



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**  
PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA  
INGENIERÍA MECÁNICA – TERMOFLUIDOS

ANÁLISIS DEL FLUJO DE AIRE EN LAS PRIMERAS BIFURCACIONES DEL  
SISTEMA RESPIRATORIO

TESIS  
QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:  
MAESTRO EN INGENIERÍA

PRESENTA:  
VLADIMIR GARCÍA SANTIAGO

TUTOR PRINCIPAL  
DR. JAIME GONZALO CERVANTES DE GORTARI  
FACULTAD DE INGENIERÍA

CIUDAD UNIVERSITARIA, CD. MX.  
ABRIL 2018



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

**JURADO ASIGNADO:**

Presidente: Dr. Solorio Ordaz Francisco Javier  
Secretario: Dr. Ascanio Gasca Gabriel  
Vocal: Dr. Cervantes de Gortari Jaime Gonzalo  
1<sup>er.</sup> Suplente: Dr. Vicente y Rodríguez William  
2<sup>do.</sup> Suplente: Dr. Pérez Mota José Eduardo

Lugar o lugares donde se realizó la tesis: Facultad de Ingeniería, Ciudad Universitaria.

**TUTOR DE TESIS:**

DR. JAIME G. CERVANTES DE GORTARI

-----  
**FIRMA**

Chaa kua'an ichi, nuu na'a niya'u  
kuu ichi iin san ni;  
chaa kua'an ichi, koo ichi,  
tsikuna'a ichi cha kaka.

Cha kaka tsikuna'a ichi,  
cha nantakunchee ko chi sata  
tuu ichi ña miki ka  
ntanchiko ko kuaño.

Chaa kua'an ichi koo ichi  
cha ña na'a kuu ña tsikuna'a nuu chikui.

Caminante, son tus huellas  
el camino y nada más;  
Caminante, no hay camino,  
se hace camino al andar.

Al andar se hace el camino,  
y al volver la vista atrás  
se ve la senda que nunca  
se ha de volver a pisar.

Caminante no hay camino  
sino estelas en la mar.

*Antonio Machado*

*Sa'an Ntavi, Ñuu Xnuviko (Mixteco de San Juan Mixtepec, Juxtlahuaca, Oax.)*

## DEDICATORIAS

*A mis padres Pablo Clemente y Maura, que me han guiado en este largo camino y me dieron cariño, fuerza y ánimo para continuar, son mi más grande orgullo.*

*A mi hermano Yitsu, que me motiva para que mejore como persona y en muchos aspectos más, por estar conmigo en los malos y buenos momentos.*

*A mi hermano Guyelmo, por compartir momentos conmigo, ser un ejemplo y mostrarme el camino yendo delante de mí, a mi cuñada Angélica y a mis sobrinos Hasen y Balam por brindar felicidad a la familia.*

*A mis queridos abuelos, Sebastiana, Feliciano, Manuela y a la memoria de mi abuelo Félix.*

*A mis tías, tíos y demás familiares.*

## **AGRADECIMIENTOS**

*Agradezco a Dios y a la Vida.*

*A el Dr. Jaime Cervantes, por su tiempo, dedicación y consejos. Por compartir sus conocimientos que me fueron de gran ayuda para concluir satisfactoriamente esta tesis.*

*A el Dr. José Eduardo, por la disponibilidad y el apoyo para resolver mis dudas que fueron importantes para concluir este trabajo.*

*A los miembros del jurado, Dr. Gabriel Ascanio, Dr. Francisco Solorio y el Dr. William Vicente.*

*A todos los profesores que contribuyeron en mi formación.*

*A mis compañeros del posgrado que me apoyaron de alguna manera.*

*Al consejo nacional de ciencia y tecnología (CONACYT), por la beca otorgada para la realización de mis estudios de maestría.*

# Índice

Capítulo 1. Introducción.....	2
Objetivo y alcances .....	4
Capítulo 2. Anatomía y fisiología del sistema respiratorio .....	6
2.1 Principales órganos del sistema respiratorio .....	6
2.2 Árbol bronquial y alveolos.....	8
2.3 Presión y flujo de aire.....	11
Capítulo 3. Revisión de la literatura.....	17
3.1 Modelos geométricos .....	17
3.2 Procedimientos experimentales.....	24
3.3 Generación de entropía.....	31
Capítulo 4. Modelado computacional .....	35
4.1 El movimiento del fluido.....	35
4.2 Ecuaciones gobernantes. ....	35
4.3 Geometría.....	37
4.4 Mallado .....	38
4.5 Condiciones de frontera .....	40
4.6 Validación .....	41
Capítulo 5. Resultados .....	43
Capítulo 6. Conclusiones.....	55
Bibliografía .....	56

## Capítulo 1. Introducción

Es un hecho que la respiración es una función vital para nuestro organismo, misma que se lleva a cabo a través del sistema respiratorio que es el encargado de introducir oxígeno y expulsar dióxido de carbono.

Existen diferentes enfermedades que se pueden presentar en las vías respiratorias, entre ellas se encuentran la estenosis, la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) y el carcinoma bronquioloalveolar. La estenosis es básicamente un estrechamiento de cualquier conducto, en este caso se puede presentar en la tráquea o en algún nivel de los bronquios, teniendo como efecto dificultades en la respiración con diferentes niveles de gravedad. La enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) también causa dificultades para respirar al alterar el volumen de los alveolos. La razón principal por la que se presenta esta enfermedad en un individuo se debe al consumo de tabaco. Por otro lado, el carcinoma bronquioloalveolar es una de las formas de cáncer de pulmón, es un tumor maligno.

Las partículas contaminantes suspendidas en el aire que ingresan a través del sistema respiratorio se han relacionado con enfermedades pulmonares tales como inflamación bronquítica, lesiones en tejidos epiteliales y tumores bronquiales, especialmente en poblaciones con alta contaminación en el aire, como es el caso de los habitantes de la ciudad de México. En un estudio realizado por la Asociación Médica del American British Cowdray Hospital, se menciona que más del 60 por ciento de las personas que están expuestas a la contaminación en la Ciudad México tendrán algún problema respiratorio.

Las terapias para estas enfermedades utilizan productos farmacéuticos en forma de aerosol para introducirlo en los pulmones. La eficacia de la terapia depende del tamaño de las partículas de los fármacos, su transporte y su deposición en los pulmones. Por otra parte, se sabe que la convección domina el movimiento de las partículas en las vías respiratorias de múltiples maneras. La difusión, la intercepción y el impacto agregan una gran complejidad al transporte convectivo de aerosoles a través de las vías aéreas. La distribución del campo de velocidad en las bifurcaciones determina en gran medida las características del depósito de partículas en todo el tracto respiratorio.

El conocimiento del transporte convectivo de partículas a través de bifurcaciones es particularmente importante para el desarrollo de modelos de dosimetría precisa, para predecir la carga pulmonar como resultado de la inhalación de diversos contaminantes. Por lo tanto, el conocimiento del mecanismo del flujo de aire dentro de las vías aéreas es un primer paso en la comprensión del movimiento de las partículas y su deposición. Es por ello que en la presente tesis se estudió el comportamiento del flujo de aire dentro de las primeras bifurcaciones en las vías respiratorias.

Describir correctamente el movimiento del aire resulta ser un desafío ya que las vías aéreas forman una red compleja, llegando a tener muchas ramificaciones, adicionalmente, las vías aéreas son diferentes para cada persona.

El estudio de la dinámica pulmonar dio sus primeros pasos al ser estudiado de la forma más simplificada a través de una bifurcación simple, utilizando visualización por humo, dando las primeras características, las cuales se dan a conocer en el capítulo 2 de esta tesis.

Desde el punto de vista de la mecánica fluidos, el modelado del flujo de aire en las primeras bifurcaciones del sistema pulmonar tiene una amplia oportunidad en el estudio de la fisiología de este sistema y contribuye al desarrollo de los procedimientos médicos para contrarrestar las enfermedades y los padecimientos pulmonares de los seres humanos.

El flujo secundario en tubos ramificados, que se caracteriza por un movimiento helicoidal, tiene un efecto importante en la deposición de partículas y la dispersión de gas en las vías respiratorias. El flujo secundario adquiere momento del flujo axial que hace que disminuya la velocidad del flujo primario. Esto aumenta el tiempo de residencia de partículas inhaladas en el aire y da como resultado una mayor velocidad de deposición de partículas en las paredes de las vías respiratorias. Los experimentos muestran que los flujos secundarios tienden a promover el mezclado lateral de las sustancias inyectadas, aumentando así el transporte de la masa, el momento y la energía y pueden causar mayores fuerzas de resistencia en las vías aéreas humanas.

A pesar de estos desafíos, hay una serie de beneficios de motivación para el modelado respiratorio en los seres humanos. En primer lugar, la comprensión básica puede ser mejorada mediante el ejercicio paramétrico de un modelo adecuadamente planteado por la física. Por ejemplo, un modelo de este tipo podría mejorar nuestra comprensión del

deterioro de la funcionalidad del pulmón a medida que envejecemos, y podría mejorar nuestra comprensión de enfisema o insuficiencia pulmonar avanzada. Más concretamente, podría ayudarnos a comprender mejor las características del asma, donde el diámetro interno efectivo de los bronquiolos afectados disminuye, y su resistencia al flujo aumenta. La comprensión mejorada del efecto del tabaquismo, la contaminación y otras sustancias inhaladas y el rendimiento de los productos farmacéuticos inhalados también son accesibles con el modelado.

### *Objetivo y alcances*

El objetivo de la presente tesis es aportar una descripción del flujo de aire a través de la tráquea y los primeros bronquios desde el punto de vista de la Dinámica de Fluidos Computacional (DFC), combinándolo con la Termodinámica en una perspectiva que presenta el análisis de la generación de entropía.

Esta investigación comprende la geometría tridimensional con ramificaciones simétricas y asimétricas, y se aprovechan los datos experimentales disponibles en la literatura abierta.

Esta tesis está dividida en 5 capítulos, estos se describen brevemente a continuación:

En el capítulo 1 se ofrece a el lector una breve introducción al tema, también se habla de la relevancia de los estudios como el que aquí se presenta y se mencionan los padecimientos más comunes relacionados con las vías respiratorias.

El capítulo 2 consiste en una descripción general del sistema respiratorio en cuanto a la anatomía y la fisiología de dicho sistema; se incluye así mismo la revisión de la literatura pertinente al tema de la tesis.

El capítulo 3 se refiere a los estudios de mecánica de fluidos que se han desarrollado en los últimos años con énfasis a la Dinámica de Fluidos Computacional (o CFD, por sus siglas en inglés), con descripción de algunos trabajos de naturaleza experimental.

En el capítulo 4 se presentan las ecuaciones y procedimientos de cálculo que se utilizaron en esta tesis, con la aportación principal del análisis termodinámico basado en la segunda ley.

El capítulo 5 ofrece los resultados de este trabajo y su interpretación, comparando los diferentes casos estudiados haciendo uso de los campos de velocidad y las características de cada uno de ellos.

## Capítulo 2. Anatomía y fisiología del sistema respiratorio

El sistema respiratorio es una parte vital del cuerpo humano porque es el encargado de captar el oxígeno ( $O_2$ ) del aire e introducirlo en la sangre y expulsar del cuerpo el dióxido de carbono ( $CO_2$ ) de manera rítmica. De manera simplificada consta de conductos que llevan aire a los pulmones, figura 2.1.

Los principales órganos del aparato respiratorio son nariz, faringe, laringe, tráquea, bronquios y pulmones.

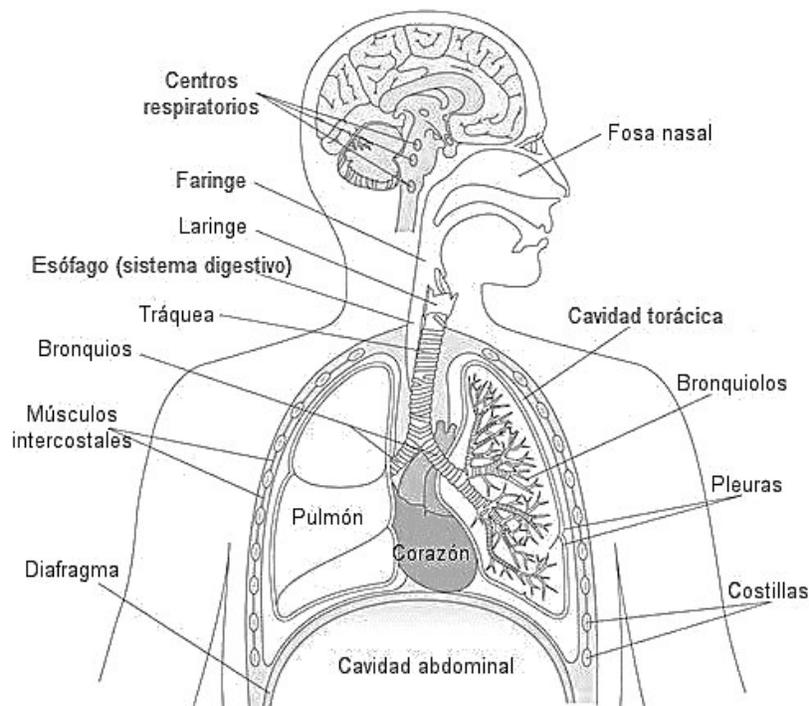


Figura 2.1. Sistema Respiratorio.

### 2.1 Principales órganos del sistema respiratorio

De manera breve se describen en seguida los principales elementos que conforman el sistema respiratorio, previos a las primeras ramificaciones del árbol bronquial, objeto de nuestro estudio.

## Nariz

La nariz tiene la función de calentar, limpiar y humedecer el aire que se respira. La parte facial de la nariz está formada por hueso y cartílago hialino. La cámara interna de la nariz, la cavidad nasal, está dividida en las mitades derecha e izquierda, a las que se les denomina fosas nasales (Saladin, 2013).

## Faringe

La faringe es un embudo muscular que se extiende por casi 13 cm. Tiene tres regiones principales: nasofaringe, orofaringe y laringofaringe.

En la nasofaringe sólo pasa aire y está cubierta por epitelio cilíndrico pseudoestratificado, mientras que la orofaringe y la laringofaringe pasan aire, alimentos y líquidos (Saladin, 2013).

## Laringe

La laringe es una cámara cartilaginosa de casi 4 cm de largo. Su función primaria consiste en alejar la comida y los líquidos de las vías respiratorias (Saladin, 2013).

## Tráquea

La tráquea es un conducto rígido de casi 12 cm de largo y 2.5 cm de diámetro, anterior al esófago. Recibe soporte de 16 a 20 anillos con forma de “c” los cuales refuerzan la tráquea y evitan que se colapse cuando se inhala. Forman el esqueleto semirrígido del conducto. Por lo general se les denomina “anillos”, se cuentan de 15 a 20 para el género masculino (Saladin, 2013).

En el nivel del ángulo esternal, la tráquea se bifurca en los bronquios principales derecho e izquierdo. El cartílago traqueal inferior tiene un borde medio interno, la carina, que dirige el flujo de aire a la izquierda o a la derecha, figura 2.2 (Saladin, 2013).

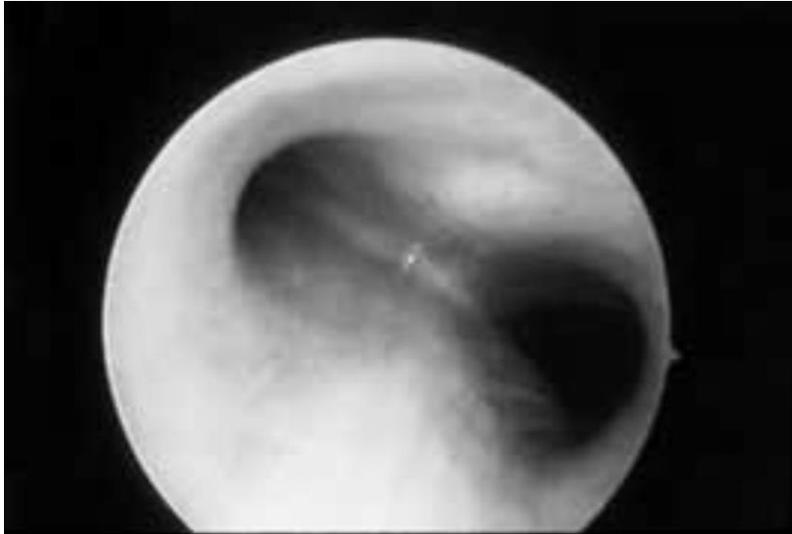


Figura 2.2. Carina traqueal (Saladin, 2013).

#### Plano mucoso

La mucosa tapiza el interior de la tráquea. Es lisa, regular, levantada por los cartílagos. Es de tipo respiratorio con glándulas mucosas y cilias vibrátiles. Prolonga a la mucosa laríngea y prosigue sin ningún accidente con la mucosa de los bronquios principales derecho e izquierdo (Saladin, 2013).

## 2.2 Árbol bronquial y alveolos

Cada pulmón tiene un sistema ramificado de tubos que permiten el paso del aire, al que se le denomina árbol bronquial, se extiende desde el bronquio principal hasta casi 65 000 bronquiolos terminales. Todos los bronquios están recubiertos con epitelio cilíndrico pseudo-estratificado ciliado, pero las células son más cortas y el epitelio resulta más delgado a medida que avanza en sentido distal (Saladin, 2013).

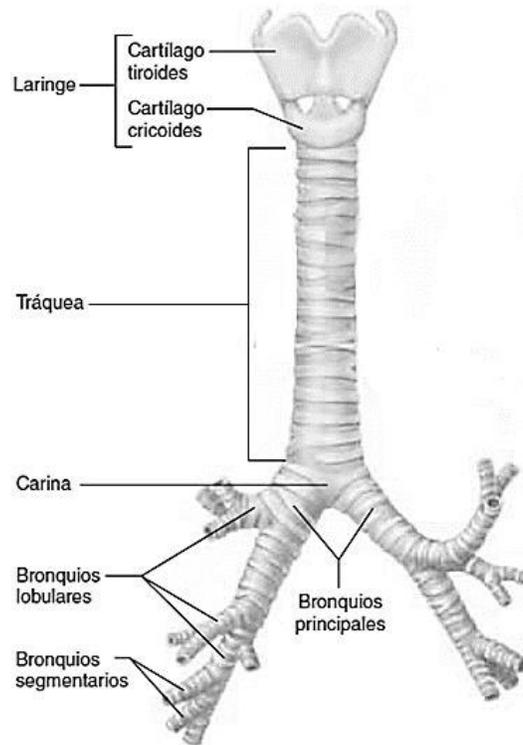


Figura 2.3. Tráquea y bronquios principales.

El bronquio derecho tiene mayor diámetro y sigue una trayectoria próxima al eje de la tráquea, figura 2.3, por lo que los objetos extraños que entran a través de la laringe tienden a terminar en el lado derecho del pulmón. El bronquio izquierdo, debido a la desviación de la tráquea hacia la derecha, es más largo, además de tener menor diámetro, ser más horizontal y estar curvado lateralmente para pasar bajo la aorta y delante del esófago. Esta asimetría es debida a que el corazón tiene una inclinación oblicua hacia la izquierda quitando ese espacio al pulmón izquierdo (Saladin, 2013).

Los bronquiolos son continuaciones de las vías respiratorias que carecen de cartílago de soporte y miden 1 mm o menos de diámetro.

#### Alveolos

Un alveolo es una bolsa de 0.2 a 0.5 mm de diámetro. Células delgadas, extensas a las que se les denomina células alveolares pavimentosas cubren casi 95% de la superficie alveolar.

Su delgadez permite una rápida difusión de gases entre el aire y la sangre. El otro 5% está cubierto por células alveolares grandes (Saladin, 2013).

En resumen, la ruta del flujo del aire es como sigue:

1. Cavidad nasal
2. Faringe
3. Tráquea
4. Bronquio principal
5. Bronquio lobular
6. Bronquio segmentario
7. Bronquiolo
8. Bronquiolo terminal

#### Pleuras

Es la membrana que cubre la superficie del pulmón, figura 2.4.

Las pleuras y el líquido pleural tienen tres funciones:

- Reducción de la fricción. El líquido pleural actúa como un lubricante que permite la expansión de los pulmones y los contrae con fricción mínima.
- Creación de un gradiente de presión.
- Compartimentalización. Las pleuras, el mediastino y el pericardio dividen en compartimientos los órganos torácicos y evitan que las infecciones de un órgano se esparzan con facilidad a órganos vecinos.

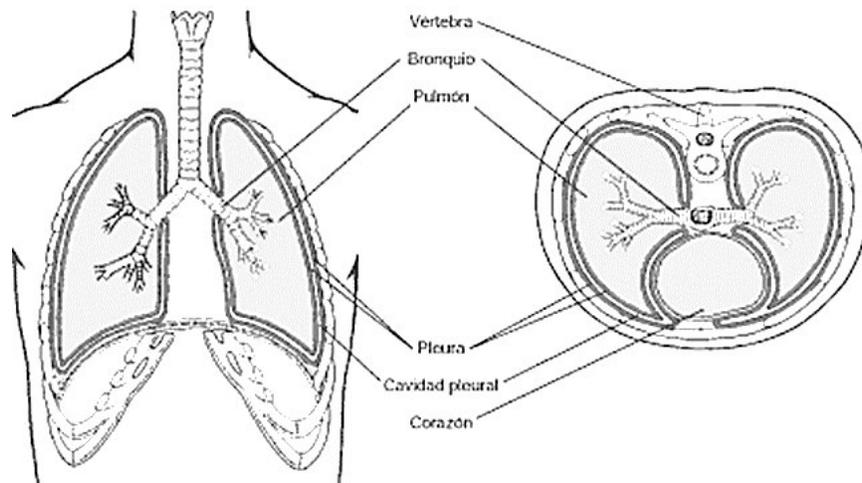


Figura 2.4. Vista de pleuras y cavidad pleural (Saladin, 2013).

### 2.3 Presión y flujo de aire

El flujo ( $F$ ) de un fluido es directamente proporcional a la diferencia de presión entre dos puntos ( $\Delta P$ ) e inversamente proporcional a la resistencia ( $R$ ):

$$F \propto \Delta P/R \quad (2.1)$$

Una manera de cambiar la presión de un gas encerrado consiste en cambiar el volumen de su contenedor. Este hecho se resume en la ley de Boyle, que establece que, a una temperatura constante, la presión de una cantidad determinada de gas es inversamente proporcional a su volumen. Si los pulmones contienen una cantidad de gas y aumenta el volumen pulmonar, cae su presión interna (presión intrapulmonar). Por el contrario, si el volumen pulmonar disminuye, la presión intrapulmonar aumenta (Saladin, 2013).

Si la presión intrapulmonar cae debajo de la presión atmosférica, entonces el aire tiende a fluir hacia los pulmones. Por el contrario, si la presión intrapulmonar aumenta sobre la presión atmosférica, el aire sale. Por lo tanto, todo lo que se tiene que hacer para respirar es elevar y reducir de manera continua la presión intrapulmonar, empleando los mecanismos neuromusculares que se acaban de describir.

Entre las dos capas de pleura, por lo general hay un ligero vacío al que se le denomina presión intrapleural, de aproximadamente  $-4$  mmHg. Ésta disminuye a casi  $-6$  mmHg durante la inhalación, a medida que la pleura parietal se aleja. Parte de este cambio de presión se traslada al interior de los pulmones, donde la presión intrapulmonar baja a casi  $-3$  mmHg. Por lo tanto, si la presión atmosférica fuera de 760 mmHg, la presión intrapleural sería de 754 mmHg y la intrapulmonar de 757 mmHg. El gradiente de presión de 760  $\rightarrow$  757 mmHg de la atmósfera a los alveolos hace que el aire entre en los pulmones (Saladin, 2013).

Otra fuerza que contribuye a la expansión de los pulmones es el calentamiento del aire inhalado que se explica con la ley de Charles que dice que el volumen de una cantidad de gas es directamente proporcional a su temperatura (suponiendo una presión constante). El aire inhalado se calienta a  $37^{\circ}$  C para el momento en que llega a los alveolos. Un volumen inhalado de 500 ml se expande a 536 ml y esta expansión térmica contribuye a la insuflación de los pulmones.

Cuando los músculos respiratorios dejan de contraerse, el influjo de aire logra con rapidez una presión intrapulmonar igual a la atmosférica, y el flujo se detiene. En condiciones de respiración tranquila, las dimensiones de la caja torácica aumentan solo unos milímetros, lo suficiente para aumentar el volumen total en 500 ml.

La exhalación relajada es un proceso pasivo que se logra, como se ha visto, sobre todo por la retracción elástica de la caja torácica. Esta retracción comprime los pulmones y eleva la presión intrapulmonar a casi 3 mmHg. Por lo tanto, el aire sale de los pulmones (Saladin, 2013).

### Espirometría

Los médicos a menudo miden la ventilación pulmonar de un paciente para evaluar la gravedad de una neumopatía o vigilar la mejora o el deterioro de un paciente. El proceso para realizar esas mediciones es la espirometría. Para ello, se hace que el sujeto respire en un dispositivo denominado espirómetro que recaptura el aire exhalado y registra la velocidad y la profundidad de la respiración, la rapidez con que se exhala y la velocidad del consumo de oxígeno.

Los valores representativos se pueden ver en la figura 2.5 y son las siguientes:

- Volumen respiratorio corriente
- Volumen respiratorio de reserva inspiratoria
- Volumen respiratorio de reserva espiratoria
- Volumen respiratorio residual

El volumen corriente (TV) es la cantidad de aire inhalada y exhalada en un ciclo de respiración tranquila; suele ser de casi 500 ml. Más allá de la cantidad inhalada de manera normal, por lo general es posible inhalar otros 3 000 ml con el máximo esfuerzo; éste es el volumen de reserva inspiratoria (IRV). De manera similar, con el máximo esfuerzo se pueden exhalar otros 1 200 ml, adicionales al volumen normal; se trata del volumen de reserva espiratoria (ERV). Aun después de una espiración máxima voluntaria, permanece un volumen residual de casi 1 300 ml.

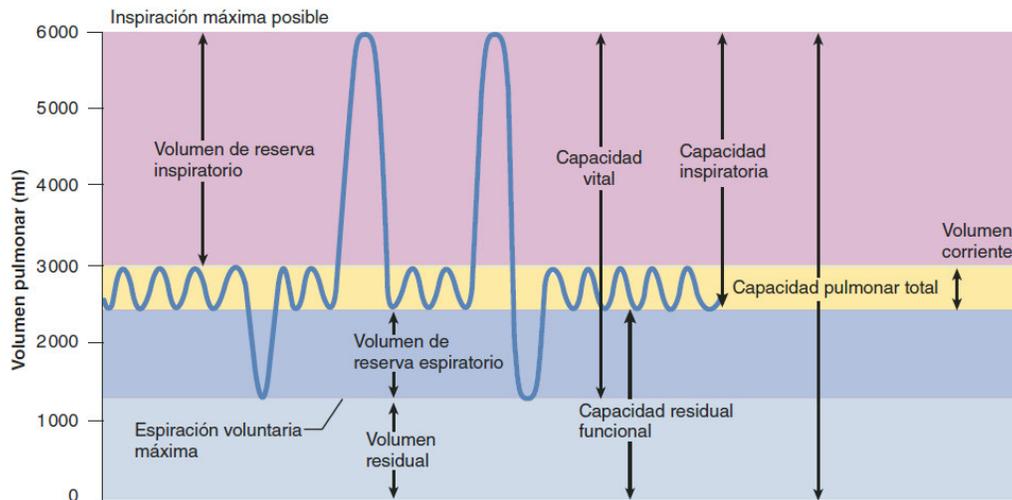


Figura 2.5. Volúmenes y capacidades respiratorias (Saladin, 2013).

### Volúmenes respiratorios

- Volumen corriente: (500 ml) cantidad de aire inhalado en un ciclo durante la respiración tranquila
- Volumen de reserva inspiratoria: (3000 ml) cantidad de aire adicional al volumen corriente que puede inhalarse con el esfuerzo máximo
- Volumen de reserva espiratoria: (1200 ml) cantidad de aire adicional al volumen corriente que puede exhalarse con el esfuerzo máximo
- Volumen residual: (1300 ml) cantidad de aire que permanece en los pulmones después de la espiración máxima; la cantidad que nunca puede exhalarse de manera voluntaria

### Capacidades respiratorias

- Capacidad vital: (4700 ml) la cantidad de aire que puede inhalarse y luego exhalarse con el esfuerzo máximo; la respiración más profunda posible
- Capacidad inspiratoria: (3500 ml) cantidad máxima de aire que puede inhalarse y luego exhalarse de manera voluntaria
- Capacidad residual funcional: (2500 ml) cantidad de aire que permanece en los pulmones después de una espiración corriente
- Capacidad pulmonar total: (6000 ml) cantidad máxima de aire que pueden contener los pulmones

La espirometría ayuda a evaluar y distinguir entre los trastornos pulmonares restrictivos y obstructivos. Los trastornos restrictivos son los que reducen la distensibilidad pulmonar, con lo que limitan la cantidad a la que pueden insuflarse los pulmones. Se muestran en el espirómetro como una capacidad vital reducida. Los trastornos obstructivos son los que interfieren con el flujo de aire al estrechar o bloquear las vías respiratorias. Dificultan la inhalación o la exhalación de una cantidad determinada de aire. El asma y la bronquitis crónica son los ejemplos más comunes. Los trastornos obstructivos pueden medirse al hacer que el sujeto exhale lo más rápido posible en un espirómetro y al medir el volumen

respiratorio forzado: el volumen de aire o el porcentaje de la capacidad que puede exhalarse en un intervalo determinado.

La cantidad de aire inhalado por minuto es el volumen respiratorio por minuto que depende en gran medida de la velocidad de ventilación alveolar. Puede medirse de manera directa con un espirómetro u obtenerse al multiplicar el volumen corriente por la velocidad respiratoria.

Organización General del sistema respiratorio. La figura 2.6 muestra esquemáticamente la organización de las vías respiratorias, comenzando con la tráquea.

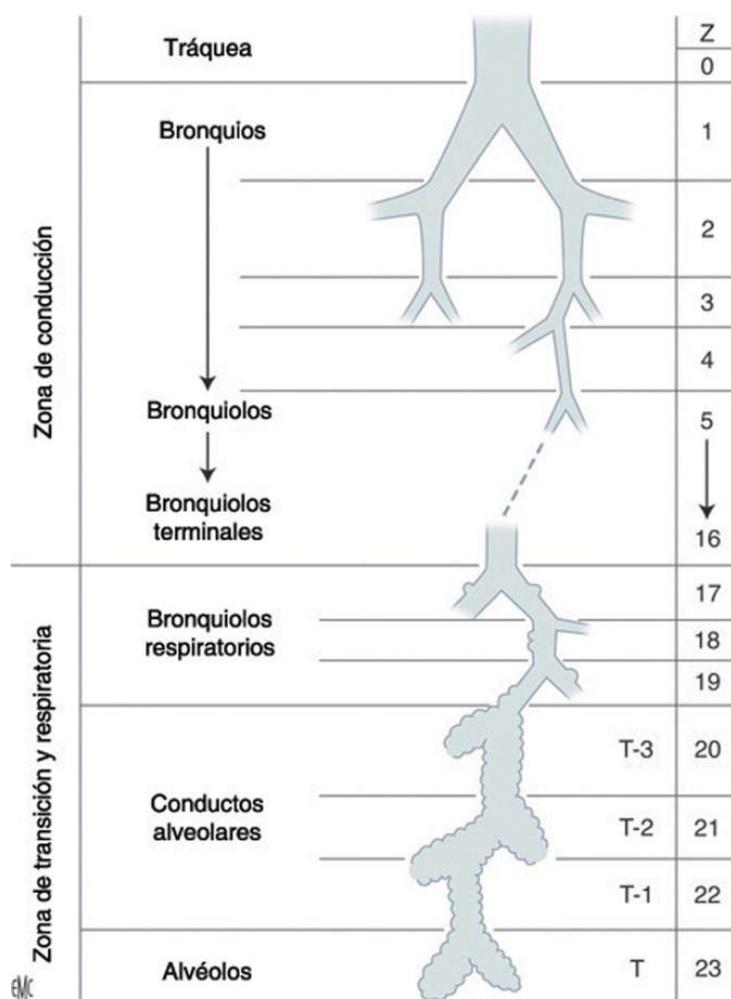


Figura 2.6. Representación diagramática de la secuencia de elementos en las zonas conductivas y transitorias de las vías respiratorias (Weibel, 1963).

El elemento de las vías respiratorias conductoras y transitorias se define como la vía aérea unitaria, que se extiende desde la terminación de su padre hasta el origen de sus dos vías aéreas secundarias. Los dos elementos que se ramifican del mismo padre serán llamados conjugados (Weibel, 1963).

- a) Bronquios, en la pared de los cuales predominan los componentes "pasivos" del tejido. Su capa fibrocartilaginosa encierra anillos o placas de cartílago en una capa fuerte de colágeno y tejido fibroso elástico. Una capa de músculo liso relativamente fina subyace a las estructuras epiteliales gruesas.
- b) Los bronquiolos, en la pared de la cual está contenida una cantidad relativamente grande de músculo liso "activo", mientras que la capa fibrosa es bastante suelta y delgada, sin cartílago como soporte sólido.
- c) Los bronquiolos respiratorios muestran una estructura de pared idéntica a la de los bronquiolos ordinarios, pero se interrumpen cuando se unen al lumen (alveolización parcial) grupos únicos o pequeños de alvéolos.
- d) Conductos alveolares, que pueden ser considerados como bronquiales respiratorios, en los que toda la pared ha sido ocupada por alvéolos (alveolación completa). De la estructura de la pared sólo queda una malla fina de fibras colágenas elásticas y delgadas con pocas fibras de músculo liso. Esta malla forma los "anillos de entrada" a los alvéolos.
- e) Sacos alveolares, que son esencialmente idénticos en estructura con conductos alveolares. En su extremo periférico, sin embargo, no se ramifican más, sino que están cerrados por un grupo de alvéolos terminales.

## Capítulo 3. Revisión de la literatura

### 3.1 Modelos geométricos

Resulta muy común encontrar en la naturaleza geometrías con una red de ramificaciones como por ejemplo las ramas de un árbol, ríos y el árbol bronquial debido a su gran efectividad de distribuir un flujo principal en una gran área, figura 3.1.

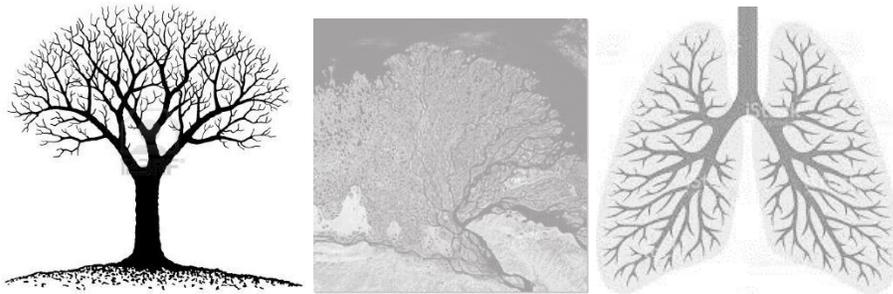


Figura 3.1. Ramificaciones en la naturaleza.

Representar geoméricamente el árbol bronquial resulta complicado ya que cada ser humano tiene variaciones dependiendo de la edad o sexo. Debido a esta dificultad existen representaciones simplificadas que nos sirven en gran medida a la hora de realizar un estudio, como por ejemplo la dinámica del aire que fluye por los ductos del mismo.

En la actualidad resulta complicado realizar mediciones para obtener características del flujo de aire en un árbol bronquial *in vivo*, por eso los estudios se han centrado en el análisis numérico o matemático utilizando modelos simplificados de la anatomía del árbol bronquial, entre los más destacados se encuentran los modelos de Weibel (1963) y el de Horsfield, Dart y Olson (1971), de los cuales se darán las características más importantes.

Entre los estudios que tratan la asimetría del árbol bronquial se encuentran los presentados por Horsfield et al. (1971) o en algunos casos más recientes los trabajos que obtienen la geometría mediante tomografías computarizadas que proporcionan una visión más realista.

Se sabe que varias características geométricas dentro de una bifurcación pueden afectar significativamente al flujo del aire.

## Modelo de Weibel

Este modelo menciona que las vías respiratorias presentan una dicotomía, ramificándose en dos. Existen dos tipos de dicotomía las cuales se muestran en la figura 3.2. En el caso de la dicotomía regular, los dos elementos conjugados son de iguales dimensiones y se ramifican de sus padres en ángulos iguales. En un sentido estricto, esta situación es bastante improbable por naturaleza. Sobre todo, encontraremos algún grado de irregularidad de las dimensiones que conduzca al patrón de dicotomía irregular, donde longitudes o diámetros de los dos elementos conjugados son más o menos desiguales (Weibel, 1963).

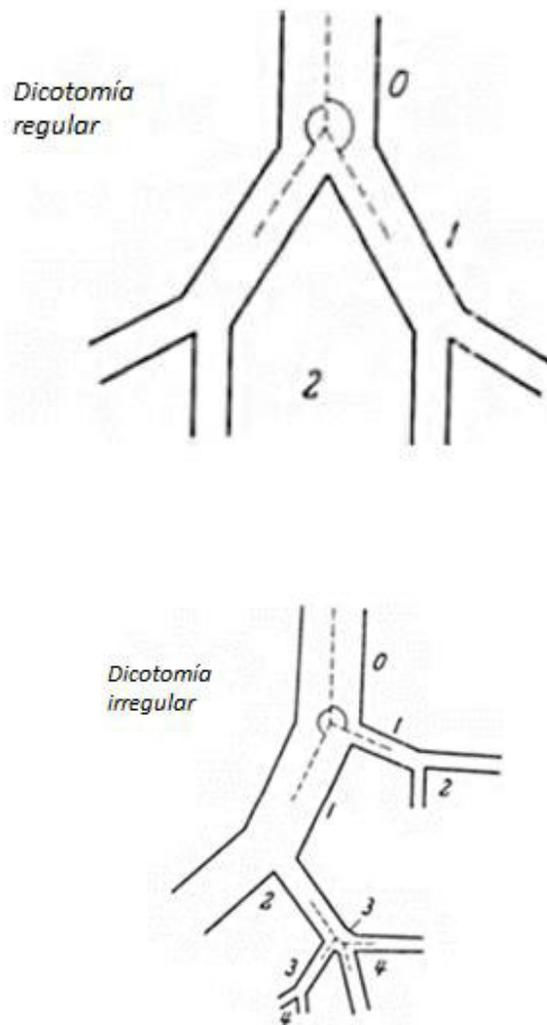


Figura 3.2. Patrón de dicotomía regular e irregular con aparente monopolio mostrado en primer lugar y tricotomía aparente en tercera generación (Weibel, 1963).

Cuando uno de los elementos conjugados es muy corto, no se puede notar, de modo que sus dos ramas hijas parecen estar conjugadas, simulando así la tricotomía. Sin embargo, si ocurren en un sistema que, en la gran mayoría de las ramas, sigue el patrón de la dicotomía irregular, podemos considerarlas meramente aparentes, representando los casos extremos de irregularidad.

Se conoce que las vías respiratorias del pulmón humano se ramifican por una dicotomía irregular. También es evidente que la irregularidad se debe principalmente a una fuerte variación en longitud en lugar de diferencias en diámetros.

El diámetro de las ramas hijas es menor que el del padre. Por lo tanto, los bronquios con la forma de cilindros circulares no pueden unirse sin fugas, a menos que su pared se distorsione hacia los extremos. En un sistema de dicotomía regular se puede obtener un buen ajuste con cilindros elípticos o con elementos ligeramente cónicos (Weibel, 1963).

Propiedades de los sistemas dicotómicos. Puesto que cada rama hija se convierte a su vez en el padre de dos ramas más periféricas, podemos considerar todo el sistema como una secuencia de generaciones de ramificaciones, cuyo orden será denotado por "z". La tráquea (el único elemento que no tiene conjugado) correspondería a la generación  $z=0$ , los dos bronquios principales a la generación  $z=1$ , y así sucesivamente.

Puesto que cada elemento localizado en la generación  $(z-1)$  da origen a dos ramas que pertenecerán a la siguiente generación  $z$ , se sigue que el número total de ramas  $N(z)$  en la generación  $z$  será

$$N(z) = 2^z \quad (3.1)$$

además, el número total de ramas  $n(z)$  desde el origen hasta la generación  $z$

$$n(z) = \sum_{s=0}^z 2^s = 2^{z+1} - 1 \quad (3.2)$$

Para muchas consideraciones del comportamiento global del sistema de vía aérea puede ser adecuado ignorar sus irregularidades y concentrarse en sus características regulares. Por lo tanto, se puede construir un primer modelo de pulmón asumiendo que las vías respiratorias se multiplican por dicotomía regular para que todos los elementos (ramas) de una generación  $z$  dada, tengan dimensiones idénticas. Además, todas las generaciones están completas. Las vías respiratorias de este modelo pulmonar se ramifican así durante 23 generaciones. La zona conductora incluirá generaciones de 0 a 16, mientras que las generaciones 17 a 19 (bronquiolos respiratorios) y 20 a 23 (conductos alveolares y sacos) pertenecerán a la zona transitoria y llevarán alvéolos.

Este modelo de vía aérea se refiere a un pulmón humano adulto de tamaño medio con un grado de inflación máxima de  $\frac{3}{4}$ . La tabla 3.1 lista los valores numéricos de las dimensiones de las vías respiratorias de este pulmón (Weibel, 1963).

<b>Dimensiones de las vías respiratorias humanas (adulto promedio)</b>			
<i>Generación</i>	<i>Elementos</i>	<i>Diámetro (cm)</i>	<i>Longitud (cm)</i>
<i>Tráquea 0</i>	<i>1</i>	<i>1.800</i>	<i>12.000</i>
<i>1</i>	<i>2</i>	<i>1.220</i>	<i>4.760</i>
<i>2</i>	<i>4</i>	<i>0.830</i>	<i>1.900</i>
<i>3</i>	<i>8</i>	<i>0.560</i>	<i>0.760</i>
<i>4</i>	<i>16</i>	<i>0.450</i>	<i>1.270</i>
<i>5</i>	<i>32</i>	<i>0.350</i>	<i>1.070</i>
<i>6</i>	<i>64</i>	<i>0.280</i>	<i>0.900</i>
<i>7</i>	<i>128</i>	<i>0.230</i>	<i>0.760</i>
<i>8</i>	<i>256</i>	<i>0.186</i>	<i>0.640</i>
<i>9</i>	<i>512</i>	<i>0.154</i>	<i>0.540</i>
<i>10</i>	<i>1,024</i>	<i>0.130</i>	<i>0.460</i>
<i>11</i>	<i>2,048</i>	<i>0.109</i>	<i>0.390</i>
<i>12</i>	<i>4,096</i>	<i>0.095</i>	<i>0.330</i>
<i>13</i>	<i>8,192</i>	<i>0.082</i>	<i>0.270</i>
<i>14</i>	<i>16,384</i>	<i>0.074</i>	<i>0.230</i>
<i>15</i>	<i>32,768</i>	<i>0.066</i>	<i>0.200</i>
<i>16</i>	<i>65,536</i>	<i>0.060</i>	<i>0.165</i>
<i>17</i>	<i>131,072</i>	<i>0.054</i>	<i>0.141</i>
<i>18</i>	<i>262,144</i>	<i>0.050</i>	<i>0.117</i>
<i>19</i>	<i>524,288</i>	<i>0.047</i>	<i>0.099</i>
<i>20</i>	<i>1,048,576</i>	<i>0.045</i>	<i>0.083</i>
<i>21</i>	<i>2,097,152</i>	<i>0.043</i>	<i>0.070</i>
<i>22</i>	<i>4,194,304</i>	<i>0.041</i>	<i>0.059</i>
<i>23</i>	<i>8,388,608</i>	<i>0.041</i>	<i>0.050</i>

Tabla 3.1. Dimensiones de las vías respiratorias humanas (adulto promedio, Weibel, 1963).

### Modelo de Horsfield

Este autor presenta las dimensiones de un modelo de árbol bronquial que obtuvo a partir de mediciones de un molde de resina de un árbol bronquial humano.

A diferencia del modelo de Weibel, en este caso se estudia la asimetría de las vías aéreas.

En este modelo de las vías respiratorias los lóbulos se representan teniendo una asimetría promedio, figura 3.3.

El flujo para las ramas centrales se expresa como un porcentaje del flujo traqueal, tabla 3.2.

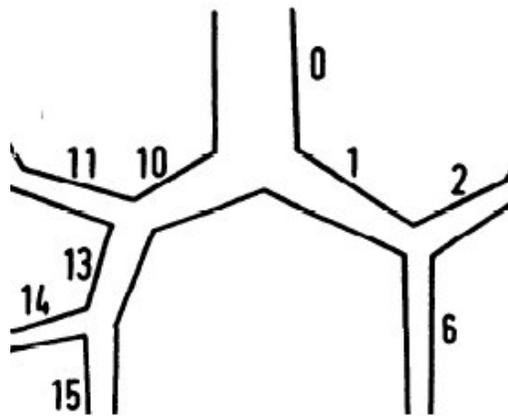


Figura 3.3. Ramas centrales del árbol bronquial como lo muestra un molde de resina.

	Diámetro (mm)	Longitud (mm)	Flujo % tráquea	Ángulo de ramificación
0	16	100	100	
1	12	50	45.0342	73
10	11.1	22	54.9658	35
2	7.5	16	18.9193	48
6	8	11	26.1149	44
11	7.3	15.6	18.9193	63
13	8.9	26	36.0465	15
14	5.2	21	9.9316	61
15	6.4	8	26.1149	15

Tabla 3.2. Dimensiones de los bronquios para el modelo de Horsfield (1971).

En este modelo el ángulo de ramificación es el ángulo por el cual la línea del eje de la rama hija se desvía de la línea del eje de la rama parental. En términos generales, cuando las dos ramas hija son de igual diámetro, sus ángulos de ramificación son iguales. Cuando los diámetros de la rama hija son desiguales, la rama más pequeña tiene el ángulo mayor. La tabla 3.2 muestra el ángulo que cada rama central hace con su matriz (Horsfield et al. 1971)

A partir de los caudales, ajustados localmente, se puede calcular la velocidad media del flujo para cada rama, y esto permite el cálculo de diversos parámetros dinámicos de los fluidos, de los cuales el número de Reynolds es el más conocido.

El trabajo presentado por Calay, Kurujareon y Holdon (2002) utilizaron este modelo para simular numéricamente la respiración oscilatoria encontrando que una sola bifurcación simple era suficiente para dar resultados importantes, como la presencia de movimientos secundarios.

En algunos estudios más recientes se han obtenido geometrías realistas de las vías áreas pulmonares empleando escáneres TC (Computed Tomography), tomografía computarizada, y técnicas de MRI (Magnetic Resonance Imaging), imagen de resonancia magnética, figura 3.4, que, a pesar de ser de gran detalle, no puede proporcionar datos más allá de la séptima o novena generación.

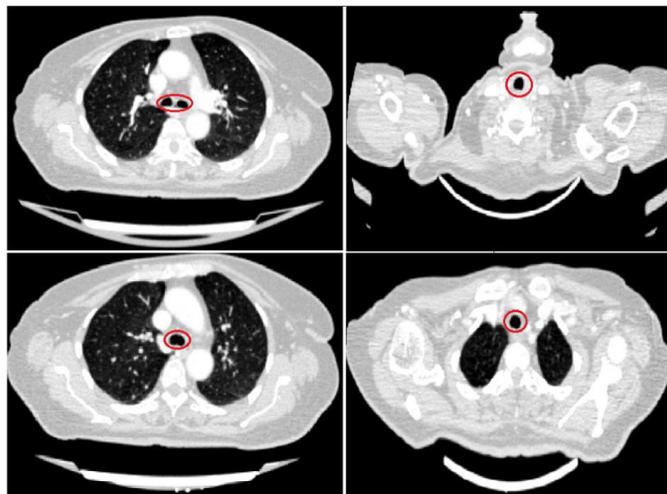


Figura 3.4. Imágenes de Tomografía computarizada (Rahimi, 2015).

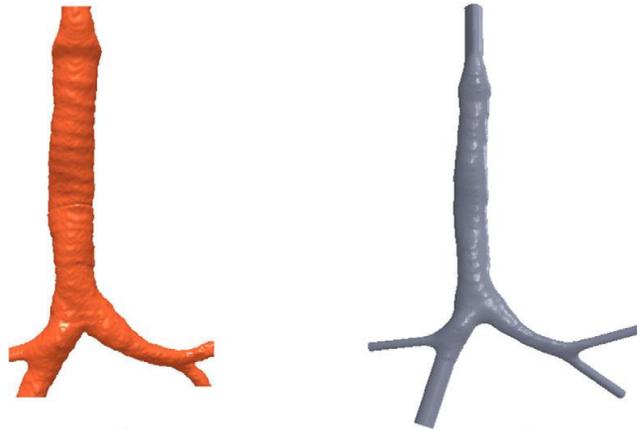


Figura 3.5. Geometría tridimensional reconstruida de imágenes de CT-scan (Rahimi, 2015).

### 3.2 Procedimientos experimentales

Entre las primeras investigaciones experimentales se encuentra la realizada por Schroter y Sudlow (1969), quienes estudiaron una bifurcación simple y simétrica a escala, típica del árbol bronquial humano y utilizaron las dimensiones de la anatomía del árbol bronquial descritas por Weibel. Investigaron los flujos de inhalación y exhalación, con perfiles planos o parabólicos que se presentan en la primera ramificación. Aguas abajo, se obtuvieron perfiles en el plano de la bifurcación y normales a él. Los patrones de flujo se visualizaron para el intervalo  $Re = 50$  a  $4500$ .

Los modelos tenían un ángulo de ramificación fijo de  $70^\circ$ , un ángulo medio apropiado para los bronquios de aproximadamente la  $5^a$  a la  $20^a$  generación en el árbol bronquial humano.

Los modelos eran rígidos y tenían paredes lisas sin ondular. Sólo se estudiaron flujos estacionarios. Los perfiles de flujo que entraron en el sistema fueron planos o parabólicos para estudios de inhalación, planos sólo para estudios de exhalación.

Los patrones de flujo se observaron visualizando el flujo con trazadores finos de humo producidos por un generador de humo de túnel de viento estándar, utilizando aceite de keroseno de alto grado.

Los patrones de flujo secundarios se registraron mediante fotografía fija utilizando iluminación frontal continua con una incidencia de  $45^\circ$  respecto a la trayectoria de

observación. La introducción del humo no causó ninguna alteración en los patrones de flujo en los modelos. Midieron la velocidad puntual con una sonda de hilo caliente introducida aguas abajo y colocada por un micro manipulador.

Se observaron patrones de flujo complejos tanto en inhalación como en exhalación, con considerable mezcla mecánica de aire en el sistema.

Se observaron flujos secundarios en todos los caudales, tanto en inhalación como en exhalación. Estos ocurrieron, independientemente de la forma del perfil de entrada. En la inhalación el flujo se divide y se gira en un camino curvo. En consecuencia, los flujos secundarios, con un par de vórtices del tipo mostrado en la figura 3.6 se establecen. Durante la espiración, los flujos de impacto se vuelven a girar y cada corriente en masa genera un par de vórtices. El resultado es un conjunto de cuatro vórtices en el tubo padre, figura 3.7 (Schroter et al. 1969).

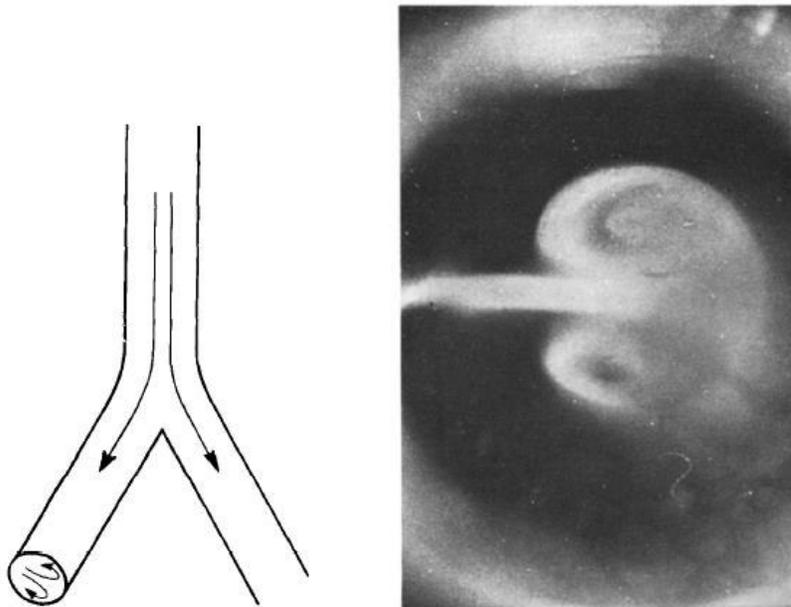


Figura 3.6. Vista final de la rama hija de una sola bifurcación mostrando movimientos secundarios en la inhalación (Schroter et al. 1969).

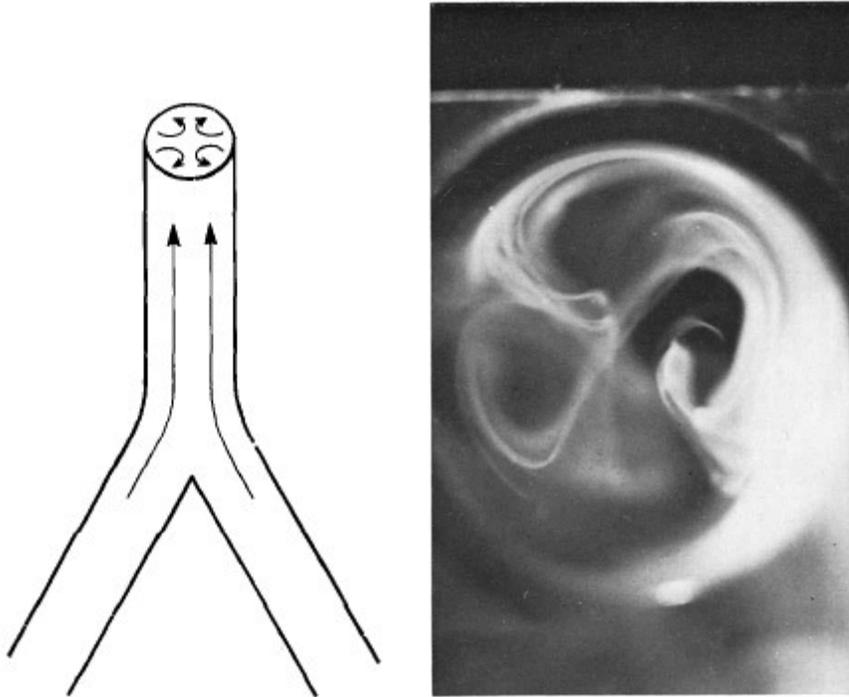


Figura 3.7. Vista final del tubo parental de bifurcación simple que muestra movimientos secundarios en la exhalación (Schroter et al. 1969).

Por otro lado, Zhao y Lieber (1994) presentan el estudio experimental de una bifurcación que se compone de tres partes principales: el tubo padre, los tubos secundarios y el divisor de flujo.

La parte más importante de una bifurcación es el divisor de flujo. Los parámetros que utilizaron para definir el divisor de flujo son el diámetro del tubo parental,  $D$ , el diámetro del tubo secundario,  $d$ , el radio de curvatura del tubo secundario,  $R$ , la longitud del divisor de flujo  $L$  y el ángulo de ramificación,  $2\alpha$ . Además, se definieron un ángulo  $\beta$  donde en general  $\beta < \alpha$ . Este ángulo es necesario para hacer que la longitud del divisor de flujo,  $L$ , sea independiente del radio de curvatura de las ramas hija,  $R$ , cuando se desea un divisor de flujo más corto (Zhao y Lieber 1994).

Las secciones transversales del divisor de flujo formadas por planos perpendiculares al eje  $x$  son elípticas después de la estación 2 (como en la estación 4-4 'de la figura 3.8) y permanecen elípticas hasta el punto G ( $L/2, 0, 0$ ). Desde el punto G hasta el punto C ( $L, 0, 0$ ), la bifurcación empieza a partirse y las secciones transversales ahora están formadas por planos situados sobre rayos que emanan del punto B ( $L/2, L/2 \tan \beta, 0$ ).

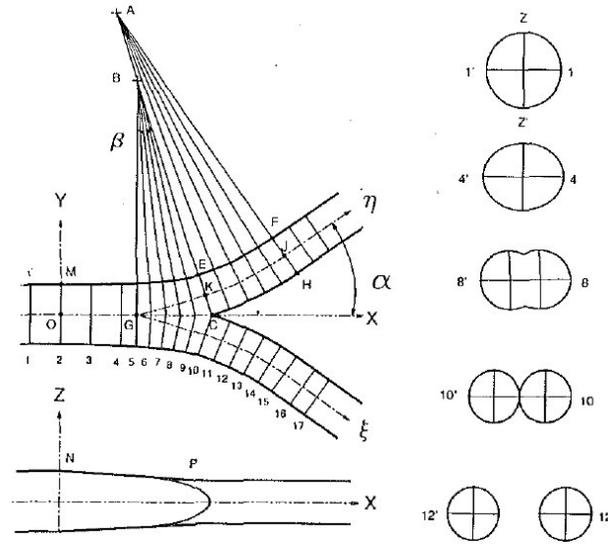


Figura 3.8. Vista de las estaciones evaluadas en la bifurcación (Zhao y Lieber 1994).

En este estudio, el diámetro del tubo parental,  $D$ , es de 3.81 cm. La longitud del divisor de flujo es  $L = 2.52$  y el ángulo de ramificación,  $2\alpha$ , es de 70 grados. El área de la sección transversal se conserva a lo largo de la bifurcación tal que  $2d^2/D^2 = 1$  y el radio de curvatura de los tubos secundarios es  $R=7d$ . El ángulo  $\beta=18$  grados. Cabe destacar que los valores seleccionados para estos parámetros no representan ninguna rama anatómica en particular. Fueron seleccionados para proporcionar una transición gradual del tubo padre a hija y viceversa que permite más tiempo para que se establezca el flujo (Zhao y Lieber 1994).

Mientras que el ángulo de bifurcación y el radio de curvatura son representativos de las condiciones fisiológicas, el tronco del divisor de flujo es más largo que el de las vías aéreas pulmonares pequeñas. Sin embargo, la bifurcación definida por estas ecuaciones es bastante general y se pueden hacer cambios a este diseño para modelar otras geometrías modificando la longitud del divisor de flujo, el radio de curvatura de las ramas hijas, el diámetro del tubo padre, hija o el ángulo de bifurcación si se desea una geometría más representativa anatómicamente.

Mencionan las complicaciones que tuvieron al utilizar la anemometría láser Doppler en una sección curva. Deben evitarse las distorsiones ópticas debidas a la concavidad de la sección de ensayo cuando se utiliza la anemometría láser Doppler para garantizar que se conoce la posición del volumen de medición.

Utilizaron como fluido de trabajo una mezcla de glicerina-agua cuya viscosidad cinemática fue de  $6.3 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$  a una temperatura de funcionamiento de  $28^\circ \text{ Celsius}$ . La sección de prueba está conectada a un bucle de flujo accionado por una bomba de circulación centrífuga de velocidad constante. La conexión de la bomba al aparato de flujo se realizó a través de una serie de mangueras flexibles para amortiguar las perturbaciones en el fluido antes de que se alimentara a la tubería de entrada aguas arriba de la sección de prueba. Tres válvulas de control y un tanque de presión de cabeza constante regulan el flujo a través del sistema y dos sondas de flujo electromagnético monitorean el caudal a través de ambas ramas hija.

Las mediciones de velocidad se realizaron con un anemómetro láser Doppler de dos componentes (Dantec 55, Dinamarca) que consta de un láser de argón (modelo Lexel, Excel 3000), paquete óptico transmisor, celda de Bragg, óptica de recepción con dos fotomultiplicadores, y un tablero del filtro de la coincidencia. Se usaron partículas sembradoras (Pearl White, Mearl Corp.)

Las velocidades de flujo axial y secundaria se midieron en 17 localizaciones diferentes a lo largo del tronco y ramas de la bifurcación, figura 3.8.

El tubo de entrada del estratificador de flujo a la sección de prueba es más largo que la longitud mínima de entrada para el flujo laminar para todos los números de Reynolds estudiados. El perfil fue parabólico indicando un flujo de Poiseuille completamente desarrollado. Los caudales volumétricos que estudiaron fueron de  $4.0 \times 10^{-4} \text{ m}^3/\text{s}$ ,  $2.0 \times 10^{-4} \text{ m}^3/\text{s}$  y  $1.0 \times 10^{-4} \text{ m}^3/\text{s}$  correspondientes a los números de Reynolds de 2089, 1036 y 518, respectivamente.

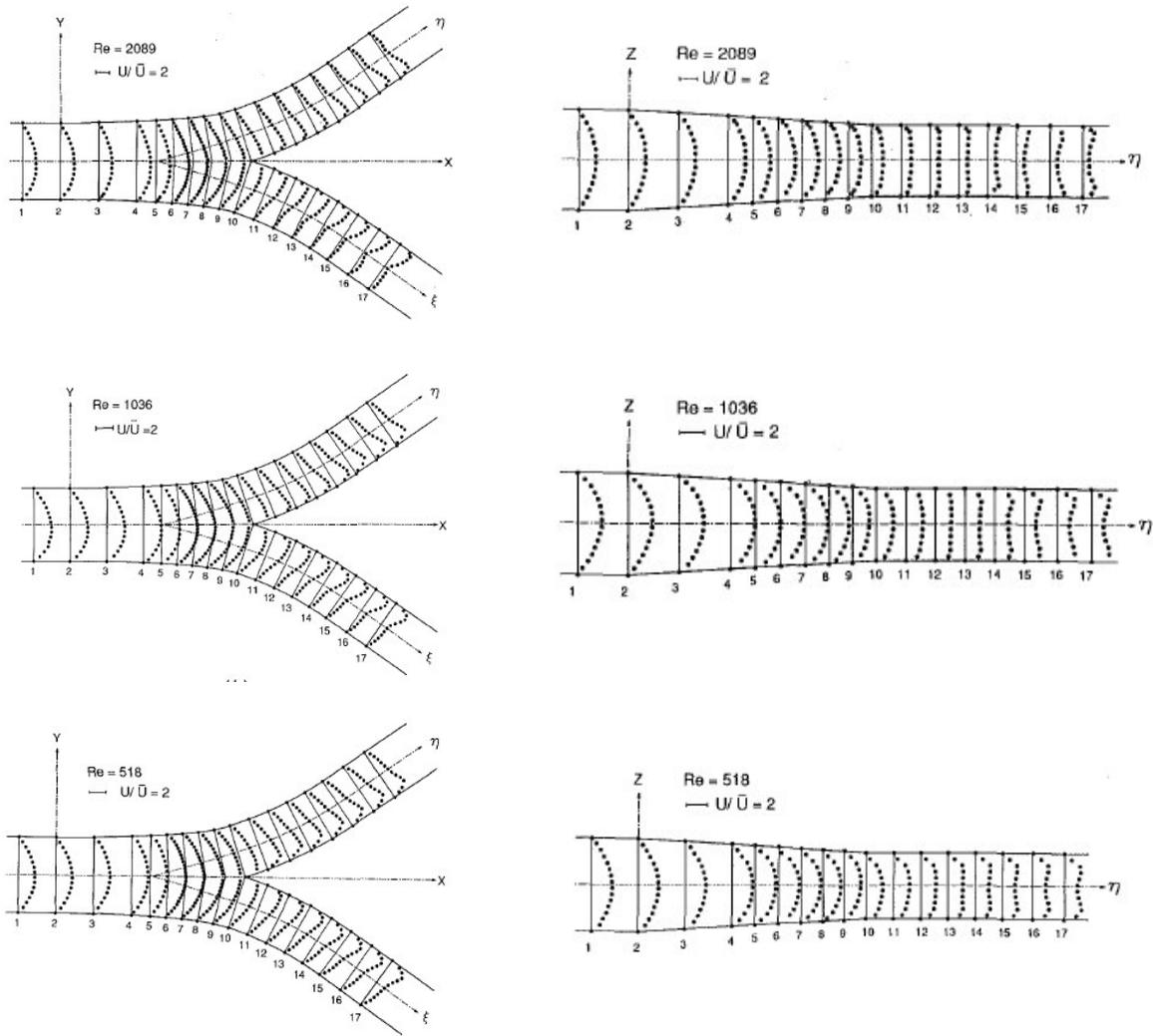


Figura 3.9. Perfiles de velocidad axial en el plano de la bifurcación a la izquierda y a la derecha perfiles en el plano transversal a la bifurcación (Zhao y Lieber 1994).

Sus resultados muestran que los patrones de flujo son similares para los tres números de Reynolds, con perfiles de velocidad que siguen la misma tendencia comenzando con un perfil parabólico en la entrada y terminando con perfiles sesgados hacia la pared interior de la bifurcación, figura 3.9. No se observan separaciones de flujo o recirculación en ningún punto (Zhao y Lieber 1994).

Soodt et al. (2010) presentan un análisis experimental del campo de flujo en estado no estacionario para un modelo transparente del pulmón humano.

El modelo consiste en el árbol bronquial hasta la tercera generación de bifurcación, figura 3.10. Debido al carácter tridimensional e inestable del campo de flujo, las mediciones resueltas en el tiempo se realizaron utilizando velocimetría de imágenes de partículas estereoscópicas cuasi-volumétricas. Para un número de Reynolds  $Re = 1420$ , lo que representa respiración en reposo.

El material del modelo de pulmón hueco se compone de silicona transparente para facilitar el acceso óptico de alta calidad.

Dado que todos los experimentos de este estudio se realizaron en flujo laminar, la rugosidad superficial puede considerarse insignificante.

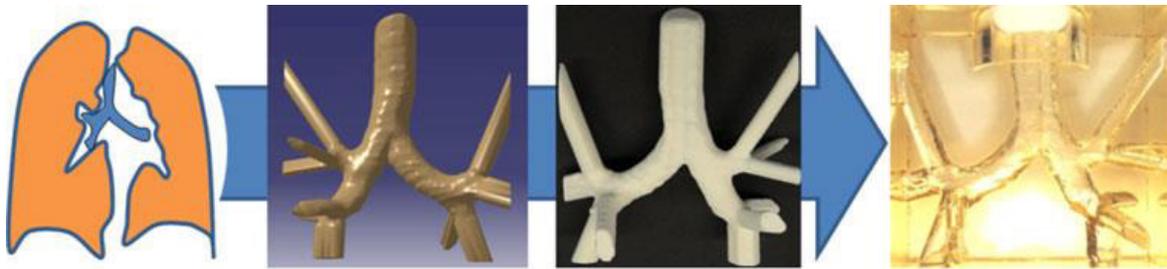


Figura 3.10. Cadena de proceso de fabricación del modelo de pulmón (Soodt et al. 2010).

El modo de ventilación del flujo oscilatorio es sinusoidal.

Hay estudios que demuestran que las condiciones de entrada son críticas ya que el perfil de velocidad en la tráquea posee una fuerte influencia en el campo de flujo en la primera bifurcación pulmonar. Tomando en cuenta lo anterior, el fluido entra en el modelo de pulmón a través de una tráquea anatómicamente configurada que proporciona condiciones de afluencia definidas y permite la comparación de los resultados experimentales con simulaciones numéricas usando el mismo perfil de velocidad de entrada (Soodt et al. 2010).

Con este fin, fabricaron una sección de tubo con una sección transversal constante que se encontraba en la parte superior de la tráquea. El diámetro hidráulico de esta sección de tubo es de 18.3 mm con una longitud  $L = 500$  mm.

El flujo real en el cuerpo humano no puede considerarse plenamente desarrollado, sin embargo, el enfoque que utiliza un perfil de flujo laminar completamente desarrollado es necesario para poder realizar comparaciones detalladas experimentales y numéricas.

El flujo sale del modelo a través de terminaciones con secciones transversales constantes y considerando los mismos niveles de presión hidrostática en todas las alturas geodésicas dentro y fuera del modelo, se puede suponer que la condición de salida estática es constante.

La comparación del índice de refracción asegura el acceso óptico sin distorsión. La viscosidad dinámica de la mezcla agua-glicerina con 60.7 por ciento en peso de glicerina es  $\eta = 1.03 \times 10^{-2}$  Pa s, la densidad es  $\rho = 1.16 \times 10^3$  kg/m<sup>3</sup>, y la viscosidad cinemática es de  $\nu = 1.52 \times 10^{-5}$  m<sup>2</sup>/s para una temperatura de T = 22.4 °C, que se mantiene constante durante todos los experimentos (Soodt et al. 2010).

Se tomaron todas las mediciones usando burbujas de hidrógeno como trazadores, los cuales fueron generados por una unidad electrolítica corriente arriba de la tubería de entrada

El tamaño de las partículas del marcador está en el intervalo de 1-5  $\mu\text{m}$  (Soodt et al. 2010).

Wilquem y Degrez (1997) realizaron estudios numéricos del flujo inhalatorio en un modelo bidimensional de tres generaciones de bifurcación, utilizaron el método de volumen finito para resolver las ecuaciones de movimiento, sus resultados muestran que los perfiles de velocidad aguas debajo de la primera bifurcación están altamente sesgados hacia la pared interior de la bifurcación.

Liu, Zo y Zhang (2002) investigaron las características del flujo inspiratorio en un modelo de tres generaciones tridimensional del modelo de Weibel, utilizando el método del volumen finito. Su estudio abarco un rango de números de Reynolds de 200 a 1600. Estos mismos autores en el año 2003 analizaron el modelo asimétrico.

### 3.3 Generación de entropía

Una importante relación entre pérdida de trabajo disponible y generación de entropía se presenta en la siguiente formula

$$\dot{W}_{lost} = T_0 \dot{S}_{gen} \quad (3.3)$$

La cual representa el teorema de Gouy-Stodola. Este teorema establece que la pérdida de trabajo disponible es directamente proporcional a la producción de entropía.

*Relación entre generación de entropía y disipación viscosa*

La relación entre generación de entropía y disipación viscosa se pone de manifiesto en forma más clara por un experimento. El aparato experimental contiene un fluido viscoso como la miel. Como un sistema termodinámico cerrado, se encuentra en contacto con un depósito de calor (ambiente) a temperatura  $T_0$  suponiendo que en estado estacionario el ambiente transfiere trabajo a una tasa  $\dot{W}$  al sistema. La primera y segunda ley de la termodinámica establece que

$$\dot{W} = \dot{Q} \quad (3.4)$$

$$\dot{S}_{gen} = \frac{\dot{Q}}{T_0} > 0 \quad (3.5)$$

La primera conclusión es que  $\dot{S}_{gen} > 0$ , se asumió correctamente la dirección de interacción de energía. Adicionalmente la tasa de generación de entropía es proporcional a la potencia mecánica introducida dentro del sistema a través de eje rotatorio

$$\dot{S}_{gen} = \frac{\dot{W}}{T_0} \quad (3.6)$$

Considerando un elemento infinitesimal de tamaño  $dx dy dz$ . La tasa de generación de entropía, por unidad de volumen, es

$$\dot{S}_{gen}''' = \frac{\dot{W}'''}{T} \quad (3.7)$$

Donde  $\dot{W}'''$  es la tasa volumétrica de potencia mecánica disipada en el elemento  $dx dy dz$  por esfuerzo viscoso. En la misma expresión T es la temperatura absoluta del elemento de fluido, asumiendo el equilibrio térmico local con su entorno inmediato. Del estudio de la mecánica de fluidos se sabe que  $\dot{W}'''$  es igual a la viscosidad por la función de disipación viscosa  $\Phi$ , por lo tanto (Bejan, 1996).

$$\dot{S}_{gen}''' = \frac{\mu}{T} \Phi \quad (3.8)$$

Donde

$$\Phi = \left[ 2 \left( \frac{\partial u}{\partial x} \right)^2 + 2 \left( \frac{\partial v}{\partial y} \right)^2 + 2 \left( \frac{\partial w}{\partial z} \right)^2 + \left( \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y} \right)^2 + \left( \frac{\partial w}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial z} \right)^2 + \left( \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right)^2 \right] \quad (3.9)$$

Como ejemplo de estudio sobre la generación de entropía encontramos el trabajo realizado por Sciubba (2010) en el cual se presenta el estudio analítico de un flujo bifurcado, laminar, isotérmico e incompresible, donde el objetivo principal es transportar un caudal de masa de una fuente a dos suministros A, B, figura 3.11, preguntándose inicialmente si existe un patrón de bifurcación óptima.

El método que utiliza es la minimización de generación de entropía (Formulada en su forma moderna por Bejan)

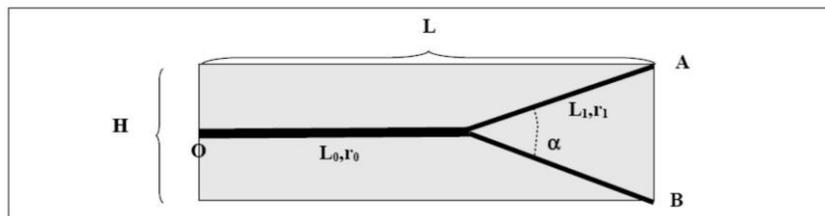


Figura 3.11. Geometría de la bifurcación.

Como el objetivo es suministrar una cantidad de flujo a A y B el flujo se tiene que bifurcar en alguna parte. Teniendo los dos casos límites, el primero donde la división ocurre en  $x=0$  y el segundo en  $X=L$ , figura 3.12.

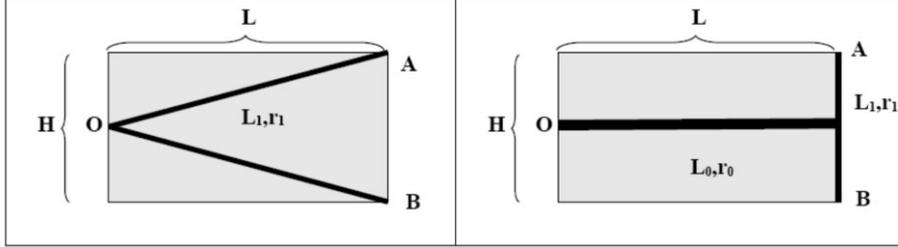


Figura 3.12. Casos límites.

Obtuvo la generación de entropía para cada uno de los casos anteriores los cuales son:

$$\dot{S}_{flujo v} = 2\dot{S}_{L1,r1} = k_f \frac{\dot{m}_0^2 L}{r_0^4} \frac{\sqrt{1 + 0.25a_r^2}}{2\delta^4} \quad (3.10)$$

$$\dot{S}_{flujo T} = \dot{S}_{L0,r0} + 2\dot{S}_{L1,r1} = k_f \frac{\dot{m}_0^2 L}{r_0^4} \left(1 + \frac{a_r}{4\delta^4}\right) \quad (3.11)$$

Donde

$$k_f = \frac{8v}{\pi\rho T}$$

y  $a_r$  es la relación de aspecto  $H/L$

Para el caso general donde la bifurcación ocurre en algún punto en  $L$ , se agrega un parámetro  $\lambda = L_0/L$

$$\dot{S}_{bifurcado} = \dot{S}_{L0,r0} + 2\dot{S}_{L1,r1} = k_f \frac{\dot{m}_0^2 L}{r_0^4} \left[ \lambda + \frac{\sqrt{(1 + \lambda^2) + 0.25a_r^2}}{2\delta^4} \right] \quad (3.12)$$

## Capítulo 4. Modelado computacional

### 4.1 El movimiento del fluido

La Dinámica de Fluidos Computacional (DFC o más común CFD, por sus siglas en inglés) tiene la conveniencia de reducir sustancialmente el tiempo y los costos de un estudio o una investigación acerca del movimiento de un fluido, sobre todo cuando se compara con los procedimientos experimentales. Por ello se emplea con éxito para analizar sistemas complejos como es el caso de las bifurcaciones del sistema respiratorio.

En este estudio se utilizó ANSYS Fluent, el cual emplea el método de Volúmenes Finitos para resolver las ecuaciones de flujo de fluidos y simular el flujo del aire en las bifurcaciones del sistema respiratorio, específicamente la tráquea y los primeros bronquios.

El movimiento de los fluidos (laminares o turbulentos) se rigen por un conjunto de ecuaciones derivadas de los principios fundamentales de la Física: de conservación de la materia (ecuación de continuidad), de balance fuerzas y cantidad de movimiento (segunda ley de Newton) y de conservación de la energía (primera ley de la Termodinámica).

### 4.2 Ecuaciones gobernantes.

Se tomaron en cuenta las siguientes consideraciones

- Estado estacionario
- Modelo rígido: los cambios de volumen en las vías respiratorias no son muy grandes durante la respiración normal. Las velocidades radiales serían así muy pequeñas en comparación con las velocidades axiales en la mayoría de las regiones de los pulmones. Esto no sería necesariamente el caso en las vías respiratorias más pequeñas donde estos efectos deberían ser considerados.
- Superficies del tubo secas y lisas
- Se desprecian las fuerzas de cuerpo
- Flujo incompresible
- Flujo laminar

## Conservación de masa

El principio de conservación de la masa también conocida como ecuación de continuidad es fundamental y expresa el hecho de que, en un sistema fluido, la masa no se puede crear o destruir.

Ecuación de conservación de masa en forma diferencial

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (4.1)$$

## Conservación de cantidad de movimiento

Esta ecuación representa la segunda ley de Newton, la cual expresa que la aceleración de un cuerpo es proporcional a la fuerza neta que actúa sobre él y es inversamente proporcional a su masa. También se puede enunciar como la razón de cambio de la cantidad de movimiento de un cuerpo es igual a la fuerza neta que actúa sobre él.

Para fluidos newtonianos

Ecuación de cantidad de movimiento (conservación de cantidad de movimiento)

Las ecuaciones para cada una de sus componentes

$$\rho \left( u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = - \frac{\partial P}{\partial x} + \mu \left( \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (4.2)$$

$$\rho \left( u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) = - \frac{\partial P}{\partial y} + \mu \left( \frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right) \quad (4.3)$$

$$\rho \left( u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = - \frac{\partial P}{\partial z} + \mu \left( \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) \quad (4.4)$$

### 4.3 Geometría

Ya que el módulo de Ansys Design Modeler es poco práctico para generar geometrías se optó por utilizar Autodesk Inventor para generar la geometría y después exportar la geometría en formato .Igs

La primera geometría seleccionada fue del modelo de Weibel, tomando desde la tráquea y hasta la tercera generación. Para el caso del modelo Horsfield se tomaron los datos mostrados en la tabla 3.2.

La geometría de la tráquea y bronquios se muestran en la figura 4.1, en la parte izquierda el modelo simétrico y a la derecha el asimétrico.

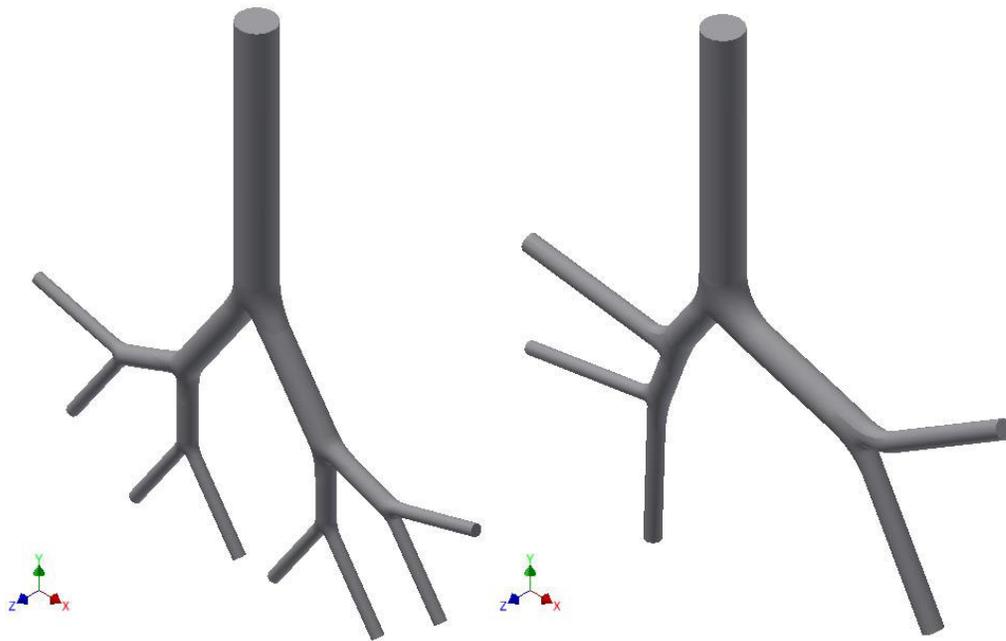


Figura 4.1. Geometría simétrica y asimétrica, respectivamente.

Dos variaciones al modelo de Weibel también fueron analizados con la característica de que la siguiente bifurcación no descansa sobre en el mismo plano que la bifurcación anterior, figura 4.2.

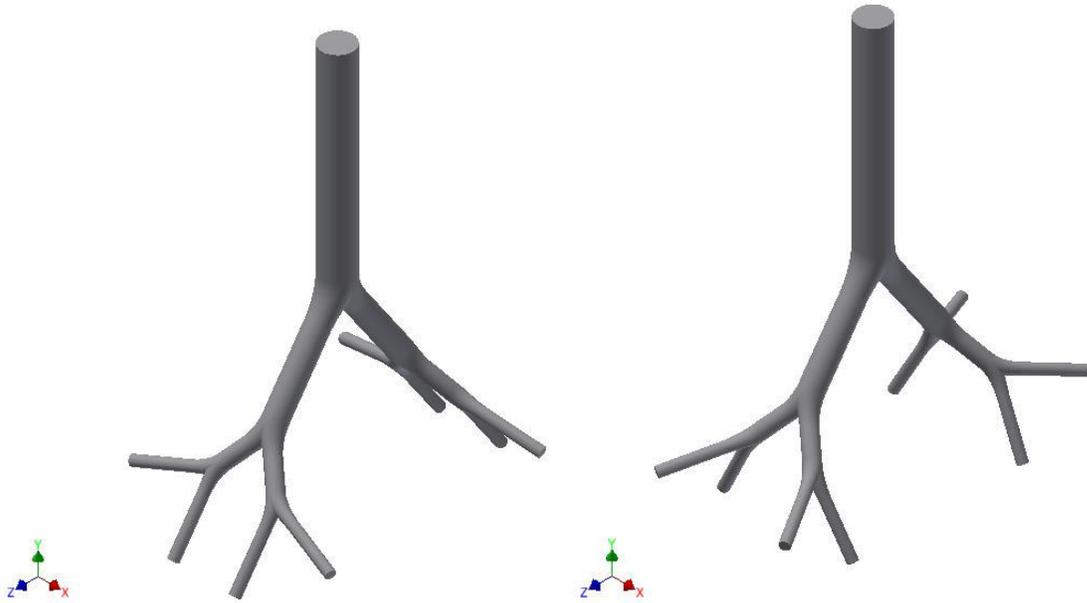


Figura 4.2. Geometrías simétricas con variaciones

#### 4.4 Mallado

Un paso importante ya que se tiene definido el dominio computacional consiste en realizar un estudio de sensibilidad de malla, para esto se crearon cinco mallas distintas, graficando la diferencia de presión entre la entrada de la tráquea y la salida de uno de los bronquios vs número de elementos del mallado, para observar como los resultados comienzan a tener poca diferencia conforme se incrementa el número de elementos, figura 4.3.

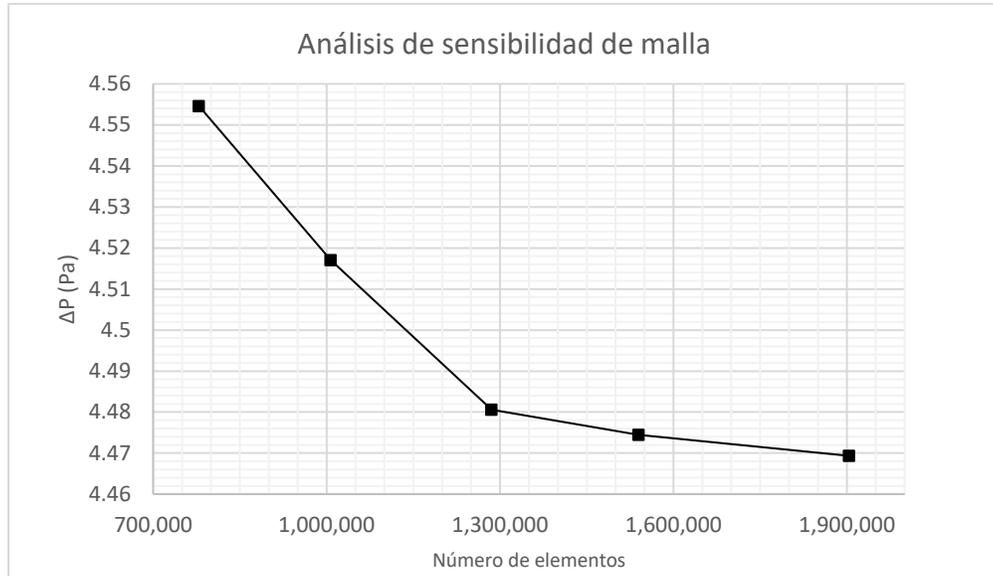


Figura 4.3. Análisis de sensibilidad de malla.

Como se muestra en la gráfica, para nuestro estudio, resulta conveniente trabajar con la malla de  $1.54 \times 10^6$  elementos.

Se utilizó el método Cut cell para realizar el mallado de la geometría el cual consiste en generar mallas cartesianas al dividir el dominio computacional en pequeños volúmenes de control (o celdas) en de alguno de los siguientes tres tipos: celdas sólidas, celdas de flujo o celdas parcialmente sólidas. El algoritmo CutCell es adecuado para una amplia gama de aplicaciones, y debido a la gran fracción de celdas hexagonales en la malla, a menudo produce mejores resultados que los métodos tetraédricos.

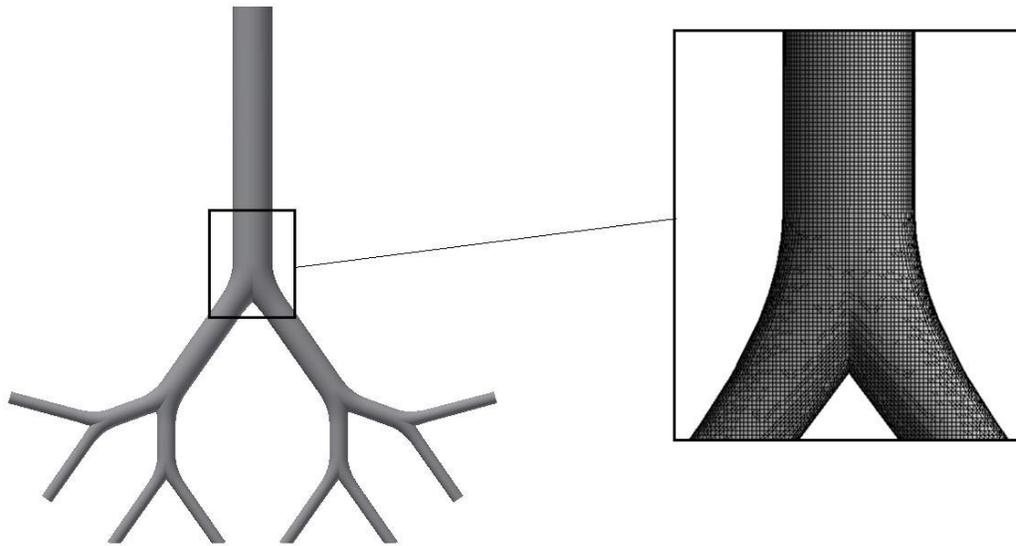


Figura 4.4. Malla.

#### 4.5 Condiciones de frontera

Para la entrada de la tráquea se impuso un perfil parabólico. Los valores para obtener la velocidad de entrada se tomaron para condiciones de respiración normal o en estado relajado. El caudal de aire tiene un valor de 0.3 l/s, por lo cual la velocidad promedio corresponde a un valor de 1.18 m/s. lo cual nos da un valor de  $Re=1269$ .

En las salidas se estableció la condición de frontera salida (outflow) que se usa para modelar salidas de flujo donde los detalles de la velocidad y presión de flujo no se conocen antes de resolver el problema de flujo.

Para evitar imponer alguna dirección en los vectores de velocidad en las salidas. La longitud de los tubos de salida se extendieron cinco veces el valor de su diámetro.

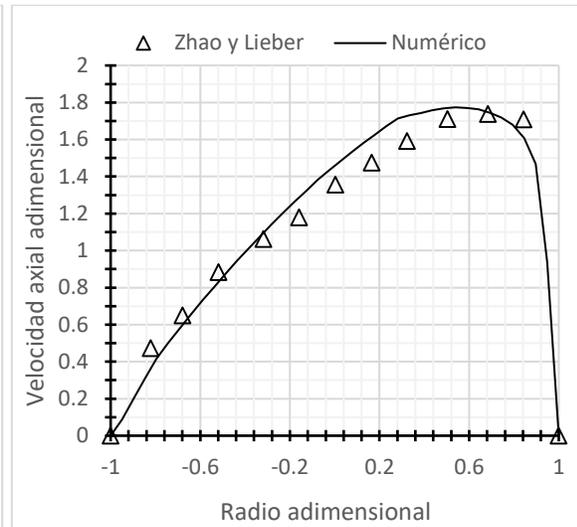
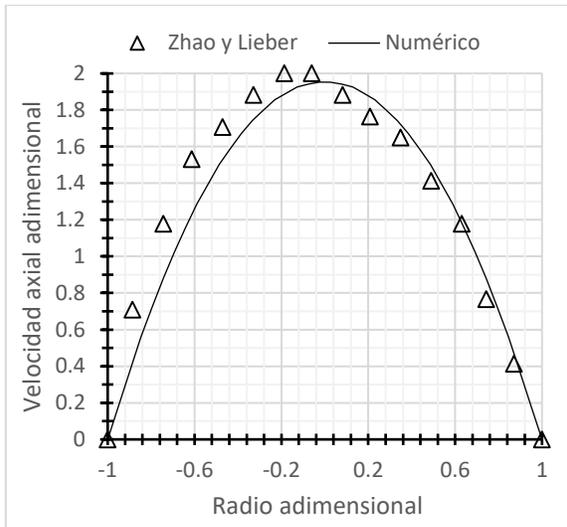
También se aplicó la condición de no deslizamiento en las paredes interiores (Rugosidad 0).

Como fluido de trabajo se seleccionó aire con propiedades constantes ( $\rho = 1.138 \text{ kg/m}^3$ ,  $\mu = 1.904 \times 10^{-5} \text{ kg/m}\cdot\text{s}$ ). Además, se estableció una presión de operación de una atmósfera.

El criterio de convergencia para todas las variables fue de  $1.0 \times 10^{-5}$ .

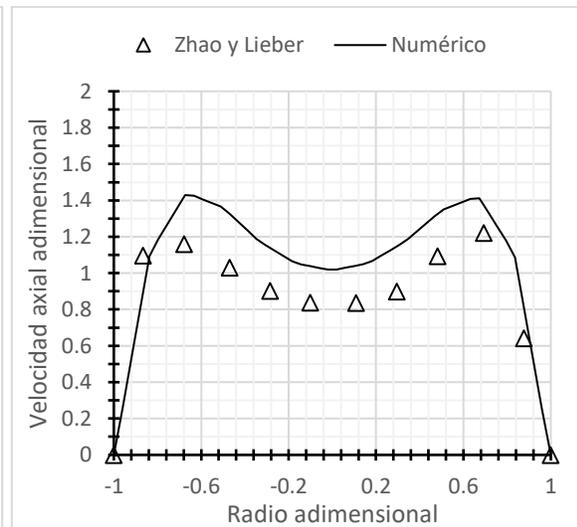
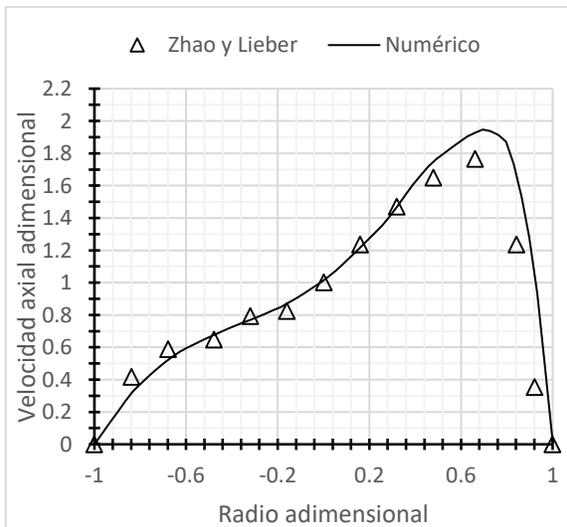
## 4.6 Validación

Para validar que se ha formulado bien el problema se realizó una simulación con las condiciones experimentales obtenidas por Zhao y Lieber (1994) para una bifurcación simple con un semi-ángulo de  $35^\circ$ . Se tomó el caso para el cual se tenía un valor de  $Re=1036$ . Se compararon los perfiles de velocidad axial en las secciones 2-2', 10-10', 15-15' en el plano de la bifurcación, y la sección 15-15' en el plano perpendicular en la bifurcación (ver figura 3.8 y 3.9)



Sección 2-2'

Sección 10-10'



Sección 15-15'

Sección 15-15 perpendicular

Figura 4.5. Comparación de los perfiles de velocidad.

Se hizo adimensional a los perfiles de velocidad utilizando la velocidad promedio registrada en la entrada de la tráquea.

Como se puede observar en las gráficas de la figura 4.5, el perfil de la sección 2-2' obtenida por Zhao y Lieber, presenta una ligera asimetría en vez de ser un perfil parabólico, propio de un flujo desarrollado dentro de una tubería (flujo Poiseuille). Los autores en su trabajo adjudican este efecto a un pequeño desajuste en las tasas de flujo de las ramas hijas. Comparándolo con el perfil obtenido numéricamente se puede ver que no existe mucha diferencia.

En los perfiles 10-10' y 15-15' tanto los resultados numéricos como los experimentales muestran un perfil sesgado hacia el interior de la pared.

Para el perfil 15-15' perpendicular al plano de bifurcación se observa un perfil en forma de “m” debido a la fuerza de flujo secundario. Las velocidades próximas a las paredes son mucho más altas que en el flujo del núcleo.

Validación del modelo asimétrico.

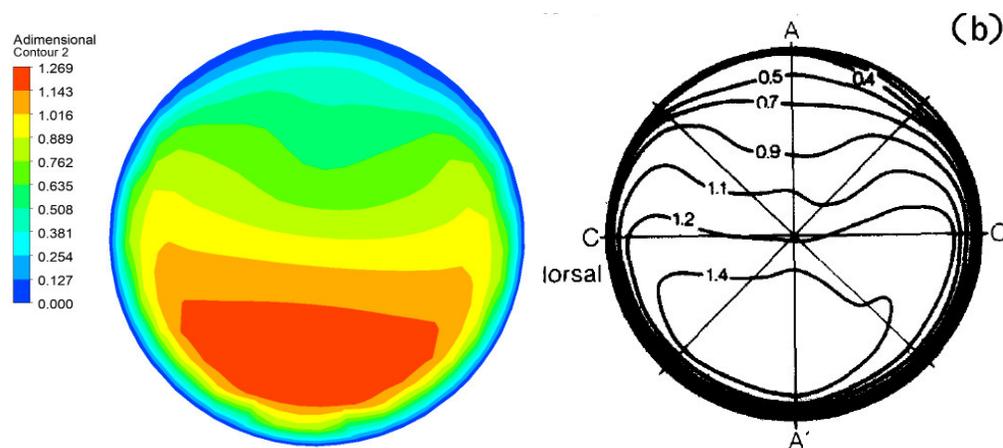


Figura 4.6. Comparación con el modelo experimental de Isabey y Chang (1982).

En este caso se tiene una diferencia entre los valores experimentales y los numéricos presentados en esta tesis, sin duda alguna se debe a que la geometría no es la misma que la utilizada por Isabey y Chang, pero sí muy similar en cuando a dimensiones, figura 4.6.

Como se puede ver en este caso también el flujo en la primera ramificación está cargado hacia la pared interior del tubo.

## Capítulo 5. Resultados

A continuación, se presentan los resultados obtenidos de las simulaciones de la bifurcación simétrica, el caso cuando una de las bifurcaciones se encuentra fuera del plano de la misma y el modelo asimétrico.

Se muestran los campos de velocidad, representados con vectores y con planos coloreados por su magnitud. También los perfiles de generación de entropía.

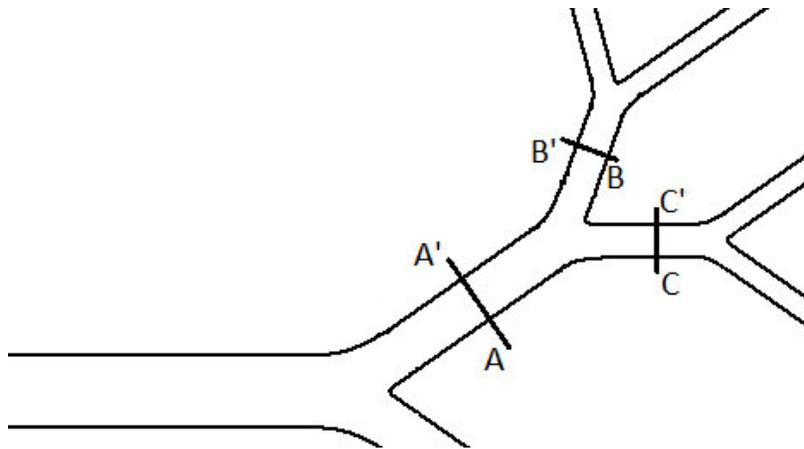


Figura 5.1. Secciones en el plano.

La figura 5.1 muestra los planos transversales en los cuales se tomaron muestra de los resultados, se muestran solo de un lado ya que por simetría se presenta los mismos patrones de flujo en la otra mitad.

Los resultados muestran que el cambio de ángulo no modifica mucho los patrones de flujo por lo que solo se muestra el caso que cuenta con un ángulo de  $35^\circ$ , el cual es más representativo para las ramificaciones bronquiales. Sin embargo, en cuanto a la generación de entropía, existe una variación importante al variar el ángulo y los resultados se presentan más adelante.

*Bifurcación triple en un mismo plano- ángulo de 35°*

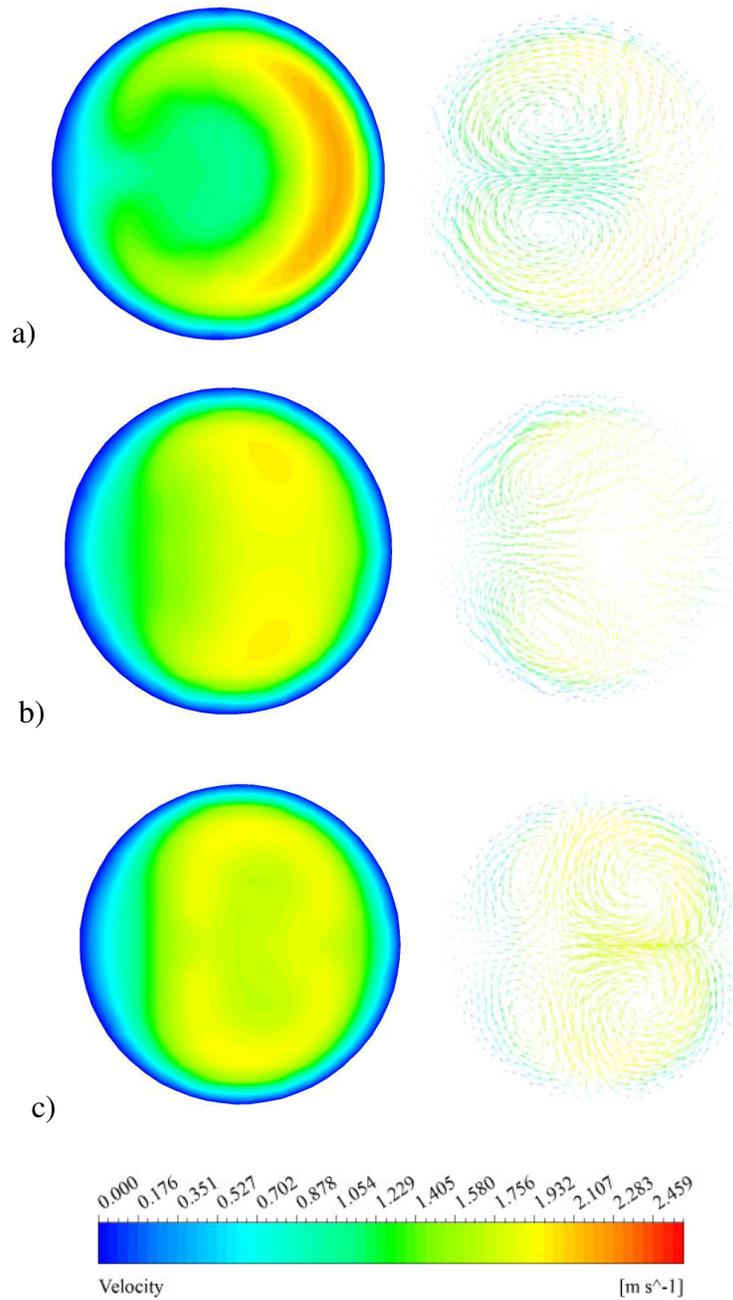


Figura 5.2. Contornos y vectores secundarios de velocidad, a) plano A-A', b) plano B-B',  
c) plano C-C'

Como se puede ver en la figura 5.2, al dividirse el flujo en la parte media del primer bronquio sección A-A' se observa un patrón de flujo secundario, el cual está conformado por dos vórtices uno girando en sentido contrario al otro y de forma simétrica como se

presenta en tubos curvados, aquí también existe una curvatura en la división del flujo lo cual da lugar a este fenómeno. También se ve como el flujo está cargado hacia la pared interior. En el siguiente nivel, plano B-B' aún se pueden apreciar los mismos vórtices, aunque un poco más débil que en el plano anterior. En el plano C-C' se alcanzan apreciar la aparición de dos vórtices más.

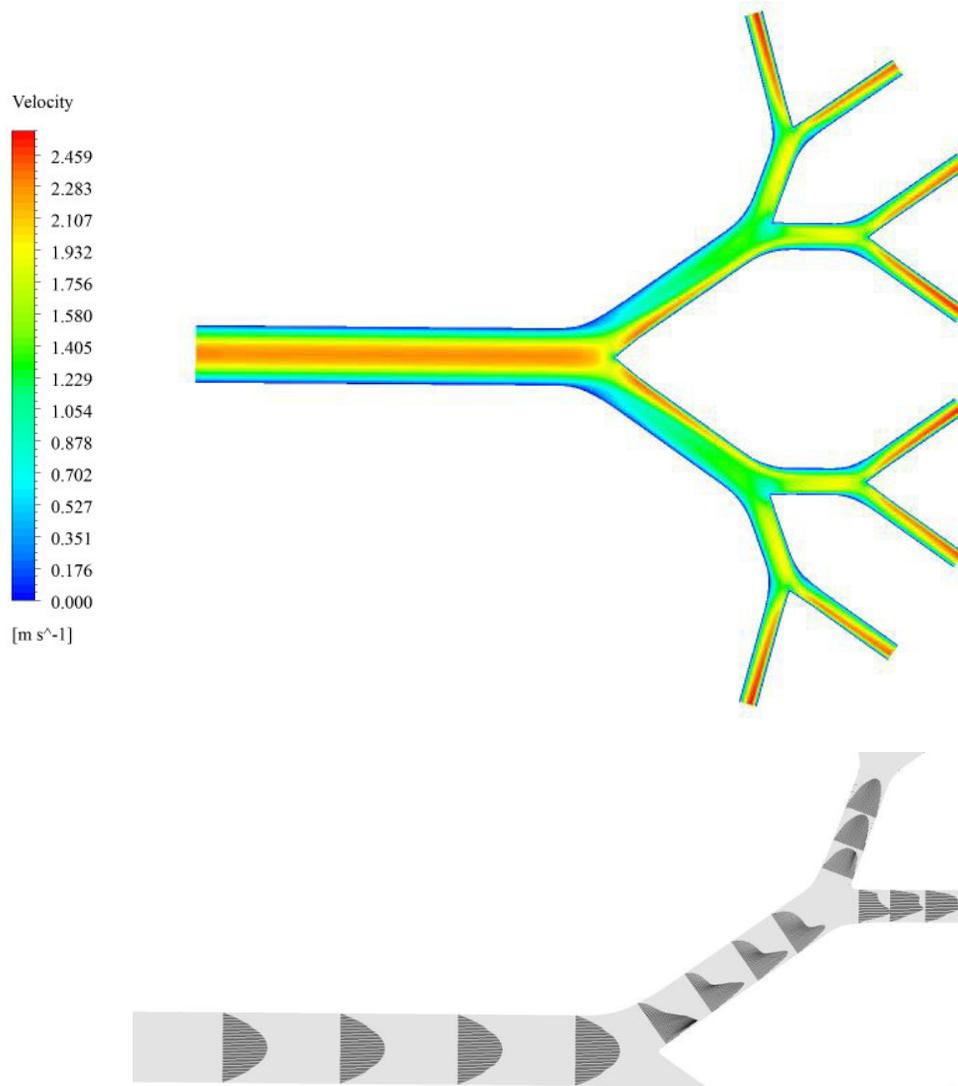


Figura 5.3. Contornos y perfiles de velocidad.

La figura 5.3 nos muestra el campo de velocidades y también se aprecian algunos perfiles de velocidad, notamos que en la sección de entrada está claro un perfil parabólico ya que fue la condición que se impuso, y que al dividirse el flujo, este perfil se modifica

obteniendo un perfil sesgado hacia la pared interior mismo que al ir avanzando sobre el bronquio prevalece en cierta medida hasta que se encuentra con la siguiente división, donde al final se tiene por un lado de una de las ramas, un perfil nuevamente en forma casi parabólica.

*Bifurcación triple con la segunda bifurcación fuera del plano – ángulo de 35°*

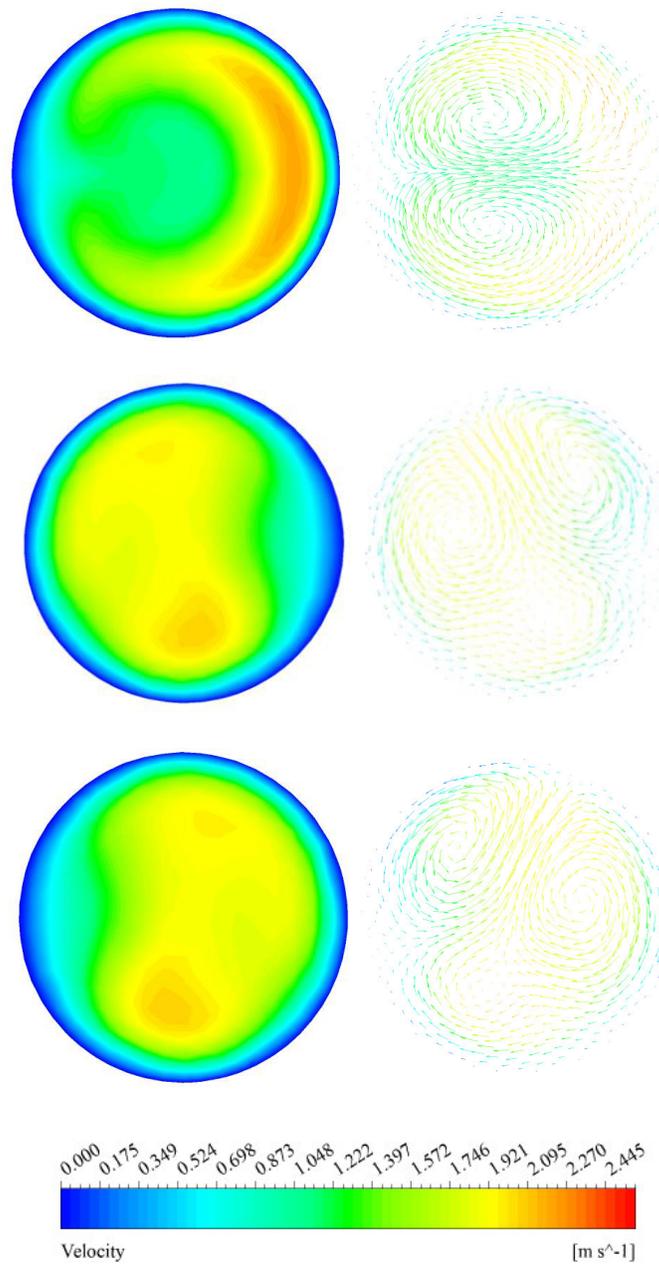


Figura 5.4. Contornos y vectores secundarios de velocidad, a) plano A-A', b) plano B-B', c) plano C-C'

Para este caso donde la segunda generación de bifurcación esta fuera del plano, figura 5.4, el plano A-A' no sufre cambios lo que indica que no se ve afectado por el cambio del siguiente nivel, se aprecian aun los dos vórtices como en el caso de la bifurcación en el plano. Para el caso del plano B-B' no sucede lo mismo donde ahora se pueden apreciar tres vórtices en comparación con la configuración anterior donde solo se veían dos, también se puede ver ligeramente en los contornos de velocidad dos puntos con mayor velocidad uno mayor que el otro casi en la parte central del plano. Para el plano C-C' tenemos el mismo comportamiento.

*Bifurcación triple con la segunda y tercera bifurcación fuera del plano – ángulo de 35°*

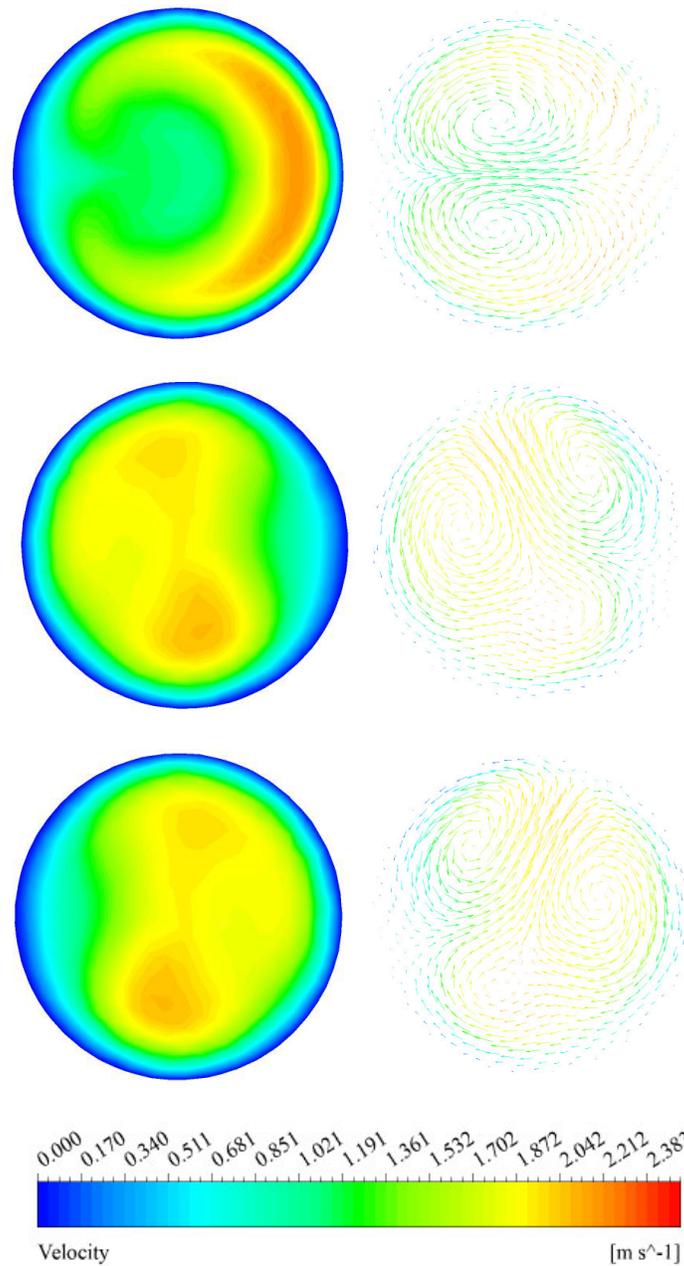


Figura 5.5 Contornos y vectores secundarios de velocidad, a) plano A-A', b) plano B-B',  
c) plano C-C'

En esta configuración se aprecia que nuevamente se repiten los mismos patrones de flujo ya que la tercera generación es la que se modifica, figura 5.5.

### *Perfiles de generación de entropía*

En el caso laminar, isotérmico e incompresible analizado aquí, la única contribución a la generación de entropía proviene de la disipación viscosa.

Las dos medidas la caída de presión y la tasa de generación de entropía viscosa, pueden ser numéricamente equivalentes, en el sentido de que el mínimo de la primera coincide con el mínimo de la última, pero la visión proporcionada por un análisis entrópico es mucho más profunda, aunque solo sea por el hecho de que puede evaluarse localmente (Sciubba, 2010).

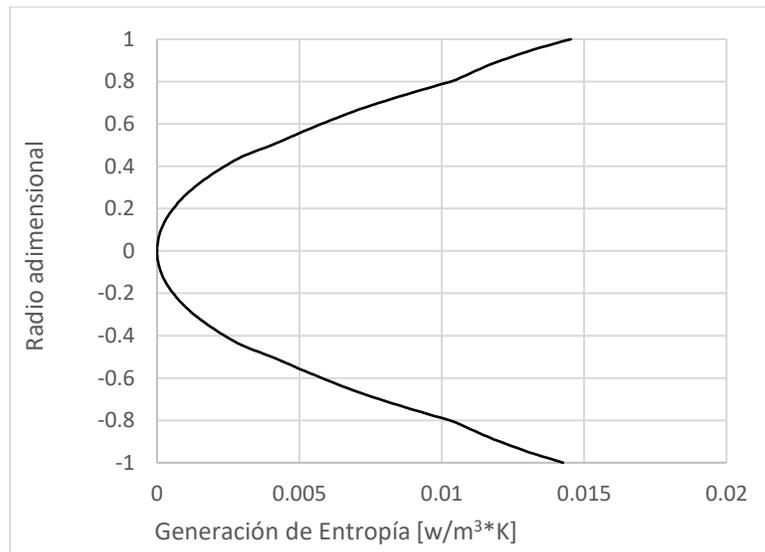


Figura 5.6. Perfil de generación de entropía en la entrada.

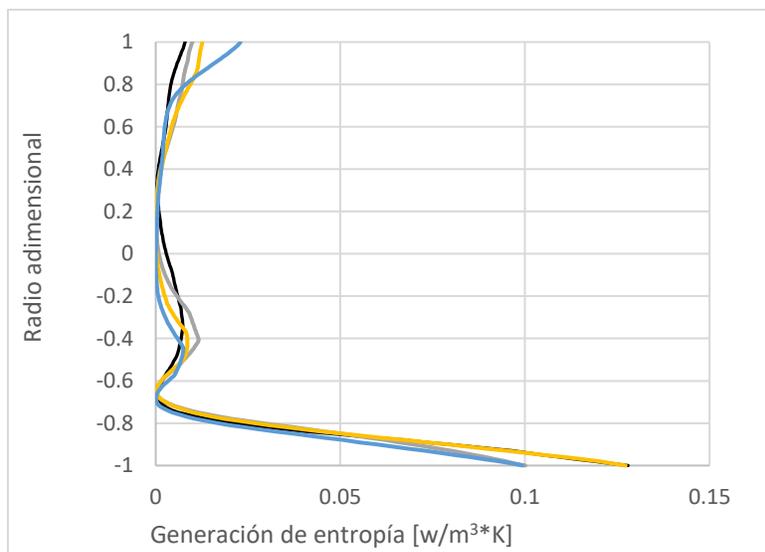


Figura 5.7. Perfiles de generación de entropía en la primera bifurcación.

Como se puede ver el perfil de generación de entropía correspondiente al perfil parabólico de velocidad es el mostrado en la figura 5.6

Para los perfiles de la figura 5.7 donde el perfil esta sesgado hacia el interior de la pared nos damos cuenta de que la generación de entropía es de mayor magnitud en la pared esto debido los altos gradientes de velocidad en esa zona.

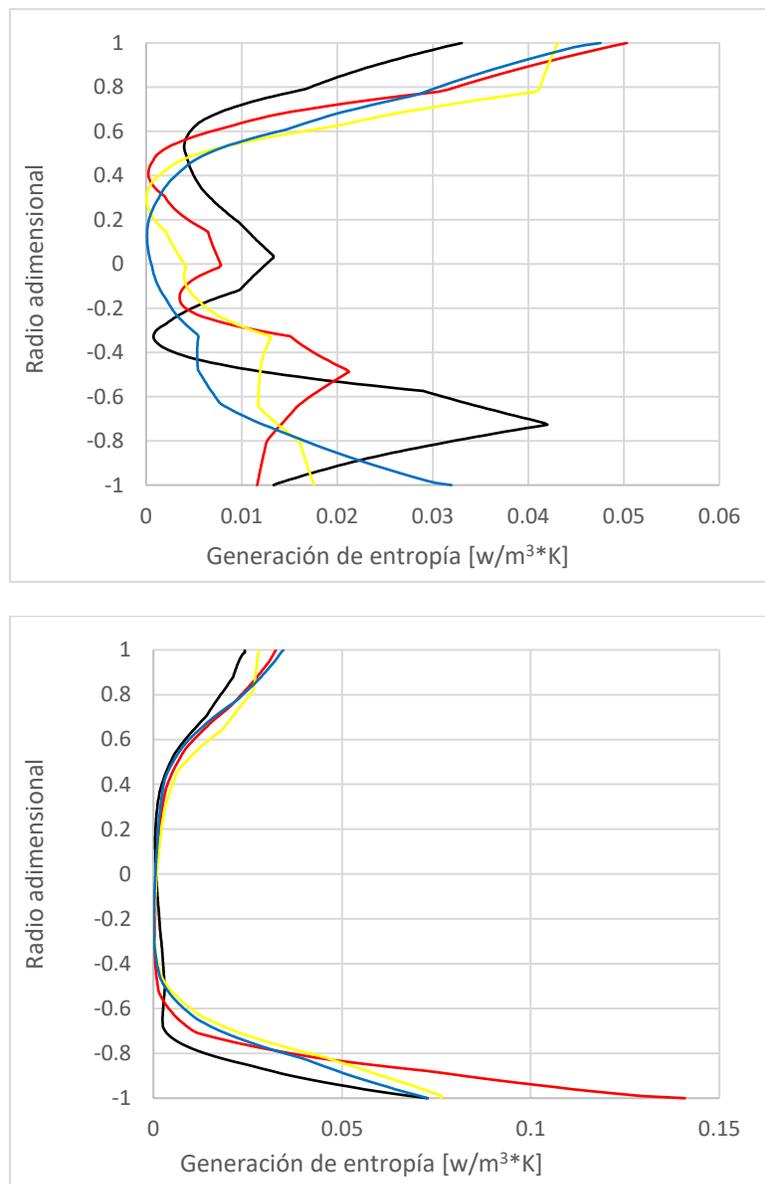
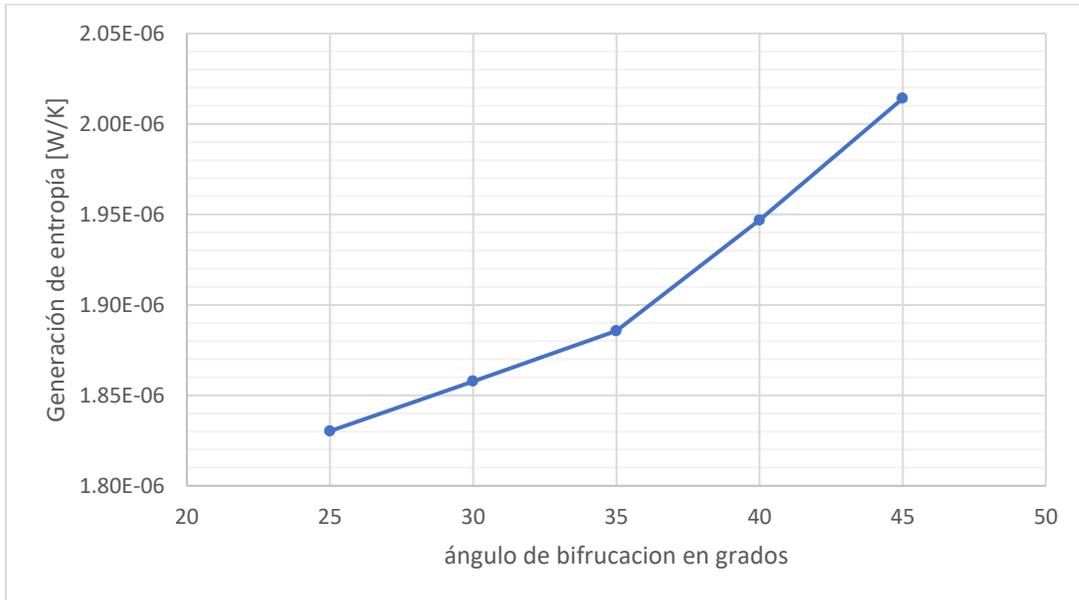


Figura 5.8. Perfiles de generación de entropía en la segunda bifurcación.

Con el fin de comparar el efecto de modificar el ángulo en las ramificaciones se obtuvo la generación de entropía para ángulos de 25°, 30°, 35°, 40° y 45°



Como se observa en la gráfica el aumento del ángulo de bifurcación se traduce en un incremento de la generación de entropía, debido a que el volumen de nuestro sistema permanece constante.

## Asimétrico

En este modelo que presenta la asimetría promedio se tomaron las muestras de los planos que se indican en la figura 5.9.

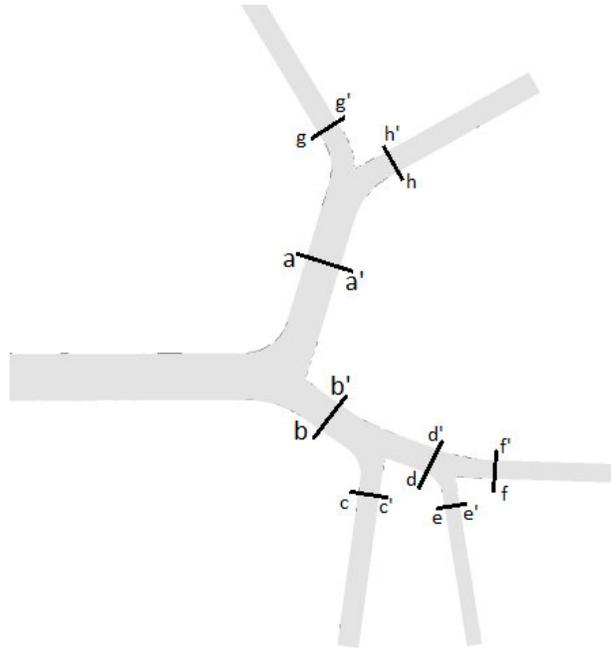
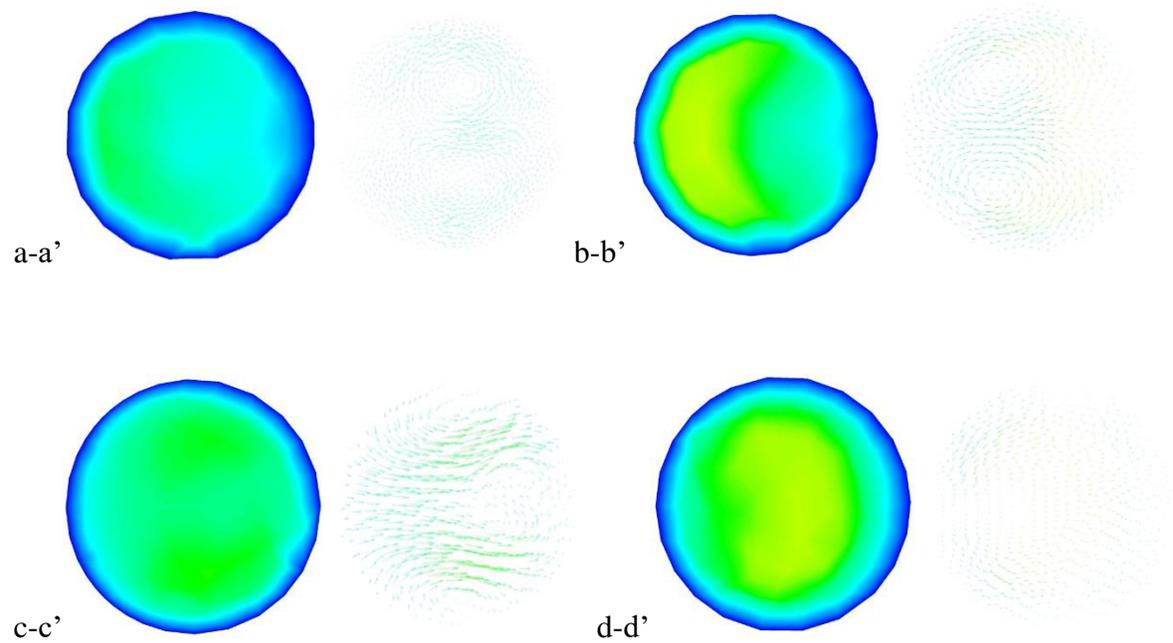


Figura 5.9. Secciones en el plano.



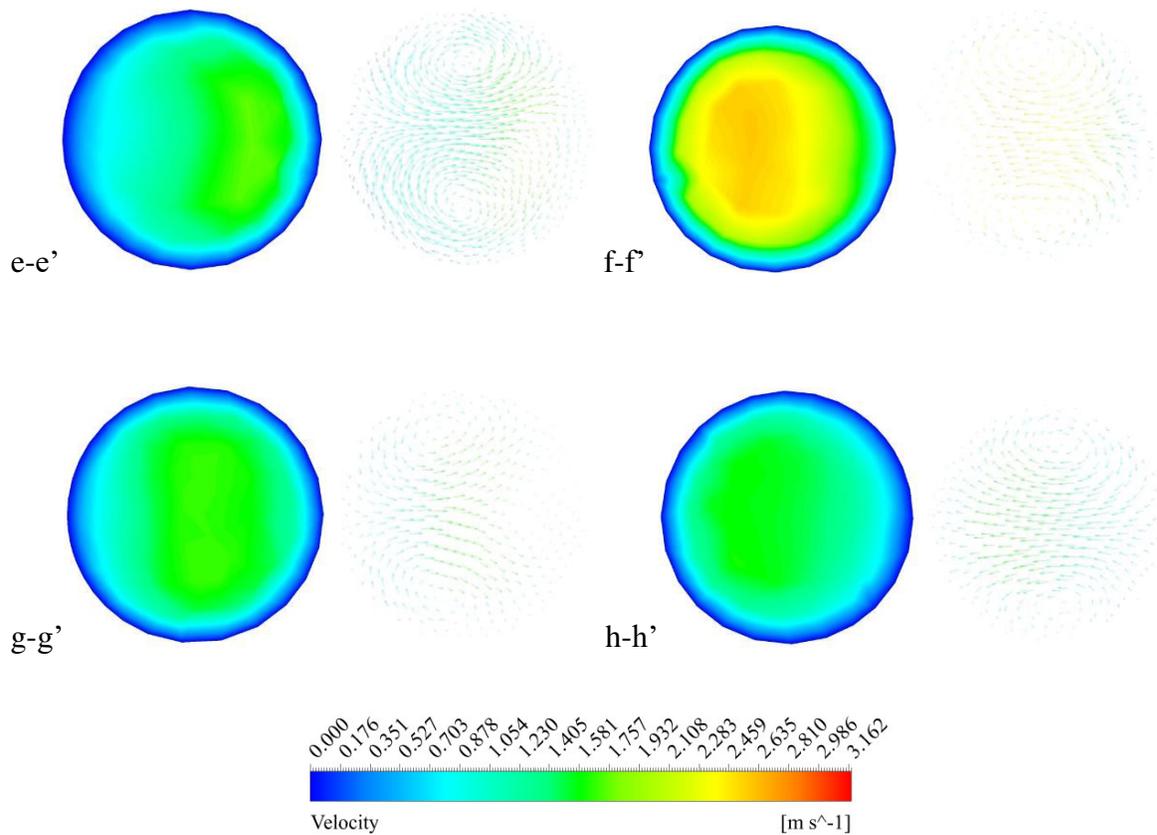


Figura 5.10. Contornos y vectores secundarios de velocidad.

Se observa que, en ambos casos, en el que existe simetría y asimetría en la primera bifurcación aparecen los mismos vórtices variando únicamente en magnitud.

Para los siguientes niveles mostrados en la figura 5.10, resulta un tanto complicado realizar una comparación ya que en esta configuración los ángulos de ramificación y las longitudes de los conductos cambian totalmente. Lo que sí se puede apreciar es que en ninguno de los conductos aparece algún plano con cuatro vórtices o tres como en los casos anteriores.



Figura 5.11. Contornos y perfiles de velocidad.

En el plano donde se muestran contornos de velocidad notamos que tenemos una salida donde se encuentra la mayor magnitud de la velocidad.

## Capítulo 6. Conclusiones

Se logró obtener las características del flujo de aire laminar en estado estable, para la fase de inhalación en estado relajado. Los modelos de las geometrías reportadas en la literatura nos fueron de gran ayuda para representar de manera simplificada el árbol bronquial humano, ya que el obtener o generar un modelo realista resultaría más complicado. También se logró validar el estudio numérico con ayuda de los datos experimentales reportados en la literatura.

Es evidente que el comportamiento del flujo de aire entre la versión simétrica y asimétrica no son iguales, pero se puede notar que, en la primera bifurcación de ambos casos, la presencia de los flujos secundarios es muy similar. La existencia de estos flujos secundarios esta atribuida a la curvatura que se presenta en la zona de la división del flujo. Las diferencias significativas se presentan en el segundo nivel de bifurcación. En ningún caso se encontró alguna zona con recirculación de flujo, la cual resultaría de interés en un estudio de deposición de partículas. Vimos como el cambio del ángulo para las bifurcaciones que descansan en el mismo plano no modifica mucho las características del flujo. Pero el cambio en los que las bifurcaciones no descansan en el mismo plano que el anterior modifican los patrones de flujo significativamente.

Se obtuvieron los perfiles de generación de entropía, a partir de la solución numérica de las ecuaciones de movimiento para los fluidos, estos perfiles nos proporcionan más detalles de las zonas donde es más fuerte, que en este caso fueron cerca de las paredes debido a los altos gradientes de velocidad. También se pudo comparar la generación de entropía del sistema simétrico y observar como este incrementa al incrementar el ángulo de la bifurcación.

En un futuro se podría considerar un estudio completo para un ciclo de respiración en estado transitorio y analizar los cambios producidos por obstrucción que cambian los patrones de flujo (Yang et al. 2006)

## Bibliografía

- Bejan, A. (1996). Entropy Generation Minimization. CRC press, Boca Raton, NY, USA.
- Calay, R. K., Kurujareon J., Holdo, A. E. (2002). Numerical simulation of respiratory flow patterns within human lung. *Respiratory Physiology & Neurobiology* 130, 201-221.
- Horsfield, K., Dart, G., Olson, D. E., Filley, G. F., and Cumming, G., (1971). Models of the human bronchial tree. *Journal of applied physiology* 31, 207-217.
- Isabey, D. and Chang, H. K. (1982). A model study of flow dynamics in human central airways. part ii: secondary flow velocities. *Respiration Physiology* 49, 97-113.
- Liu, Y., So, R.M.C. and Zhang, C. H. (2002). Modeling the bifurcating flow in a human lung airway. *Journal of Biomechanics* 35, 465-473.
- Liu, Y., So, R.M.C. and Zhang, C. H. (2003). Modeling the bifurcating flow in an asymmetric human lung airway. *Journal of Biomechanics* 36, 951-959.
- Rahimi-Gorji, M., Pourmehran, O., Gorji-Bandpy, M., and Gorji, T. B. (2015). CFD simulation of airflow behavior and particle transport and deposition in different breathing conditions through the realistic model of human airways. *Journal of Molecular Liquids* 209, 121-133.
- Saladin, S. K. (2013). Anatomía y fisiología, la unidad entre forma y función, sexta ed., McGrawHill.
- Schroter, R. C. and Sudlow, M. F. (1969). Flow patterns in models of the human bronchial airways. *Respiration Physiology* 7, 341-355.
- Sciubba, E. (2010). Entropy Generation Minima in Different Configurations of the Branching of a Fluid-Carrying Pipe in Laminar Isothermal Flow. *Entropy* 12, 1855-1866

Sciubba, E. (2011). Entropy Generation Minimization as a Design Tool. Part 1: Analysis of Different Configurations of Branched and Non-branched Laminar Isothermal Flow Through a Circular Pipe. *Int. J. of Thermodynamics* 14, 11-20.

Soodt, T., Schroder, F., Klass, M., van Overbruggen, T. & Schroder, W. (2010). Experimental investigation of the transitional bronchial velocity distribution using stereo scanning PIV. *Exp. Fluids*.

Weibel, E. R. (1963). *Morphometry of the Human Lung*, Springer.

Wilquem, F. and Degrez, G. (1997). Numerical Modeling of Steady Inspiratory Airflow Through a Three-Generation Model of the Human Central Airways. *Journal of Biomechanical Engineering* 119, 59-65.

Yang, X. L., Liu, Y. and Luo, H. Y. (2006). Respiratory flow in obstructed airways. *Journal of Biomechanics* 39, 2743-2751.

Zhao, Y. and Lieber, B. B. (1994). Steady Inspiratory Flow in a Model Symmetric Bifurcation. *Journal of Biomechanical Engineering* 116, 488-496.