

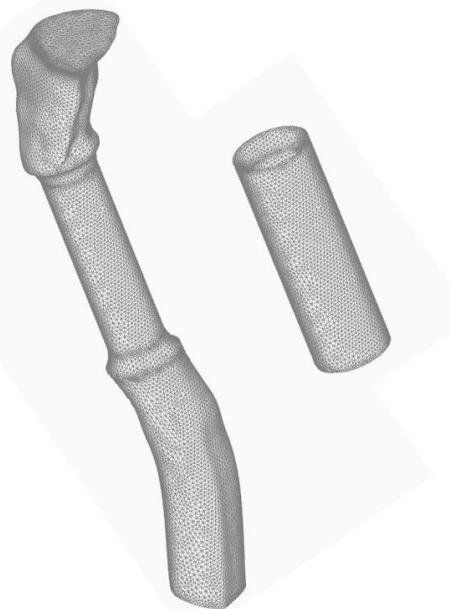


Escuela
Universitaria
Ingeniería
Técnica
Industrial
ZARAGOZA



PROYECTO FIN DE CARRERA

Optimización fluido-dinámica de un stent de tráquea



Realizado por

Ignacio Barreras Bernad

Dirigido por

Mauro Malvè

Área de Mecánica de Medios Continuos y Teoría de Estructuras

Departamento de Ingeniería Mecánica

Escuela Universitaria de Ingeniería Técnica Industrial

Ingeniería Técnica Mecánica

Zaragoza, Febrero 2011

Me gustaría desde estas líneas agradecer a Mauro Malvè, director de este proyecto, su amabilidad y simpatía, su gran dedicación y constante disponibilidad y en definitiva su invaluable colaboración para que este trabajo saliese adelante. También a Amaya Pérez del Palomar y al resto de los componentes del MMCyTE que en algún momento de mis estudios me han podido enseñar algo de esta interesante área.

Por último, gracias a mis padres y hermano por su paciencia, y a todos aquellos que me han aguantado este tiempo mientras realizaba el proyecto.

Zaragoza, Febrero 2011

Ignacio Barreras Bernad

ÍNDICE

LISTADO DE IMÁGENES	6
1 INTRODUCCIÓN	8
1.1 <i>Motivación.....</i>	8
1.2 <i>Estado del arte</i>	14
1.3 <i>Objetivos y descripción</i>	14
2 BASES BIOLÓGICAS	16
2.1 <i>El aparato respiratorio. Generalidades.....</i>	16
2.2 <i>Anatomía del aparato respiratorio</i>	16
2.3 <i>Ventilación Pulmonar</i>	21
2.4 <i>La Tráquea</i>	23
2.4.1 <i>Morfología.....</i>	23
2.4.2 <i>Estructura.....</i>	25
2.4.3 <i>Vascularización de la tráquea.....</i>	26
3 FUNDAMENTOS MECÁNICOS DEL AIRE	28
3.1 <i>Introducción a la dinámica de fluidos.....</i>	29
3.2 <i>Ecuaciones fundamentales</i>	30
3.2.1 <i>Ecuaciones de Euler.....</i>	30
3.2.2 <i>Ecuaciones de Navier-Stokes. Flujo incompresible</i>	32
4 FUNDAMENTOS MECÁNICOS DE LA TRÁQUEA.....	36
4.1 <i>Stents endotraqueales y terapia de implantes en medicina.....</i>	38
4.2 <i>Modelos de comportamiento del material de las paredes de la tráquea.....</i>	39
4.2.1 <i>Formulación de la mecánica de medios continuos</i>	39
4.3 <i>Particularidades del modelo de este estudio.....</i>	42
5 METODO NUMÉRICO	44
5.1 <i>Introducción al método de los elementos finitos</i>	44
5.1.1 <i>Discretización intuitiva de una estructura en elementos finitos</i>	45
5.1.2 <i>Funciones de aproximación</i>	46
5.1.3 <i>Aplicación del método de los elementos finitos.....</i>	47
5.2 <i>Formulación CFD, mecánica de fluidos computacional.</i>	48

5.2.1	<i>Ecuación de conservación de la masa</i>	48
5.2.2	<i>Ecuación de la conservación de la cantidad de movimiento</i>	49
5.3	<i>Formulación para la mecánica de sólido computacional</i>	49
5.3.1	<i>Lagrangiano en mecánica de medios continuos</i>	50
5.3.2	<i>Lagrangiano de un sólido elástico</i>	50
5.4	<i>Formulación FCBI-C</i>	51
6	MODELOS NUMÉRICOS	52
6.1	<i>Geometría del modelo</i>	52
6.2	<i>Mallado del modelo y condiciones de contorno</i>	56
6.2.1	<i>Condiciones de contorno</i>	57
7	RESULTADOS Y DISCUSIÓN	60
8	CONCLUSIONES	72
8.1	<i>Resumen</i>	72
8.2	<i>Limitaciones y líneas futuras de este estudio.</i>	72
	BIBLIOGRAFÍA	74

LISTADO DE IMÁGENES

Capítulo 1

- Figura: 1.1 Imagen MRI de una tráquea con estenosis
- Figura: 1.2 Stent Dumon
- Figura: 1.3 Stent Montgomery
- Figura: 1.4 Stents Hood
- Figura: 1.5 Stents Ultraflex
- Figura: 1.6 Stents Polyflex
- Figura: 1.7 Stents Dynamic

Capítulo 2

- Figura: 2.1 Aparato respiratorio
- Figura: 2.2 Intubación
- Figura: 2.3 Anatomía del aparato respiratorio
- Figura: 2.4 Ley de Boyle
- Figura: 2.5 Anatomía de la tráquea

Capítulo 3

- Figura: 3.1 Viscosidad de los fluidos
- Figura: 3.2 Componentes de una fuerza aerodinámica
- Figura: 3.3 El aire como fluido
- Figura: 3.4 Paralelepípedo elemental

Capítulo 4

- Figura: 4.1 Diagrama tiempo-desplazamiento para diferentes fluidos
- Figura: 4.2 Campo de deformación de un medio continuo
- Figura: 4.3 Definición geométrica del gradiente de deformación

Capítulo 5

- Figura: 5.1 Discretización por elementos finitos
- Figura: 5.2 Elemento triangular
- Figura: 5.3 Significado geométrico de las funciones de aproximación

Capítulo 6

- Figura: 6.1 Corte longitudinal de los stents diseñados.
- Figura: 6.2 Modelos geométricos de stent
- Figura: 6.3 Stent con entrada a 30°
- Figura: 6.4 Stent con entrada a 45°
- Figura: 6.5 Stent con entrada parabólica
- Figura: 6.6 Stent sobre paredes de tráquea

- Figura: 6.7 Diseño de stent parabólico (redondeado)
Figura: 6.8 Etapas de mallado
Figura: 6.9 Mallado de cuerpo fluido y stent por separado
Figura: 6.10 Diagrama velocidad-tiempo de la simulación
Figura: 6.11 Diagrama presión-tiempo de la simulación
Figura: 6.12 Planteamiento del modelo con las cargas aplicadas

Capítulo 7

- Figura: 7.1 Localización de zonas importantes del análisis
Figura: 7.2 Plano de corte
Figura: 7.3 Plano de corte de la malla
Figura: 7.4 Vista general y ampliaciones. $t=10$ de corte de la malla
Figura: 7.5 Representación esquemática de la entrada de flujo
Figura: 7.6 Vista general y ampliaciones. $t=3$
Figura: 7.7 Representación esquemática
Figura: 7.8 Distribución de velocidades stent 45° . $t=1$
Figura: 7.9 Representación esquemática entrada a 45°
Figura: 7.10 Distribución de velocidades stent 45° . $t=3$
Figura: 7.11 Representación esquemática
Figura: 7.12 Distribución de velocidades stent 30° . $t=1$
Figura: 7.13 Representación esquemática entrada 30°
Figura: 7.14 Distribución de velocidades stent 30° . $t=3$
Figura: 7.15 Representación esquemática salida aire. Stent 30°
Figura: 7.16 Distribución de velocidades stent redondeado. $t=1$
Figura: 7.17 Representación esquemática entrada aire. Stent redondeado.
Figura: 7.18 Distribución de velocidades stent redondeado. $t=3$
Figura: 7.19 Salida aire en stent redondeado

1 INTRODUCCIÓN

1.1 *Motivación*

La biomecánica es una disciplina científica cuyo objeto principal es el estudio de las estructuras de carácter mecánico presentes en los seres vivos, particularmente en el ser humano. Con base en los conocimientos de diversas ramas de la ciencia, como la mecánica, la anatomía o la fisiología entre otras, se analizan comportamientos para resolver problemas derivados de diferentes condiciones a las que puede ser sometido el cuerpo humano. Debido a su gran utilidad para obtener avances en el campo de la medicina, la biomecánica es una disciplina en auge en la actualidad. A través del uso de herramientas informáticas hasta ahora sólo utilizadas en ingeniería es posible modelar estructuras biológicas para observar su comportamiento. Aquí se va a estudiar una parte del sistema de conducción del aparato respiratorio.

En cifras de la Organización Mundial de la Salud (OMS) para el año 2004 [1], la mortalidad por cáncer de tráquea, bronquios y pulmón en el mundo está entre las 10 causas principales, representando un 2.3% del total de la mortalidad mundial, por encima de, por ejemplo, las ocasionadas por accidentes de tráfico y siendo este dato especialmente alto en países con altos ingresos económicos, donde es la tercera causa de mortalidad y el porcentaje se eleva hasta el 5.9%.

En los países con economías más avanzadas, más de las dos terceras partes de la población vive más de 70 años y la principal causa de muerte son las enfermedades crónicas: enfermedad cardiovascular, enfermedad pulmonar obstructiva crónica, cánceres, diabetes o demencia. La infección pulmonar sigue siendo la única causa principal de defunción por infecciones.

En los países de medianos ingresos, casi la mitad de la población vive hasta los 70 años, y las enfermedades crónicas son las más mortíferas, al igual que en los países de altos ingresos. A diferencia de éstos, sin embargo, la tuberculosis y los accidentes de tráfico se cuentan también entre las causas principales de defunción.

En los países con pocos recursos económicos, menos de una cuarta parte de la población llega a los 70 años, y más de una tercera parte de todos los fallecimientos se produce entre los menores de 14 años. Las enfermedades infecciosas como las infecciones pulmonares, las enfermedades diarreicas, el VIH/SIDA, la tuberculosis y el paludismo, son las que se cobran más vidas en esos países. Las complicaciones del embarazo y el parto juntas siguen siendo una de las principales causas de defunción, ya que acaban con la vida de madres y lactantes [2].

El consumo de tabaco es una de las principales causas de muchas de las enfermedades más mortíferas del mundo y, en particular, tiene un efecto muy negativo en las enfermedades del sistema respiratorio, además de las enfermedades cardiovasculares. Se calcula que el tabaco es la causa oculta de la enfermedad que queda registrada como causa de defunción en uno de cada 10 adultos en todo el mundo.

En muchos de tratamientos de enfermedades del sistema respiratorio se precisa de una intubación del paciente. Si ésta es muy prolongada aumenta el riesgo de padecer estenosis

traqueal, que se presenta como una cicatrización de los tejidos de las paredes de la tráquea. La estenosis traqueal es la complicación más grave de la reanimación respiratoria con ventilación endotraqueal, tanto a través de una traqueostomía como por intubación nasotraqueal [3].

El abordaje quirúrgico para la reconstrucción de la tráquea constituye un avance relativamente reciente, pues en décadas pasadas sus lesiones obstructivas sólo tenían como alternativa la traqueostomía por debajo de la obstrucción si era alta, o a través de ella si era baja.

En 1884 Kuester realiza la primera resección traqueal y anastomosis en el hombre; para entonces prevalecía el criterio de la resección circunferencial y de resecar 2 centímetros del órgano como máximo. Las lesiones más extensas se trataban con resecciones laterales, se dejaban anchos puentes de tejido traqueal para mantener la rigidez y permeabilidad de las vías aéreas, y se suturaba el defecto con parches de segmentos de piel y pericardio, mantenidos con alambre y diversos tipos de láminas y mallas. También se usaron prótesis tubulares de malla sólida elaboradas con metal, vidrio y plástico, técnicas que tuvieron muy malos resultados [4].

Más de medio siglo después, en 1949, Bob y Bateman en disecciones en cadáveres, establecen la extensión de la resección limitada a 2 centímetros o 4 anillos. En 1950 Belsey lo establece para una adecuada anastomosis primaria, mientras que Ferguson proceden a la anastomosis en trabajos experimentales en perro y observaciones de la elasticidad de la tráquea humana. En 1957, Barclay y otros efectúan satisfactoriamente dos reconstrucciones traqueales con escisión de 5 centímetros.

Comienzan a vencerse los retos de esta cirugía al ampliar las secciones y encontrar técnicas adecuadas para restablecer la continuidad de la luz traqueal.

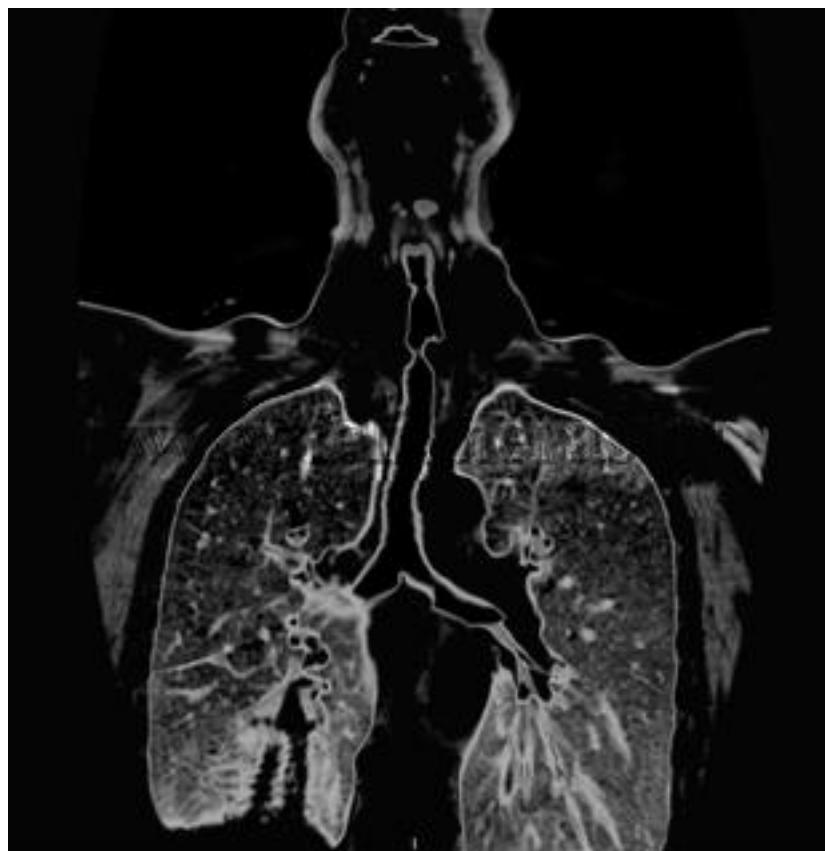


Figura 1.1 – Imagen MRI de una tráquea con estenosis

Distintos autores [5,6] han señalado la frecuencia de complicación para la traqueostomía entre el 1,5 y el 8 % y del 2,4 al 10 % para la intubación, comportamiento que ha disminuido apreciablemente en la actualidad y continuará su descenso en tanto se tomen precauciones para evitar que la presión ejercida sobre la pared traqueal sea suficiente para causar isquemia, ulceración y posterior estenosis.

Los factores que pueden causar la aparición de estenosis traqueal (fig 1.1) son variados:

1. Una presión de aire inadecuada del balón de neumotaponamiento de los respiradores mecánicos. Por encima de 20-30 mmHg, que es la presión de perfusión capilar de la mucosa traqueal, se produce isquemia, ulceración y condritis de los cartílagos traqueales.
2. Una mala elección del diámetro del tubo utilizado.
3. La duración de la intubación, pudiendo aparecer tras sólo 36 horas de intubación.
4. El movimiento del propio paciente, que aumenta la presión sobre los tejidos y produce irritación en la mucosa puede provocar, a la larga, la estenosis.

Es posible diferenciar diferentes tipos anatómicos de estenosis traqueal: granulomas, diagramas fibrosos, lesiones cartilaginosas o colapso traqueal esclero-cicatrizal. Este último es la lesión por excelencia y por su tratamiento mediante implante de stent traqueal es especialmente interesante en este caso. Desde el punto de vista macroscópico se caracteriza por la disminución, tanto del diámetro interno como externo de la vía aérea. Puede afectar toda la circunferencia traqueal, adoptando forma de reloj de arena, o predominar en una de sus paredes. El tratamiento quirúrgico puede ser una operación con láser, aunque presenta bastantes complicaciones, además de precisar un equipo especializado y experimentado y un material caro, o la inserción de un stent.

Existen en la actualidad varios tipos de stent según su composición, plásticos o metálicos; y forma [Tabla 1.1].

Tipo de stent	Composición
Dumon	Silicona
Hood	Silicona
Wallstent	Tejido monofilamento de aleación cromo-cobalto recubierto de silicona
Polyflex	Malla de poliéster cubierta de silicona
Ultraflex	Filamento de nitinol con o sin recubrimiento de silicona
Dynamic	Silicona con protuberancias de acero

Tabla 1.1 – Variedades de stent traqueal

La ventaja principal de los stents de silicona es que pueden ajustarse y retirarse con facilidad, y pueden recolocarse y cambiarse tantas veces como sea necesario [19]. Con este tipo de stents no hay recrecimiento interno ni reacción adversa de la mucosa. Los stents de silicona tipo Dumon (Fig. 1.2) están diseñados específicamente para la tráquea.



Figura 1.2 – Stents Dumon

Su forma cilíndrica proporciona un efecto abovedado por el cual las fuerzas compresivas se distribuyen uniformemente. Gracias a su flexibilidad se facilita la colocación y se mejora la tolerancia y la eliminación de secreciones. Las protuberancias en la superficie externa del stent reducen su movimiento y previenen la isquemia de la mucosa limitando el contacto con las paredes de la tráquea [10]. Las dimensiones de esta clase de stents varían desde 9 hasta 18 mm de diámetro externo y desde 20 hasta 60 mm de longitud. El hecho de poder minimizar la longitud del stent es un factor clave a la hora de facilitar la eliminación de secreciones. La pérdida de la depuración mucociliar tiene un menor impacto sobre la retención de las secreciones con los stents de nueva generación. El tubo de Montgomery en forma de T (fig. 1.3) es, todavía, un stent comúnmente usado y debería considerarse siempre para pacientes con traqueostomía y laringe sana [7,13].



Figura 1.3 – Stent Montgomery

Los stents de silicona del tipo Hood (fig. 1.4) tienen casi las mismas características que los stents Dumon pero sin protuberancias en la superficie externa.

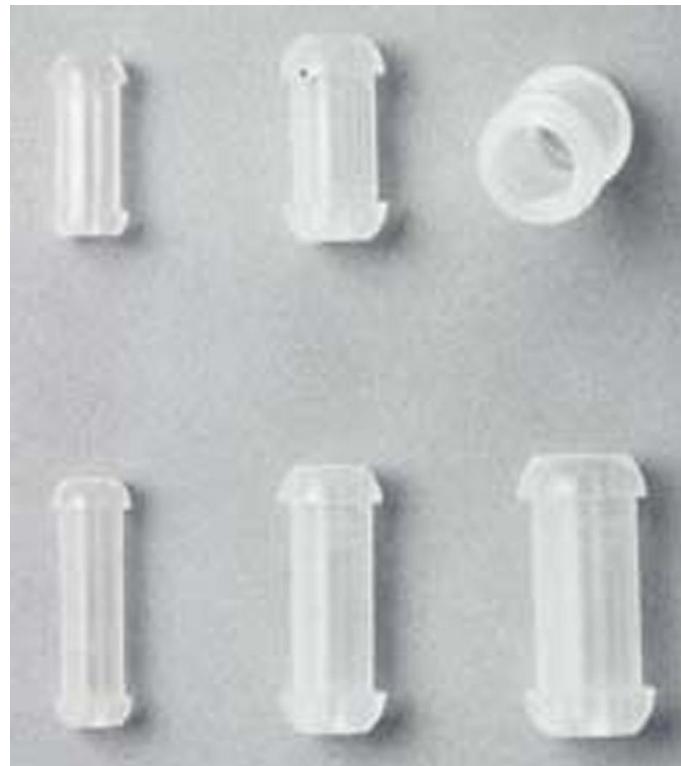


Figura 1.4 – Stent Hood

Los stents de metal expandibles pueden ser colocados con facilidad usando un broncoscopio flexible bajo anestesia local con fluoroscopia. Estos stents son extremadamente estables y su movimiento una vez situados es prácticamente inexistente [14]. La más reciente generación de stents expandibles (Wallstent y Ultraflex; fig 1.5) se adaptan mucho mejor a la anatomía de las vías respiratorias [8]. Esta clase de stents pueden o no estar recubiertos de silicona o poliuretano.

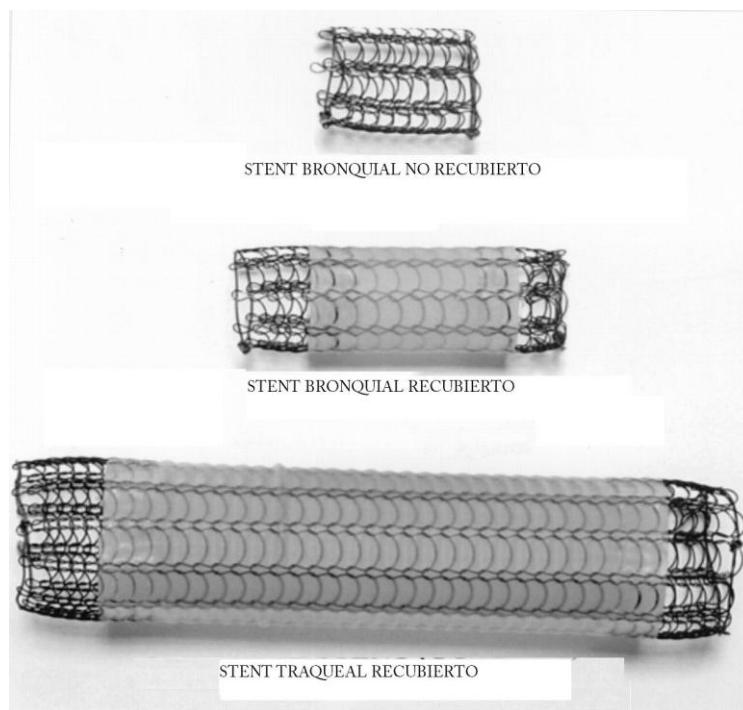


Figura 1.5 – Stent Ultraflex

Los no recubiertos se incorporan directamente sobre la pared de la tráquea provocando una nueva epitelización y la reanudación de la depuración mucociliar. Los stents recubiertos deben ser usados en pacientes con casos de estenosis maligna, donde el tumor tiende a crecer dentro de la vía respiratoria. Este tipo de stents presenta, por el contrario, algunas desventajas: Su retirada es extremadamente difícil, casi imposible, lo que les confiere un carácter permanente; el ajuste no es sencillo; se requiere una fluoroscopia durante la colocación; y es común la aparición de granulación a nivel de las capas sin recubrimiento. Si los stents metálicos sin recubrimiento se usan como refuerzo para estenosis neoplásicas, pueden erosionar la pared de la vía respiratoria y el tumor puede crecer a través de la malla. Por último pero no por ello menos importante, el coste de los stents metálicos es mucho más elevado que el de los de silicona.

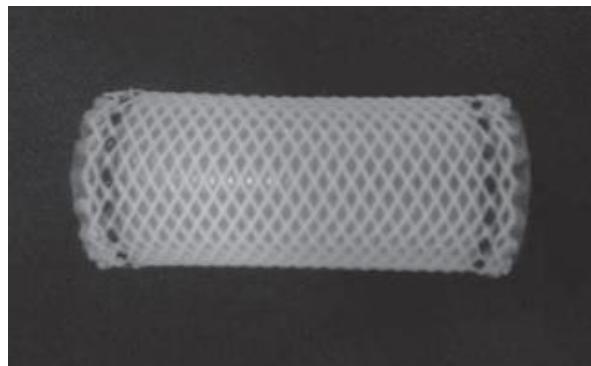


Figura 1.6 – Stent polyflex

Los stents expandibles [11,12] del tipo Polyflex [fig. 1.6] están fabricados de una malla de poliéster cubierta de silicona; Son auto-expandibles. Esta clase de stents no tienen bordes sin recubrimiento y sus ventajas y desventajas los sitúan entre los stents metálicos y los de silicona [16].

El stent de tipo Dynamic (fig 1.7) muestra la ventaja potencial de tener una pared de membrana flexible capaz de comprimirse durante los episodios de tos, facilitando la evacuación de mucosa. La colocación de este stent es más compleja pero existe material quirúrgico específico para su ejecución [9].



Figura 1.7 – Stent dynamic

Conocidas las características básicas principales de los diferentes tipos de stent y sus ventajas y desventajas, la elección queda determinada por la anatomía de la lesión y un estudio de la zona de la vía respiratoria. La experiencia y preferencias del equipo de cirujanos también son un factor clave en la decisión. Hay algunas configuraciones en las que la morfología y posición de la lesión, como estenosis largas y tortuosas o lesiones en las proximidades de los orificios lobulares, que imposibilitan el tratamiento con stents de silicona [15], siendo entonces innegociable el uso de stents metálicos expandibles [17].

1.2 *Estado del arte*

Algunos estudios han analizado el comportamiento de las paredes de la tráquea bajo diferentes condiciones de ventilación. La mayoría de los análisis numéricos del sistema respiratorio se han enfocado fundamentalmente desde el punto de vista fluido-dinámico (CFD). En particular muchos trabajos coinciden en los patrones del flujo de aire usando geometrías idealizadas [66,67], o aproximadas [68-70]. Pocos estudios se han realizado basándose en geometrías precisas procedentes de tomografía computacional (CT) o imágenes de resonancia magnética (MRI) [71-74]. Recientes estudios han realizado análisis de la interacción fluido-estructura simplificando los modelos y las geometrías [75-78]. Atendiendo a las patologías de la tráquea Brouns et al. [79] realizó un estudio CFD de una traquea sana en la que se imponían condiciones artificiales de estenosis en distintas etapas, para establecer una relación entre la caída de la presión y la velocidad dependiendo del grado de estenosis. Cebral y Summers [80] mostraron como un broncoscopio virtual puede ser usado para realizar cálculos aerodinámicos en modelos anatómicamente realistas.

Tanto para los cálculos fluido-estructura, como para los fluido-dinámicos, la elección de las condiciones de contorno es crítica. La mayoría de los estudios hasta la actualidad utilizan condiciones de velocidad a la entrada de la tráquea y generalmente aproximaciones como la resistencia dependiente del tiempo [71,81], valores de presión cero [72-74] o simplemente condiciones de salida del flujo [71,72,79] en la parte final del modelo. En este estudio, como se verá más adelante, se aplicarán condiciones de contorno de velocidad a la entrada y de presión a la salida.

1.3 *Objetivos y descripción*

Son conocidos los problemas existentes en la actualidad para pacientes con estenosis, o enfermedades obstructivas de las vías respiratorias, para los que la solución adaptada es la implantación de un stent. En muchas ocasiones el propio stent, al principio remedio, se convierte después también en parte del problema, no facilitando la secreción de esputo e impidiendo con esto la correcta circulación del aire a través de la tráquea. Para el tipo de stent más usado en cirugía de la tráquea, el Dumon, no hay constancia de que exista ningún estudio que dictamine si una modificación de su geometría llevaría consigo mejoras significativas del flujo de aire, y por tanto de la calidad de vida del paciente con estos problemas. Tras algunas conversaciones, la experiencia de cirujanos torácicos del hospital Virgen del Rocío de Sevilla invita pensar que una nueva geometría en este tipo de stents sería determinante a la hora de la no acumulación de secreciones a la entrada del stent. Es interesante, por tanto, tratar de plantear una serie de modelos que adaptan la geometría interna del stent al caso ideal de flujo a través de un conducto.

El objetivo de este estudio es:

- Realizar una serie de modelos 3D del fluido circulante a través de una tráquea humana partiendo de estudios previos, suavizando la geometría a la entrada y salida del stent.
- Realizar la comparación entre las distintas geometrías realizadas, observando el régimen más o menos turbulento del aire en los puntos clave dependiendo del modelo.
- Comprobar si es realmente determinante la geometría de los stents propuestos frente al modelo existente estudiado, en cuanto a la mejora que puede suponer en las condiciones de respiración normal del paciente.

Este estudio se lleva a cabo como complemento a otros estudios realizados por el Grupo de Mecánica Estructural y Modelado de Materiales (GEMM) del Área de Mecánica de Medios Continuos y Teoría de Estructuras (MMCyTE) de la Universidad de Zaragoza en el campo de la biomecánica y en concreto del comportamiento de la tráquea ante diferentes formas de ventilación. Exactamente este estudio se centra en determinar la necesidad de alterar la geometría actualmente existente de un stent de tráquea para mejorar las condiciones de circulación del flujo de aire a través de él en pacientes con estenosis.

2 BASES BIOLÓGICAS

2.1 *El aparato respiratorio. Generalidades*

Las células requieren continuamente oxígeno (O_2) para realizar las reacciones metabólicas que les permiten captar la energía de las moléculas de los nutrientes y producir ATP. Al mismo tiempo, esas reacciones liberan dióxido de carbono (CO_2). El exceso de CO_2 produce acidez que puede ser tóxica para las células, por lo cual debe eliminarse de manera rápida y eficaz. Los dos sistemas que contribuyen al aporte de O_2 y la eliminación de CO_2 son el cardiovascular y el aparato respiratorio. Este último realiza un intercambio de gases (suministro de O_2 y excreción de CO_2), mientras que por el segundo fluye la sangre, que transporta gases entre los pulmones y las células de los tejidos. La falla de uno y otro altera la homeostasis al causar la muerte rápida de las células por falta de oxígeno y la acumulación de productos de desecho. Además de llevar a cabo el intercambio gaseoso, el aparato respiratorio participa en la regulación del pH sanguíneo; posee receptores para el sentido de la olfacción; filtra el aire inhalado, produce sonidos y elimina una parte del agua y calor corporales en el aire exhalado [20].

El proceso de intercambio de gases en el cuerpo, llamado respiración, se compone de tres partes básicas:

1. La ventilación pulmonar, también llamada simplemente respiración, es el flujo mecánico de aire hacia los pulmones (inhalación o inspiración) y su salida de éstos (espiración o exhalación).
2. La respiración externa consiste en el intercambio de gases entre los alveolos pulmonares y la sangre, en los capilares de estos órganos. En este proceso, el flujo sanguíneo de los capilares recibe O_2 y entrega CO_2 .
3. La respiración interna es el intercambio de gases entre la sangre de los capilares del resto del cuerpo y las células de los tejidos. En este proceso, la sangre entrega O_2 y recibe CO_2 . Se llama respiración celular a las reacciones metabólicas, en el interior de las células, en las que se consume O_2 y se produce CO_2 durante la síntesis de ATP.

2.2 *Anatomía del aparato respiratorio*

El aparato respiratorio consta de nariz, faringe (garganta), laringe, tráquea, bronquios y pulmones. En lo estructural, se divide en dos porciones: 1) Vías respiratorias superiores, que comprenden la nariz, faringe y estructuras acompañantes, y 2) vías respiratorias inferiores, que incluyen laringe, tráquea, bronquios y pulmones (fig. 2.1). Desde el punto de vista funcional, este aparato también se divide en dos partes: 1) la porción de conducción, que forma un conjunto de cavidades y conductos conectados entre sí, fuera y dentro de los pulmones (nariz, faringe, laringe, tráquea, bronquios, bronquiolos y bronquiolos terminales), los cuales filtran, calientan, humectan y conducen el aire hacia los pulmones, y 2) la porción respiratoria, formada por los tejidos pulmonares en los que ocurre el intercambio gaseoso, a saber, bronquiolos respiratorios, conductos y sacos alveolares, así como alveolos; estos últimos constituyen el sitio

principal de intercambio gaseoso entre el aire y la sangre [22]. El volumen de la conducción en adultos es de unos 150 ml y el de la porción respiratoria, de cinco a seis litros.

La rama de la medicina que estudia el diagnóstico y tratamiento de enfermedades de los oídos, nariz y garganta es la otorrinolaringología. Un neumólogo es un especialista en el diagnóstico y tratamiento de enfermedades pulmonares.

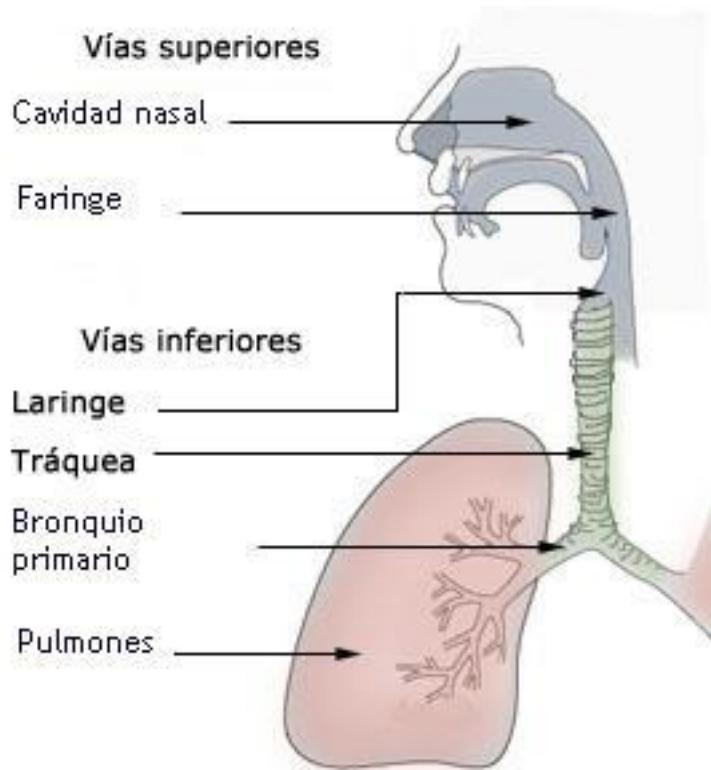


Figura 2.1 – Aparato respiratorio

NARIZ

La nariz se divide en las porciones interna y externa. Esta última está formada por una estructura de sostén de hueso y cartílago hialino, cubiertos de músculos, piel y revestimiento de mucosa. La estructura ósea de la nariz consta de huesos frontales, nasales y maxilares superiores. La cartilaginosa consiste en el cartílago septal, que integra la porción anterior del tabique nasal; los cartílagos nasales laterales, y los cartílagos alares, que constituyen una parte de la pared de los orificios anteriores de la nariz. Como tiene un cartílago hialino plegable, el resto de la nariz externa es un tanto flexible. En la parte caudal de la nariz externa hay dos aberturas llamadas orificios nasales. Las estructuras anteriores de la porción externa de la nariz desempeñan tres funciones: 1) calentar, humectar y filtrar el aire inhalado; 2) detectar los estímulos olfatorios, y 3) modificar las vibraciones de la voz a su paso por las cámaras resonantes huecas de gran tamaño.

FARINGE

La faringe o garganta es un conducto ahusado de unos 13 cm de longitud que se inicia en los orificios posteriores de la nariz y llega hasta el nivel del cartílago cricoides, el más inferior de la laringe. La faringe se sitúa justo en plano posterior a la boca y nariz, arriba de la laringe y por

delante de las vértebras cervicales. Su pared se compone de músculos y tiene revestimiento de mucosa. La faringe constituye un conducto para el paso del aire y alimentos, una cámara de resonancia para la voz y el sitio donde se alojan las amígdalas, que participan en respuestas inmunitarias contra microbios invasores. Se divide en tres regiones anatómicas: 1) nasofaringe; 2) bucofaringe, y 3) laringofaringe.

LARINGE

La laringe es un conducto corto que conecta la laringofaringe con la tráquea. Se ubica en la línea media del cuello, por delante de las vértebras cervicales C4 a C6.

La pared de la laringe está integrada por nueve cartílagos. Tres de ellos son nores (cartílagos tiroides), y otros tres, pares (aritenoides, cuneiformes y corniculados). De los cartílagos pareados, los aritenoides son los más importantes porque influyen en la posición y tensión de las cuerdas vocales verdaderas. Los músculos extrínsecos de la laringe conectan los cartílagos con otras estructuras de la garganta, en tanto que los intrínsecos relacionan los cartílagos entre sí.

El cartílago tiroides (también llamado nuez) consta de dos placas fusionadas de cartílago hialino que forman la pared anterior de la laringe y le confieren forma angular. Normalmente es mayor en los varones que en las mujeres por influencia de las hormonas sexuales masculinas, que inducen su crecimiento.

La epiglotis constituye una gran estructura de cartílago elástico en forma de hoja que está cubierta con epitelio. El tallo de la epiglotis se une al borde anterior del cartílago tiroides. Durante la deglución se elevan la faringe y laringe.

El cartílago cricoides consiste en un anillo de cartílago hialino que forma la pared inferior de la laringe. El ligamento cricotiroideo medio lo conecta con el cartílago tiroides. El primero de estos dos es la marca de referencia anatómica para la traqueotomía de urgencia.

El par de cartílagos aritenoides, estructuras triangulares que constan principalmente de cartílago hialino, se localiza en el borde posterosuperior del cricoides. Une las cuerdas vocales con los músculos faríngeos intrínsecos. Con el sostén de estos cartílagos, dichos músculos se contraen y, como resultado, mueven las cuerdas vocales.

El par de cartílagos corniculados, en forma de cuernos e integrados por cartílago elástico, se localiza en el vértice de cada cartílago aritenoides. Por último, los dos cartílagos cuneiformes, estructuras en forma de maza situadas en plano anterior a los corniculados, brindan sostén a las cuerdas vocales y porciones laterales de la epiglotis.

TRÁQUEA

Se trata de un conducto tubular por el que fluye aire, tiene unos 12 cm de longitud y aproximadamente 2 cm de diámetro. Se localiza por delante del esófago y abarca desde la laringe hasta el nivel del borde superior de la vértebra T5, donde se divide en los bronquios primarios derecho e izquierdo.

Las capas que integran la pared traqueal, de la más profunda a la superficial, son: 1) mucosa; 2) submucosa; 3) cartílago hialino, y 4) adventicia; esta última consta de tejido conectivo areolar. La mucosa de la tráquea se compone de una capa de epitelio cilíndrico ciliado pseudoestratificado y otra subyacente de lámina propia, que incluye fibras elásticas y reticulares

[25]. El epitelio contiene células caliciformes y cilíndricas ciliadas, que llegan a la superficie luminal, además de células basales, que no alcanzan dicha superficie. El epitelio brinda la misma protección contra el polvo que la membrana de revestimiento de la nariz y laringe. La submucosa es tejido conectivo areolar formado por glándulas seromucosas y sus conductos. Los 16 a 20 anillos horizontales incompletos de cartílago hialino conforman una letra C y se apilan uno encima del otro. Pueden palparse a través de la piel en plano inferior de la laringe. Su parte abierta se dirige hacia el esófago; esta disposición permite que el esófago se contraiga levemente durante la deglución. El extremo abierto de los anillos cartilaginosos se estabiliza gracias a fibras de músculo liso transverso, el llamado músculo traqueal, y tejido conectivo elástico. Dichos anillos constituyen un sostén semirrígido que evita el colapso de la pared traqueal (especialmente durante la inhalación) y la consecuente obstrucción de las vías respiratorias. La adventicia de la tráquea está formada por tejido conectivo areolar que une a la tráquea misma con los tejidos circundantes.

Aplicación clínica: Traqueotomía e intubación

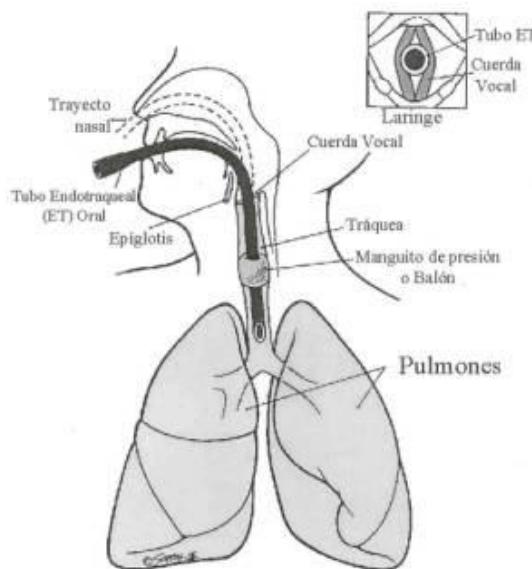


Figura 2.2 - Intubación

Diversos factores pueden bloquear el flujo de aire al obstruir la tráquea. Por ejemplo, es posible que se colapsen los anillos cartilaginosos que brindan sostén a dicho conducto como resultado de una lesión torácica por aplastamiento, o la inflamación de la mucosa puede ocasionar la oclusión de las vías respiratorias; también cabe la posibilidad de que ocurra la broncoaspiración de vómito o un objeto extraño. Se utilizan dos métodos para restaurar el flujo de aire más allá de un punto de obstrucción traqueal. Si ésta se localiza en plano superior a la laringe, suele emprenderse la traqueotomía. En este procedimiento se practica una incisión cutánea seguida de otra longitudinal breve en la tráquea, por debajo del cartílago cricoides. Luego, el paciente respira por una sonda traqueal metálica o plástica que se introduce en la incisión. El segundo método consiste en la intubación (fig. 2.2), conforme a la cual se introduce una sonda por la nariz o boca y se desplaza en sentido inferior por la laringe y tráquea. La pared firme de la sonda empuja hacia un lado cualquier obstrucción flexible y la luz misma de este tubo sirve como conducto para el flujo de aire, además de que permite aspirar el moco que causa la obstrucción [23,24]. Por tratarse la tráquea del objeto del estudio, se abordará un análisis más detallado de ésta en adelante.

BRONQUIOS

En el borde superior de la vértebra T5, la tráquea se bifurca en los bronquios primarios derecho e izquierdo, que se dirigen a los pulmones respectivos. El bronquio primario derecho es más vertical, corto y ancho que el izquierdo (fig 2.3). En consecuencia, los objetos broncoaspirados tienden a entrar por este conducto y alojarse en él con mayor frecuencia que el izquierdo. A semejanza de la tráquea, los bronquios primarios poseen anillos incompletos de cartílago y revestimiento de epitelio cilíndrico ciliado pseudoestratificado.

PULMONES

Los pulmones son dos órganos cónicos situados en la cavidad torácica. Los separan el corazón y otras estructuras del mediastino, que divide la cavidad torácica en dos partes anatómicamente distintas. En consecuencia, si un pulmón se colapsa como resultado de un traumatismo, el otro suele permanecer expandido. Dos capas de membrana serosa, la pleura, envuelven y protegen cada pulmón. La capa superficial reviste la pared de la cavidad torácica y se denomina pleura parietal, mientras que la profunda, o pleura visceral, sirve como envoltura de ambos pulmones. Entre ambos existe un pequeño espacio llamado cavidad pleural.

Los pulmones abarcan desde el diafragma hasta un punto situado apenas en plano superior a las clavículas y llegan hasta las costillas tanto en plano anterior como posterior. La porción inferior amplia o base pulmonar es cóncava y se ubica sobre la superficie convexa del diafragma. La porción superior angosta de los pulmones es su vértice. La parte de los pulmones dispuesta contra las costillas, o superficie costal, se adapta a la curvatura de las propias costillas. Todas estas estructuras, que se mantienen unidas por la pleura y tejido conectivo, constituyen la raíz del pulmón. En el plano medial, el pulmón izquierdo también posee una concavidad, la escotadura cardiaca que da cabida al corazón. En virtud del espacio que ocupa este último, el pulmón izquierdo es casi un 10% menor que el derecho. Aunque éste tiene mayor anchura y profundidad, también es poco más corto que el izquierdo, ya que el diafragma está más arriba en el lado derecho, para dar lugar al hígado subyacente.

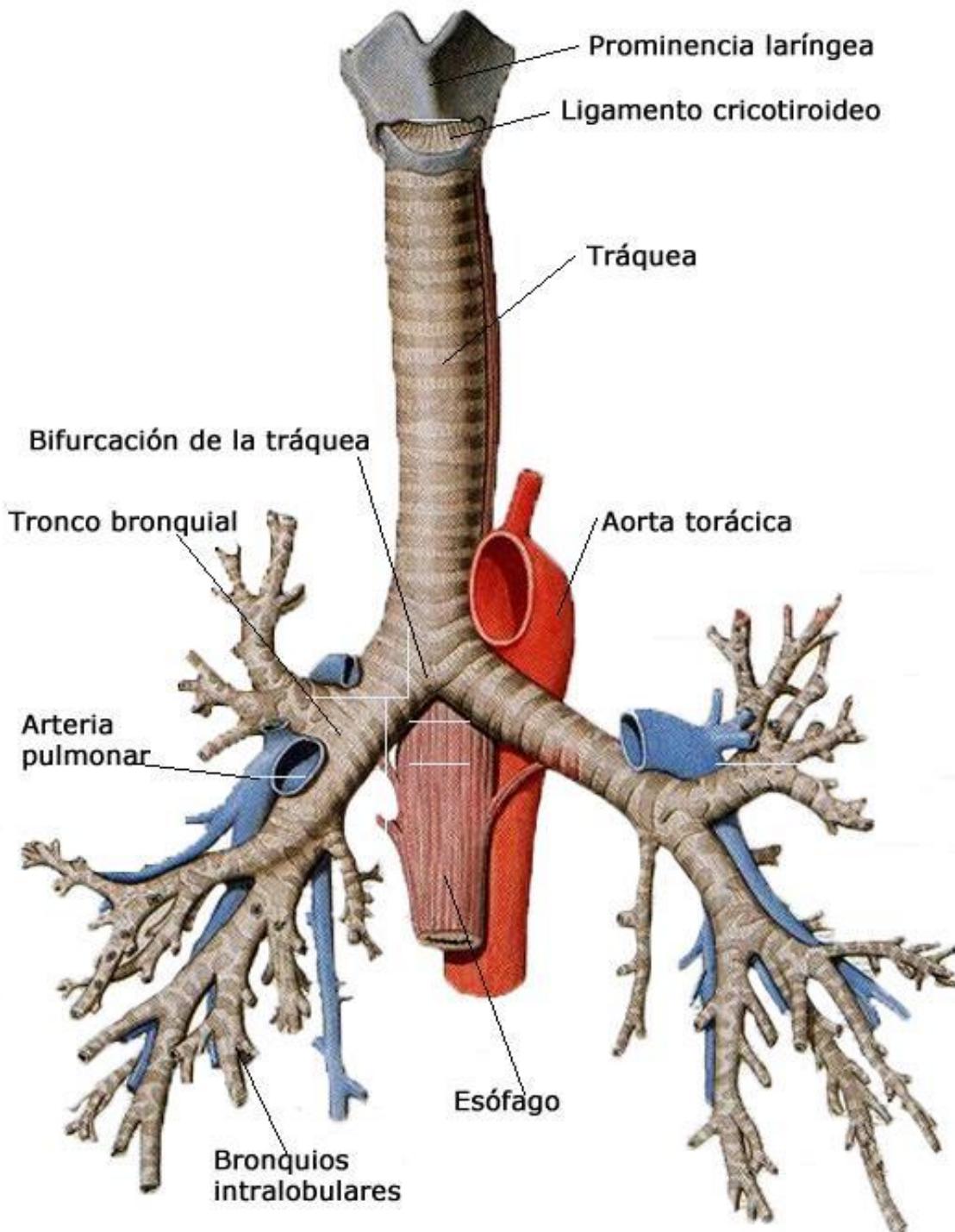


Figura 2.3 – Anatomía del aparato respiratorio [32]

2.3 Ventilación Pulmonar

La ventilación pulmonar, comúnmente llamada respiración, es el proceso mediante el que se intercambian gases entre la atmósfera y los alveolos pulmonares. El flujo de aire entre los pulmones y la atmósfera se debe a diferencias de presión alternadas que generan la contracción y relajación de los músculos auxiliares de la respiración [21]. La magnitud del flujo de aire y el esfuerzo necesario para la respiración también reciben influencia de la tensión en la superficie alveolar, distensibilidad de los pulmones y resistencia de las vías respiratorias.

Cambios de presión durante la ventilación pulmonar

El aire entra a los pulmones cuando la presión dentro de estos órganos es menor que la presión atmosférica del aire y sale de dichas vísceras si la presión intrapulmonar es mayor que la atmosférica.

Inspiración

La inspiración o inhalación es la parte de la ventilación pulmonar en que entra aire en los pulmones. Justo antes de cada inspiración, la presión de aire intrapulmonar es casi igual a la atmosférica, o sea de unos 760 milímetros de mercurio (mmHg) o 1 atmósfera (atm) a nivel del mar. A fin de que el aire entre a los pulmones, la presión en los alveolos debe ser menor que la atmosférica. Ello se logra con el aumento del volumen pulmonar.

La presión de un gas en un recipiente cerrado es inversamente proporcional al volumen de dicho recipiente, lo cual significa que si el tamaño de éste aumenta disminuye la presión en su interior y que si se incrementa el tamaño del recipiente aumenta la presión que ejerce el gas. Esta relación inversa entre volumen y presión es la llamada Ley de Boyle: $P_1V_1=P_2V_2$ (fig. 2.4)

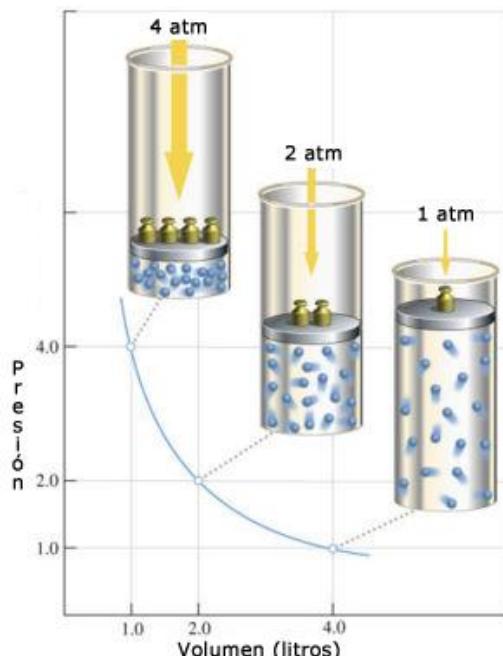


Figura 2.4 – Ley de Boyle

Las diferencias de presión resultantes de cambios en el volumen pulmonar fuerzan la entrada del aire a los pulmones durante la inhalación y su salida en la exhalación. A fin de que ocurra la primera, deben expandirse los pulmones, con lo cual aumenta su volumen y, en consecuencia, la presión dentro de ellos es menor que la atmosférica. Durante la respiración tranquila normal, el diafragma desciende cerca de 1 cm, lo cual produce una diferencia de presión de 1 a 3 mmHg y la inhalación de casi 500 ml de aire. Cuando se respira de forma agitada, el diafragma puede llegar a descender hasta 10 cm, lo cual genera una diferencia de presión de 100 mmHg y hace posible que se inhalen entre 2 y 3 litros de aire.

Espiración

La espiración o exhalación, proceso por el que sale aire por el sistema respiratorio, también se debe a un gradiente de presión, que en este caso es opuesto: la presión en los pulmones es mayor que la atmosférica. La espiración normal durante la respiración tranquila, a diferencia de la inspiración, es un proceso pasivo porque en él no participan contracciones musculares. En vez de ello, la respiración ocurre por el rebote elástico de la pared torácica y de los pulmones, que tienden de manera natural a contraerse después de su estiramiento. La espiración se vuelve activa sólo durante la respiración forzada, como al interpretar música en un instrumento de viento o durante el ejercicio físico. En tales circunstancias, se contraen los músculos auxiliares de la respiración (abdominales e intercostales) lo cual aumenta la presión en el abdomen y tórax.

Resistencia de las vías respiratorias

Como ocurre con el flujo de la sangre por los vasos sanguíneos, el de aire por las vías respiratorias depende de las diferencias de presión y de la resistencia: el flujo de aire es igual a la diferencia de presión entre los alveolos y la atmósfera, dividida entre la resistencia. La pared de las vías respiratorias, en especial de los bronquiolos, brinda cierta resistencia al flujo normal de aire en ambas direcciones. Al expandirse los pulmones durante la inhalación, los bronquiolos aumentan de diámetro porque su pared se desplaza hacia fuera en todas las direcciones. Las vías respiratorias de mayor diámetro tienen menor resistencia. Por ende, dicha resistencia aumenta durante la exhalación, al reducirse el diámetro bronquiolar. Además, el grado de contracción o relajación del músculo liso en la pared de las vías respiratorias regula su diámetro y, por tanto, su resistencia. El aumento de la actividad del sistema nervioso simpático produce la relajación de ese músculo liso, lo cual da por resultado broncodilatación y menor resistencia.

Todo factor que estreche u obstruya las vías respiratorias aumenta su resistencia, de modo que se requiere mayor presión para mantener el mismo flujo de aire. El signo cardinal del asma o las enfermedades pulmonares obstructivas crónicas (EPOC: enfisema o bronquitis crónica) es el incremento de la resistencia debido a la obstrucción o colapso de las vías respiratorias.

2.4 La Tráquea

2.4.1 Morfología

La tráquea se extiende desde el borde inferior de la 6^a vértebra cervical hasta la 5^a vértebra dorsal (a nivel del disco que separa la 5^a de la 6^a dorsal) [31]. Es un conducto que sigue a la laringe y termina en el tórax bifurcándose en dos estructuras que son los bronquios (fig 2.5). El segmento cervical traqueal se extiende del borde inferior del cartílago cricoides hasta el plano horizontal que pasa por el borde superior del esternón, mide entre 50 a 70 mm y se compone de 6 a 7 anillos. El segmento torácico ocupa un plano medio por delante del esófago, comprende desde el borde superior del esternón (incisión yugular del esternón) hasta su bifurcación en bronquios principales, su longitud es de 50 a 70 mm al igual que su par cervical.

Se trata de un conducto impar, medio, y simétrico, situado primeramente en la parte anterior e inferior del cuello. Abandona esta región desciende por detrás del esternón y ocupa la parte superior del tórax. En todo su trayecto está situada delante del esófago.

La tráquea tiene forma de tubo cilíndrico aplanado hacia atrás. La curvatura cilíndrica no es regular, esta aplanada transversalmente hacia arriba. Presenta dos depresiones en el lado izquierdo, en el tercio superior corresponde a la impresión tiroidea del 2º al 5º anillo traqueal (el istmo tiroideo está fuertemente adherido por tractos fibrosos llamados ligamentos de Gruber) y la otra, denominada “impresión aórtica” que se debe al cayado aórtico por encima de su bifurcación.

El diámetro de la tráquea aumenta gradualmente de arriba abajo, por tanto no es un verdadero cilindro, sino que es en realidad una especie de cono truncado muy prolongado cuya base corresponde a su extremo inferior y ocupa la parte superior del tórax. En toda su longitud está situada delante del esófago.

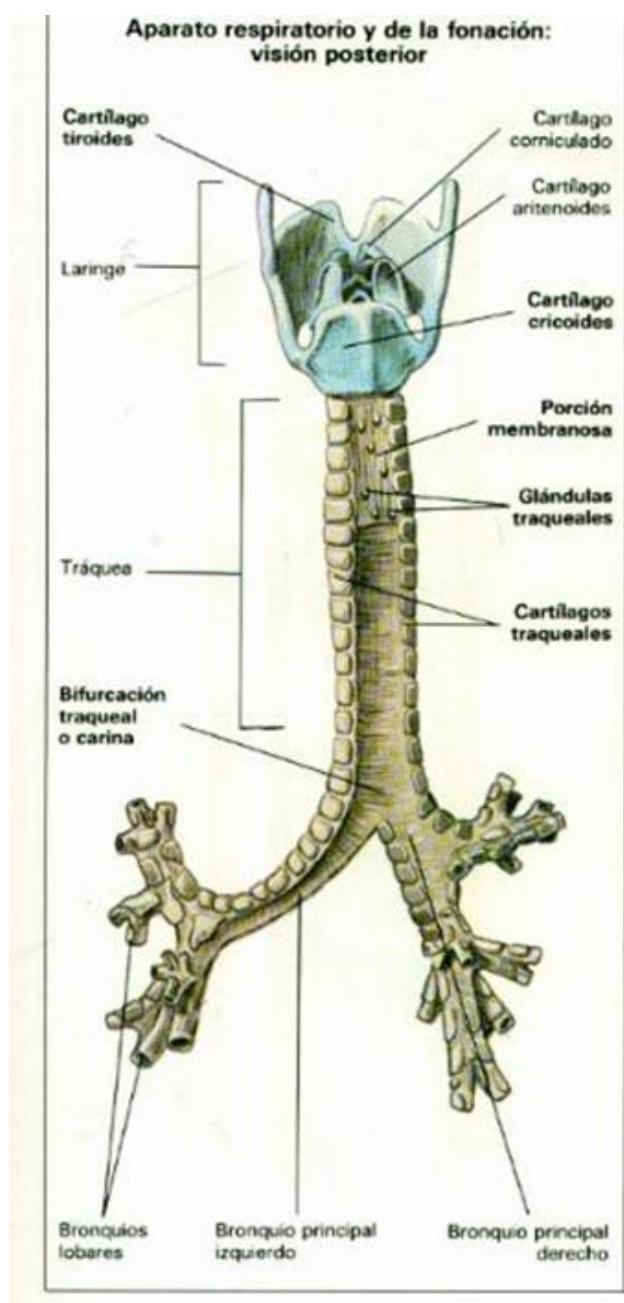


Figura 2.5 – Anatomía de la tráquea

Desciende oblicuamente hacia abajo y hacia atrás. Por ello la línea media en su porción cervical se encuentra a 15 mm de los tegumentos y a 3 cm en la horquilla esternal. Desde su origen hacia su bifurcación, la tráquea sigue un trayecto bastante rectilíneo.

Es un órgano extensible y elástico, sigue a la laringe en todos sus movimientos, es así que cuando esta se eleva se dirige hacia arriba, además por acción táctil la tráquea se moviliza de izquierda a derecha. Las variaciones extremas son de 3 a 4 cm, esto es importante debido a la estructura elástica del conducto traqueal que explica así la posibilidad de la resección y anastomosis termino-terminal de tráquea.

Su longitud es de 12 cm. en el hombre adulto y 11 cm. en la mujer, esta longitud varía según la laringe se eleve o no y también según la edad.

El calibre traqueal varía según la edad y el sexo, esto es importante debido a que explica los diferentes tamaños de cánulas para traqueotomía y de tubos endotraqueales, el diámetro traqueal en la mayoría es:

- 6 mm en el niño de 1 a 4 años;
- 8 mm en el niño de 4 a 8 años;
- 10 mm en el niño de 8 a 12 años;
- 13 a 15 mm en el adolescente;
- 16 a 18mm en el adulto.

Este calibre traqueal varía según la tonicidad del músculo traqueal.

La tráquea del recién nacido es blanda y 6 veces más complaciente que la del adulto. En estudios de la pared traqueal las fibras musculares transversas son uniformes, pero el músculo longitudinal varía a lo largo de todo el órgano. Dicho músculo está presente en el tercio inferior de la tráquea, donde preserva la estabilidad de la luz.

El crecimiento traqueal progresó de la niñez a la pubertad, el largo de la traquea cambia de 4 cm en el neonato a 12 cm aproximadamente en el adulto.

2.4.2 Estructura

Este tubo flexible está constituido por tejido conjuntivo fibroelástico y de cartílago, permanece dilatado y沿长ado durante la inspiración y en la espiración se relaja pasivamente. Los anillos cartilaginosos hialinos incompletos constituyen el sostén de la mucosa traqueal, e impiden el colapso durante la inspiración. Las fibras musculares lisas presentes en las extremidades libres de los anillos forman el músculo traqueal de Reisseisen. La contracción de estas fibras provoca la reducción del diámetro y el aumento de la presión intratorácica en el curso de un acceso de tos.

El epitelio traqueal respiratorio es pseudoestratificado ciliado conteniendo numerosas células caliciformes posee vellosidades apicales.

La tráquea está enteramente envuelta por un tejido celuloadiposo laxo, favoreciendo así sus movimientos.

La membrana basal está separada del epitelio del corion subyacente, el corion es un tejido conjuntivo laxo muy vascularizado, muy denso en su parte profunda, formando una banda de tejido fibroelástico neto.

La submucosa está situada más profundamente y es rica en glándulas mixtas seromucosas.

La tráquea se relaciona:

- Frontal: con istmo de cuerpo tiroideo que cubre 2º,3º, y 4º anillo traqueal, con arteria tiroidea de Neubauer, con venas tiroideas inferiores, con timo, en superficie con músculo infrahioideos y aponeurosis cervical media, con espacio supraesternal, con aponeurosis cervical superficial y con la piel.
- Atrás: con esófago.
- Lateralmente: con lóbulos laterales tiroideos que se adhieren fuertemente al primer anillo traqueal, con el paquete vasculonervioso del cuello, con las arterias tiroideas inferiores, con los nervios recurrentes y con ganglios de la cadena recurrential.

Partes constitutivas de la tráquea

La tráquea está constituida por dos capas:

Capa externa.

Es fibromusculocartilaginosa. Formada por una membrana fibroelástica que contiene a los cartílagos y por una capa de fibras musculares lisas en su parte posterior solamente.

Capa interna.

Es mucosa, tiene glándulas tubulares compuestas por células mucíparas y células serosas que segregan la mucosa, así como células basales que no llegan a la superficie. Estas últimas forman el epitelio traqueobronquial.

2.4.3 Vascularización de la tráquea

Las arterias de la porción cervical de la tráquea provienen principalmente de las arterias tiroideas inferiores (ramas de la arteria subclavia).

La irrigación de tráquea torácica es muy variable, y proviene de las arterias tímicas, de las mamarias internas (ramas de la arteria subclavia), de las bronquiales (ramas de la aorta torácica) y de la tiroidea inferior de Neubauer.

La microvascularización arterial traqueal se constituye de arcos anastomóticos laterotraqueales. Las arterias traqueales son de tipo terminal. En los espacios intercartilaginosos existen las arterias intercartilaginosas transversas, anastomosándose en la parte anterior de la línea media con las arcadas laterales. Las arteriolas forman un rico plexo capilar submucoso.

Irrigación venosa.

Las venas traqueales nacen del plexo submucoso venoso denso.

Las venas de la tráquea cervical son numerosas, de pequeño calibre y drenan en las venas esofágicas y en las tiroideas inferiores.

Linfáticos.

Los vasos linfáticos nacidos de las redes mucosas y submucosas se vierten en los ganglios de las cadenas recurrenciales hacia arriba y en los ganglios peritraqueobronquiales hacia abajo.

Inervación.

La inervación neurovegetativa depende del sistema simpático (cadena simpática torácica) y parasimpático (nervio vago); dan origen a una acción motriz destinada al músculo liso traqueal, sensibilidad de la pared y secreción de las glándulas traqueales.

La inervación traqueal integra el ensamblaje de la inervación que participa en la función ventilatoria: el árbol traqueobronquial posee una musculatura lisa de tipo involuntario, modulada por el flujo aéreo – asociada a la apertura automática sincronizada de la glotis – junto a la musculatura estriada toracoabdominal y cervical de comando voluntario.

El automatismo respiratorio se sitúa en la formación reticular del tronco cerebral. El reflejo tusígeno protege la vía aérea del reflujo traqueobronquial endógeno (secreción respiratoria o digestiva) o exógeno (cuerpos extraños).

3 FUNDAMENTOS MECÁNICOS DEL AIRE

La Ley de la viscosidad de Newton establece que en movimientos fluidos laminares existe una relación lineal entre las tensiones tangenciales y los gradientes de velocidad, siendo la constante de proporcionalidad una propiedad física del fluido llamada viscosidad dinámica o absoluta μ .(fig 3.1)

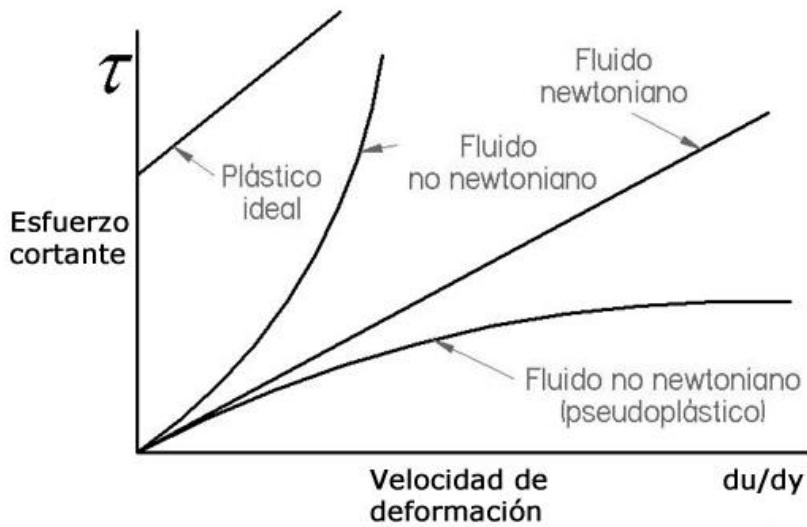


Figura 3.1 – Viscosidad de los fluidos

Se puede representar matemáticamente el rozamiento en un flujo unidimensional de un fluido newtoniano por la relación:

$$\tau = \mu \frac{du}{dy} \quad (3.1)$$

Siendo:

τ : la tensión tangencial ejercida en un punto del fluido.

μ : la viscosidad del fluido, que en un fluido newtoniano depende sólo de la temperatura

$\frac{du}{dy}$: el gradiente de velocidad perpendicular a la dirección del plano en el que se calcula la tensión tangencial.

Muchos fluidos comunes tanto líquidos como gaseosos se comportan siguiendo esta relación. Sin embargo, existen algunas sustancias industrialmente importantes que no se comportan siguiendo la ley de Newton de la viscosidad, ya que su viscosidad a una temperatura y presión dadas es función no lineal del gradiente de velocidad o de la velocidad de deformación. A los fluidos cuya relación entre tensión y velocidad de deformación no es lineal se les denomina fluidos no newtonianos. La mecánica de fluidos se ocupa del estudio de los fluidos newtonianos

exclusivamente, mientras que los fluidos no newtonianos son parte de una ciencia más amplia denominada reología. La reología es la ciencia que estudia y analiza los fenómenos de flujo y deformación y las propiedades mecánicas de los fluidos cuyo comportamiento no se rige por la ley de la viscosidad de Newton. Consecuentemente se puede decir que el campo de la reología se extiende desde la mecánica de fluidos hasta la elasticidad de Hooke. Existe una amplia variedad de fluidos tan comunes como los newtonianos pero que no siguen esa simple relación, especialmente en la industria química. Algunos ejemplos de fluido no newtoniano son las pinturas, algunas soluciones poliméricas, la miel, el jabón, o, en el campo de la biomecánica, la sangre o el mucus [33].

El aire es un fluido newtoniano. Su viscosidad es constante y muy baja y no presenta pérdida de carga por rozamiento.

3.1 Introducción a la dinámica de fluidos

La mecánica de fluidos estudia las acciones que aparecen sobre los cuerpos sólidos cuando existe un movimiento relativo entre éstos y el fluido que los baña. En particular, la rama de la mecánica de fluidos que se encarga de estudiar el comportamiento del aire como fluido es la aerodinámica [35].

Para resolver un problema de dinámica de fluidos es necesario conocer varias propiedades del fluido, como su velocidad, presión, densidad o temperatura, en función de su posición y del tiempo.

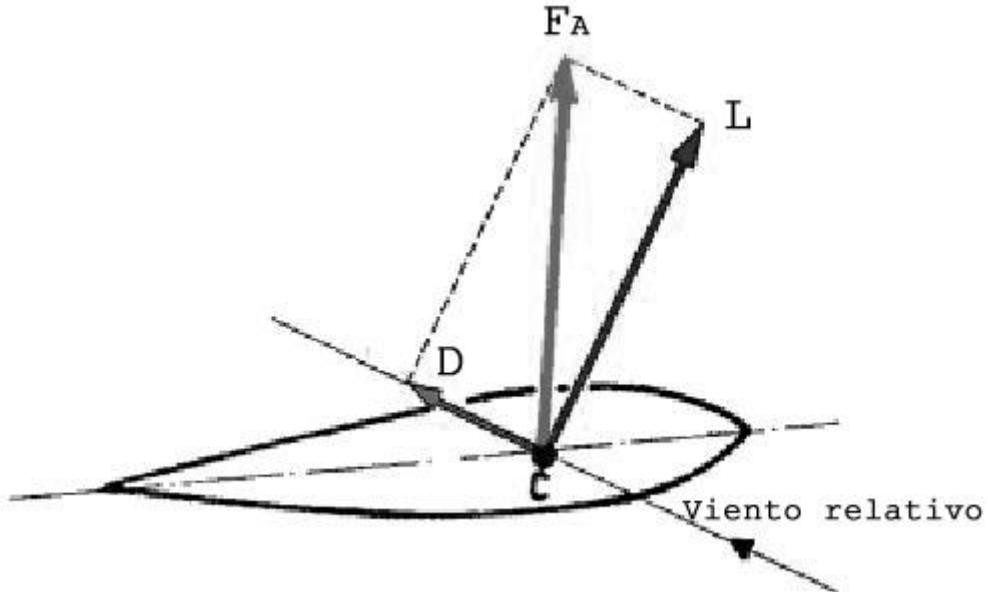


Figura 3.2 – Componentes de la fuerza aerodinámica

Si se modeliza el campo fluido se hace posible el cálculo aproximado de las fuerzas y momentos que actúan sobre el cuerpo o cuerpos que se encuentran sumergidos en el campo fluido. Los coeficientes aerodinámicos son números adimensionales que se utilizan para el estudio aeronáutico o aerodinámico de las fuerzas y momentos que sufre un cuerpo cualquiera en movimiento en el seno del aire. Los más conocidos son el coeficiente de sustentación C_L , el coeficiente de resistencia C_D , el coeficiente de penetración C_X o el coeficiente de fuerza lateral

C_Y . La adimensionalización de las magnitudes se realiza con el fin de aprovechar las simplificaciones que el análisis dimensional aporta al estudio experimental y teórico de los fenómenos físicos. Se puede analizar conceptualmente alguno de estos coeficientes aerodinámicos, como el de sustentación C_L , el de resistencia aerodinámica C_D o el de fuerza lateral C_Y :

$$C_L = \frac{L}{\frac{1}{2}\rho V^2 S_t} \quad (3.3)$$

$$C_D = \frac{D}{\frac{1}{2}\rho V^2 S_t} \quad (3.4)$$

$$C_Y = \frac{Y}{\frac{1}{2}\rho V^2 S_t} \quad (3.5)$$

siendo L la componente vectorial de la fuerza de sustentación, D la componente de la fuerza aerodinámica correspondiente a la resistencia, Y la componente de la fuerza lateral, V la velocidad, ρ la densidad del fluido y S_t el área transversal (fig 3.2).

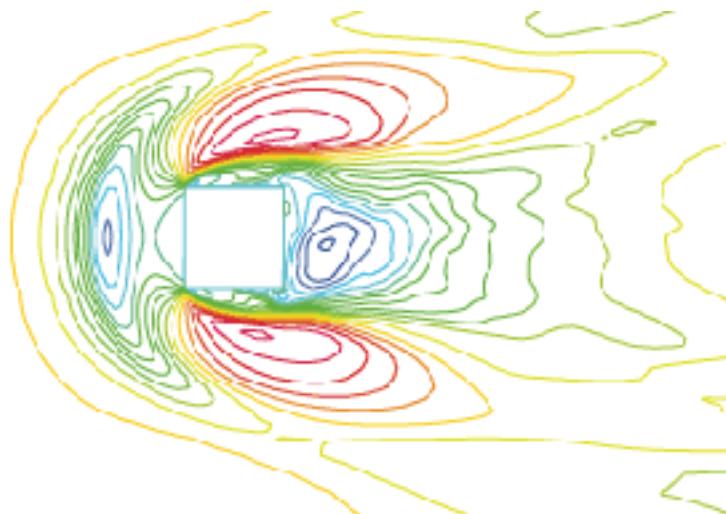


Figura 3.3 – El aire como fluido

Debido a la complejidad de los fenómenos que ocurren y de las ecuaciones que los describen, son de enorme utilidad tanto los ensayos prácticos en los túneles de viento o similares, como los cálculos numéricos computacionales y su representación gráfica (fig 3.3).

3.2 Ecuaciones fundamentales

3.2.1 Ecuaciones de Euler

Euler demostró cómo utilizar la segunda ley de Newton (originalmente aplicable sólo a masas puntuales) para determinar la aceleración de cualquier parte infinitesimal de fluido. Esta determinación sólo fue posible después del descubrimiento por Euler del concepto moderno de presión, permitiéndole calcular la resultante de las fuerzas de contacto, ejercidas por el resto del fluido considerado como medio continuo, sobre una masa elemental. Fue en 1755 cuando

descubrió las leyes que rigen el movimiento de los fluidos ideales, antes del descubrimiento de las leyes que gobiernan el movimiento de los cuerpos rígidos.

Se quiere determinar el movimiento de un fluido para un observador que usa un sistema de referencia cartesiano, con los valores de las componentes de la velocidad en función del tiempo t y de las coordenadas x , y , z . Esta determinación obliga también a calcular la presión p con la que las partículas de fluido actúan mutuamente entre ellas, de modo que toda partícula es presionada por todos sus lados por sus adyacentes. Dado que esta presión no es la misma en todas partes su acción se traducirá en generar el movimiento de la partícula. Esta descripción se denomina Euleriana, para distinguirla de la descripción Lagrangiana, también introducida por Euler, en la que la posición de cada partícula fluida sustituye a la velocidad como variable cinemática independiente. Esta posición ha de determinarse como función del tiempo y de las coordenadas iniciales.

Según la teoría de Euler, la ecuación correspondiente se deduce exigiendo que cualquier parte del fluido no pueda ser forzada a ocupar un volumen menor ni a que su continuidad sea interrumpida. Euler aplica esta consideración a la evolución de la parte del fluido que en un instante dado ocupa un paralelepípedo de aristas infinitesimales paralelas a los ejes de coordenadas (fig. 3.4). Así se obtiene la ecuación

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \rho \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right) = 0 \quad (3.6)$$

que hoy llamamos de continuidad.

Teniendo en cuenta las consideraciones cinemáticas, para calcular las tres componentes de la aceleración que tienen las partículas fluidas, cuando se utiliza esta descripción Euleriana se obtiene:

$$a_x = \frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \quad (3.7)$$

$$a_y = \frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \quad (3.8)$$

$$a_z = \frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \quad (3.9)$$

A continuación se introducen las consideraciones dinámicas imprescindibles para poder determinar el movimiento de las partículas, aislando el fluido que en un instante t ocupa un paralelepípedo de tamaño diferencial, con aristas paralelas a los ejes coordenados dx , dy , dz , centrado en el punto x , y , z ; para identificar después, de acuerdo con la segunda ley de Newton, el producto de su masa por su aceleración con la resultante de las fuerzas que ejerce el exterior sobre esa masa infinitesimal de fluido.

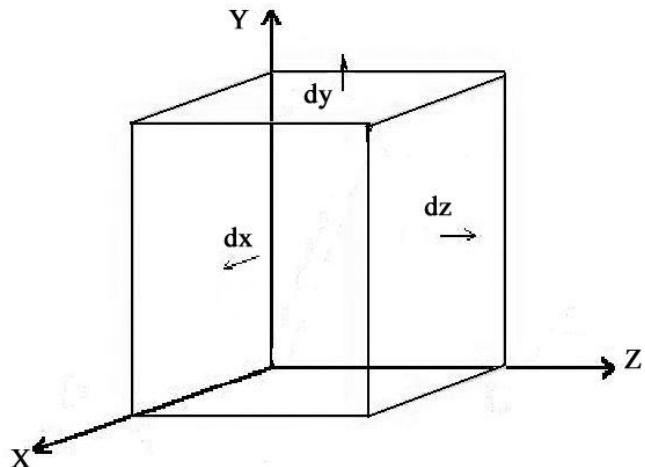


Figura 3.4 – Paralelepípedo elemental

La resultante de las fuerzas de presión está asociada a las variaciones espaciales de p . Para una partícula infinitesimal de fluido, se obtiene una fuerza igual y contraria al producto del volumen, $dxdydz$, por el gradiente local de las presiones. Sus componentes son:

$$\frac{\partial p}{\partial x}; \frac{\partial p}{\partial y}; \frac{\partial p}{\partial z} \quad (3.10)$$

Así, eligiendo un sistema de coordenadas en las que z es la coordenada vertical, se deduce:

$$\rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = - \frac{\partial p}{\partial x} \quad (3.11)$$

$$\rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) = - \frac{\partial p}{\partial y} \quad (3.12)$$

$$\rho \left(\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = - \frac{\partial p}{\partial z} - \rho g \quad (3.13)$$

que junto a la ecuación de continuidad, constituyen el sistema de cuatro ecuaciones con cuatro incógnitas que describen los movimientos de fluidos ideales incompresibles, de densidad constante ρ , sometidos a la fuerza gravitatoria, caracterizada por la aceleración g .

3.2.2 Ecuaciones de Navier-Stokes. Flujo incompresible

Al conjunto de las ecuaciones de continuidad, de cantidad de movimiento y de la conservación de la energía dadas en su forma diferencial se le denomina ecuaciones de Navier-Stokes.

En un fluido en movimiento, las tensiones tangenciales debidas a la viscosidad son proporcionales a los gradientes de velocidad, lo cual permite calcular las pérdidas existentes en un flujo laminar. Éstas originan una disipación de energía por frotamiento viscoso tal que las pérdidas de carga totales son mucho más importantes que las que resultarían de considerar solamente la viscosidad en el citado movimiento medio. Es por esto que si a las ecuaciones de Euler se añaden las que ocasiona la viscosidad, se obtiene como resultado las ecuaciones de Navier-Stokes en su forma más simplificada. Para su cálculo y determinación se va a estudiar lo que acontece a lo largo del eje OX, teniendo en cuenta la ecuación de Newton de la viscosidad μ

para la velocidad \vec{u} , y que tendrá por componentes $(\tau_{ux}, \tau_{uy}, \tau_{uz})$ según los ejes (x,y,z) respectivamente, en la forma:

$$\tau_{ux} = \mu \frac{\partial u}{\partial x} ; \quad \tau_{uy} = \mu \frac{\partial u}{\partial y} ; \quad \tau_{uz} = \mu \frac{\partial u}{\partial z} \quad (3.14)$$

Correspondientes al flujo entrante por las caras dy-dz, dx-dz y dx-dy, respectivamente. Para las caras opuestas del cubo teórico elemental se tiene:

$$\tau_{ux} - \frac{\partial \tau_{ux}}{\partial x} dx = \mu \frac{\partial u}{\partial x} - \mu \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} dx \quad (3.15)$$

$$\tau_{uy} - \frac{\partial \tau_{uy}}{\partial y} dy = \mu \frac{\partial u}{\partial y} - \mu \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} dy \quad (3.16)$$

$$\tau_{uz} - \frac{\partial \tau_{uz}}{\partial z} dz = \mu \frac{\partial u}{\partial z} - \mu \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} dz \quad (3.17)$$

que restadas de las primeras quedan:

$$\text{Eje Ox:} \quad \mu \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} dx \quad (3.18)$$

$$\text{Eje Oy:} \quad \mu \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} dy \quad (3.19)$$

$$\text{Eje Oz:} \quad \mu \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} dz \quad (3.20)$$

y multiplicadas por la sección correspondiente, permiten obtener las fuerzas de naturaleza viscosa debidas a la variación de la componente \vec{u} de la velocidad según los citados ejes:

$$\mu \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} dx dy dz = dF_{ux} \quad (3.21)$$

$$\mu \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} dx dy dz = dF_{uy} \quad (3.22)$$

$$\mu \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} dx dy dz = dF_{uz} \quad (3.23)$$

Si se suman se obtiene la fuerza total debida a la viscosidad μ para la velocidad \vec{u} :

$$dF_u = \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) dx dy dz = \mu \Delta u dx dy dz \quad (3.24)$$

Se puede realizar el mismo proceso para las velocidades \vec{v} y \vec{w} actuando sobre las mismas caras anteriormente definidas. Añadiendo estas expresiones a las ecuaciones de Euler, se tiene para la velocidad \vec{u} en su proyección para los ejes coordenados X, Y, Z:

$$\frac{\partial p}{\partial x} dx dy dz = \rho X dx dy dz - \frac{du}{dt} \rho dx dy dz + \mu \Delta u dx dy dz \quad (3.25)$$

que se puede simplificar con $u=f(x,y,z,t)$ y $\frac{du}{dt} = u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial u}{\partial t}$ se reduce a:

$$\frac{\partial p}{\partial x} = \rho X - \rho \frac{du}{dt} + \mu \Delta u = \rho X - \rho \left(u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial u}{\partial t} \right) + \mu \Delta u \quad (3.26)$$

Que junto con las obtenidas para las velocidades v y w , de la forma:

$$\frac{\partial p}{\partial y} = \rho Y - \rho \frac{dv}{dt} + \mu \Delta v = \rho Y - \rho \left(u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial v}{\partial t} \right) + \mu \Delta v \quad (3.27)$$

$$\frac{\partial p}{\partial z} = \rho Z - \rho \frac{dw}{dt} + \mu \Delta w = \rho Z - \rho \left(u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial t} \right) + \mu \Delta w \quad (3.28)$$

Que definen muy bien el régimen laminar, aunque no el turbulento.

La ecuación general también se puede poner en forma vectorial:

$$\rho \left(\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \nabla) \vec{v} \right) = \vec{F} - \nabla p + \mu \cdot \nabla^2 \vec{v} \quad (3.30)$$

donde ∇p representa el gradiente de presiones y $(\vec{v} \cdot \nabla)$ es el producto escalar del operador Nabla y el vector velocidad. $\nabla^2 \vec{v}$ o $\Delta \vec{v}$ representa el operador de Laplace aplicado a \vec{v} :

$$\nabla p = \left(\frac{\partial p}{\partial x}, \frac{\partial p}{\partial y}, \frac{\partial p}{\partial z} \right)^T \quad (3.31)$$

$$(\vec{v} \cdot \nabla) = u \cdot \frac{\partial}{\partial x} + v \cdot \frac{\partial}{\partial y} + w \cdot \frac{\partial}{\partial z} \quad (3.32)$$

$$\nabla^2 \vec{v} = \Delta \vec{v} = \frac{\partial^2 \vec{v}}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \vec{v}}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 \vec{v}}{\partial z^2} \quad (3.33)$$

La parte izquierda de la ecuación general describe la aceleración local $\rho \frac{\partial \vec{v}}{\partial t}$ y la aceleración convencional $\rho \vec{v}$ o $\nabla^2 \vec{v}$. También hay variación de la aceleración que hay en un flujo variable como son las presiones.

4 FUNDAMENTOS MECÁNICOS DE LA TRÁQUEA

Las vías respiratorias superiores son el conducto primario para la inspiración en el proceso de respiración en el ser humano. El aire entra por la boca o nariz, atraviesa la faringe y llega a la tráquea por la región glótica. La tráquea es capaz de adaptarse para regular la presión durante diferentes condiciones de ventilación, como la respiración, los estornudos o la tos. Los componentes principales de la tráquea son los anillos de cartílago y la membrana muscular que recorre longitudinalmente la parte posterior, pegada al esófago. La función principal de la estructura cartilaginosa de anillos es mantener la tráquea abierta al paso de aire a pesar de la presión inter-torácica durante los movimientos de respiración. La contracción del músculo liso y la presión generan tensiones de flexión y tracción en los cartílagos para regular el flujo de aire y modular el diámetro del conducto respiratorio.

Atendiendo al comportamiento de las paredes de la tráquea, hay una gran dispersión de las propiedades mecánicas de los distintos tejidos que la componen, y tan sólo unos pocos trabajos han analizado su comportamiento mecánico en humanos [41, 42, 43, 44]. En la mayoría de estos estudios el cartílago traqueal aislado ha sido considerado como un material isótropo elástico lineal. Con respecto al músculo liso, varios trabajos coinciden en su plasticidad, rigidez y extensibilidad [43,45]. Trabelsi et al. [46] analiza experimentalmente las propiedades mecánicas de esta membrana, que hace posible el colapso de los anillos y por tanto afecta al balance de presión dentro de la tráquea, demostrando que el músculo traqueal liso es más rígido en dirección longitudinal. Según esto existen dos familias de fibras coexistentes orientadas en dos direcciones. La mayor parte de las fibras del músculo liso de la tráquea son transversales y están situadas a nivel de los límites del cartílago para crear una conexión transversal entre ellos, por lo que su contracción altera el área transversal de la tráquea. Sin embargo hay también algunas fibras longitudinales externas que actúan en los movimientos de la tráquea como al traguar.

Todos los tejidos biológicos son viscoelásticos, y en particular el cartílago. En los estudios mecánicos su comportamiento se simplifica por varias razones, en primer lugar porque la mayoría de la no linealidad de la tráquea se debe a su tejido muscular. Su deformación y su capacidad para el colapso hacen posible traguar, respirar o toser y por tanto se dedica más esfuerzo en comprender el comportamiento de las fibras musculares y no de las cartilaginosas, que actúan casi como elementos rígidos que solo sufren algo de flexión cuando el músculo se contrae.

Pérez del Palomar et al. [47] analizan la influencia de la implantación de stents en el comportamiento general de la tráquea. El stent más comúnmente utilizado es el de tipo Dumon, de geometría cilíndrica y un rango de diámetros variable. En el citado trabajo se estudian las tensiones que soporta la tráquea antes y después de realizar el implante. Se realiza un análisis de la secuencia de deglución antes del implante y se presenta la distribución de esfuerzos y desplazamientos. La introducción de un stent en la tráquea provoca tensiones en su superficie interna. Durante el movimiento de deglución la tensión máxima soportada por las paredes de la

tráquea con stent es casi 2.5 veces superior, y además aparecen tensiones localizadas en los puntos de contacto al principio y final del stent con la tráquea.

Basándose en la experiencia clínica de los cirujanos torácicos puede clasificarse la deglución como el movimiento que causa más daños a la tráquea cuando ésta tiene un stent interno. Durante este proceso la tráquea asciende acompañada con la laringe, causándose así una elongación no homogénea de sus segmentos. Cuando hay un stent presente este movimiento se ve dificultado ya que la prótesis endurece estos segmentos. Actualmente el avance del conocimiento clínico facilita la elección del correcto stent para cada paciente, pero desafortunadamente la mayoría de ellos deben pasar por quirófano en más de una ocasión.

El flujo aéreo a través de tráquea y árbol bronquial depende de la fuerza muscular respiratoria y del calibre de las vías aéreas. Habitualmente se considera el estado contráctil del músculo tráqueo-bronquial como factor fundamental de su calibre, sin embargo tanto el grosor de la pared como la ocupación de la luz por secreciones pueden disminuir el diámetro traqueal o bronquial [48].

La retención de secreciones facilita la pululación bacteriana local y puede ser origen de infecciones reiteradas con lesión de las paredes traqueales, además de ser conocidos los alivios de la disnea que experimentan los pacientes con neumopatía obstructiva cuando es posible expectorar adecuadamente [49].

La mucosa traqueal está recubierta por mucus, de acuerdo al modelo descrito por Lucas y Douglas [50], esta capa de gel mucoso está en contacto con el aparato ciliar, cuyo batido transporta el mucus hacia la faringe para su deglución. La mucosa respiratoria es ciliada desde los 2/3 posteriores nasales hasta el bronquiolo terminal. Superficialmente aparecen glándulas secretoras de mucus y en mucha menor proporción células calciformes de una dimensión entre 5 y 7 μm . El mucus respiratorio tiene cualidades viscoelásticas [49] que imprimen cierta complejidad a sus movimientos.

Idealmente un sólido al que se le aplica una fuerza se deforma y la proporcionalidad entre fuerza y deformación es una constante: el módulo de elasticidad o módulo de Young, característico para cada material. Al suprimir la fuerza el material ideal revierte a la posición inicial. En un fluido ideal el flujo es la deformación continua o deslizamiento secundario a la gravedad o al efecto de una fuerza tangencial aplicada. Considerando el tiempo: la tasa de deslizamiento es proporcional a la fuerza y el flujo se detiene al cesar ésta. La constante de proporcionalidad, denominada viscosidad (μ), mide la fricción o resistencia al movimiento del fluido.

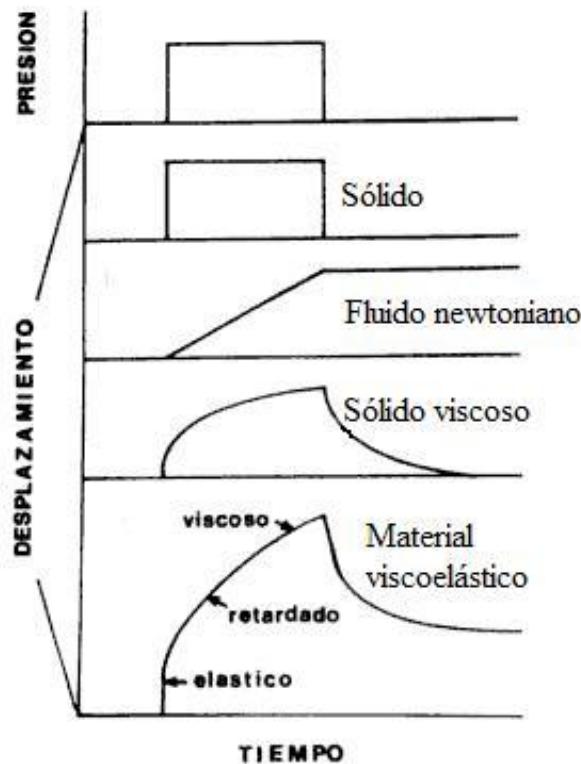


Figura 4.1 – Diagrama tiempo-desplazamiento para diferentes fluidos.

En el diagrama 4.1 se representa la respuesta a la presión aplicada a distintos tipos de material y su desplazamiento en función del tiempo [51].

4.1 *Stents endotraqueales y terapia de implantes en medicina*

En comparación con la terapia quirúrgica convencional, la colocación de stents endotraqueales tiene la ventaja de ser una terapia mínimamente invasiva, con una mejora inmediata de las condiciones clínicas del paciente y unos menores tiempos de cirugía y de recuperación.

Para el tratamiento de obstrucción central de las vías respiratorias, tanto benigno como maligno, existen varios tipos de stents. Generalmente éstos son plásticos (de silicona), metálicos o híbridos. Idealmente un stent debe tener las siguientes características [64]:

- Facilidad para su colocación en una localización precisa.
- Dimensiones suficientes y rigidez radial necesaria para mantener abierto el paso de aire.
- Estabilidad. Para evitar su movimiento a lo largo de la tráquea una vez colocado.
- Gran recuperación elástica, sin fatiga del material.
- Flexibilidad longitudinal. No debe dañar las paredes de la tráquea.
- Optima biocompatibilidad.
- Facilidad para ser retirado en caso de ser necesario.

Por desgracia en la actualidad no existe un stent que cumpla con total satisfacción todas las condiciones deseables. En este trabajo se está estudiando el comportamiento para uno de los

tipos más utilizados por aproximarse en algunos aspectos a lo idealmente necesario: El stent de silicona Dumon. Éste es considerado como tratamiento de referencia para obstrucción central de la tráquea. Las principales ventajas que muestran los stents de este tipo son su gran facilidad para ser colocados y retirados, además de ser un tratamiento relativamente poco costoso en el aspecto económico. Por el contrario su estabilidad no es tan buena como sería deseable, se dan casos de inflamación y formación de granulaciones e incluso en algunas ocasiones obstrucción secundaria provocada por la dificultad para la evacuación de secreciones acumuladas. Según datos del estudio de Dumon et al [65], realizado sobre una muestra de 1058 pacientes con obstrucciones malignas y benignas, en torno al 12% sufrió migración del stent, un 13% formación de granulaciones y un 6% problemas de obstrucción derivados de la imposibilidad de esputar correctamente.

4.2 Modelos de comportamiento del material de las paredes de la tráquea

El comportamiento de la pared de la tráquea se estudia mediante la mecánica de medios continuos aplicada a un sólido deformable. Es posible determinar su campo de tensiones y deformaciones.

4.2.1 Formulación de la mecánica de medios continuos

Matemáticamente un cuerpo continuo se define como un conjunto B de partículas, denominadas P_1, P_2, \dots , con una propiedad especial: existe un conjunto de aplicaciones biyectivas y diferenciables $K = \{X\}$ que transforman B en conjuntos abiertos de \mathbb{R}^3 . Es decir, para toda partícula $P \in B$

$$x = X(P) \in \mathbb{R}^3 \quad (4.1)$$

Las configuraciones de referencia y deformada definen una aplicación entre $B_{\text{referencia}}$ y $B_{\text{deformada}}$ que se denomina deformación:

$$\varphi = B_{\text{ref}} \rightarrow B_{\text{def}} ; \varphi := X_{\text{def}} \circ X_{\text{ref}}^{-1} \quad (4.2)$$

La deformación es una función que opera entre conjuntos de \mathbb{R}^3 y es muy útil, pues hace innecesario referirse constantemente al cuerpo físico B . Se trata del concepto más importante para el tratamiento matemático de la cinemática de medios continuos, pues proporciona la posición de cada partícula de un cuerpo.

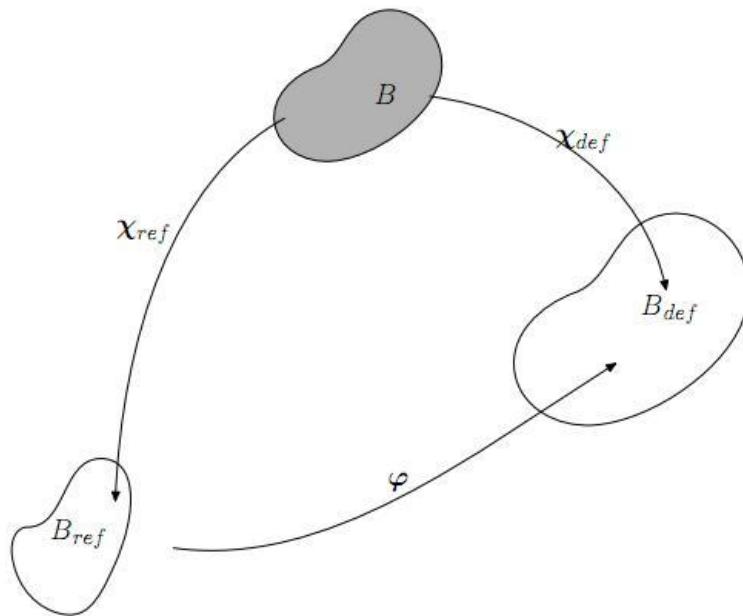


Figura 4.2 – Campo de deformación de un medio continuo

Las funciones φ que definen los campos de deformación de los medios continuos pueden ser muy variadas pero existen varias restricciones que han de cumplir. Deben ser diferenciables e inyectivas. Si X e Y son dos puntos distintos de la configuración de referencia entonces $\varphi(X) \neq \varphi(Y)$. Dos puntos no pueden deformarse de tal manera que acaben en la misma posición pues la materia siempre es impenetrable.

Resulta útil referirse también al campo de desplazamientos, especialmente para la teoría de deformaciones infinitesimales:

$$u(X) := \varphi(X) - X = x - X \quad (4.3)$$

La interpretación geométrica de este campo es que representa al vector que une las posiciones sin deformar y deformada de cada partícula (fig 4.2).

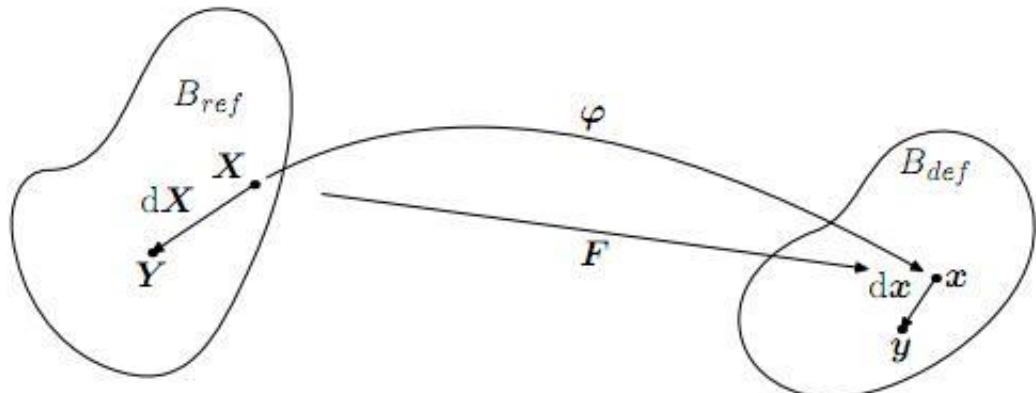


Figura 4.3 – Definición geométrica del gradiente de deformación

El segundo objeto más importante de la cinemática de medios continuos es el gradiente de deformación, pues define la relación entre elementos diferenciales de la configuración sin deformar y deformada (fig 4.3). Es un tensor de segundo orden definido como:

$$F(X) = \frac{\partial \varphi(X)}{\partial X} = \frac{\partial \varphi_i}{\partial X_j} \quad (4.4)$$

Que se puede descomponer como:

$$F(X) = R(X)U(X) = V(X)R(X) \quad (4.5)$$

Siendo R un tensor ortogonal propio y U, V dos tensores simétricos, definidos positivos. El tensor R se denomina tensor de rotación y los tensores U, V los tensores de alargamiento izquierdo y derecho.

La acción del tensor R sobre un vector diferencial consiste en rotarlo, sin modificar su magnitud. Por el contrario, tanto U como V actúan sobre vectores diferenciales deformándolos. De la expresión anterior se sigue que, en general, el gradiente de deformación F consta de una deformación U y una rotación posterior R , o equivalentemente, de una rotación R y una deformación posterior V .

Los tensores de alargamiento son simétricos y a sus autovalores reales $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ se denominan alargamientos principales.

En tensor derecho de Cauchy-Green C es un tensor de segundo orden definido como

$$C(X) = F(X)^T F(X) \quad (4.6)$$

simétrico y definido positivo. Se verifica por descomposición polar que

$$C(X) = U(X)^2 \quad (4.7)$$

El tensor izquierdo de Cauchy-Green está definido como

$$b(X) = F(X)F(X)^T \quad (4.8)$$

Estos tensores se usan con mucha frecuencia para estudiar aspectos locales de la deformación.

A menudo el tensor que se emplea para la construcción de modelos constitutivos es el de Green-Lagrange:

$$E(X) = \frac{1}{2}(C(X) - 1) \quad (4.9)$$

Para calcular el efecto de la deformación sobre el volumen de un cuerpo continuo se calcula el Jacobiano J , que será el determinante del gradiente de deformaciones

$$J = \det(F) = \sqrt{\det(C)} \quad (4.10)$$

Sea Ω_0 una región material del cuerpo, si su volumen es $V = \int_{\Omega_0} dV$ se obtiene que el volumen de esta región una vez deformada es

$$v = \text{volumen}(\varphi(\Omega_0)) = \int_{\varphi(\Omega_0)} dv = \int_{\Omega_0} J(X) dV \quad (4.11)$$

4.3 Particularidades del modelo de este estudio

Para determinar las propiedades de los diferentes tejidos de la tráquea, se llevaron a cabo diversos ensayos experimentales para la realización del estudio anterior [53] del que nace éste.

El objetivo de este estudio no es la modelización de una tráquea, sino sólo del fluido que la recorre cuando hay presencia de un stent, por lo que únicamente se incluye un resumen de la adquisición de los datos para determinar las propiedades mecánicas de la tráquea.

En particular, como se verá más adelante, se va a analizar el efecto de modelizar diferentes geometrías de un mismo tipo de stent y su influencia sobre el flujo que atraviesa la sección de la tráquea con estos implantes.

5 METODO NUMÉRICO

Este trabajo ha empleado el software ADINA, más concretamente con su aplicación CFD (Computational Fluid Dynamics), capaz de calcular flujos compresibles e incompresibles y volúmenes de control por el método de los elementos finitos (MEF o FEM, por sus siglas en inglés Finite Element Method).

El FEM es un método de aproximación de problemas continuos, de tal forma que el continuo se divide en un número finito de partes o elementos, cuyo comportamiento es específica mediante un número finito de parámetros asociados a ciertos puntos característicos denominados nodos [29]. Éstos son los puntos de unión de cada elemento con sus adyacentes. El conjunto de nodos adyacentes forma una malla. La solución del sistema completo sigue las reglas de los problemas discretos. El sistema completo se forma por ensamblaje de los elementos. Las incógnitas del problema dejan de ser funciones matemáticas y pasan a ser el valor de estas funciones en los nodos. El comportamiento en el interior de cada elemento queda definido a partir del comportamiento de los nodos mediante las adecuadas funciones de interpolación o funciones de forma [36]. El conjunto de relaciones entre el valor de una determinada variable entre los nodos se puede escribir en forma de sistema de ecuaciones lineales. La matriz resultante de dicho sistema se llama matriz de rigidez, y el número de ecuaciones será proporcional al de nodos.

El FEM, por tanto, se basa en transformar un cuerpo de naturaleza continua en un modelo discreto aproximado, en un proceso que se denomina discretización del modelo. El conocimiento de lo que sucede en el interior de este modelo del cuerpo aproximado se obtiene mediante la interpolación de los valores conocidos en los nodos. Es por tanto una aproximación de los valores de una función a partir del conocimiento de un número determinado y finito de puntos agrupados en una malla.

Esta malla se genera en lo que se conoce como preproceso, que es una etapa previa al cálculo y resolución del sistema. En este caso se ha realizado un diseño 3D con un software de modelado, adecuando la geometría requerida, para después generar la malla con los programas ANSYS ICEM y FEMAP. El proceso de cálculo y resolución, una vez impuestas las condiciones de contorno y cargas del problema se ha llevado a cabo con ADINA CFD. En la interacción fluido-estructura este software particularmente determina el dominio del fluido usando una formulación estándar ALE (Arbitrary Lagrangian-Eulerian) y para el caso sólido utiliza una formulación Lagrangiana.

5.1 *Introducción al método de los elementos finitos*

Para resolver los problemas de análisis de comportamiento lineal -estático y dinámico- de las estructuras continuas sometidas a acciones diversas con infinitos grados de libertad, es necesario estudiar un modelo matemático de estructura dividida en partes pequeñas. A este proceso se le conoce como discretizar el modelo, y las partes son denominadas elementos finitos, que se conectan entre sí solamente a través de los puntos nodales o nodos, para reproducir la estructura real lo mas ajustadamente posible y pasando de tener infinitos grados de libertad a un modelo de

un número finito. Con esto es posible abordar el estudio del comportamiento de una estructura discretizada por los modelos matriciales conocidos y mediante el empleo de ordenador.

La discretización responde a una intuición por la que, partiendo de una división de la estructura real en partes más o menos grandes conectadas por los nodos, que a su vez pueden ser subdivididas en otras partes más pequeñas que también estarán conectadas por nodos, y así sucesivamente hasta que el límite, teniendo el tamaño de estos elementos a cero, el comportamiento de tal modelo de estructura se asemeje al de la estructura real. En realidad llegar a tal límite puede no ser necesario en orden a determinar cuantitativamente tal comportamiento, ya que una aproximación suficiente a dicho límite puede resolver satisfactoriamente las necesidades de exactitud de dichos problemas [38].

5.1.1 Discretización intuitiva de una estructura en elementos finitos

Supongamos una estructura plana cualquiera sometida a un estado de tensión plana y dividida imaginariamente por líneas en elementos finitos triangulares (fig 5.1), de manera que la malla así obtenida responda a las intuiciones de comportamiento de la misma [54]. En la zona en la que exista concentración de tensiones el tamaño de los elementos debe ser menor que en las zonas en las que no ocurra tal concentración, procurando, eso sí, que la forma geométrica de todos sea lo más regular posible.

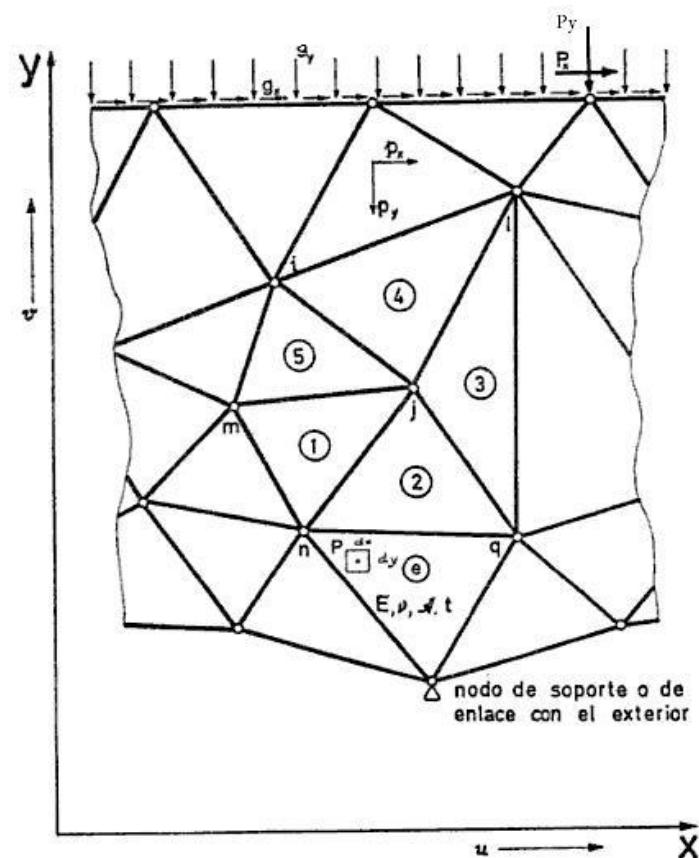


Figura 5.1 – Discretización por elementos finitos

Se consideran los elementos triangulares así obtenidos, conectados entre sí a través de nodos, con sólo dos grados de libertad por nodo, prescindiendo del estado de desplazamiento

interelemental. Se consideran como incógnitas los desplazamientos nodales reales u_i y v_i paralelos a los respectivos ejes coordenados globales x e y . Con el subíndice se indica, genéricamente, que se trata de un nodo cualquiera (fig 5.2).

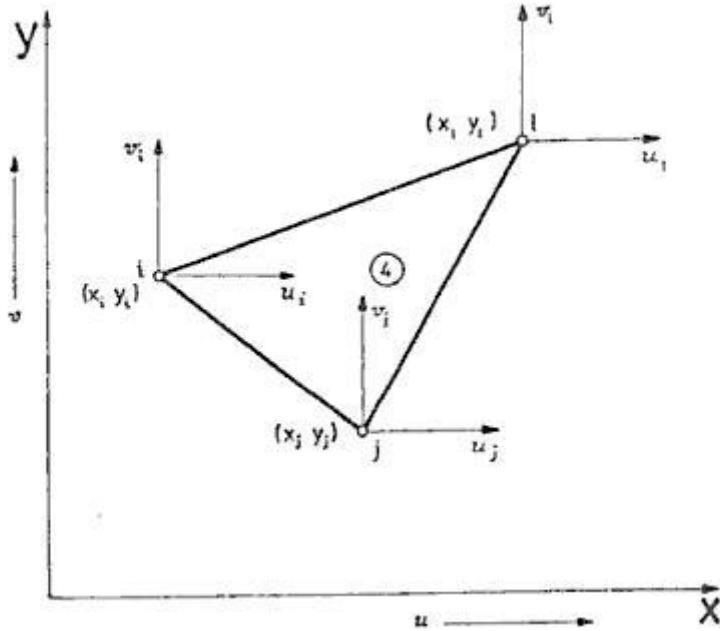


Figura 5.2 – Elemento triangular

5.1.2 Funciones de aproximación

El estado de cada nodo es desconocido, pero es posible sentar la hipótesis de que una expresión aproximada $\{\phi(x,y)\}$ del mismo puede ser obtenida de forma polinómica, cuyos coeficientes sean en número igual al de grados de libertad nodal total, característicos de cada elemento finito. Se puede adoptar así para el caso más elemental descrito aquí las siguientes expresiones de desplazamientos u o v de cualquier punto interior del elemento triangular:

$$\{\phi\} = \begin{Bmatrix} u \\ v \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} a_1 + a_2x + a_3y \\ a_4 + a_5x + a_6y \end{Bmatrix} \quad (5.1)$$

que se conoce como función de desplazamientos nodales y que se puede escribir de forma matricial tal como se indica:

$$\{\phi\} = \begin{Bmatrix} u \\ v \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & x & y & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & x & y \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \\ a_4 \\ a_5 \\ a_6 \end{Bmatrix} = [P]\{A\} \quad (5.2)$$

en la que $[P]$ es la denominada matriz de monomios y $\{A\}$ es el vector de coordenadas o de desplazamientos del elemento, con tantos términos como grados de libertad nodales tenga el elemento.

Estudiando las coordenadas de los nodos se llega a la expresión del desplazamiento de un punto interior del elemento:

$$\begin{aligned} \{\phi\} = \begin{Bmatrix} u \\ v \end{Bmatrix} &= \begin{bmatrix} N_i & 0 & N_j & 0 & N_l & 0 \\ 0 & N_i & 0 & N_j & 0 & N_l \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} u_i \\ v_i \\ u_j \\ v_j \\ u_l \\ v_l \end{Bmatrix} = \\ &= [N_i], [N_j], [N_l] \cdot \begin{Bmatrix} \phi_i \\ \phi_j \\ \phi_l \end{Bmatrix} = [N] \cdot \{\phi\} \end{aligned} \quad (5.3)$$

donde $[N_i], [N_j], [N_l]$ son las submatrices de desplazamientos nodales. La siguiente imagen muestra gráficamente el significado de las funciones N . Debido a la linealidad de la forma hay continuidad.

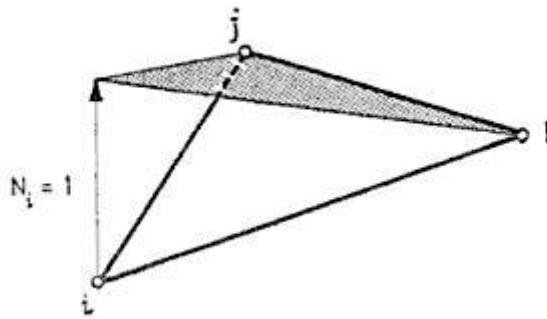


Figura 5.3 – Funciones de aproximación

5.1.3 Aplicación del método de los elementos finitos

Definida geométrica y mecánicamente la estructura, y conocido su estado de solicitud, se procede al análisis de comportamiento de la misma. Los pasos lógicos a seguir son:

- Discretización de la estructura.
- Numeración de nodos, elementos y grados de libertad respecto de los ejes coordenados con el correspondiente convenio de signos.
- Establecimiento de funciones de forma y matrices de rigidez elementales.
- Determinación de las matrices de rigidez globales.
- Cálculo del vector de cargas nodales equivalentes, incrementando con las cargas concentradas si las hubiera.
- Determinación de las reacciones.
- Determinación de los vectores de tensión $\{\sigma\}$ y deformación $\{\epsilon\}$.
- Definición, finalmente, del estado de tensiones representativo de cada elemento.

5.2 Formulación CFD, mecánica de fluidos computacional.

Desde sus inicios, el método de los elementos finitos experimentó un amplio éxito en su aplicación a problemas estructurales y de transmisión de calor. A pesar de sus ventajas frente a los métodos de diferencias finitas, en el campo de la simulación de la mecánica de fluidos computacional (CFD) no experimentó tal éxito. Las razones de esto se debían fundamentalmente a la estructura matemática del problema.

Para analizar el problema de Navier-Stokes, el primer paso es plantear la formulación matemática subyacente. En el caso de flujo incompresible son suficientes dos ecuaciones:

- Ecuación de Conservación de la Masa o Ecuación de Continuidad.
- Ecuación de Conservación de la Cantidad de Movimiento.

5.2.1 Ecuación de conservación de la masa

La masa contenida en un determinado dominio se puede expresar como

$$m(\Omega) = \int_{\Omega} \rho(x, t) d\Omega \quad (5.4)$$

donde ρ es la densidad del material. La conservación de la masa implica que ésta se conserva en cualquier dominio dado, es decir

$$\frac{Dm(\Omega(t))}{Dt} = \frac{D}{Dt} \int_{\Omega} \rho(x, t) d\Omega = 0 \quad (5.5)$$

Aplicando el teorema de Reynolds se llega a

$$\int_{\Omega} \frac{D\rho}{Dt} + \rho \nabla \cdot v d\Omega = 0 \quad (5.6)$$

La arbitrariedad del dominio asegura que para cualquier punto se cumple

$$\frac{D\rho}{Dt} + \rho \nabla \cdot v = 0 \quad (5.7)$$

En general, la densidad sigue una ecuación de estado del tipo $\rho(T, p)$. Para flujos isotérmicos se cumple la siguiente relación

$$d\rho = \frac{\rho}{K} dp \rightarrow d\rho = \frac{1}{c^2} dp \rightarrow \frac{D\rho}{Dt} = \frac{1}{c^2} \cdot \frac{Dp}{Dt} \quad (5.8)$$

Donde K es el módulo de Bulk y c es la velocidad de propagación de la onda.

Muchos fluidos reales bajo ciertas condiciones de flujo adoptan un comportamiento incompresible, en este caso, la dependencia de la necesidad respecto del tiempo desaparece y se reduce a

$$\nabla \cdot v = 0 \quad (5.9)$$

la cual se utiliza en el tratamiento de flujos incompresibles.

5.2.2 Ecuación de la conservación de la cantidad de movimiento

La ecuación de conservación de la cantidad de movimiento relaciona las fuerzas que actúan sobre un determinado cuerpo con sus aceleraciones. Dado un dominio Ω con contorno Γ sujeto a unas fuerzas de volumen b y a unas fuerzas de superficie s , la fuerza total que actúa sobre el dominio se puede calcular como

$$f(\Omega, t) = \int_{\Omega} \rho b(x, t) d\Omega + \int_{\Gamma} s(x, t) d\Gamma \quad (5.10)$$

El momento lineal se define como

$$M(\Omega, t) := \int_{\Omega} \rho(x, t) v d\Omega \quad (5.11)$$

La segunda ley de Newton (conservación de la cantidad de movimiento en un medio continuo) es de la forma

$$\frac{DM(\Omega, t)}{Dt} = f(\Omega, t) \quad (5.12)$$

Usando el teorema de Reynolds se llega a

$$\frac{DM(\Omega, t)}{Dt} = \int_{\Omega} \left(\frac{D\rho v}{Dt} + \rho v \nabla \cdot v \right) d\Omega = \int_{\Omega} \left(\frac{Dv}{Dt} + v \left(\frac{D\rho}{Dt} + \rho \nabla \cdot v \right) \right) d\Omega \quad (5.13)$$

Teniendo en cuenta la conservación de la masa

$$\frac{DM(\Omega, t)}{Dt} = \int_{\Omega} \frac{\rho Dv}{Dt} d\Omega \quad (5.14)$$

Por otro lado, usando el teorema de la divergencia

$$\int_{\Gamma} t d\Gamma = \int_{\Gamma} n \cdot \sigma d\Gamma = \int_{\Omega} \nabla \cdot \sigma d\Omega \quad (5.15)$$

Agrupando los términos convenientemente y teniendo en cuenta la arbitrariedad del dominio, se obtiene finalmente

$$\rho \frac{Dv}{Dt} = \nabla \cdot \sigma + \rho \cdot b \quad (5.16)$$

Que es la forma fuerte de la ecuación de la cantidad de movimiento.

5.3 Formulación para la mecánica de sólido computacional

La diferencia entre la energía cinética, E_k , y potencial, E_p , de un sistema conservativo se denomina en la mecánica clásica como la función lagrangiana, denotada con la letra L . El dominio apropiado del lagrangiano es un espacio de fases y debe obedecer a las ecuaciones de Euler-Lagrange. Estos conceptos se utilizan desde una reformulación de la mecánica clásica conocida como mecánica lagrangiana. El lagrangiano, en coordenadas generalizadas, toma la forma siguiente:

$$L(q_i, \dot{q}_i) = \frac{m}{2} \sum_{i,j} g_{ij} \dot{q}_i \dot{q}_j - V(q_1, \dots, q_n; t) \quad (5.17)$$

donde $g_{ij}(q)$ es el tensor métrico del espacio euclídeo expresado en las coordenadas generalizadas correspondientes, que sólo depende de las propias coordenadas de las velocidades \dot{q}_l .

5.3.1 Lagrangiano en mecánica de medios continuos

En mecánica de medios continuos las magnitudes que evolucionan con el tiempo y definen el estado físico del sistema están relacionadas con los campos vectoriales de los desplazamientos. En mecánica de sólidos y elasticidad el lagrangiano depende del campo de desplazamientos y sus derivadas, mientras que en mecánica de fluidos el lagrangiano depende del campo de velocidades y sus derivadas (en último término relacionados con los desplazamientos de las partículas).

5.3.2 Lagrangiano de un sólido elástico

Un problema elástico queda definido por la geometría del cuerpo antes de ser deformado, las fuerzas exteriores que dan lugar al término “potencial” del lagrangiano y las componentes del tensor de constantes elásticas. La densidad lagrangiana puede escribirse, según el convenio de Einstein, como:

$$L(u_i, \partial_j u_i) = \frac{1}{2} C_{ijkl} \varepsilon_{ij} \varepsilon_{kl} - b_i u_i \quad (5.18)$$

donde:

C_{ijkl} son las componentes de la matriz o tensor de constantes elásticas.

$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} (\partial_j u_i + \partial_i u_j)$ son las componentes del tensor de deformación.

u_i se define para cada punto del cuerpo, siendo las componentes del vector de desplazamientos.

b_i son las fuerzas por unidad de masa, como el peso o las fuerzas centrífugas, que actúan sobre cada punto del cuerpo.

Sustituyendo la anterior densidad lagrangiana en las ecuaciones de Euler-Lagrange y aplicando las condiciones de simetría del tensor de constantes elásticas a continuación se llega a lo siguiente:

$$\frac{\partial L}{\partial(\partial_j u_i)} = \frac{1}{4} [C_{ij\alpha\beta} \varepsilon_{\alpha\beta} + C_{jia\beta} \varepsilon_{\alpha\beta} + C_{\alpha\beta ij} \varepsilon_{\alpha\beta} + C_{\alpha\beta ji} \varepsilon_{\alpha\beta}] = C_{ij\alpha\beta} \varepsilon_{\alpha\beta} = \sigma_{ij} \quad (5.19)$$

Finalmente las ecuaciones de Euler-Lagrange dan como resultado las ecuaciones de equilibrio de un sólido elástico:

$$\frac{\partial}{\partial x_j} \left(\frac{\partial L}{\partial(\partial_j u_i)} \right) - \frac{\partial L}{\partial u_i} = 0 \Rightarrow \frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j} + b_i = 0 \quad (5.19)$$

5.4 *Formulación FCBI-C*

Para la realización de los cálculos que conlleva este trabajo se ha elegido en ADINA un tipo de formulación FCBI (Flow Condition Based Interpolation). Esta formulación elemental es especialmente efectiva para resolver problemas de mecánica de fluidos computacional grandes, incluso con millones de grados de libertad. Algunas de las características propias de este método son las siguientes:

- En la formulación FCBI-C se usa el centro del elemento para la interpolación de la condición de flujo. De ahí el apéndice “-C” (Center) en el nombre de la formulación.
- Los elementos FCBI-C sólo se utilizan con el método de segregación de la iteración no lineal de equilibrio general. Para cada instante se realizan las siguientes iteraciones:
 1. Resolución de ecuaciones de continuidad y momentos (VP-MAXIT times);
 2. Resolución de ecuación de la energía;
 3. Resolución de ecuaciones de régimen turbulento;
 4. Repetición de los pasos anteriores, hasta que se ha llevado a cabo un mínimo de iteraciones y la solución es convergente.
- Para cada sistema de ecuaciones es posible usar diferentes solvers, como AMG1, AMG2, RPBCG o el solver directo SPARSE. En este estudio ha sido éste último el elegido. Algunos de los parámetros que se han tenido en cuenta son:
 1. Factores de relajación para cada variable;
 2. Mínimo y máximo número de iteraciones;
 3. Criterio de convergencia y definición residual;
 4. Número de sub-iteraciones para velocidad y presión (VP-MAXIT);
 5. Uso de formulación de segundo orden en el espacio.
- El solver SPARSE presenta una considerable ventaja frente a los algoritmos y estructuras de resolución de matrices de densidad estándar. El proceso para resolver éstas es lento y consume grandes cantidades de memoria cuando se aplica a grandes matrices, sin embargo, el solver SPARSE es comprimido por sí mismo, lo que hace que necesite menos capacidad de almacenamiento, de hecho, es inviable el cálculo de algunas matrices por métodos estándar por su altísimo consumo de memoria.

6 MODELOS NUMÉRICOS

Para este estudio se ha partido del estudio realizado por Malvè et al. [53] en el que se genera un modelo de elementos finitos para estudiar la interacción entre el fluido y la tráquea bajo distintas condiciones de ventilación. La geometría de las paredes de la tráquea es obtenida mediante imágenes de tomografía computatizada (computed tomography; CT) de un hombre sano.

En el modelo del que se parte considera la geometría del stent traqueal como un cilindro hueco perfecto. Los trabajos realizados en este estudio se centran en suavizar la geometría a la entrada y salida del cilindro para favorecer el tránsito de flujo en esas zonas que se pueden considerar críticas por la aparición de pequeños reflujo y turbulencias.

Se ha utilizado un software de diseño 3D para generar rediseñar los modelos. Con las nuevas geometrías realizadas se han hecho diferentes mallas con el programa ANSYS ICEM y FEMAP. Es necesario subrayar que el objeto de este estudio es el volumen de flujo circulante a través de la tráquea, así que lo que se toma en cuenta es el volumen interno vacío que queda después de situar las diferentes geometrías de stents realizadas dentro de la cavidad traqueal. Finalmente el cálculo del modelo se ha desarrollado con ADINA CFD.

Las condiciones de respiración normal se han simulado suponiendo unas funciones senoidales de velocidad y presión aplicadas la primera en la entrada y salida de la tráquea respectivamente. Los valores de estas funciones fueron calculados experimentalmente para estudios anteriores. Dadas las reducidas dimensiones de la tráquea, el valor de presión se puede considerar en la práctica como constante, y dado este valor y el diámetro de la vía respiratoria, son conocidos los valores de la velocidad.

El tiempo de simulación son 4 segundos, suponiendo una cadencia de 15 respiraciones por minuto.

6.1 Geometría del modelo

Se han realizado 3 supuestos distintos para suavizar la geometría de entrada de un cilindro de diámetro exterior $D_0 = 18\text{mm}$. y diámetro interior $d_0 = 14\text{mm}$. Éstos han sido:

- Suavizar los bordes con una entrada y salida en ángulo de 45° (fig 6.1-A)
- Suavizar los bordes con una entrada y salida en ángulo de 30° (fig 6.1-B)
- Suavizar los bordes con una entrada y salida parabólicas que obedecen a la función $f(x) = x^2$ (fig. 6.1-C)

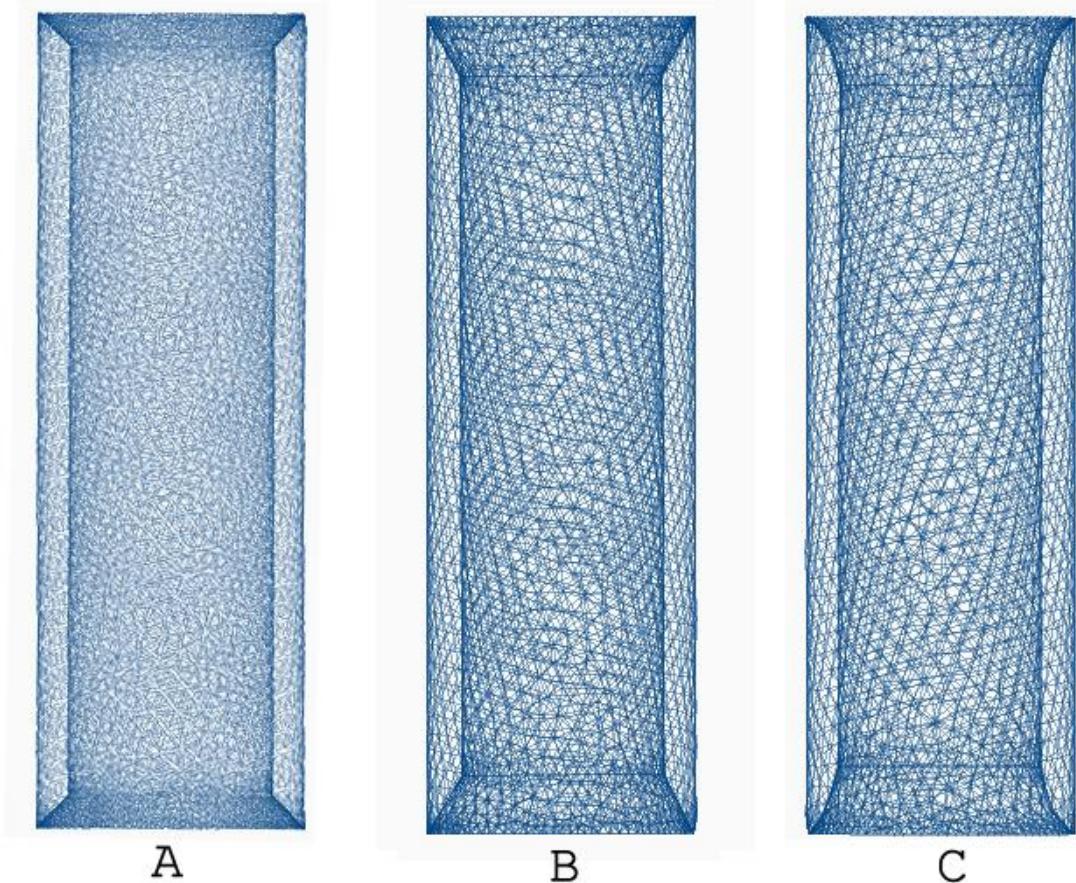


Figura 6.1 – Corte longitudinal de los stents diseñados.

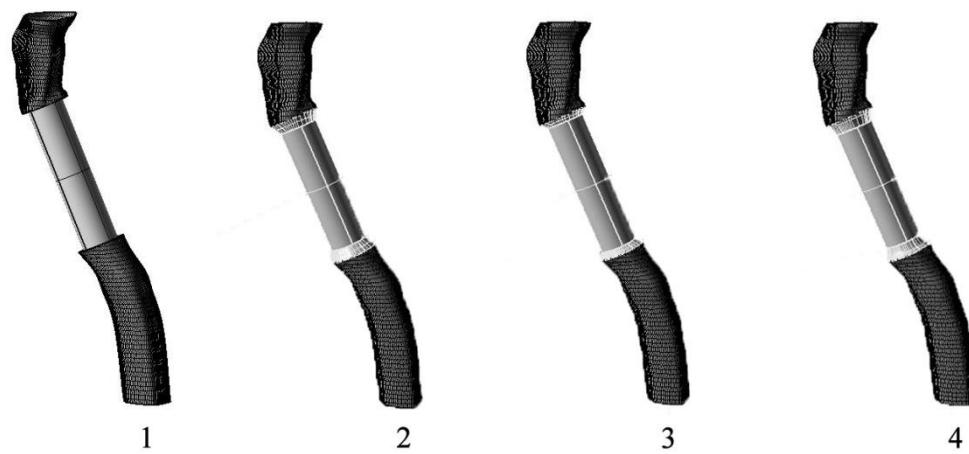


Figura 6.2 – Modelos geométricos de stent

En la figura 6.2 se pueden observar las propuestas (2: ángulo de 45°-A; 3: ángulo de 30°-B, 4: formas redondeadas-C) integradas en el diseño 3D realizadas con en contraposición al modelo existente (1: stent clásico Dumon). En todos los casos se ha prescindido para esta presentación de la pared externa del stent.

En una vista más detallada de cada uno (fig 6.3-6.4-6.5):

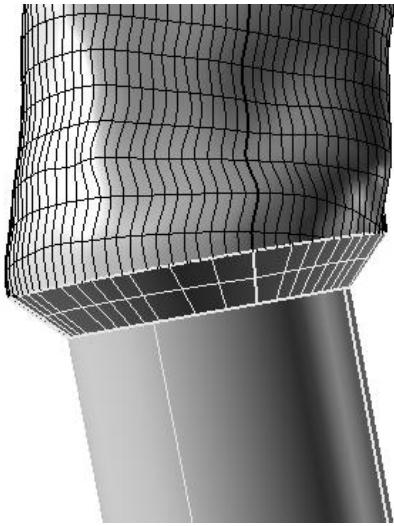


Figura 6.3 - Stent con un ángulo de 45°-A.

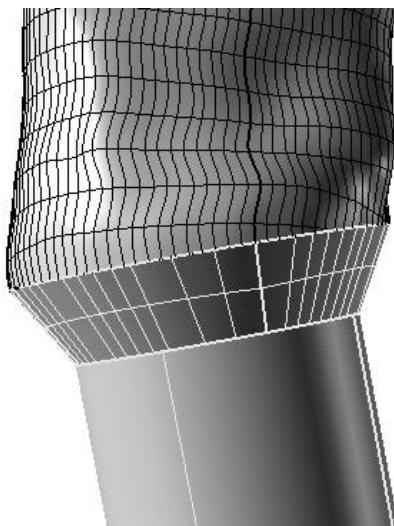


Figura 6.4 -Stent con un ángulo de 30°-B

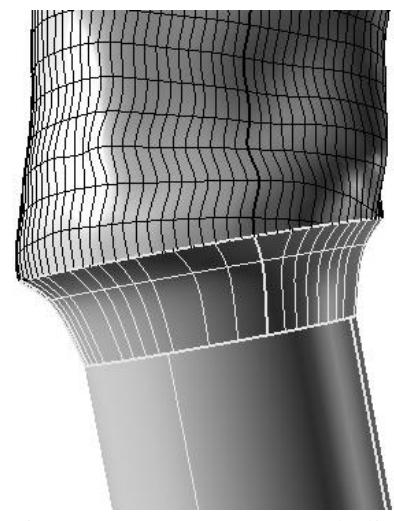


Figura 6.5 - Geometría parabólica-C

Para realizar estas modificaciones de la geometría se han utilizado unas capas de apoyo que después han sido unidas mediante una superficie de transición entre curvas (fig 6.6). La parte central de cada stent se ha realizado a través de una superficie de extrusión que une las curvas de diámetro menor (diámetro interior del stent; fig. 6.7).

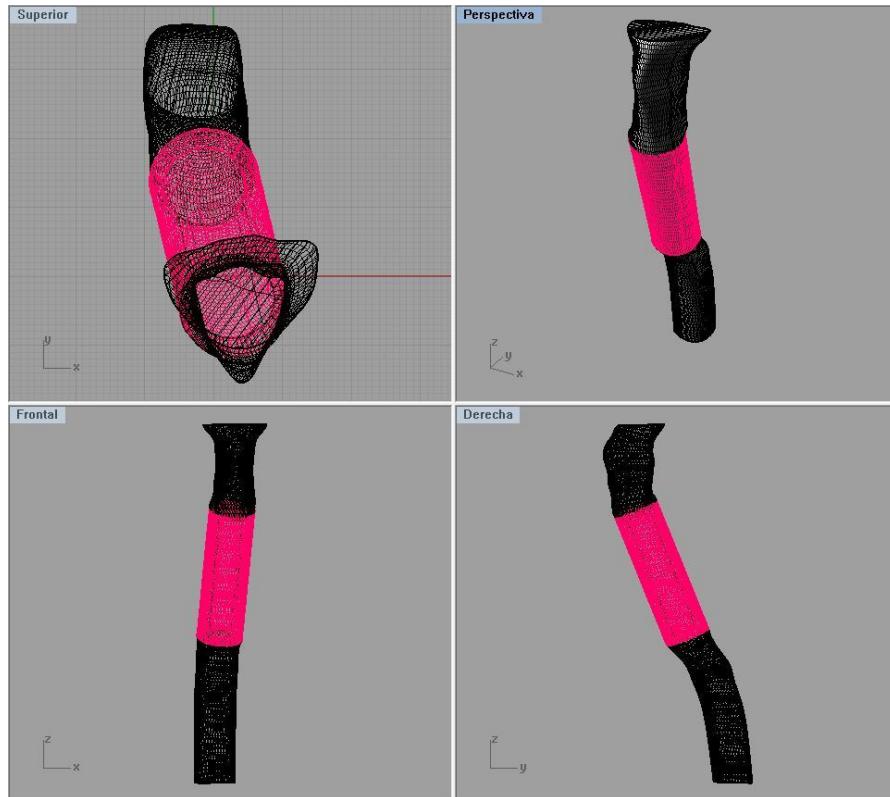


Figura 6.6 – Stent sobre paredes de tráquea

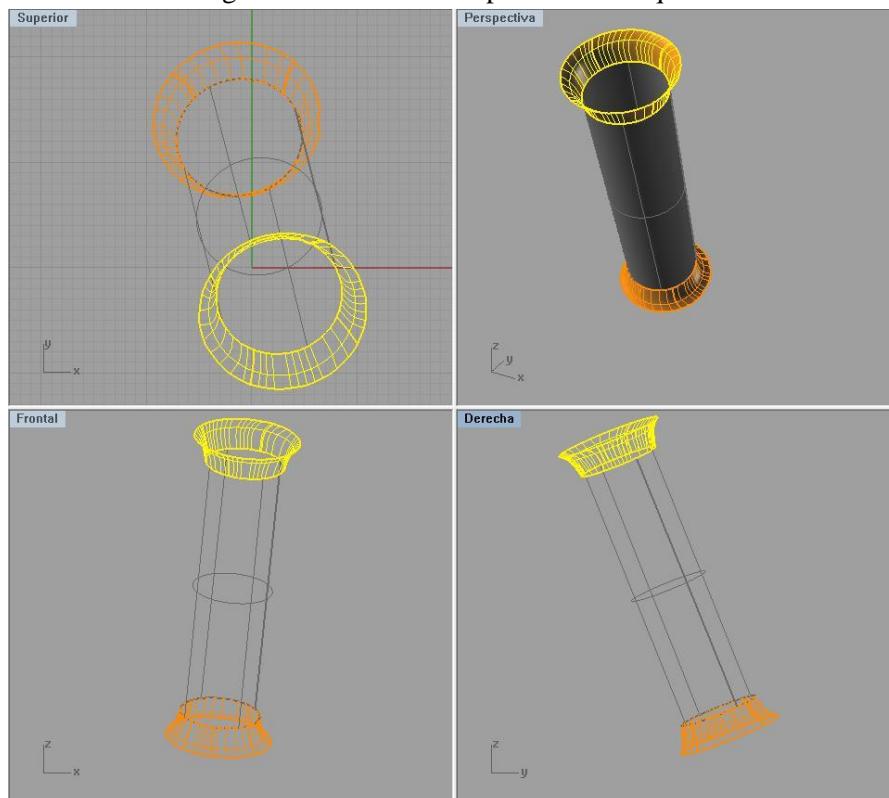


Figura 6.7 – Diseño de stent parabólico (redondeado)

6.2 *Mallado del modelo y condiciones de contorno*

Se ha generado para cada geometría un modelo de elementos finitos. En las zonas donde el comportamiento del fluido puede ser inestable se ha realizado un refinamiento mucho mayor de la malla. Estas zonas son los estrechamientos y lo que tomamos como entrada y salida del fluido de la tráquea. Las mallas para este estudio se han realizado mediante el programa ANSYS ICEM CFD [28].

Para simular el comportamiento de un fluido ha sido necesario generar las mallas con elementos tetraédricos (fig 6.8), que muestran unos resultados que se asemejan a la realidad.

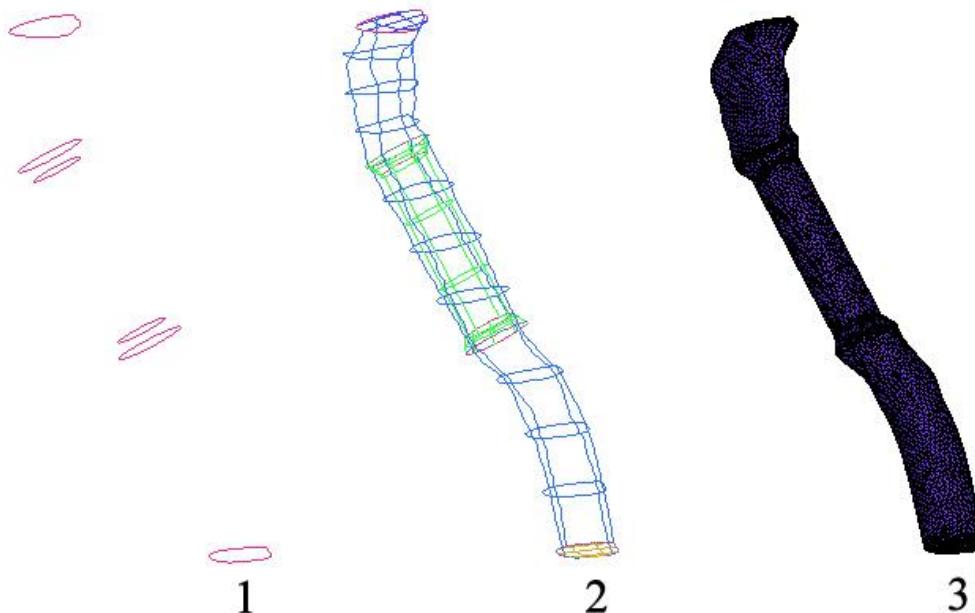


Figura 6.8 – Etapas del mallado

En el presente estudio se parte de la pared interna de un modelo sólido de tráquea para generar una malla de elementos tetraédricos que se toma como canal de flujo de aire. Sobre ella se superponen los diferentes stents, eliminando del cuerpo fluido el volumen que éstos ocupan (fig 6.9). Así finalmente obtenemos 3 mallas distintas que representan exclusivamente el fluido que atraviesa la tráquea para cada caso a analizar.

Para llevar a cabo este trabajo se ha supuesto que el stent es un cuerpo rígido que queda perfectamente adherido a la pared interna de la tráquea en todo momento, aunque es sabido que esas condiciones ideales, no se llegan a dar en la realidad, donde este tipo de stent sufre pequeños desplazamientos cuando las paredes de la tráquea se contraen durante, por ejemplo, la deglución o la tos.

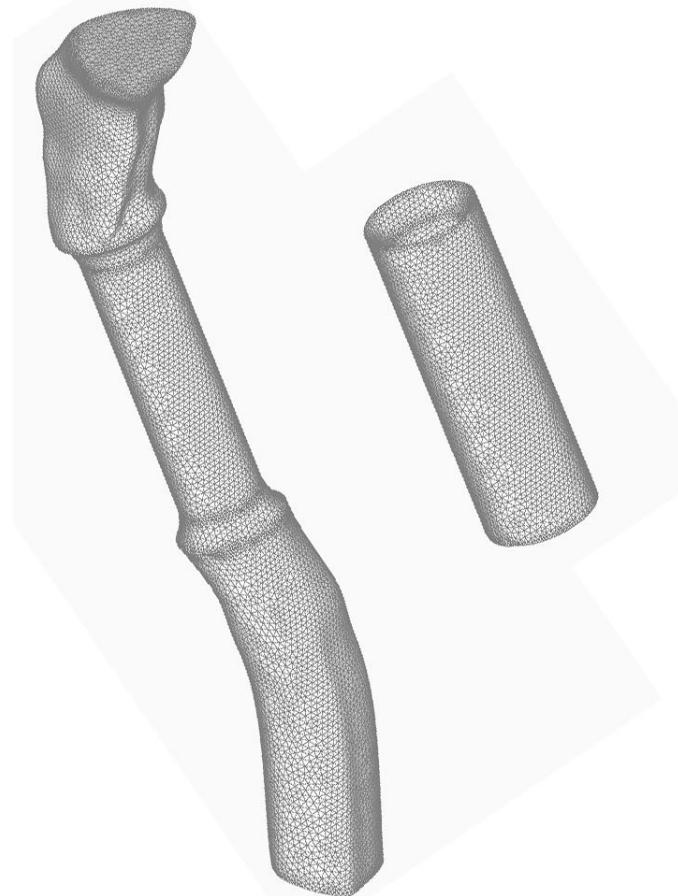


Figura 6.9 – Mallado de cuerpo fluido y stent por separado

El número de elementos tetraédricos en la malla de fluido que atraviesa el stent con entrada en ángulo de 30° es de 113946. En el que presenta un stent rebajado a 45° los elementos son 113560 y finalmente la malla de fluido circulante a través de tráquea y stent con suavizado parabólico presenta 137057 elementos. En los dos primeros casos, muy similares entre sí, la dimensión media de los elementos es de aproximadamente 0.95 mm. en la parte central y de 0.45 mm. en los estrechamientos. En el tercer caso, el correspondiente al modelo de stent con entrada parabólica, la dimensión media es algo menor, siendo aproximadamente 0.85 mm. en la zona central y de 0.4 mm. en el contorno de las zonas más críticas.

Se ha considerado el aire como un fluido newtoniano, incompresible, isotérmico y laminar. La viscosidad es entonces constante y de valor $\mu=1.83 \cdot 10^{-5}$ Kg/m·s. La densidad, también de valor constante, se ha tomado como $\rho=1.205$ Kg/m³ [63].

6.2.1 *Condiciones de contorno*

En el modelo fluido se ha tenido especial cuidado de diseñar dos capas, una a la entrada y otra a la salida de la porción de tráquea que se estudia en este trabajo, sobre las que se han aplicado las cargas de presión y velocidad que simularán el ciclo del flujo de aire dentro de las paredes.

Las paredes internas de tráquea y stent han sido, a su vez, consideradas rígidas.

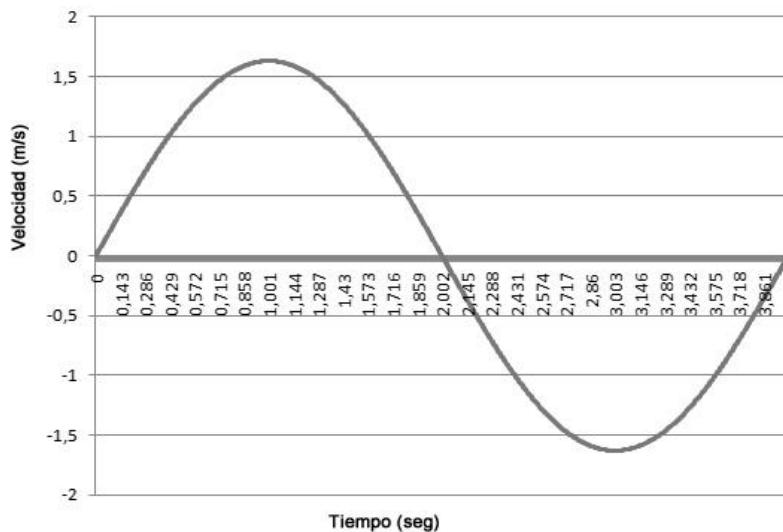


Figura 6.10 – Condiciones de velocidad durante la simulación [53]

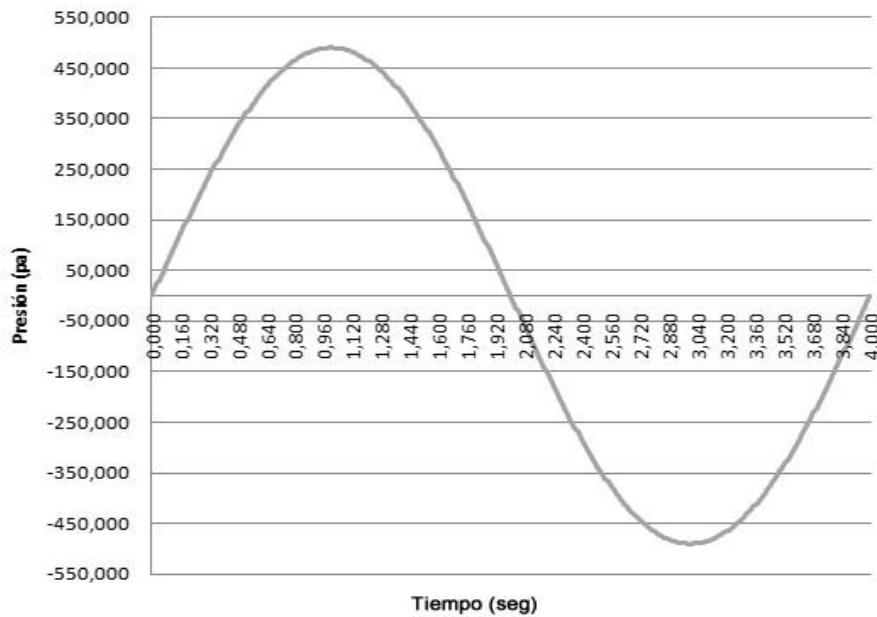


Figura 6.11 – Condiciones de presión durante la simulación [53]

En los gráficos se pueden observar los valores de velocidad y presión en función del tiempo (fig 6.10-6.11). Los puntos máximos y mínimos corresponden a una velocidad de 1.63 m/s en el instante $t = 1$ segundo y de -1.63 m/s en $t = 3$ segundos. Para el caso de la presión, estos valores son de 490 Pa y -490 Pa, para los mismos instantes de tiempo.

Se ha programado la simulación para que se realice en 400 pasos, calculando así las condiciones cada 0.01 segundos. Para el archivo de resultados se han tomado los datos cada 0.1 segundos.

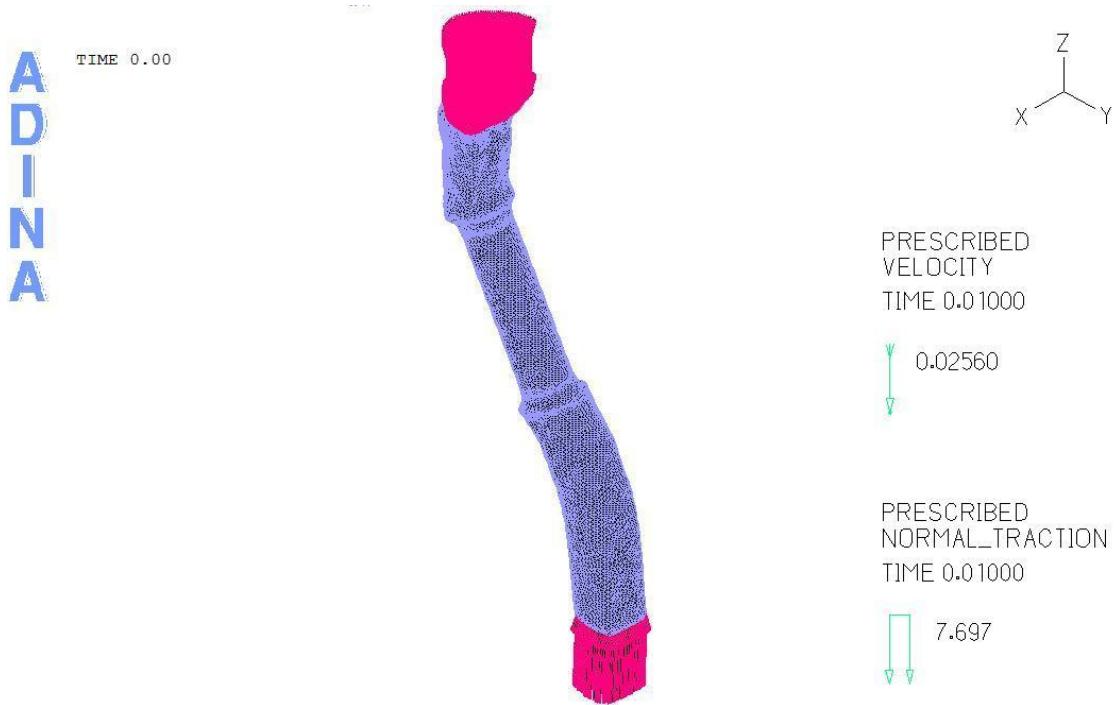


Figura 6.12 - Planteamiento del modelo con las cargas aplicadas (en morado)

A la entrada del modelo se han aplicado las condiciones de contorno correspondientes a la velocidad, en sentido Z negativo. En la parte de salida (parte inferior) han sido aplicadas las condiciones de presión en sentido Z positivo (fig 6.12).

En las paredes de la tráquea se han aplicado condiciones de no deslizamiento (No-Slip).

Es interesante comentar que normalmente en estudios médicos se utiliza una convención de signos distinta: el flujo que sale de la tráquea es por este criterio positivo, mientras que el que entra es negativo, es decir, condiciones opuestas al criterio seguido por los ejes coordenados del software utilizado, pero que no varían el resultado obtenido.

7 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El interés de este proyecto es determinar la relación que existe entre la geometría del stent y la circulación ideal del aire a través de la tráquea. Como se ha explicado con anterioridad en este mismo proyecto, una de las soluciones más utilizadas en pacientes con estenosis es la implantación de un stent traqueal del tipo Dumon, aunque uno de sus efectos negativos es la aparición de un reflujo de aire no deseado en las zonas de entrada y salida del stent (Fig. 7.1), que provoca que ahí se acumule mucosa e impide la correcta respiración del paciente. En los distintos modelos propuestos se puede observar la mejoría en las zonas críticas indicadas, gracias a los nuevos diseños geométricos realizados. Será especialmente interesante el análisis en la zona 1, correspondiente a la entrada del stent, ya que, por experiencia clínica, se sabe que es una zona especialmente crítica donde una mala circulación del aire provoca una acumulación de secreciones.

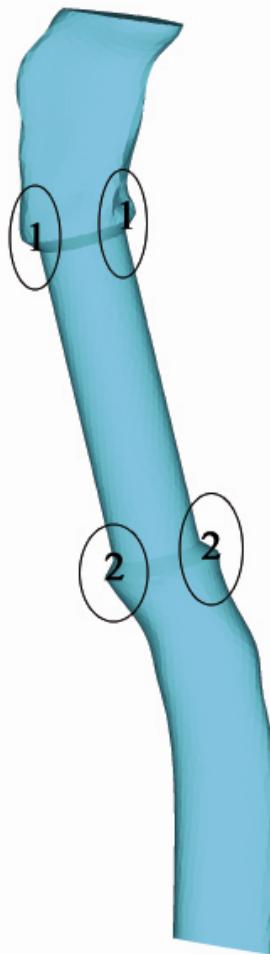


Figura 7.1 – Localización de zonas importantes del análisis

Como se ha podido ver en el capítulo anterior, los instantes más interesantes para analizar son $t=1$ y $t=3$, ya que es cuando tanto velocidad como presión llegan a sus valores máximos. Por este motivo los siguientes análisis estarán centrados en esos instantes de tiempo.

Se va a comenzar presentando el mapa vectorial de velocidades dentro de la tráquea con un stent Dumon comercial. El instante de tiempo 1.0 segundos es en el que la velocidad de inspiración es máxima, mientras que en $t=3.0$, el sentido de la velocidad es opuesto por tratarse de la fase de espiración. En todos los casos se ha realizado un corte longitudinal de los modelos como siguiendo el plano que se muestra en las figuras 7.2 y 7.3, que divide el stent en 2 mitades simétricas, no así el resto del cuerpo fluido, ya que es irregular.

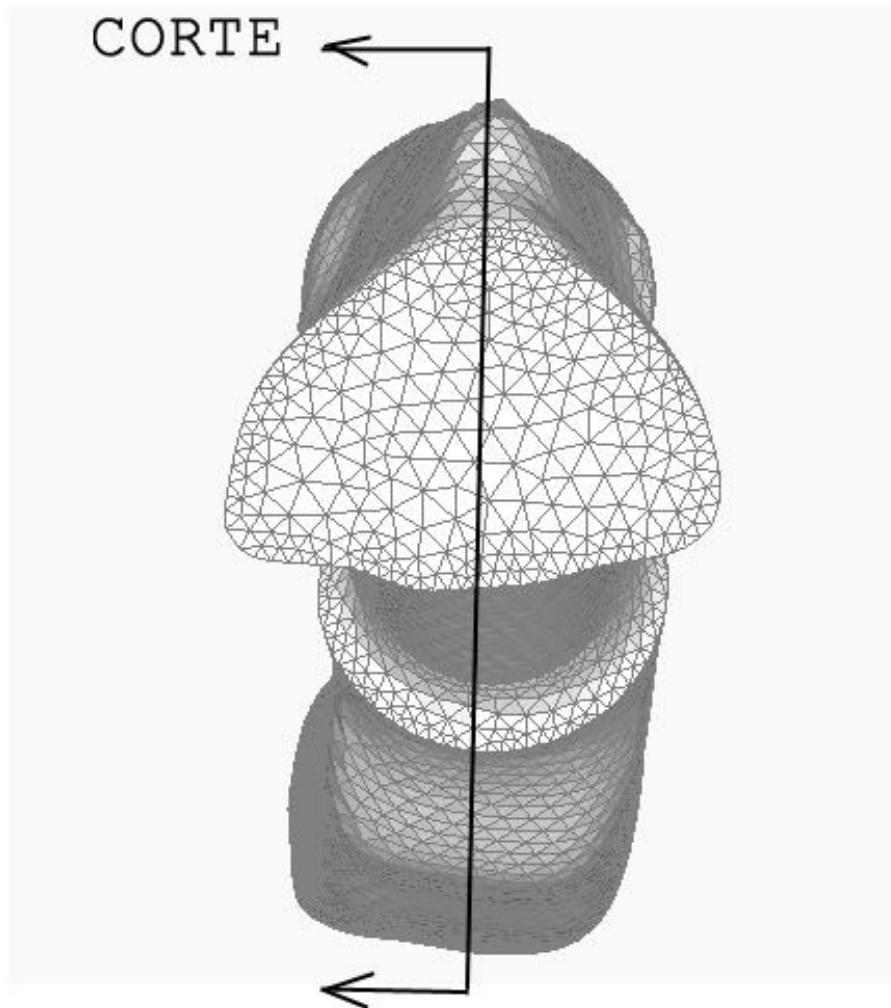


Figura 7.2 – Plano de corte

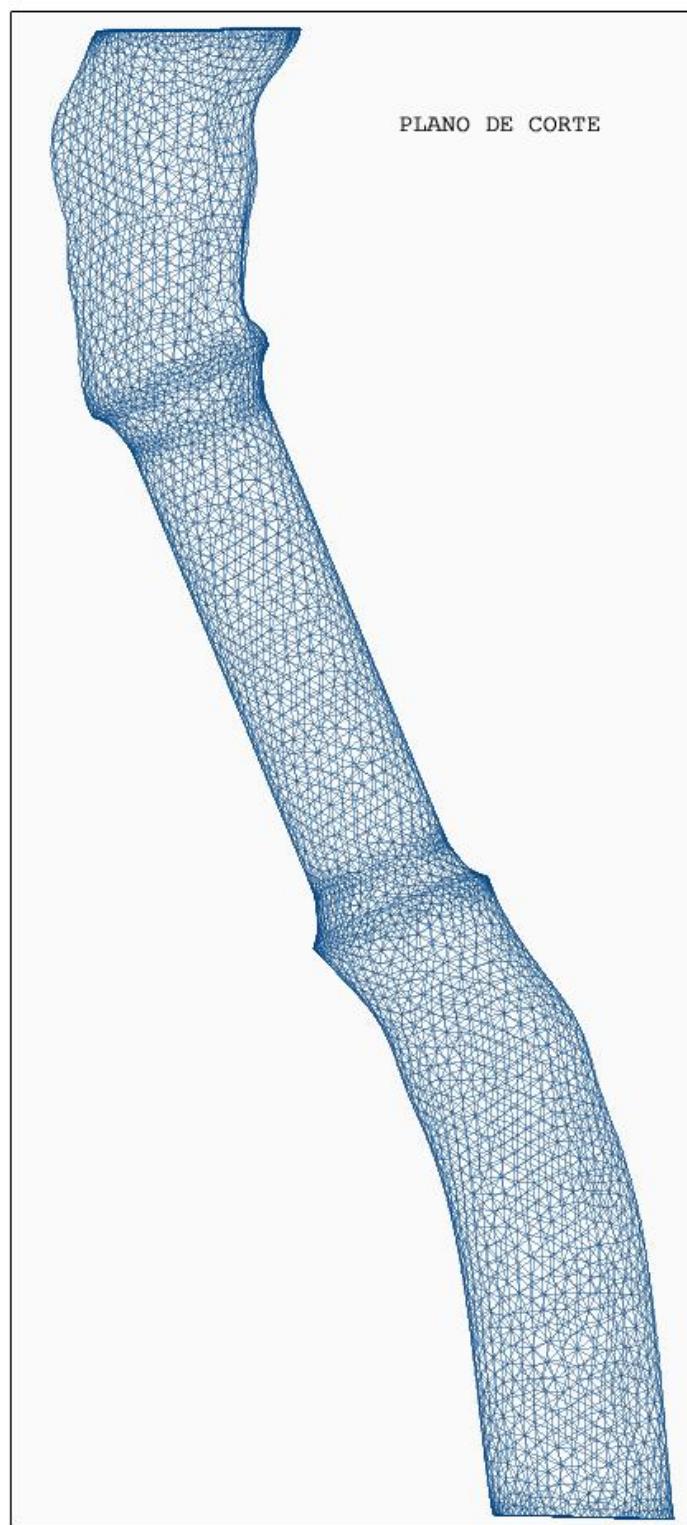


Figura 7.3 – Plano de corte de la malla

En las siguientes figuras se pueden ver los resultados obtenidos para los distintos modelos:

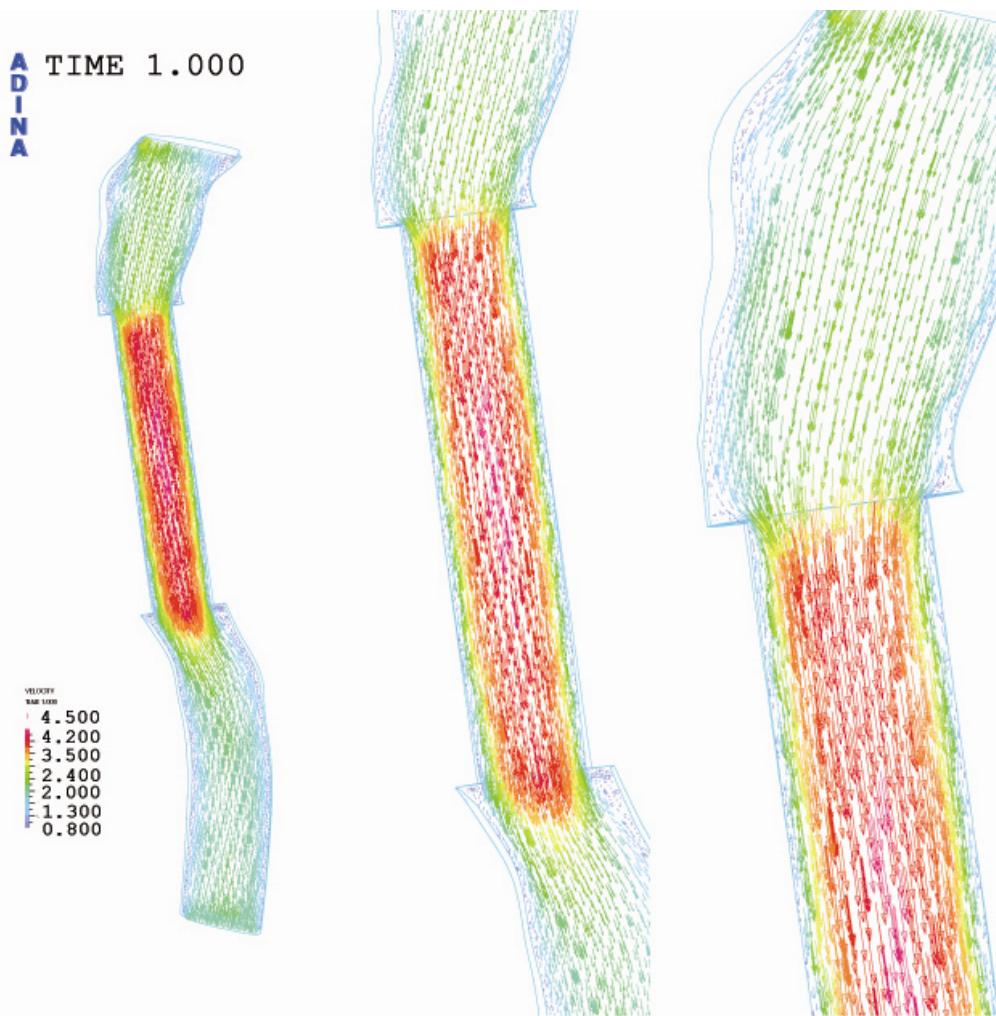


Figura 7.4 – Vista general y ampliaciones. $t=1$

El aire presenta una correcta circulación en las zonas alejadas de las paredes, con mayor velocidad dentro del stent, consecuencia lógica por la reducción de área (fig 7.4). En los puntos de interés 1 y 2 se observa una zona de velocidades muy baja, e incluso nula en la zona 1. El reflujo generado causa una recirculación en esa pequeña zona en concreto, creando espacios por los que el aire no circula, propensos a la acumulación de moco y secreciones.

Se puede entender mejor este resultado viendo la ilustración esquemática 7.5:

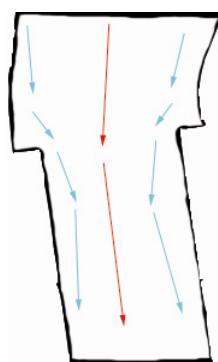


Figura 7.5 – Representación esquemática de la entrada de flujo

Algo parecido se puede observar para el instante $t=3$ segundos, cuando el aire asciende por tráquea y stent:

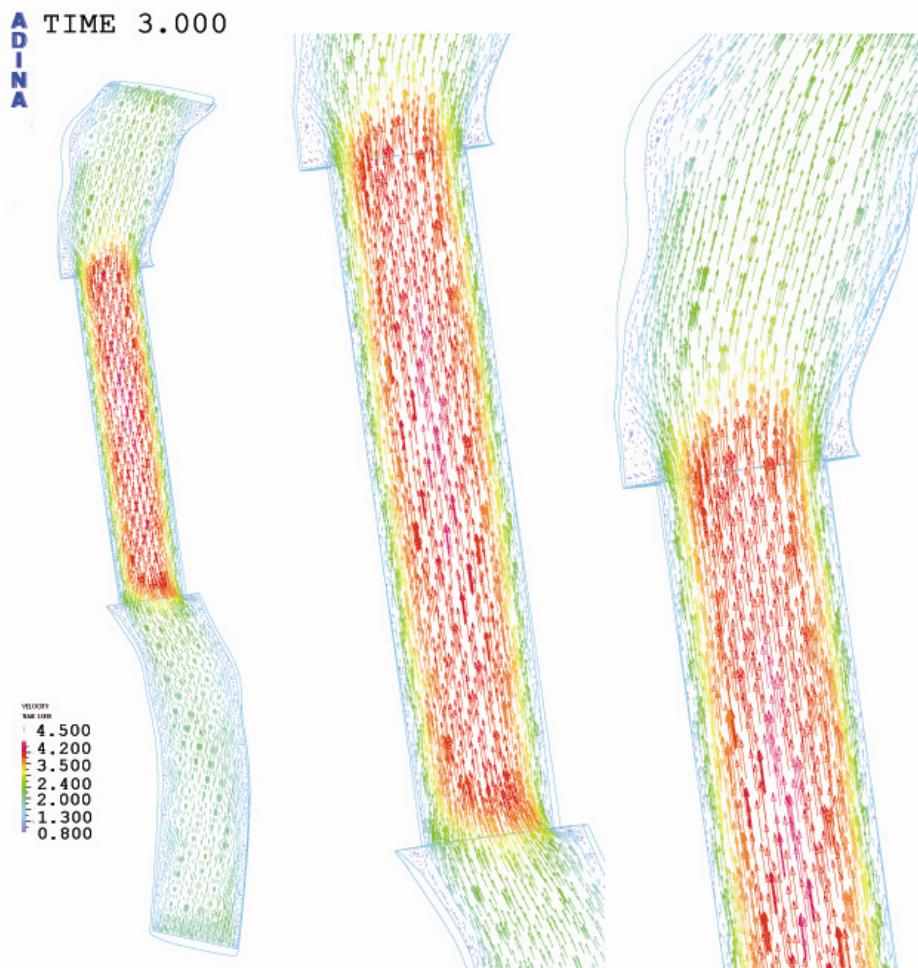


Figura 7.6 – Vista general y ampliaciones. $t=3$

En este instante el reflujo en 1 y 2, especialmente en 1, es incluso más evidente, creándose un flujo circular que no sigue la línea del resto del fluido y zonas de velocidad muy baja (fig 7.6). En la figura 7.7 se aprecia esquemáticamente:

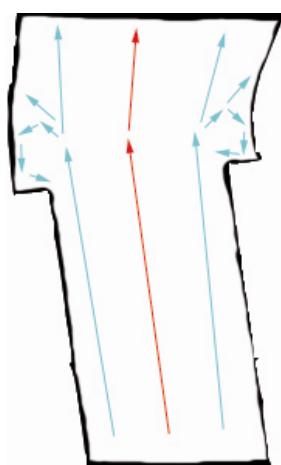


Figura 7.7 – Representación esquemática

Conocido así el comportamiento en las condiciones de flujo atravesando la tráquea con un stent convencional, es posible analizar y valorar las mejoras que se producen suavizando la geometría.

El primer caso propuesto reduce el ángulo de entrada de 90° a 45° . Aquí se pueden observar los resultados, de nuevo para los instantes $t=1$ y $t=3$ segundos. (fig. 7.8-7.10)

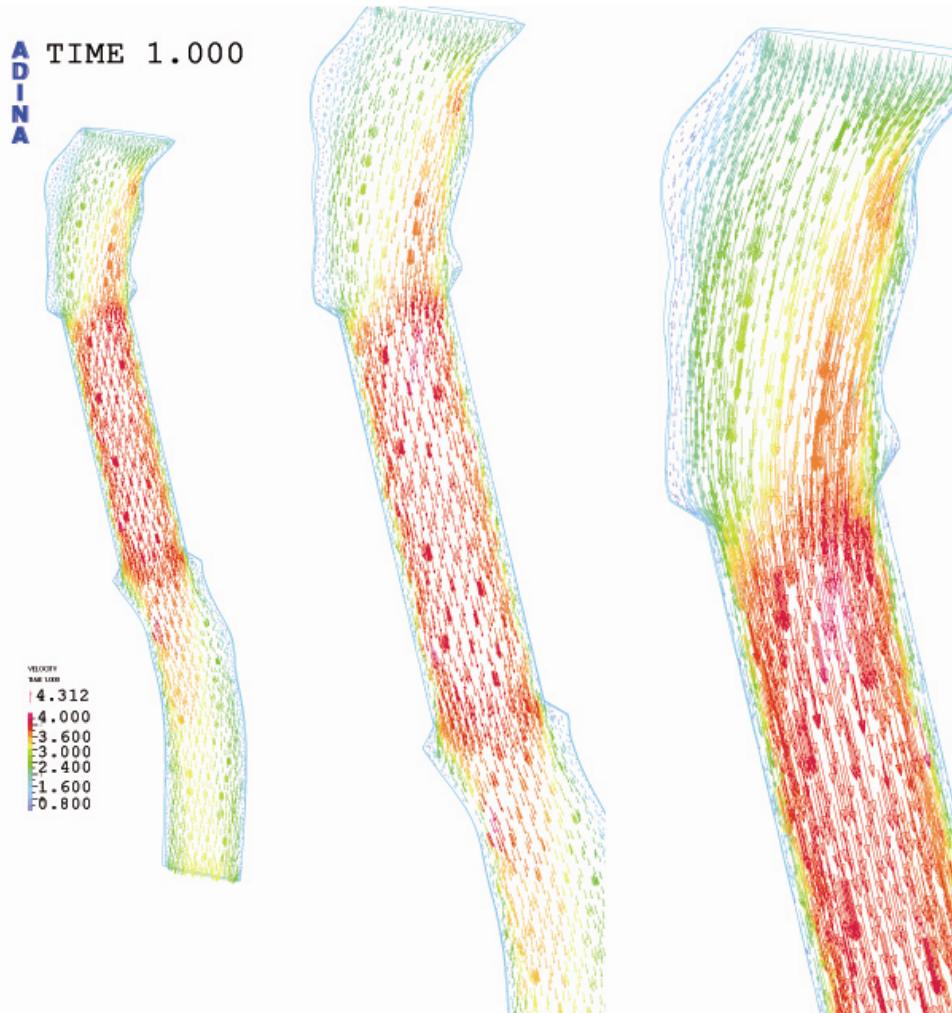


Figura 7.8 – Distribución de velocidades stent 45° . $t=1$ (stent A)

Se empieza a atisbar una mejoría respecto al modelo anterior. Las zonas azules (de menor velocidad) parecen estar más cerca de las paredes de la tráquea en los puntos de análisis 1 y 2, aunque todavía persisten pequeñas zonas “vacías” en las que puede aparecer reflujo (fig. 7.9)

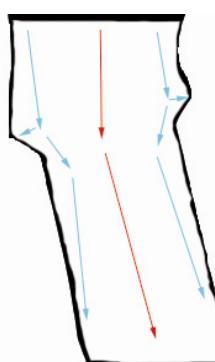


Figura 7.9 – Representación esquemática entrada a 45°

Se puede ver también el campo de vectores para t=3 segundos:

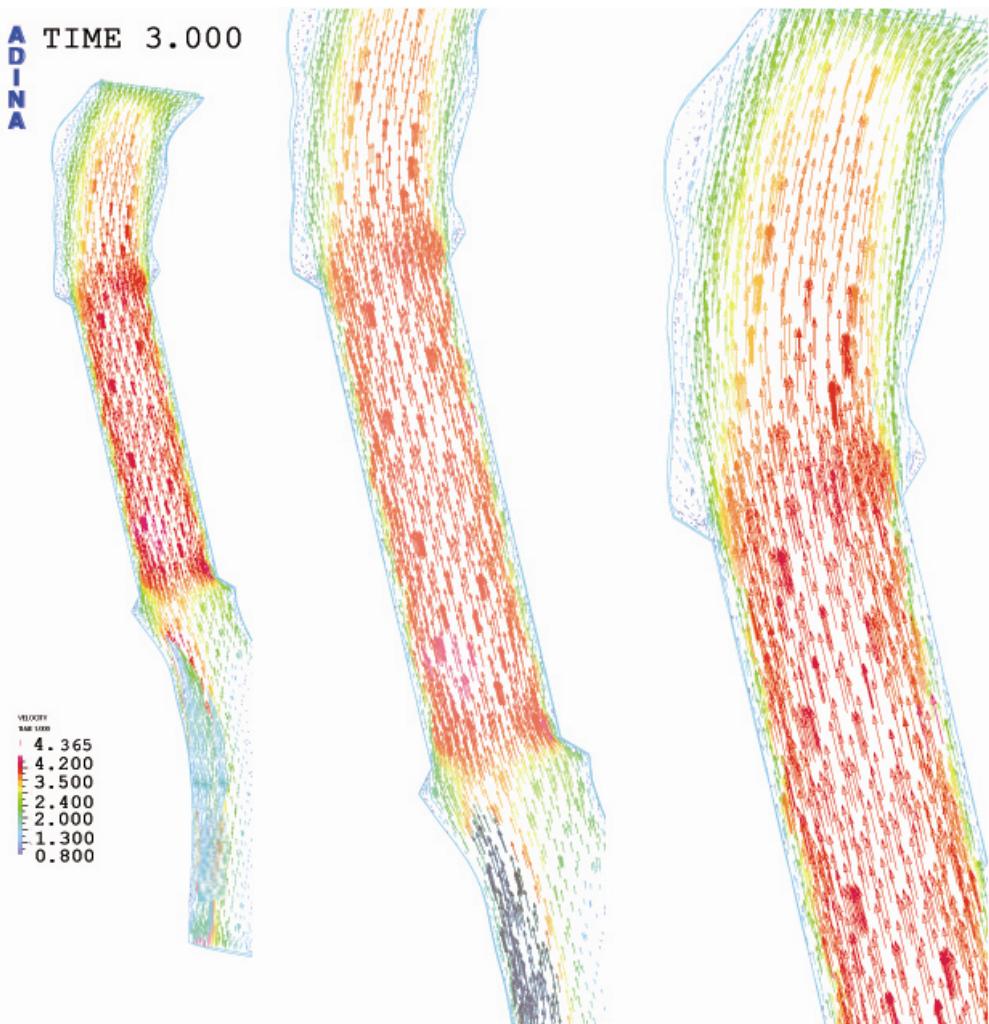


Figura 7.10 – Distribución de velocidades stent 45°. t=3 (stent A)

Pese a existir una mejoría en la fase de inspiración, en este caso, para t=3 (fig.7.10) todavía se genera un pequeño vórtice de vectores de velocidades bajas (azules) en la parte superior del stent (zona 1. Ver figura 7.11) que sería deseable poder evitar.

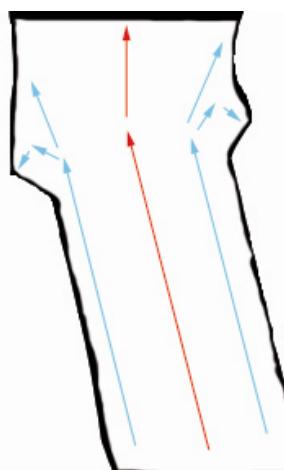


Figura 7.11 – Representación esquemática

Siguiendo con las hipótesis, vista la mejoría pero todavía no satisfechos con los resultados obtenidos, se realiza una nueva redimensión de la geometría de entrada y salida del stent. En este caso se va a dejar un ángulo de 30° en la entrada del stent. Es posible ver los resultados en las siguientes imágenes:



Figura 7.12 – Distribución de velocidades stent 30° . $t=1$ (stent B)

En este caso (fig 7.12) la mejoría comienza a ser mucho más evidente. Siguen existiendo zonas de baja velocidad en 1 y 2, pero la densidad de vectores en esas partes del modelo es mayor que en los casos anteriores, por lo que podemos concluir que aun no siendo del todo buena la circulación de aire ahí, sí es mejor que en casos previos. (Ver figura 7.13)

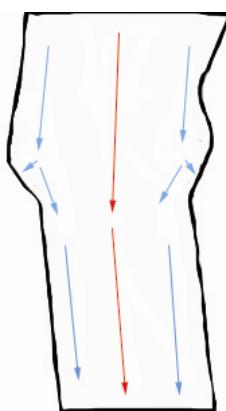


Figura 7.13 – Representación esquemática entrada 30°

Se puede observar el caso para la salida de aire en $t=3$ segundos:

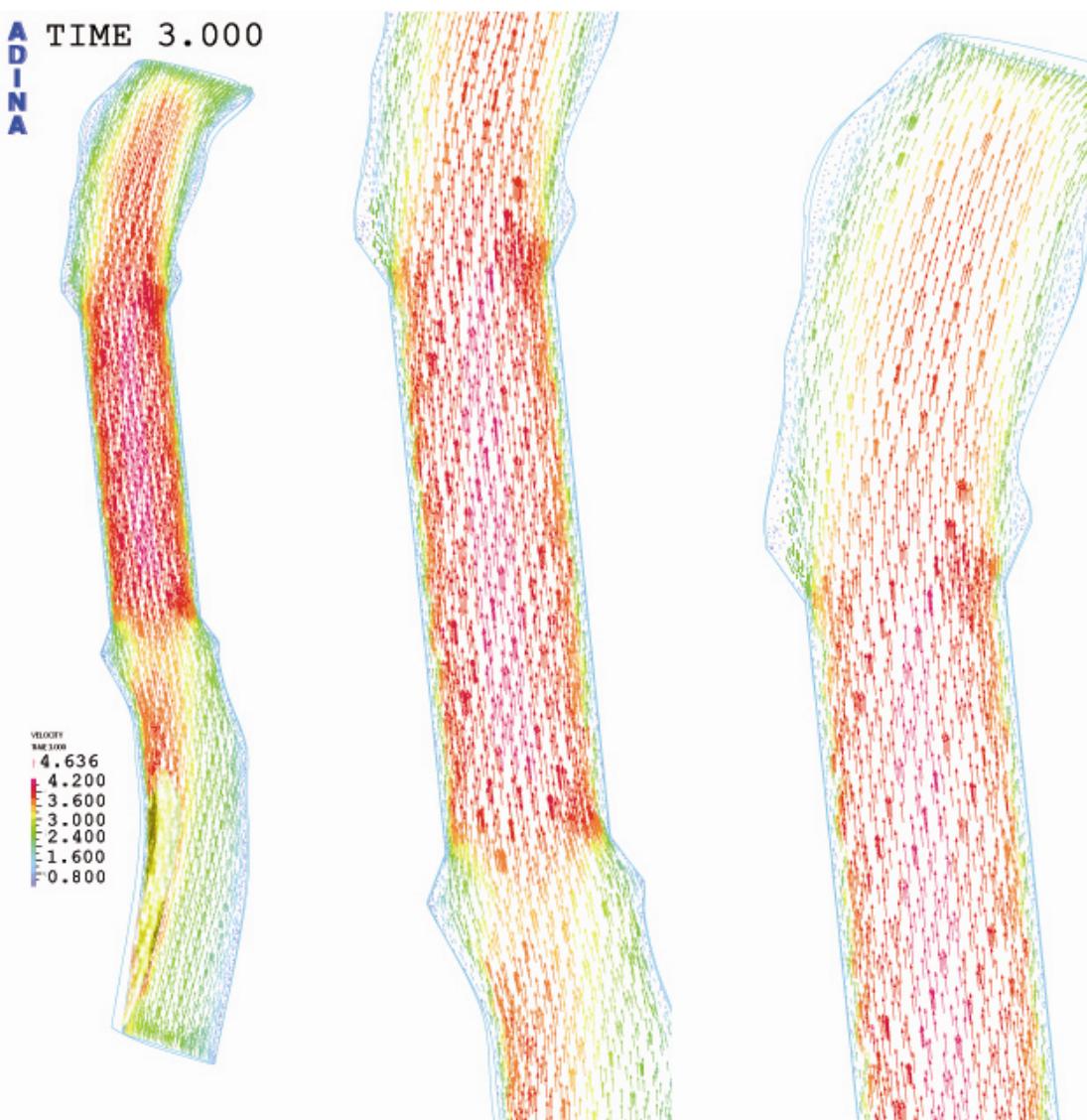


Figura 7.14 – Distribución de velocidades stent 30°. $t=3$ (stent B)

Prácticamente desaparecen en 1 y 2 las zonas “blancas” que representarían zonas donde el fluido no circula (fig. 7.14). Se puede ver más claro en la representación simplificada 7.15.

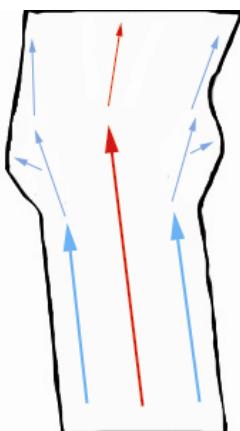


Figura 7.15 – Representación esquemática salida aire. Stent 30°

Este resultado puede considerarse satisfactorio, pero aun se va a realizar un nuevo análisis con otra geometría que en las hipótesis previas se considera la más apropiada. En ella la entrada y salida no van a ser angulosas, sino redondeadas siguiendo una función parabólica. Los siguientes resultados corresponden a este análisis:

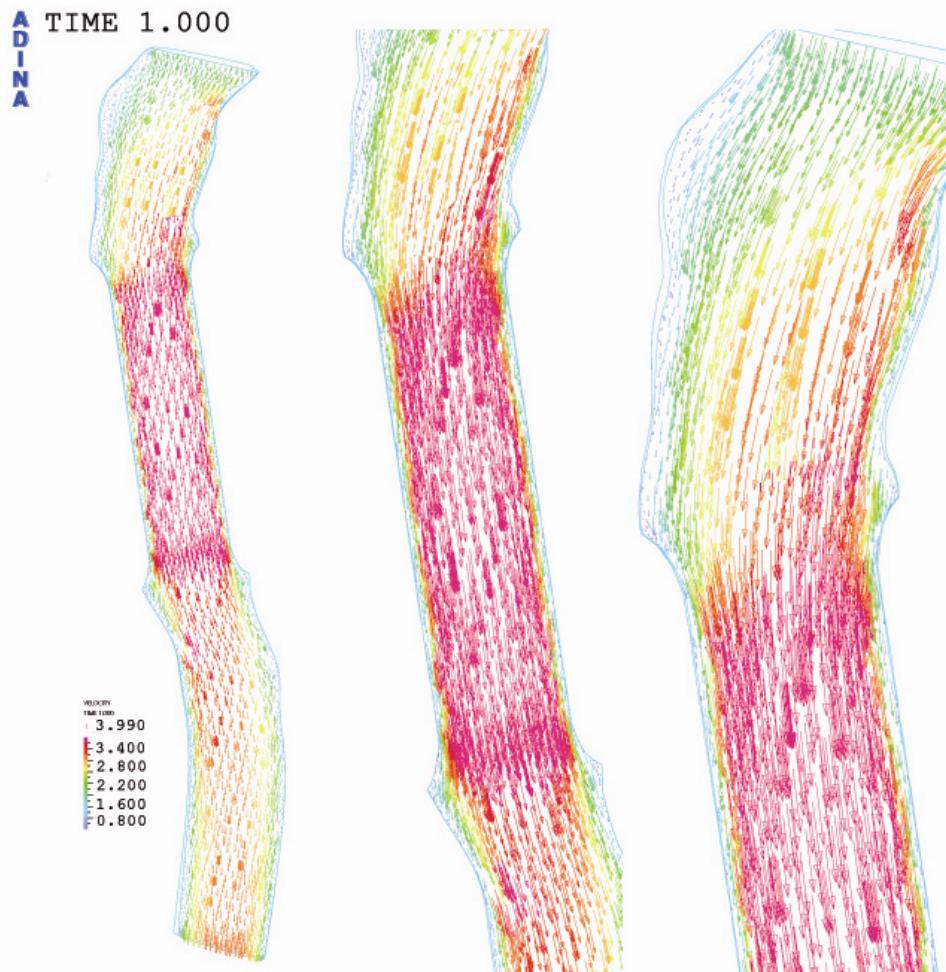


Figura 7.16 – Distribución de velocidades stent redondeado. $t=1$ (stent C)

La mejoría aquí ya es notable (fig 7.16). El objetivo inicial parece cumplido y tanto en (1) como en (2) el reflujo es mínimo o inexistente. La velocidad del flujo es más homogénea en los alrededores de las zonas críticas y apenas hay zonas de baja velocidad en torno a las paredes del stent y sus cercanías. Es interesante ver la representación simplificada 7.17

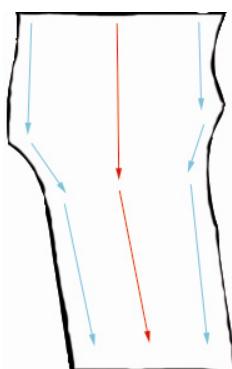


Figura 7.17 – Representación esquemática entrada aire. Stent redondeado.

Estos avances son también visibles para $t=3$ segundos:

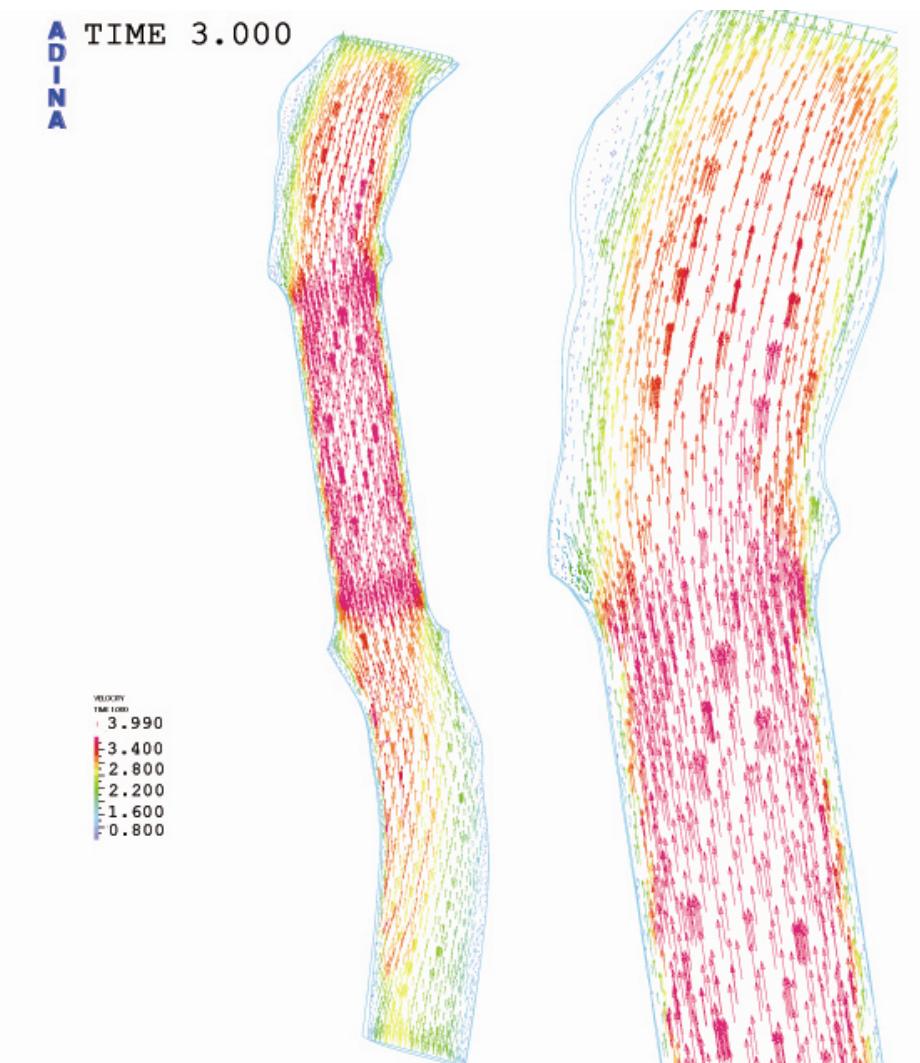


Figura 7.18 – Distribución de velocidades stent redondeado. $t=3$ (stent C)

El resultado es plenamente satisfactorio (fig 7.18). Si se sigue la evolución desde el primer caso hasta este último, el objetivo parece cumplido (fig 7.19), por lo que procede sugerir la necesidad de que esta geometría sea tenida en cuenta en adelante como una alternativa al stent tradicional, ya que a priori y sin entrar en un estudio detallado, no parece inviable su fabricación dados los avanzados métodos de mecanizado actuales y la facilidad que presenta la silicona para ser adaptada a distintas formas geométricas.

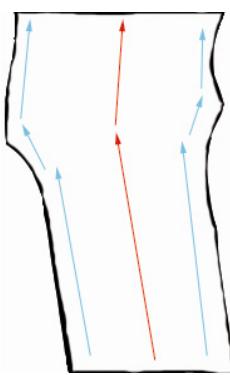


Figura 7.19 – Salida aire en stent redondeado.

8 CONCLUSIONES

8.1 *Resumen*

Este estudio se ha podido llevar a cabo gracias a los anteriores existentes [47, 52, 53] y a los trabajos realizados en el área de la biomecánica, y más concretamente los estudios realizados de la tráquea, por el Grupo de Mecánica Estructural y Modelado de Materiales (GEMM) del área de Mecánica de Medios Continuos y Teoría de Estructuras (MMCyTE) de la Universidad de Zaragoza. Aquí se ha modificado la geometría interna de un stent de tráquea para estudiar la influencia que ésta tiene sobre la circulación de aire a través de tráqueas que han sufrido un implante de stent debido, como causa principal, a la estenosis. Se ha hecho una simulación por elementos finitos del flujo circulante y se ha hecho una comparativa de los resultados obtenidos.

Se ha podido corroborar satisfactoriamente las hipótesis previas del estudio, es decir, que una modificación geométrica del stent produce una disminución de reflujo y turbulencias en zonas consideradas como críticas por experiencia clínica. Partiendo de la geometría real, la adecuación de los nuevos modelos ha sido progresiva, pudiendo así ver como pequeñas modificaciones producían mejoras visibles.

8.2 *Limitaciones y líneas futuras de este estudio.*

Las condiciones reales en las que un stent interactúa con las paredes de la tráquea ya se ha explicado con anterioridad que no son exactamente las supuestas en este estudio, ya que además del flujo interno, al no ser la tráquea ni mucho menos un cilindro hueco perfecto, pueden darse pequeños flujos circulantes entre la pared externa del stent e interna de la tráquea. Además en ciertos movimientos como el de deglución, donde la tráquea se mueve solidaria con el esófago, o la tos, el stent de silicona puede sufrir pequeños desplazamientos que no han sido tenidos en cuenta en este estudio, ya que lo que aquí se quería comprobar era la influencia de la geometría interna del stent.

Un estudio más amplio podría tener en cuenta también que con el paso del tiempo, las paredes internas del propio stent acumulan secreción, lo cual hace que aparezcan turbulencias dentro del propio stent, no consideradas en este estudio. De hecho, ya se ha comentado anteriormente que por desgracia muchos de los pacientes que han sido sometidos a un implante de stent traqueal, han necesitado con el paso del tiempo otras operaciones para sustituir el stent de silicona.

El stent ha sido considerado en todo momento un sólido rígido. Se sabe que aunque ésta es una buena aproximación, no se ciñe exactamente a las condiciones reales.

Realizadas estas consideraciones, y tras considerar los resultados de este estudio satisfactorios, se proponen una serie de líneas futuras de estudio:

- Realizar el estudio de la interacción fluido-estructura con estas mismas geometrías de stent.

- Tener en consideración en adelante los pequeños desplazamientos que hacen que la localización del stent no sea fija.
- En otro ámbito de la ingeniería, saliendo del campo de la biomecánica, sería interesante conocer las posibilidades reales de fabricación de un stent con la geometría propuesta. Métodos de mecanizado y/o moldeado, viabilidad económica y técnica y predisposición de los principales fabricantes a invertir en el campo de la innovación y desarrollo.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/es/index.html>
- [2] <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/es/index2.html>
- [3] Tarazona V, Paris F. Cirugía de la tráquea. En: Tratado de Cirugía. Barcelona: Balibrea Cantero, 1988;1331-42.
- [4] Grillo HC. Lesiones congénitas, neoplasias y traumatismos de la tráquea. En: Sabiston DC, Spenser FC. Cirugía torácica. La Habana: Editorial Científico-Técnica, 1984:271-309.
- [5] Eliachar Y. Imaging evaluation of laringotracheal stenosis. J Otolaringol 1993;22(4):265-77.
- [6] Grillo HC, Donahue DM, Mathiensen DJ. Postintubation tracheal stenosis. Treatment and results J Thorac Cardiovasc Surg 1995;109(3):486-92.
- [7] Venuta F., Rendina E.A., de Giacomo T. Airway Stenting. The cardiothoracic surgery network. Ann Thorac Surg 2004
- [8] <http://www.bostonscientific.com/procedure/ProcedureLanding.bsci/,,/navRelId/1000.1002/method/Procedure/id/10000571/seo.serve>
- [9] Ricci F., Puma F., Santoprete S., Urbani M., Vinci D., Sanguinetti A., Ottavi P., Porcaro G., Daddi G. Use of the Dynamic Stent in the palliation of carinal and distal tracheal stenosis. US National Library of Medicine. National Institutes of Health. PMID 12197295 PubMed – MEDLINE. 2002
- [10] Bucher RM, Busenette WE, Rosemond GE. Experimental reconstruction of tracheal and bronchial defects with stainless steel wire mesh. J Thorax Surg 1951; 21(6): 572-583.
- [11] Wallace MJ, Charnsangavej C, Ogawa K, et al. Tracheobronchial tree: Expandable metallic stents used in experimental and clinical applications. Radiology 1986;158(2): 309-312
- [12] Poly-flex stent. In: Rüsch International products [on line].Teleflex Medical. November 2007. <http://www.ruesch.de/en/produkte/neuheiten/stents/stents001.php>
- [13] McClay JE. Laryngeal and tracheal stents. In eMedicine Specialties Oral Medicine and Laryngology, WebMD. Lastupdated March 30, 2006. <http://www.emedicine.com/ent/TOPIC593.HTM>
- [14] Xu X, Tajima H, Ishioh M, et al. Study on the treatment of tracheobronchial stenosis using expandable metallic stents. J Nippon Med Sch 2001; 68(4): 318-327
- [15] Zakaluzny SA, Lane JD, Mair EA. Complications of tracheobronchial airway stents. Otolaryngol Head Neck Surg 2003; 128(4): 478-488.

-
- [16] Terra RM, Minamoto H, Tedde ML, de Almeida JL, Jatene FB. Self-expanding stent made of polyester mesh with silicon coating (Polyflex) in the treatment of inoperable tracheal stenoses. *J Bras Pneumol* 2007; 33(3): 241-247
 - [17] Temes RT, Wernly JA, Cooper JD, Follis FM, Pett SB. Internal fixation of high tracheal stents. *Ann Thorac Surg* 1995; 59(4): 1023-1024
 - [18] Peláez M, Cañas A. Estenosis traqueal intrastent: manejo endoscópico y resección quirúrgica. *Rev Colomb Neumol* 2006; 18(3): 119-12
 - [19] Puma F, Ragusa M, Avenia N, et al. The role of silicone stents in the treatment of cicatricial tracheal stenoses. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2000; 120(6): 1064-1069
 - [20] Tortora G.J., Grabowski S.R. *Principios de Anatomía y Fisiología*. Oxford University Press. 2003
 - [21] Guyton A.C. *Tratado de Fisiología Médica*. Elsevier España. 2006
 - [22] Prometheus. *Texto y Atlas de Anatomía Humana*. Editorial Médica Panamericana.
 - [23] Smith-Germain .*Tratados de enfermería M. Q Tomo 1 8 edición* 1994
 - [24] Busto, E.- *Traqueotomía, Manual*, Primera Edición, Editorial de la Universidad Católica Argentina.- Buenos Aires, 1992.
 - [25] Testut, L., Jacob, O.- *Anatomía Topográfica*, Octava Edición, Editorial Salvat, S.A., Tomo I, Barcelona, 1986.
 - [26] Fuller Joanna R.- *Instrumentación Quirúrgica, Principios y Práctica*, Editorial Panamericana, Tercera Edición, pg. 488-490, año 1992.
 - [28] ANSYS Inc., “ANSYS Release 11.0 Documentation”, ANSYS Company, Pittsburgh, PA, 2008
 - [29] Zienkiewicz, O. *El Método de los Elementos Finitos*, Editorial Reverté, Barcelona (1997).
 - [30] <http://www.scribd.com/doc/8396497/Traqueotomia-y-Cricotiroidotomia>
 - [31] Composición de la tráquea - <http://www.otorrinoweb.com/cuello/1595.html>
 - [32] Anatomía de la tráquea <http://www.iqb.es/diccionario/images/traquea/traquea.htm>
 - [33] Ibarrola E.L. *Introducción a los fluidos no newtonianos*. Cátedra de la mecánica de fluidos. Itescam. México 2009
 - [34] Liu, W.K., Belytschko, T., y Moran, B., *Nonlinear Finite Elements for Continua and Structures*, John Wiley and Sons, 2000
 - [35] Faughn J.S., Serway R.A. *Fundamentos de física*. S.A. Thomson Paraninfo 2005
 - [36] Hughes, T.J.R., *The Finite Element Method*, Dover, 2000

-
- [37] Huerta, A., y Donea, J., *Finite Element Methods for Flow Problems*, John Wiley and Sons, 2003
- [38] Taylor, R.L. y Zienkiewicz, O.C., “The Finite Element Method – Volume 3 – Fluid Dynamics”, Butterworth Heinemann, 2000
- [39] Oñate, E., “Possibilities of finite calculus in computational mechanics”, Technical report, CIMNE, 2001
- [40] Codina, R., “Stabilization of incompressibility and convection through orthogonal sub-scales in finite element methods”, *Computer Methods in Applied Mechanics*, 190, pp. 1579-1599, 2000.
- [41] Rains J.K., Bert J.L., Roberts C.R., Pare P.D., Mechanical properties of human tracheal cartilage. *Journal of Applied Physiology*, vol.72, pp. 219-225, 1992
- [42] Rains J.K. Mechanical Properties of Tracheal Cartilage (MSc thesis). Vancouver: University of British Columbia, 1989
- [43] Yamada H., Mechanical properties of respiratory and digestive organ and tissues. *Strength of Biological Materials* edited by F. Gaynor Evans. Baltimore, MD: Williams and Wilkins, 1970
- [44] Stephens N.L., Cardinal R., Simmons B., Mechanical properties of tracheal smooth muscle: effects of temperature, *Am J Physiol Cell Physiol*, vol 233, pp. C92-C98, 1977
- [45] Maksym G. N., Deng L., Fairbank N. J., Lall C. A., Connolly S. C. (2005) Beneficial and harmful effects of oscillatory mechanical strain on airway smooth muscle. *Can. J. Physiol. Pharmacol.* 83:913–22
- [46] Trabelsi O., Pérez-del Palomar A., López-Villalobos J. L., Ginel A., Doblaré M. (2010) Experimental characterization and constitutive modeling of the mechanical behaviour of the human trachea. *Med. Eng. Phys.* 32:76–82,
- [47] A. Pérez del Palomar, O. Trabelsi, A. Mena, J. L. López-Villalobos, A. Ginel, M. Doblaré. Patient-specific models of human trachea to predict mechanical consequences of endoprosthesys implantation. doi: 10.1098/rsta.2010.0092
- [48] J.A. Nadel. Autonomic control of airway smooth muscle and airway secretions. *Am Rev Resp Dis* 117 supl. 117. 1977
- [49] A.J. Roncoroni. El Mucus Respiratorio. ISSN 0025-7680. *Revista Medicina (Buenos Aires)* N° 45. Pp. 183-198. 1985
- [50] A.M. Lucas, L.C. Douglas. Principles underlying ciliary activity in the respiratory tract. *Arch Otolaryngol* 20: 528. 1934
- [51] M.King. Mucus and mucociliary clearance. *Basics of Respiratory Disease* 11:1, 1982
- [52] M.Malvè, A.Pérez del Palomar, O.Trabelsi, J.L. López-Villalobos, A.Ginel, M.Doblaré. Modeling of the fluid structure interaction of a human trachea under different ventilation conditions

- [53] M.Malvè, A.Pérez del Palomar, J.L. López-Villalobos, A.Ginel, M.Doblaré. FSI analysis of the coughing mechanism in a human trachea
- [54] Fornóns J.M. El método de los elementos finitos en la ingeniería de estructuras. Boixareu Editores. Barcelona. 1982
- [55] Stein, E., Hughes, T.J.R., y De Borst, R., Encyclopedia of Computational Mechanics, Volumen 1,John Wiley and Sons, 2004.)
- [56] Ma B, Lutchen K.R., An anatomically based hybrid computational model of the human lung and its application to low frequency oscillatory mechanics. *Annals of Biomedical Engineering*, vol.34(11), pp. 1691-704,2006.
- [57] Cebral J.R., Summers R.M., Tracheal and central bronchial aerodynamics using virtual bronchoscopy and computational fluid dynamics, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol.23(8), pp. 1021-1033, 2004
- [58] Constantino M.L., Bagnoli P., Dini G., Fiore G.B., Soncini M., Corno C., Acocella F., Colombi R. A numerical and experimental study of compliance and collapsibility of preterm lam trachea. *Journal of Biomechanics*, vol.37, pp. 1837-1847, 2004.
- [59] <http://www.revistaciencias.com/publicaciones/EEVkyuuAZVDXTphYmS.php>
- [60] <http://s3.amazonaws.com/ppt-download/estenosis traqueal-090926182031-phpapp01.pdf?Signature=4QfZRAwEMm2WR20y0Ae3ldTzdM%3D&Expires=1295562966&AWSAccessKeyId=AKIAJLJT267DEGKZDHEQ>
- [62] <http://stentrespiratorio.wordpress.com/2010/12/18/stent-de-silicona-en-estenosis-traqueal/>
- [63] Calay R.K., Kurujareon J., Holdo A.E., Numerical Simulation of respiratory flow patterns within human lungs, *Respiratory Physiology and Neurobiology*, vol.130, pp. 201-221, 2002.
- [64] Rieger, J., Hautmann, H., Linsenmaier, U., Weber, C., Treitl, M., Huber, R.M., Pfeifer, K.J., 2004. Treatment of benign and malignant tracheobronchial obstruction with metal wire stents: experience with a balloon-expandable and a self-expandable stent type. *Cardiovascular and Interventional Radiology* 27, 339–343.
- [65] YYY Dumon, J.F., Cavaliere, S., Diaz-Jimenez, J.P., Vergnon, J.M., Venuta, F., Dumon, M.C., Kovitz, K.L., 1996. Seven-year experience with the Dumon prosthesis. *Journal of Bronchology* 3, 6–10
- [66] Weibel, E., 1963, *Morphometry of the Human Lung*, Academic, New York.
- [67] Horsfield, K., Dart, G., Olson, D., Filley, G., and Cumming, G., 1971, “Model of the Human Bronchial Tree,” *J. Appl. Physiol.*, 31, pp. 207–217
- [68] Calay, R., Kurujareon, J., and Holdo, A., 2002, “Numerical Simulation of Respiratory Flow Patterns Within Human Lungs,” *Respir. Physiol. Neurobiol.*, 130, pp. 201–221.
- [69] Ma, B., and Lutchen, K., 2006, “An Anatomically Based Hybrid Computational Model of the Human Lung and Its Application to Low Frequency Oscillatory Mechanics,” *Ann. Biomed.* pp. 1691–1704.

-
- [70] Nowak, N., Kakade, P., and Annapragada, A., 2003, “Computational Fluid Dynamics Simulation of Airflow and Aerosol Deposition in Human Lungs,” *Ann. Biomed. Eng.*, 31, pp. 374–390.
- [71] Nithiarasu, P., Hassan, O., Morgan, K., Weatherill, N., Fielder, C., Whittet, H., Ebden, P., and Lewis, K., 2008, “Steady Flow Through a Realistic Human Upper Airway Geometry,” *Int. J. Numer. Methods Fluids*, 57, pp. 631–651.
- [72] Liu, Y., So, R., and Zhang, C., 2002, “Modeling the Bifurcation Flow in a Human Lung Airway,” *J. Biomech.*, 35, pp. 465–473.
- [73] Liu, Y., So, R., and Zhang, C., 2003, “Modeling the Bifurcation Flow in an Asymmetric Human Lung Airway,” *J. Biomech.*, 36, pp. 951–959.
- [74] Luo, H., and Liu, Y., 2008, “Modeling the Bifurcating Flow in a CT-Scanned Human Lung Airway,” *J. Biomech.*, 41, pp. 2681–2688.
- [75] Roberts, C., Rains, J., Paré, P., Walker, D., Wiggs, B., and Bert, J. “Ultrastructure and Tensile Properties of Human Tracheal Cartilage.”
- [76] Hazel, A., and Heil, M., 2003, “Three-Dimensional Airway Reopening: The Steady Propagation of a Semi-Infinite Bubble Into a Buckled Elastic Tube,” *J. Fluid Mech.*, 478, pp. 47–70.
- [77] Heil, M., 1999, “Airway Closure: Liquid Bridges in Strongly Buckled Elastic Tubes,” *ASME J. Biomech. Eng.*, 121, pp. 487–493.
- [78] Heil, M., and White, J., 2002, “Airway Closure: Surface-Tension-Driven Non-Axisymmetric Instabilities of Liquid-Lined Elastic Rings,” *J. Fluid Mech.*, 462, pp. 79–109.
- [79] Brouns, M., Jayaraju, S., Lacor, C., Mey, J. D., Noppen, M., Vincken, W., and Verbanck, S., 2006, “Tracheal Stenosis: A Fluid Dynamics Study,” *J. Appl. Physiol.*, 102, pp. 1178–1184.
- [80] Cebral, J., and Summers, R., 2004, “Tracheal and Central Bronchial Aerodynamics Using Virtual Bronchoscopy and Computational Fluid Dynamics,” *IEEE Trans. Med. Imaging*, , pp. 1021–1033.
- [81] Wall, W., and Rabczuk, T., 2008, “Fluid-Structure Interaction in Lower Airways of CT-Based Lung Geometries,” *Int. J. Numer. Methods Fluids*, 57, pp. 653–675.