribe, España y Portugal
Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso
abierto

Numerical simulation of human respiratory system

José Garrido^a, José López^a, Rafael Benítez^{a,*}, Carlos González^b

^a *Departamento de Térmica y Energética. Escuela Ingeniería Mecánica. Facultad de Ingeniería. Universidad de Carabobo, Valencia, Venezuela.*

^b *Grupo de Biomecánica, Rehabilitación y Procesamiento de Señales. Departamento de Mecánica. Universidad Simón Bolívar, Baruta, Venezuela*

Abstract.- The following research work aimed at obtaining the properties of respiration in the human lower respiratory system (trachea, bronchi and lungs), through a computational numerical simulation. Performing a detailed and accurate anatomical modeling of an average adult person, based on medical anatomy books, to which a transient dynamic analysis is applied, allowing recreating real deformations of the breathing in the geometry of the system and sharing the data obtained with a program specialized in Computational Fluids Dynamics (CFD), which, based on the volume changes generated in the lungs, will allow us to know the different flow properties. Graphs of the theoretical results obtained from the simulation are compared, analyzed and validated with the properties of respiration obtained through experimental studies, obtaining average relative error values of 3 % for the graph Lung Volume vs Time.

Keywords: numerical simulation; CFD; respiratory volume; lungs; respiratory system.

Simulación numérica del sistema respiratorio humano

Resumen.- Esta investigación tuvo como objetivo la obtención de las propiedades de la respiración en el sistema respiratorio inferior humano (tráquea, bronquios y pulmones), a través de una simulación numérica computacional. Realizando un modelado anatómico detallado y preciso de una persona adulta promedio, basado en libros de anatomía médica, aplicando un análisis dinámico transitorio, permitiendo recrear deformaciones reales de la respiración en la geometría del sistema y compartir los datos obtenidos con un programa especializado en la dinámica de los fluidos computacional (Computational Fluid Dynamics, CFD), el cual, a partir de los cambios de volumen generados en los pulmones, permitirá conocer las distintas propiedades del flujo. Se comparan, analizan y validan gráficas de los resultados teóricos obtenidos de la simulación con las propiedades de la respiración obtenidas a través de estudios experimentales, consiguiendo valores de errores relativos promedios para la gráfica Volumen pulmonar vs Tiempo de 3 %.

Palabras clave: simulación numérica; CFD; volumen respiratorio; pulmones; sistema respiratorio humano.

Recibido: 01 de noviembre, 2019.

Aceptado: 06 de diciembre, 2019.

1. Introducción

El ser humano respira, día tras día, gracias al sistema respiratorio de su cuerpo. Sus pulmones se expanden y se contraen, suministrando oxígeno vital para su cuerpo y eliminando un producto de desecho llamado dióxido de carbono. La respiración comienza en la nariz y la boca, se inhala aire a través de la nariz o la boca y viaja por la parte posterior de la garganta hacia la tráquea.

La tráquea luego se divide en pasajes aéreos llamados bronquios, a medida que los bronquios pasan a través de los pulmones, se dividen en pasos de aire más pequeños llamados bronquiolos. Los bronquiolos terminan en pequeños sacos de aire tipo globo llamados alvéolos, y el cuerpo posee más de 300 millones de ellos, ciclo que se repite de manera general, de doce a veinte veces por minuto, garantizando la oxigenación, y así mismo, la respiración celular a nivel sanguíneo.

“Análisis recientes muestran que las principales compañías biomédicas de todo el mundo están incrementando continuamente sus inversiones en investigación y desarrollo” [1], esto no es sorprendente, dada la necesidad de tratamientos médicos avanzados para afecciones como la

*Autor para correspondencia:

Correo-e:ingrabs@gmail.com (R. Benitez)

diabetes y las enfermedades del corazón, y la creciente demanda de órganos artificiales. A medida que la innovación de los productos médicos continúa creciendo, existe una necesidad emergente de desarrollo de productos impulsados por la simulación, que se ha visto y es ampliamente aceptado en las industrias de semiconductores, aeroespacial y automotriz.

La dinámica de fluidos computacional (CFD), ha permitido un análisis detallado del flujo en las geometrías más complejas. Este último ha elucidado importantes características del flujo de aire, como perfiles de velocidad, patrones de velocidad secundarios, caída de presión, relaciones de división del flujo y turbulencias características en la red de ramificación. Además, ha sido recientemente aplicado para simular los flujos de las vías respiratorias de los pulmones humanos, desde modelos de pulmón simplificados e idealizados a imágenes realistas basadas en geometrías asimétricas específicas del paciente, incluidas las vías respiratorias inferiores.

La simulación se está convirtiendo en una parte integral del ciclo de diseño del producto en aplicaciones biomédicas que van desde prótesis y órganos artificiales hasta técnicas endovasculares, dispositivos quirúrgicos, equipos médicos y productos de diagnóstico. Hay una serie de razones para que dicha simulación continúe su consolidación en el desarrollo de productos biomédicos. En primer lugar, el avance en tecnologías como las computadoras de alto rendimiento son capaces de satisfacer las demandas del desarrollo de productos biomédicos, permitiendo que las instituciones de salud, los investigadores de ciencias de la vida y la industria realicen estudios de simulación a gran escala. La capacidad cada vez mayor de importar la tomografía computarizada y la resonancia magnética en los programas de simulación hace factible atender las necesidades de diseño de dispositivos (como con la administración de fármacos respiratorios a través de las vías aéreas y dispositivos endovasculares), lo que permite esencialmente la creación de prototipos virtuales. [2]

La Dinámica de fluidos computacional CFD, es una técnica novedosa para aplicaciones médicas,

sin embargo, en los últimos años se han ido incrementando la cantidad de estudios realizados en la misma. A pesar de que la mayoría sea para el estudio de la dinámica circulatoria, de a poco se han abierto caminos para popularizar el uso de esta técnica en estudios del sistema respiratorio.

En el trabajo de Mohammad [3] fueron evaluados de manera óptima los riesgos en la salud respiratoria causados por partículas inhaladas, ya que, es necesario para comprender la absorción de partículas ultrafinas por inhalación durante el complejo proceso de transporte a través de una red de conductos de aire bifurcada no dicotómica. El enfoque de Euler-Lagrange (E-L) y el solucionador de fluidos ANSYS 17.2 se utilizó para investigar el transporte y deposición de partículas ultrafinas. Ratificando el uso de programas de simulación numérica como un método viable para estudiar el sistema respiratorio humano.

Por otro lado, en [4] se presentó un modelado de la vía aérea de conducción basado en el diseño propuesto por Kitaoka que permitió la simulación de distintos caudales de flujo inspiratorios, así como del depósito de partículas inhaladas de diferentes diámetros, haciendo el uso de la herramienta computacional CFD, Ansys-Fluent la cual es una técnica informática que busca la simulación del movimiento de los fluidos empleando métodos numéricos y algorítmicos para analizar y resolver los problemas que implican a los flujos de fluidos. Los resultados que obtuvieron fueron concordantes con la literatura existente, en la que se usan otros procedimientos.

Así mismo, en [5], se caracterizaron los parámetros hiperelásticos del tejido pulmonar desinflado, utilizando tres modelos de energía de deformación diferentes. Los resultados obtenidos en esta investigación para los tres modelos estudiados indican convergencia con errores de ajuste promedio razonablemente bajos, en [6], se visualiza y analiza el flujo aéreo a través de la cavidad nasal, por medio de una aproximación alternativa denominada Mecánica de Fluidos Computacional (MFC), para lo cual se realizó el modelo numérico de la cavidad nasal anatómicamente exacta basándose en la anatomía y en la fisiología humana. Visualizándose el flujo

aéreo en las dos fases de la respiración y las líneas de corriente, los perfiles de velocidad y los campos de presión y de intensidad de turbulencia. Se demostró el efecto de guiado de los cornetes, la distribución laminar del flujo y la influencia de la fase de la respiración en el patrón del flujo. Consolidándose como una investigación pionera en el estudio de propiedades del flujo aéreo, y sirviendo como guía para realizar un análisis similar en el sistema respiratorio inferior.

Comprender la dinámica del flujo de aire en las vías respiratorias es importante para los estudios de suministro de fármacos, deposición de partículas, enfermedades de las vías respiratorias, ventilación de alta frecuencia y generación de sonido en la respiración. Sin embargo, investigar el flujo en las vías respiratorias es aún desafiante debido a la compleja geometría de las vías respiratorias, así como la naturaleza transitoria del flujo de aire durante el ciclo de respiración.

Es por ello que la presente investigación se basa en la creación de un modelo del sistema respiratorio humano de forma realista, siguiendo las características anatómicas de una persona adulta promedio, con el que se logre determinar las propiedades de la respiración en el sistema respiratorio humano a través del uso de una simulación numérica computacional. Las cuales podrán ser validadas y analizadas con data experimental existente, marcando una precedencia en el uso del modelo geométrico para posteriores estudios que se realicen del sistema respiratorio.

2. Metodología

Se plantea la metodología general para fluido, conocida como dinámica de fluidos computacional (CFD) para la evaluación del aire que pasa a través de los pulmones, 1.- Modelado del dominio, 2.- Mallado del Dominio, 3.- Configuración de la física, 4.- Resolución de las ecuaciones de gobierno, 5.- Análisis de los resultados. Acoplando la resolución de las ecuaciones de fluido con las de deformación de las paredes, análisis de elementos finitos (FEA), a través de la metodología de interacción fluido-estructural (FSI)

La interacción fluido-estructural (FSI) lleva problemas con la dependencia mutua entre el fluido y la parte mecánica estructural. El comportamiento del flujo depende de la forma de la estructura y su movimiento, y el movimiento y deformación de la estructura depende de las fuerzas de mecánica de fluidos que actúan sobre la estructura. Vemos FSI en casi todas partes en la ingeniería, la ciencia y la medicina, y también en nuestra vida cotidiana. Los efectos FSI se vuelven más importantes y notables cuando la dependencia entre la influencia y la respuesta se hace más fuerte. Los métodos de FSI son verdaderamente predictivos, y ayudan a hacer frente a estos problemas de interés que tienen una gran demanda en la industria, laboratorios de investigación, campos de la medicina, la exploración del espacio y muchos otros contextos [7].

2.1. Generación de la geometría o confección del modelo geométrico

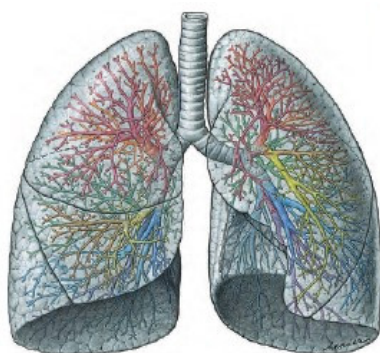
Se examinaron en diversas fuentes bibliográficas disponibles las dimensiones del sistema respiratorio de una persona adulta “estándar” y se tomó como referencia la información expuesta en [8], enfocando el estudio en las vías inferiores del sistema respiratorio (tráquea, bronquios principales, segmentaciones bronquiales y pulmones) usando criterios de profesionales del área, expertos e imágenes reales de pacientes, para ajustar y seleccionar parámetros y comportamientos relacionados a la dinámica del pulmón que se desea simular.

Considerando que las vías aéreas poseen alrededor de 60.000 bronquiolos terminales, lo que requeriría de tiempos de cálculo absurdos para resolver la simulación, se decidió simplificar la bifurcación de las vías aéreas hasta sus segmentaciones bronquiales, este tipo de simplificaciones de la segmentación pulmonar ya ha sido aplicado en estudios anteriores por varios investigadores en el área, demostrando ser un método efectivo para la simulación de las vías aéreas, ahorrando en gran medida el costo y tiempo computacional necesario sin generar variaciones significativas en la exactitud de los resultados.

La geometría a realizar juega un rol determinante en esta investigación, ya que por sí sola puede generar variaciones importantes en los resultados finales de la simulación. Es por este motivo que su confección debe realizarse de la manera más precisa posible, siguiendo las dimensiones obtenidas de la revisión bibliográfica. Conjuntamente con la capacidad del diseñador para trasladar minuciosamente y en gran detalle lo observado en imágenes reales de las vías inferiores del aparato respiratorio al modelo de tres dimensiones.



(a) modeladas para la simulación.



(b) representación esquemática teórica.

Figura 1: Detalle de vías aéreas [8].

Para el modelado del sistema respiratorio se utilizó un programa de modelación de diseño asistido por computadoras (Computer Aided Desing) CAD, llamado Autodesk Fusion 360, debido a que este permite la modificación y creación de los objetos o cuerpos de forma libre, a diferencia de otros programas de modelación CAD más comunes que trabajan bajo un sistema

paramétrico, lo cual se aprecia en las figuras 1a y 1b, evidenciándose la comparación con el modelado resultante.

Es importante acotar que la modelación de la tráquea, bronquios, segmentaciones bronquiales y el pulmón representan el dominio fluidizado, o campo de flujo, es decir, la geometría que describe el volumen ocupado por el fluido en el interior de los mismos. Por otra parte, también se modeló el tejido de los pulmones como un sólido, ya que al mismo se le aplica un análisis dinámico transitorio con el módulo de Ansys “Estructural Transitorio” (Structural Trasient), en donde se evalúa su respuesta dinámica.

2.2. Discretización de dominio. Mallado

El mallado es una parte fundamental del proceso, porque de ella depende la correcta resolución de las ecuaciones de Navier-Stokes. En tal sentido, se toma como punto de partida la importación del modelo geométrico descrito en la etapa anterior, desde Autodesk Fusion 360 hacia el módulo de mallado de Ansys respectivo y se trata de dividirlo en celdas lo más regulares posibles. De igual manera que para el modelado geométrico, el mallado se hará para dos casos diferentes. Es decir, un tipo de mallado para lo que representa el tejido de los pulmones (sólido) y otra para el dominio fluidizado (fluido).

En la configuración del mallado del tejido pulmonar se definen las propiedades mismo, las cuales determinarán su comportamiento durante la simulación. Dichas propiedades fueron tomadas de Amelon [9]. El mallado se realizó de manera que la forma de los elementos que la componen fuera tetraédrica, ya que es la forma geométrica que mejores resultados ofrecería al mallado del tejido pulmonar, según las investigaciones de [8][10][11], las dimensiones de los mismos deben ser acordes a las de la pared del tejido pulmonar y su forma ha de cumplir unos requisitos mínimos para que las ecuaciones se puedan resolver en ellas.

En cuanto a la configuración del mallado del dominio fluidizado, que se corresponde con complicada morfología de las vías aéreas y pulmones, fue necesario utilizar una forma geométrica tetraédrica, porque al igual que para

el mallado del tejido pulmonar, sería la que tendría los mejores resultados.

Por otra parte, se empleó una herramienta de mallado denominada “Inflación” (inflation), como se muestra en la Figura 2. La aplicación de esta herramienta permite capturar la física del flujo cerca de las paredes mientras se realizan los cálculos de CFD, además, otorga mayor precisión en los cálculos por permitir la mejor resolución del comportamiento de la capa límite en los flujos delimitados por la pared.

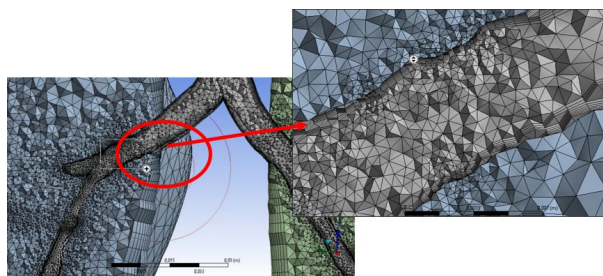


Figura 2: Detalle de la herramienta Inflación aplicado en la malla en módulo de Flujo de Fluído CFX

2.3. Física. Configuración de la simulación

La resolución de las ecuaciones de gobierno para cada problema depende de las condiciones iniciales y de frontera. Al igual que en las etapas anteriores, se configura el dominio para dos casos, uno para el módulo “Estructural Transitorio” (Structural Transient) y otro para el módulo “Flujo de Fluído CFX” (Fluid Flow CFX).

Se configura el tiempo de la simulación, con una duración total de 5 segundos que coincide con un ciclo de respiración completa (inspiración y espiración). También se configuraron los “Pasos de Tiempo” (Time Step), tomando en consideración que la correcta configuración de estos parámetros es de suma importancia, debido a que de estos depende en gran parte la solución de las ecuaciones que utiliza el programa para la obtención de la simulación, una mala configuración de estos parámetros puede ocasionar que, en caso de que los pasos de tiempo sean muy grandes, la deformación calculada de un paso de tiempo a otro sea excesivamente elevada, haciendo que el programa

no pueda solucionar las ecuaciones debido a un cambio demasiado brusco en la deformación. Por otra parte, si los pasos son muy pequeños, los tiempos de cálculos serán exageradamente altos, por ende una correcta configuración permitirá resolver la simulación de manera satisfactoria en un tiempo acorde. Por todos estos aspectos, la configuración de los “Pasos de tiempos” se estructuró de la siguiente manera: “Mínimos Pasos de Tiempo”, “Máximos Pasos de Tiempo” y el “Paso de Tiempo Inicial” con los valores de 0,01 s; 0,2 s y 0,01 s respectivamente, todo lo cual permite que el programa decida cuál es el mejor valor de paso de tiempo para la resolución de las ecuaciones en cada iteración, entre los valores establecidos como mínimos y máximos, reduciendo de forma significativa el tiempo de resolución de la simulación.

Con respecto a las configuraciones que definen el comportamiento físico de los pulmones, se tiene primeramente la carga de presión. Los valores de la presión pleural aplicados al modelo, se obtuvieron a través de la parametrización de la gráfica Presión pleural vs Tiempo extraída de Guyton [11], que se observa en la Figura 3.

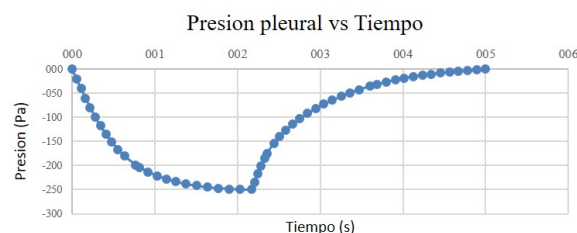


Figura 3: Comportamiento experimental de Presión pleural vs Tiempo [11]

El material utilizado para la simulación del dominio fluidizado fue el aire a 37 °C y sus propiedades se especificaron de manera manual, basados en lo presentado en Çengel [12].

Se utiliza en los parámetros la “Deformación de Malla” y se activa la opción “Regiones de Movimientos Especificados”, para que en la simulación sea posible apreciar la variación de volumen del fluido de los pulmones, producto de la deformación del tejido pulmonar.

Se seleccionó el modelo de turbulencia SST de acuerdo a trabajos investigativos desarrollados anteriormente sobre simulaciones en las vías aéreas del sistema respiratorio, y a las recomendaciones presentadas en [13]. Los cuales afirman que es el modelo de turbulencia que mejor se adapta y mejores resultados ofrece a morfologías de este tipo.

2.4. Realización de la simulación y obtención de los resultados

Una vez terminado el proceso iterativo se examinaron los valores de las variables de salida arrojados por el paquete de software a partir de la malla y condiciones de borde empleadas. Se crearon las gráficas teóricas que se comparan para validar los resultados a través del CFX-POST. Luego, se plantea la realización de la gráfica teórica Volumen vs Tiempo, como se aprecia en la Figura 4.

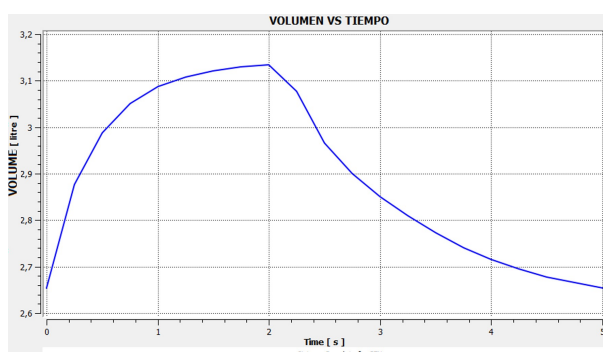


Figura 4: Comportamiento de gráfica Volumen Vs Tiempo Teórico obtenido por simulación.

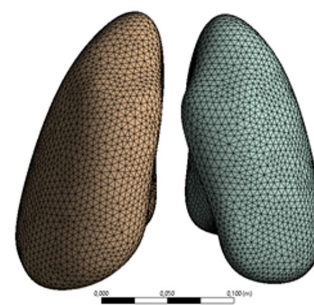
2.5. Análisis y validación de resultados

Una vez obtenidas las gráficas características extraídas de la simulación, se comparan con las gráficas experimentales obtenidas de los datos bibliográficos [11], esto para validar que el comportamiento sea similar y los resultados obtenidos estén acordes con la realidad. Esta validación se formaliza mediante el cálculo del error existente entre ambas gráficas.

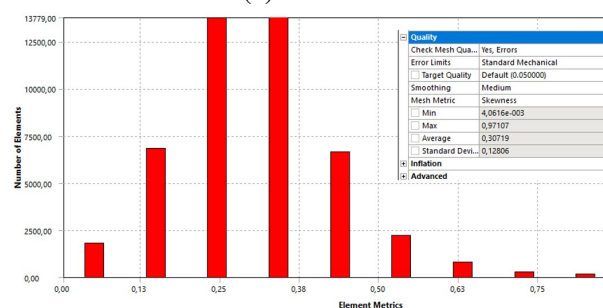
3. Resultados y discusiones

Para confirmar la calidad del mallado del tejido pulmonar, según la Figura 5, se observa el

promedio de asimetría de los tetraedros generados, el cual fue de 0,30719, cuyo valor es considerado como una malla de muy buena calidad [14].



(a) mallado.



(b) calidad del mallado.

Figura 5: Mallado del tejido pulmonar.

En la Figura 6, se visualiza el mallado y la calidad del mallado del dominio fluidizado, se observa el promedio de asimetría de los tetraedros generados, el cual fue de 0,23591 en promedio, cuyo valor es considerado como una malla de excelente calidad [14].

En la Figura 7 se muestra el resultado de la deformación del tejido pulmonar simulado en el módulo “Estructural Transitorio”, en la cual se aprecia la máxima deformación alcanzada, que posee un valor de aproximado de unos 20 mm, y ocurre en la zona inferior de los pulmones donde está en contacto con el diafragma.

En la Figura 8 se observa la variación del volumen de los pulmones para la simulación del módulo “Flujo de Fluido CFX” para los mismos instantes de tiempo que los mostrados en la figuras 7a y 7b.

En las figuras 9, y 10 se pueden apreciar los vectores de velocidad que se generan a lo largo del sistema respiratorio para varios instantes de

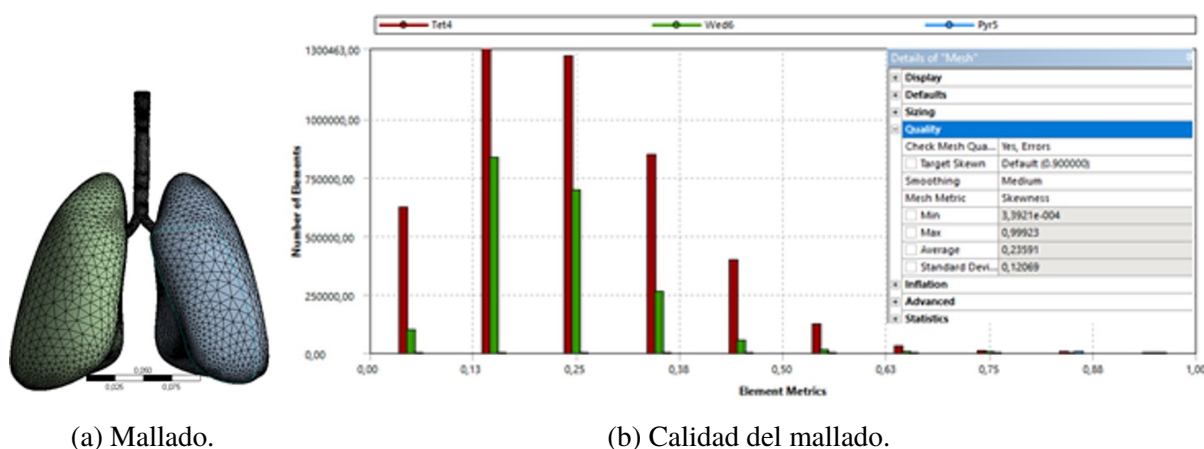


Figura 6: Mallado del dominio fluidizado.

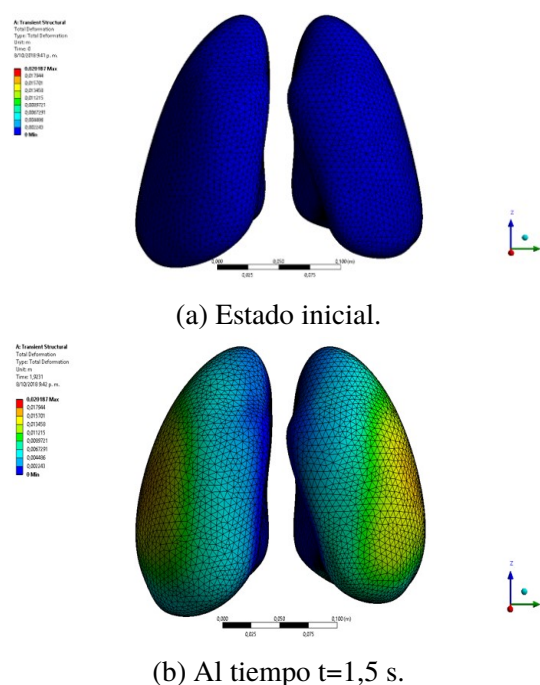


Figura 7: Deformación de tejido pulmonar.

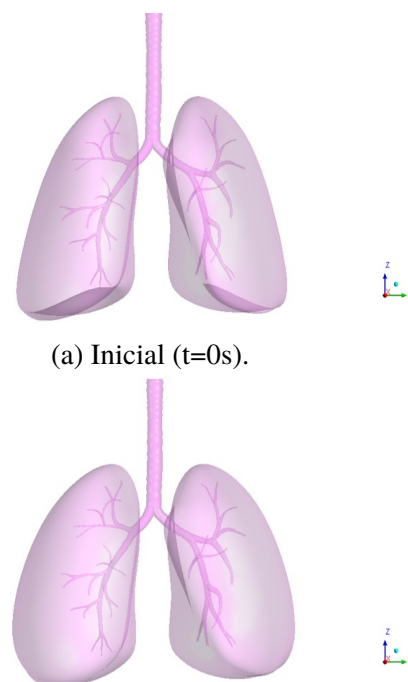


Figura 8: Estados del dominio fluidizado.

tiempo. En estas, se observan cómo se alcanzan altas de velocidades en los extremos de los bronquios debido a la reducción de área que presentan los mismos en esas zonas. Además, las velocidades alcanzadas en el pulmón derecho son mayores a las alcanzadas en el izquierdo, ya que el flujo de aire de este último es menor, por las diferencias anatómicas existentes entre ambos.

En las figuras 10a y 10b se puede notar en los vectores de velocidad considerando, que el esfuerzo para el caso del flujo es proporcional a

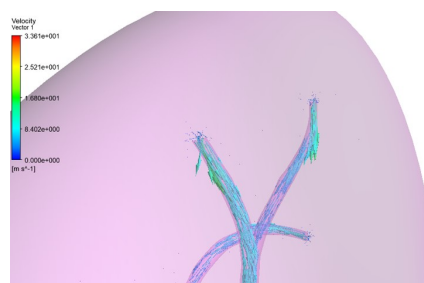
la velocidad, que existe mayor esfuerzo para que el fluido aéreo entre a los pulmones, que para espirlo.

En la Figura 11 se observa la comparación de la gráfica teórica Volumen vs Tiempo obtenida a través de la simulación y la gráfica experimental presentada en [11].

Se puede apreciar que las tendencias de las curvas (la obtenida mediante la simulación y la extraída de la bibliografía) son bastantes similares,

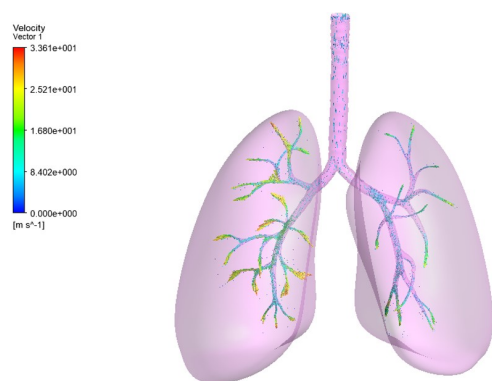


(a) Durante la inspiración.

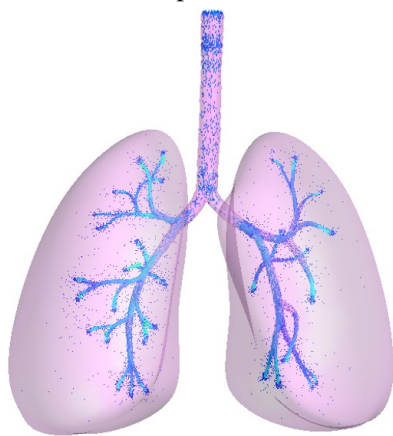


(b) Detalle extremo bronquial región alveolar.

Figura 9: Vectores de velocidad.



(a) modeladas para la simulación.



(b) representación esquemática teórica.

Figura 10: Detalle de los vectores de velocidad.

en cuanto a los valores alcanzados de diferencial de volumen y a los comportamientos de las curvas en las fases de la respiración, es decir, ambas se comportan de forma cóncava ascendente durante la inspiración y convexa descendente en la espiración. La diferencia más notable que se aprecia, refiere al desfase existente entre ellas, encontrándose la curva obtenida mediante la simulación, atrasada respecto a la conseguida en

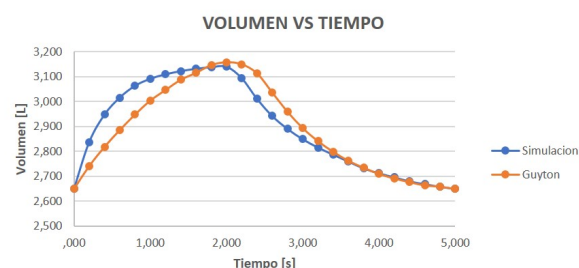


Figura 11: Gráfica de comparación Volumen vs Tiempo Teórico obtenido por simulación y experimental [11]

la bibliografía, alcanzando un valor máximo de desfase de hasta 0,4 segundos en cierto instante de tiempo. Esto puede atribuirse a diferencias existentes entre las geometrías o anatomías del sistema respiratorio del cual se obtuvieron los datos de cada curva, ya que para esta simulación se hicieron varias simplificaciones, como asumir el espesor del tejido pulmonar constante en todo el pulmón, con el fin de facilitar la creación de la geometría, ya que si se tomaran en cuenta las variaciones de espesor en el tejido pulmonar sería de extrema complejidad el poder modelarlo. Así mismo, se asumió que la presión pleural aplicada al tejido pulmonar ocurre de forma uniforme en todas las caras, lo cual no sucede de forma tan ideal en la realidad. La realización de estas simplificaciones pueden ser una de las causas principales que expliquen el desfase que se observa entre las curvas, ya que, al ser geometrías pulmonares distintas, estas reaccionan de forma diferente a ciertos aspectos.

Por otro lado, se calculó el promedio del error relativo entre las gráficas, obteniéndose un valor de 1,43 %. Considerando este valor, aunado al hecho

que la tendencia de ambas gráficas es similar, se puede afirmar que la simulación numérica del sistema respiratorio realizada en este trabajo se validó exitosamente.

4. Conclusiones

Se presentó un modelado 3D para ser usado en la simulación, tomando como referencia las dimensiones del sistema respiratorio recopiladas a través de libros de anatomía médica, tomografías pulmonares computacionales, imágenes reales y asesoramiento de profesionales en el área, cumpliendo con las especificaciones dimensionales de la tráquea, longitudes y diámetros de algunos bronquios, espesor del tejido pulmonar, volúmenes de los pulmones, y distribución de los bronquios descritas de manera teórica de una persona promedio o “estándar”.

El modelado 3D de la geometría simulada, incluye, la representación de la parte sólida de las paredes externas de los pulmones y el dominio fluidizado, que representa el aire ocupado dentro de los pulmones, tráquea y bronquios, conformando el dominio pulmonar, el cual se modela dando suavidad en las diferentes zonas curvadas que presenta la geometría, lo que permite que en la discretización de ambos dominios mejore la distribución, tamaño, forma y número de los elementos y nodos obtenidos, permitiendo alcanzar los resultados con un valor aceptable de error en un rango apropiado de tiempo. Tomando como permisibles los errores obtenidos de la comparación de los registros simulados y teóricos, concluimos que la discretización de la geometría aplicada en los terminales bronquiales no afectó de manera significativa los resultados para la validación de la simulación.

Se realizó la simulación numérica para el estudio de las propiedades del flujo a lo largo del sistema respiratorio humano, obteniendo como parámetros característicos, registros temporales de flujo volumétrico, variación de volumen, campos de velocidad, con un error permisible al ser comparado con las gráficas teóricas disponibles de referencias anatómicas y fisiológicas. La importación de la presión pleural como parámetro

de entrada para la realización de la simulación es adecuada para obtención de los demás parámetros de las propiedades de la respiración.

Se realizó una simulación bajo la metodología de malla en movimiento (mesh motion), como modelo más apropiado para emular el movimiento presentado por los pulmones durante el ciclo de inspiración y espiración, tomando como condición de entrada los valores de presión pleural en las caras externa de la geometría que representa el tejido pulmonar en contacto con los músculos respiratorios, en el programa de análisis de esfuerzos y de elementos finitos, para obtener los valores de deformación, y mediante la configuración de acople (FSI) exportar los datos al módulo CFD, cargarlos a las caras que están en interacción con el tejido pulmonar interno y activando la opción de deformación de malla para el dominio fluidizado en la simulación, obtener los campos de propiedades de velocidad y presión como salida del procedimiento.

Los resultados obtenidos de la comparación entre la gráfica teórica de volumen corriente en función del tiempo, presentadas en referencias bibliográficas de fisiología médica de J. E. Hall, Guyton, y la obtenida de la simulación numérico, presentan un valor satisfactorio de error, garantizando un error máximo relativo entre las curvas de 4,31 % y un error relativo promedio de 1,43 %.

Reconocimiento

El presente Trabajo Especial de Grado fue reconocido con Mención Honorífica por la Escuela de Ingeniería de Mecánica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Carabobo (Venezuela), por ser uno de los primeros trabajos desarrollados en el área de biomecánica de fluidos, aplicando la metodología FSI en una estructura compleja como el sistema orgánico pulmonar adaptando e implementando la metodología CFD, a través del uso de una combinación con elementos finitos aplicado al tejido pulmonar y considerar las deformaciones del volumen respiratorio en régimen transitorio, destacando una apropiada simplificación de la geometría, la adaptación y

refinación de una malla, que permitió lograr una gama apropiada de número de elementos para validar y comparar diferentes resultados, haciendo un uso adecuado de recursos computacionales.

5. Referencias

- [1] Department of Trade and Industry (DTI) U.K. The r&d scoreboard. Technical Report Vol. 2, European Commission, 2006.
- [2] T. Marchal and K. Dhanasekharan. Simulation driven product development: Making life longer and better. *Ansys Advantage*, 1(2), 2007.
- [3] M.S. Islam. Ultrafine particle transport and deposition in a large scale 17-generation lung model. *Journal of Biomechanics*, 64(7):16–25, 2017.
- [4] A. Fernández-Tena y C. Pere-Casan. Aplicaciones de la dinámica de fluidos computacional a la neumonología. *Archivos de Bronconeumología*, 51(6):293–298, 2015.
- [5] A.S. Naini, R.V. Patel, and A. Samani. Measurement of Lung Hyperelastic Properties Using Inverse Finite Element Approach. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58(10):2852, 2011.
- [6] P. Castro-Ruiz, F. Castro-Ruiz, A. Costas-López, y C. Cenjor-Español. Análisis del flujo aéreo en la cavidad nasal mediante Mecánica de Fluidos Computacional. *Acta Otorrinolaringológica Española*, 56(9):403–410, 2005.
- [7] K. Takizawa, T.E. Tedzujar, and Y. Bazilevs. *Computational Fluid Structure-Interaction Methods and Applications*. Wiley, 2013.
- [8] L.H. Bannister. *Anatomía de Gray*, volume II. Harcourt, 38 edition, 2001.
- [9] R.E. Amelon. *Development and Characterization of a Finite Element Model*. PhD (Doctor of Philosophy) thesis, University of Iowa, 2012.
- [10] W.F. Ganong. *Fisiología Médica. 20 edición*. Manual Moderno, México, 2005.
- [11] J.E. Hall y A.C. Guyton. *Tratado de Fisiología Médica. 13 edición*. Elsevier, 2016.
- [12] Y.A. Çengel y J.M. Cimbala. *Mecánica de los Fluidos, fundamentos y aplicaciones*. McGraw-Hill, México, 2006.
- [13] Ansys CFX Release 11.0. *ANSYS-CFX Solver Theory Guide*. Ansys INC, 2007.
- [14] Ansys CFX Release 11.0. *Introduction to the Ansys Meshing Application-Training Manual*. Ansys INC, 2009.