



Trabajo Fin de Máster

Análisis simultáneo de la colocación de dos
modelos de stents traqueales y del ciclo de
respiración de un conejo

Autor/es

Jorge Ángel Chaure Blasco

Director/es

Mauro Malvè
Estefanía Peña Baquedano

Escuela de Ingeniería y Arquitectura
2014

Agradecimientos

En estas primeras líneas me gustaría dar las gracias a todas las personas que me han apoyado y ayudado durante la realización de este proyecto.

En primer lugar a Mauro Malvè por la confianza que deposito en mi desde el primer día, por su dedicación y disponibilidad para que este proyecto saliera adelante.

También agradecer al departamento de Mecánica de Medios Continuos en especial Estafanía Peña por su ayuda y amabilidad.

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

A todos ellos GRACIAS.

Resumen

El objetivo de proyecto es realizar una comparación mediante elementos finitos de las deformaciones y tensiones producidas en el tejido traqueal al introducir un stent, con el fin de determinar los daños producidos.

Los stents son dispositivos con forma de muelle; el objetivo de su colocación es abrir el interior de la tráquea que se ha estrechado, para facilitar el paso de aire por esta. En concreto los modelos de stents analizados en este proyecto se utilizan también para problemas cardiovasculares ya que son stents metálicos sin recubrimiento de silicona.

En este estudio compararemos dos modelos de stents de dos empresas distintas. El primero de ellos es de la empresa Boston Scientific. Se trata del stent denominado Wallstent, el cuál se teje a partir de una malla de filamentos continuos de una aleación denominada Elgiloy. El segundo stent es de la empresa Cook Medical. El modelo se denomina Zilver Flex, se trata de un stent segmentado, compuesto a partir de segmentos de anillo en zigzag que solo se unen parcialmente mediante un puente en la dirección longitudinal.

En todos los cálculos que se han realizado durante el proyecto se ha simulado una tráquea de conejo simplificada, es decir, asemejamos un tramo de la tráquea por un cilindro en el que diferenciamos dos materiales, cartílago y músculo. Ambos tienen forma de C y se van intercalando a lo largo de toda la tráquea, la zona de cartílago mide 3 mm de alto y la de músculo 2 mm. Para acabar de cerrar el cilindro se dispone de otra zona de músculo que recorre la tráquea de forma longitudinal con una anchura de 2.5 mm.

En este proyecto se han simulado la expansión del stent y el ciclo de respiración de un conejo simultáneamente con el fin de no perder información al realizar los cálculos por separado. Para abrir el stent dentro de la traquea, se han realizado dos modelos, uno en el que se impone el desplazamiento de todo el stent desde su posición inicial hasta que el diámetro aumenta en 0.8 mm y otro modelo en el que este desplazamiento se obtiene mediante la aplicación de una fuerza en la cara interior del stent.

La respiración del conejo se ha simulado mediante un presión y una velocidad senoidal aplicadas en los extremos del fluido. Todo esto se ha realizado bajo un cálculo FSI (Fluid-structure interaction).

Una vez que se han realizado todos los cálculos, se realiza una validación del estudio numérico con imágenes obtenidas experimentalmente: en particular se compararon las soluciones obtenidas con unas imágenes endoscópicas facilitadas por el hospital veterinario de la Universidad de Zaragoza.

Índice general

1. Introducción	6
1.1. Objetivos y descripción	6
1.2. Motivación	6
1.2.1. La estenosis traqueal	7
1.2.2. El stent	9
2. Bases Biológicas	12
2.1. El aparato respiratorio	12
2.2. Anatomía del aparato respiratorio	13
2.3. Ventilación Pulmonar	14
3. Métodos numéricos	16
3.1. Introducción al MEF	16
3.2. Aplicación del método de los elementos finitos	17
3.3. Formulación FSI, interacción fluido estructura	17
3.4. Formulación FCBI-C	18
4. Modelos numéricos	20
4.1. Geometrías del modelo	20
4.1.1. Geometría de la tráquea	20
4.1.2. Geometría de los stents	21
4.2. Materiales	22
4.2.1. Materiales de las tráquea	22
4.2.2. Materiales de los stents	23
4.2.3. Material fluido	24
4.3. Mallado del modelo	25
4.4. Cálculos realizados y condiciones de contorno	29
4.4.1. Expansión del stent	29
4.4.2. Ciclo de respiración con condición fluido-estructura	30
5. Resultados	32
5.1. Desplazamientos	32
5.1.1. Expansión del stent	32
5.1.2. Ciclo de respiración	34

5.2. Tensiones	35
6. Conclusiones	39
Bibliografía	40

Capítulo 1

Introducción

1.1. 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.

El objeto de este estudio es:

- Realizar los modelos 3D de dos stent y simular la colocación de estos en el interior de una tráquea de conejo para después poder analizar su respiración.
- Realizar la comparación entre las distintas geometrías realizadas, observando las deformaciones y tensiones producidas sobre la pared traqueal.
- Validar si los resultados obtenidos con imágenes experimentales, comparando estos con imágenes medicas endoscopicas de conejos.

1.2. Motivación

La Biomecánica es una disciplina científica que se dedica a estudiar la actividad de nuestro cuerpo, en circunstancias y condiciones diferentes, y de analizar las consecuencias mecánicas que se derivan de nuestra actividad, ya sea en nuestra vida cotidiana, en el trabajo, cuando hacemos deporte, etc. Para estudiar los efectos de dicha actividad, la Biomecánica utiliza los conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas. A la Biomecánica le interesa el movimiento del cuerpo humano, las cargas mecánicas y energías que se producen por dicho movimiento.

La proyección industrial de la Biomecánica ha alcanzado a diversos sectores, sirviendo de base para la concepción y adaptación de numerosos productos: técnicas de diagnóstico, implantes e instrumental quirúrgico, prótesis, ayudas técnicas a personas con discapacidad, sistemas de evaluación de nuestras actividades, herramientas y sistemas de seguridad en automoción, entre otros muchos.

Según las cifras de la Organización Mundial de la Salud (OMS), la mortalidad por cáncer de tráquea, bronquios y pulmón en el mundo está entre las 10 causas principales, alcanzando el tercer puesto en países con altos ingresos económicos.[19]

En muchos 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 [6].

1.2.1. La estenosis traqueal

La estenosis traqueal es un estrechamiento focal o difusa de la tráquea, la causa puede ser idiopática, congénita o adquirida distinguiendo dentro de estas en benignas y malignas. Esta es una condición muy rara que ocurre debido a la pérdida de tejido blando y el apoyo del cartílago. La estenosis congénita puede ocurrir debido a las anomalías congénitas de la laringe. La estenosis adquirida se produce debido a la intubación endotraqueal prolongada causando lesiones de la glotis y la subglotis. Estas lesiones pueden ser provocadas por las siguientes causas [3, 4]:

1. Una presión de aire inadecuada del balón de neumotaponamiento de los respiradores mecánicos. Por encima de 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.
4. El movimiento del propio paciente, que aumenta la presión sobre los tejidos y produce irritación en la mucosa pueden provocar, a la larga, la estenosis.

En algunos casos, puede ocurrir debido a un cuerpo extraño atascado en la tráquea, infección, inflamación o irritación química. Incluso ocurre en pacientes con enfermedades inflamatorias crónicas como la sarcoidosis, granulomatosis de Wegener, policondritis, etc tumores benignos o cancerosos que están presionando sobre la tráquea, también puede conducir a estenosis traqueal.

Existen tres tipos de estenosis. La primera será una estenosis inflamatoria o tipo granuloma (Figura 1.1(a)), se trata de una lesión localizada. El segundo tipo es el tipo membrana (Figura 1.1(b)), consiste en una membrana fibrótica que crece de forma centrifuga y va disminuyendo el diámetro de la tráquea, es una lesión muy localizada produciéndose en pocos anillos. Ambas lesiones no modifican la estructura de la tráquea. El tercer tipo es el denominado cuello de botella (Figura 1.1(c)) es un lesión más compleja, se modifica la estructura cartilaginosa de la tráquea, se trata de un estrechamiento en una zona de la propia pared de la tráquea. Esta última tiene un tratamiento y una evolución más compleja.

Dentro de los tipos de estenosis existe una graduación dependiendo del porcentaje de vía obstruida, esta clasificación fue creada en 1984 y es la más usada actualmente. Esta graduación se divide en 4 niveles, grado 1 cuando la obstrucción es menor de 70 %, grado 2 si la obstrucción esta entre el 70 % y el 90 % , grado 3 si estamos por encima de 90 % de obstrucción, esta situación es considerado de extrema gravedad. Y por último el grado 4 cuando la obstrucción es total [5].

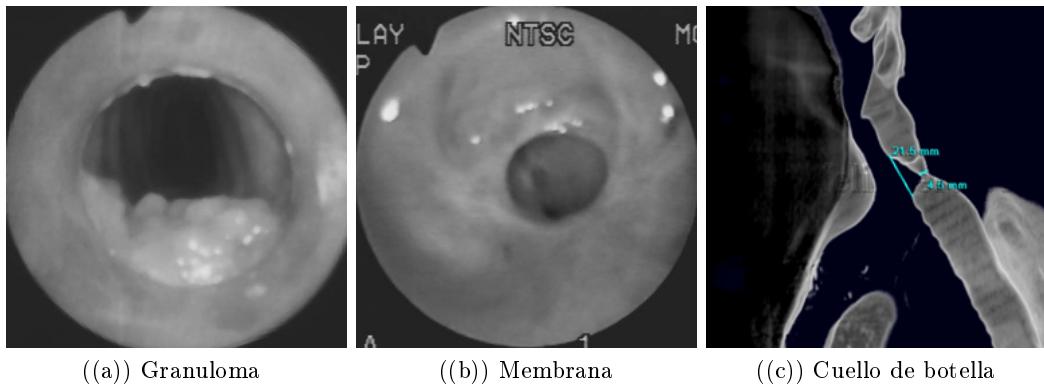


Figura 1.1: Tipos de estenosis traqueal

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. 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.

Algunos problemas cardiovasculares como la estenosis en los vasos sanguíneos pueden resolverse también mediante la colocación de un stent. Estos problemas son frecuentes en las arterias coronarias, aortas y en las carotidas. La estenosis ocurre debido al estrechamiento de las arterias por una acumulación gradual de placa. La placa se forma cuando el colesterol, la grasa, y otras sustancias cubren las paredes interiores de las arterias y se acumulan con el tiempo causando una obstrucción.

1.2.2. El stent

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

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

Tabla 1.1: Tipos de stents traqueales

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 [17]. Con este tipo de stents no hay recrecimiento interno ni reacción adversa de la mucosa. Los stents de silicona tipo Dumon (Fig. 1.2(a)) están diseñados específicamente para la tráquea.



((a)) Stent tipo Dumon

((b)) Stent tipo Montgomery

((c)) Stent tipo Hood

Figura 1.2: Stents de silicona

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 [12]. 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 tubo de Montgomery en forma de T (fig. 1.2(b)) es, todavía, un stent comúnmente usado y debería considerarse siempre para pacientes con traqueostomía y laringe sana [13]. Los stents de silicona del tipo Hood (fig. 1.2(c)) tienen casi las mismas características que los stents Dumon pero sin protuberancias en la superficie externa.

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 (Ultraflex (Fig. 1.3(a))) se adaptan mucho mejor a la anatomía de las vías respiratorias. Esta clase de stents pueden o no estar recubiertos de silicona o poliuretano

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. Los no recubiertos se incorporan directamente sobre la pared de la tráquea provocando una nueva epitelización y la reanudación de la depuración mucociliar. 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, el coste de los stents metálicos es mucho más elevado que el de los de silicona.

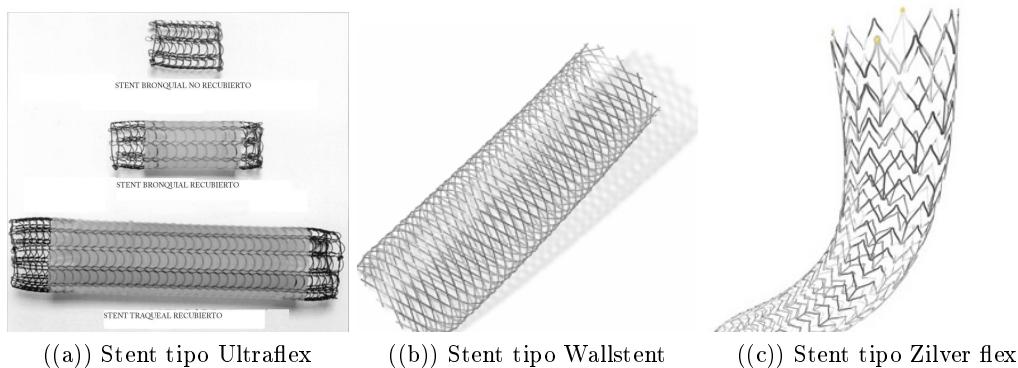
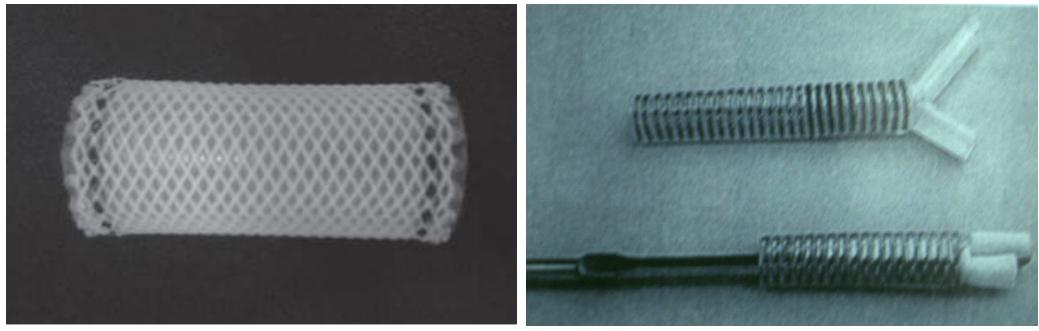


Figura 1.3: Stents Metálicos

Los stent metálicos auto-expandibles son colocado con gran facilidad ya que no precisan ser abiertos mediante un globo. Dentro de este grupo se encuentran el Wallstent (Fig. 1.3(b)) [1] y el Zilver flex (Fig. 4.3) [2]. El Wallstent se teje a partir de una malla de filamentos continuos de una aleación denominada Elgiloy mientras que el Zilver flex es un stent cortado por láser a partir de un tubo de nitinol y compuesto a partir de segmentos de anillo en zigzag que solo se unen parcialmente mediante un puente en la dirección longitudinal para aumentar la flexibilidad. Las dimensiones de esta clase de stents varían desde 6 hasta 11 mm de diámetro externo y desde 20 hasta 140 mm de longitud [18].

Los stents expandibles del tipo Polyflex (fig. 1.4(a)) 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].



((a)) Stent Poliflex

((b)) Stent Dynamic

Figura 1.4: Otros tipos de stents

El stent de tipo Dynamic (fig 1.4(b)) 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 [11].

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, siendo entonces innegociable el uso de stents metálicos expandibles.

En casos de estenosis cardiovascular los stent mas utilizados son lo stents convencionales, normalmente de acero o cromo-cobalto o los stents farmacológicos proporcionando el mismo soporte estructural que los stents convencionales, pero además está concebido para que lentamente libere una dosis de fármaco y, de esta forma, contribuya a prevenir la reestenosis (la reproducción del estrechamiento de la arteria), ya que la colocación de un stent en una vaso sanguíneo es permanente.

Capítulo 2

Bases Biológicas

2.1. El aparato respiratorio

Generalidades El aparato respiratorio o sistema respiratorio es el encargado de captar oxígeno (O_2) y eliminar el dióxido de carbono(CO_2) procedente del anabolismo celular.

Las células requieren continuamente oxígeno para realizar las reacciones metabólicas. Al mismo tiempo, esas reacciones liberan dióxido de carbono. 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 del olfato; filtra el aire inhalado, produce sonidos y elimina una parte del agua y calor corporales en el aire exhalado [25].

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 de un conejo está constituido por:[23]

- La nariz, cavidades nasales, senos. Encargadas de facilitar la entrada y salida del aire, filtrandolo de polvo y otras partículas extrañas.
- La laringe, la cual es un tubo compuesto por diversas piezas móviles que establecen comunicación entre la tráquea y las fauces. Se encuentra situada debajo de la faringe.
- La tráquea, que no es más que la continuación de la laringe y está constituida por un tubo largo, con las paredes reforzadas con anillos cartilaginosos en forma de C, elásticos y rojizos. La tráquea penetra en el tórax donde se enlaza con los bronquios.
- Los bronquios, situados a continuación de la tráquea, constituyen el tercer órgano de la respiración animal. Al final de su recorrido, la tráquea se ramifica en dos partes llamadas bronquios, las cuales, después de entrar por la base del pulmón, se ramifican a su vez en una serie de bronquiolos que terminan en la vesícula y en los alvéolos pulmonares.
- Los pulmones, son el último órgano de la respiración y están constituidos por dos grandes masas de estructura esponjosa. Su misión no es otra cosa que hacer posible el fenómeno de la respiración y, más concretamente, recoger el oxígeno del aire para purificar la sangre venosa que llega al corazón. Los dos pulmones no son iguales: el derecho está dividido en tres lóbulos o porciones, mientras que el izquierdo sólo tiene dos. El aire exterior llega a los pulmones a través de los bronquios, tráquea, laringe y boca. El pulmón no es más que el órgano receptor del oxígeno y la boca, laringe, tráquea y bronquios, forman el conducto que conduce el aire a los pulmones.
- Las pleuras, son unas membranas serosas que cubren los pulmones y sirven de sujeción a los mismos. Ambas pleuras retienen un líquido seroso, el líquido pleural, cuya finalidad es facilitar el movimiento del pulmón.

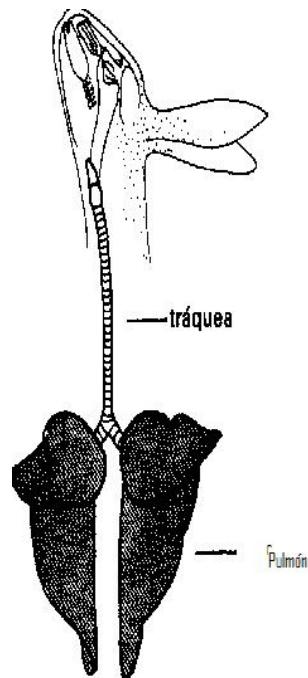


Figura 2.1: Aparato respiratorio del conejo [23]

2.3. Ventilación Pulmonar

La ventilación pulmonar, comúnmente llamada respiración, es el proceso mediante el que se intercambian gases entre la atmósfera y los alvéolos 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. 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 alvéolos debe ser menor que la atmosférica. Ello se logra con el aumento del volumen pulmonar.

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.

Capítulo 3

Métodos numéricos

Para este proyecto se ha empleado el software ADINA(ADINA RD, Inc.,Watertown, USA) mas concretamente con su aplicación FSI (Fluidstructure interaction), capaz de calcular la interacción de una estructura móvil o deformable formulado mediante elementos finitos (MEF) con un flujo de fluido interno o circundante.

El MEF se basa en transformar un cuerpo de naturaleza continua en un modelo discreto aproximado. 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 mediante las adecuadas funciones de interpolación ó funciones de forma. 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. 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 el preproceso. En este caso se ha realizado un diseño 3D con un software de modelado (Rhinoceros, Robert McNeel Associates, Seattle, USA), adecuando la geometría requerida, para después generar la malla con los programas ANSYS ICEM CFD (ANSYS, Inc, Canonsburg, USA). El proceso de cálculo y resolución, una vez impuestas las condiciones de contorno y cargas del problema se ha llevado a cabo con ADINA.

3.1. Introducción al MEF

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, tendiendo 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 [24].

3.2. Aplicación del método de los elementos finitos

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

1. Discretización de la estructura.
2. Numeración de nodos, elementos y grados de libertad respecto de los ejes coordenados con el correspondiente convenio de signos.
3. Establecimiento de funciones de forma y matrices de rigidez elementales.
4. Determinación de las matrices de rigidez globales.
5. Cálculo del vector de cargas netales equivalentes, incrementado con las cargas concentradas si las hubiera.
6. Determinación de las reacciones.
7. Determinación de los vectores de tensión σ y deformación ϵ .
8. Definición, finalmente, del estado de tensiones representativo de cada elemento.

3.3. Formulación FSI, interacción fluido estructura

Los problemas de interacción fluido estructura son en general muy complejos para obtener una solución analítica por lo que tienen que ser analizados mediante una simulación numérica o por medio de experimentos.

Para un modelo FSI cuyo dominio fluido es deformable se usa la formulación estándar ALE (Arbitrary Lagrangian-Eulerian) y para el caso sólido utiliza una formulación Lagrangiana. Teniendo en cuenta la velocidad de referencia, la ecuación de Navier-Stokes se convierte en:

$$\rho_F \frac{\partial \mathbf{v}_F}{\partial t} + \rho((\mathbf{v}_F - \mathbf{w}) \cdot \nabla) \mathbf{v}_F - \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma}_F = \mathbf{f}_F^B \quad (3.1)$$

donde el término \mathbf{w} denota el vector velocidad de movimiento de la malla, \mathbf{v}_F es el vector velocidad, \mathbf{f}_F^B es la fuerza por unidad de volumen y ρ_F es la densidad del fluido.

La ecuación que rige el dominio sólido es la siguiente ecuación de conservación de momento:

$$\nabla \cdot \boldsymbol{\sigma}_S + \mathbf{f}_S^B = \rho_S \ddot{\mathbf{u}}_S \quad (3.2)$$

donde ρ_S es la densidad del sólido, $\boldsymbol{\sigma}_S$ es el tensor de tensiones sólido, \mathbf{f}_S^B es la fuerza por unidad de volumen y $\ddot{\mathbf{u}}_S$ es la aceleración local del sólido. Los dominios descritos en las ecuaciones 3.1 y 3.2 se acoplan a través de las compatibilidad de desplazamientos y el equilibrio de tracción con las siguientes ecuaciones:

$$\mathbf{u}_S = \mathbf{u}_F \quad (x, y, z) \in \Gamma_{wall}^F \cap \Gamma_{wall}^S \quad (3.3)$$

$$\boldsymbol{\sigma}_S \cdot \mathbf{n}_S + \boldsymbol{\sigma}_F \cdot \mathbf{n}_F = 0 \quad (x, y, z) \in \Gamma_{wall}^F \cap \Gamma_{wall}^S \quad (3.4)$$

donde Γ_{wall}^F y Γ_{wall}^S son los límites del fluido y el sólido respectivamente. La ecuación 3.4 es una condición de equilibrio entre las tensiones normales actuantes en ambos límites de dominios Γ_{wall}^F y Γ_{wall}^S [7].

3.4. 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 grande, 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 [28].

Modelos numéricos

Los trabajos realizados en este estudio se centran en analizar el comportamiento de dos stents diferentes colocados en el interior de una tráquea de conejo.

Para el estudio se generan modelos de elementos finitos para estudiar la apertura del stent y la interacción entre el fluido y las tráquea bajo condiciones de respiración normal. Como ya se a dicho anteriormente para generar estos modelos se ha utilizado un software de diseño 3D llamado Rhinoceros. Con las geometrías realizadas se han mallado mediante el programa ANSYS ICEM CFD, el cual nos permite crear y editar mallas a partir de una geometría previa. Finalmente el calculo de los modelos se ha desarrollado con ADINA.

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 facilitados por el hospital veterinario de la Universidad de Zaragoza. 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 medio de un ciclo de respiración es de un segundo.

4.1. Geometrías del modelo

4.1.1. Geometría de la tráquea

En todos los cálculos que se han realizado durante el proyecto se ha simulado una tráquea de conejo simplificada, es decir, asemejamos un tramo de la tráquea por un cilindro en el que diferenciamos dos materiales, cartílago y músculo. En la imagen 4.1 podemos apreciar los dos materiales, el cartílago de color verde que forma anillos incompletos a lo largo de la tráquea y el músculo de color morado que rellena estos huecos y cierra el círculo, la zona del cartílago posee una altura de 3 milímetros y la del músculo una altura de 2 milímetros. La zona de músculo que recorre la tráquea longitudinalmente tiene una anchura de 2.5 milímetros. Se trata de cilindro de 5.5 mm de diámetro con un espesor de pared de 0.8 mm.

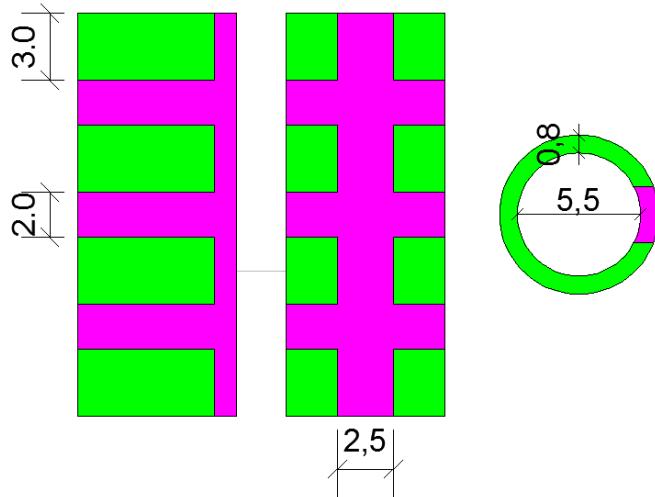


Figura 4.1: Geometría

4.1.2. Geometría de los stents

Se han analizado dos modelos de stents diferentes. El primero de ellos es de la empresa farmacéutica Bostons Scientific, se trata del stent denominado Wallstent el cual se teje a partir de una malla de filamentos continuos de una aleación denominada Elgiloy. Estos filamentos tienen forma circular pero se han modelado con forma cuadrada ya que un filamento circular posee un contacto tangencial con la tráquea. Este stent posee un diámetro nominal de 6.5 mm, una longitud de 40 mm y un diamante de 0.15 mm. En la figura 4.2 podemos ver al stent real y el modelo 3D que se a creado para este proyecto.

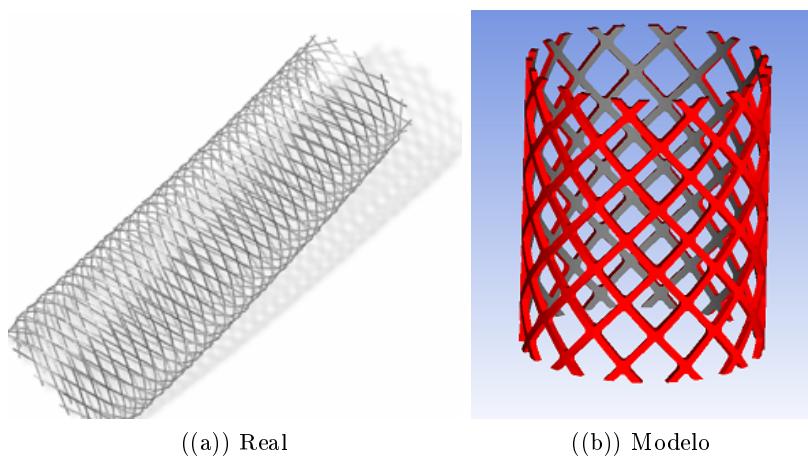


Figura 4.2: Wallstent

El segundo de los modelos pertenece a la empresa Cook Medical y se denomina Zilver flex. Este stent se fabrica cortándolo por láser a partir de un tubo de níquel y compuesto a partir de segmentos de anillo en zigzag que solo se unen parcialmente mediante un puente en la dirección longitudinal lo que le otorga una gran flexibilidad. Las dimensiones de este

stent son las mismas que las del Wallstent, un diámetro nominal de 6.5 mm, una longitud de 40 mm y un diámetro de 0.15 mm. En la figura 4.3 podemos ver al stent real y el modelo 3D que se a creado para este proyecto.

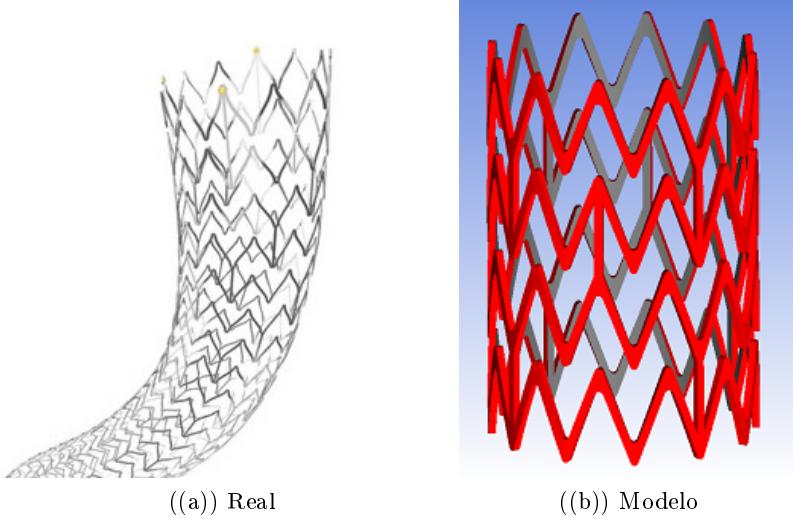


Figura 4.3: Zilver

4.2. Materiales

4.2.1. Materiales de las tráquea

Para modelar los materiales de la tráquea se realizaron ensayos sobre muestras de tejido. Estas muestras fueron montadas en la Instron MicroTester 5548 (Instron Corporation, Norwood, MA, USA) para realizar una test uniaxiales sobre ellas. Los test realizados desvelaron que las fibras de colágeno del cartílago se comportan aleatoriamente, por este motivo se empleó un material isótropo para definir el comportamiento de este tejido. Como las tensiones de tracción sobre la tráquea son pequeñas, el músculo también se modeló como un material isótropo. Una vez que se obtuvieron las curvas de los materiales estas se ajustaron al modelo existente de material Mooney-Rivlin. Estos experimentos fueron llevados a cabo por la profesora Estefanía Peña Baquedano [8].

El Mooney-Rivlin es un material hiperelástico modelizable mediante una función densidad de energía de deformación W que es una combinación lineal de dos invariantes algebraicos del tensor deformación de Cauchy-Green izquierdo \mathbf{B} . El modelo de Mooney-Rivlin fue propuesto inicialmente por Melvin Mooney en 1940 y fue reformulado en términos de invariantes algebraicos por Ronald Rivlin en 1948 [20].

La función densidad de energía de deformación para un material de Mooney-Rivlin incompresible viene dada por:

$$W = C_1 + (I_1 - 3) + C_2(I_2 - 3) \quad (4.1)$$

donde C_1 y C_2 son constantes que se determinan empíricamente para cada material concreto y \bar{I}_1 y \bar{I}_2 son el primer invariante (invariante lineal) y segundo invariante (invariante cuadrático) del componente unimodular del tensor de Cauchy-Green:

$$\bar{I}_1 = J^{-2/3} \cdot I_1 ; \quad I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 ; \quad J = \det(\mathbf{F}) \quad (4.2)$$

$$\bar{I}_2 = J^{-4/3} \cdot I_2 ; \quad I_2 = \lambda_1^2 \cdot \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \cdot \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \cdot \lambda_1^2 \quad (4.3)$$

donde \mathbf{F} es el gradiente de deformación. Para un material incompresible, $J = 1$

4.2.2. Materiales de los stents

Durante la realización del proyecto se han analizado dos modelos de stents diferentes. El primero de ellos se denominado Wallstent y el segundo Zilver flex. El Wallstent se teje a partir de una malla de filamentos continuos de una aleación denominada Elgiloy mientras que el Zilver flex es un stent cortado por láser a partir de un tubo de Nitinol y compuesto a partir de segmentos de anillo en zigzag que solo se unen parcialmente mediante un puente en la dirección longitudinal para aumentar la flexibilidad.

Elgiloy

El Elgiloy es una aleación de níquel (20 %), cobalto (40 %), cromo (20 %), molibdeno (7 %), manganeso (2 %), hierro, carbono y berilio, con una densidad de $8,30 \text{ g/cm}^3$. Esta aleación viene especificada por las normativas ASTM F1058 y la ISO 5832-7. La aleación se funde en primer lugar utilizando técnicas de fusión por inducción en vacío (VIM). Posteriormente se realiza una fusión denominada Electro Slag Refusion para eliminar impurezas y mejorar la homogeneidad global.

El Elgiloy obtiene sus principales propiedades del trabajo en frío y de los tratamientos térmicos, no se trata de una aleación verdadera de endurecimiento por precipitación ya que la respuesta al tratamiento térmico es función del grado de trabajo en frío.

Después del trabajo en frío, la resistencia mecánica del cobalto se puede aumentar mediante el tratamiento de calor. En forma de alambre el Elgiloy se somete a un recocido de entre 2 o 5 horas a una temperatura entre 480 y 540°C. Despues del recocido con enfriamiento rápido, la aleación tiene una estructura cúbica centrada en las caras. Se trata de una aleación resistente a la corrosión con una alta resistencia y ductilidad, con una buena vida a fatiga y no magnética. Esta última propiedad es muy importante para poder hacer después una resistencia magnética sin riesgos para el paciente.

La aleación Elgiloy se ha empleado con éxito en aplicaciones de implantes humanos en contacto con el tejido blando y el hueso durante más de una década. La experiencia clínica a largo plazo de la utilización de este material ha demostrado que un nivel aceptable de respuesta biológica se puede esperar si la aleación se utiliza en aplicaciones apropiadas [21].

Nitinol

El Nitinol es una aleación de níquel y titanio, y es el ejemplo más conocido de las llamadas aleaciones con memoria de forma. Las aleaciones con memoria de forma deben sus propiedades a una transición de fase entre una estructura de tipo austenita y una de tipo

martensita. Las transiciones de fase en los sólidos pueden producirse por dos mecanismos muy diferentes. El más común consiste en el desplazamiento de átomos de sus posiciones de equilibrio, mediante un proceso conocido como difusión, para adoptar una nueva estructura más estable en las condiciones de presión y temperatura a las que se encuentra el material. Este tipo de transiciones se produce generalmente de una forma lenta.

Una de las propiedades más importantes de nitinol es la superelasticidad, esta propiedad ayuda a la creación de stents autoexpandibles.

Esta aleación se funde o bien por medio de la fusión por inducción en vacío (VIM) o bien por la fusión por arco eléctrico (VAR). El primero de los dos métodos (VIM) posee una gran precisión en la composición pero pueden aparecer contaminación por carbón del grafito del horno. El segundo método (VAR) no ofrece una gran pureza pero la producción se realiza en pequeñas cantidades. El control de la composición es muy importante ya que un 1 % de variación en la composición puede afectar en 100°C la temperatura de transformación. Posteriormente se realiza un trabajo en caliente, entre 600 y 800°C para mejorar la ductilidad y crear la forma. Después se hace un trabajo en frío para mejorar el acabado y las propiedades mecánicas. Para algunas aplicaciones especiales se realiza un segundo tratamiento térmico, entre 600 y 800°C [22].

Aunque se trata de un material algo complejo para nuestros cálculos usaremos un material elástico isotrópico con un módulo elástico de $4 \cdot 10^{10}$ Pa y un módulo de Poisson de 0.33.

4.2.3. Material fluido

El fluido, en este caso aire, se asume newtoniano, incompresible con una densidad $\rho = 1,225 \text{ kg/m}^3$ y una viscosidad $\mu = 1,83 \cdot 10^{-5} \text{ kg/m} \cdot \text{s}$ [7].

Un fluido newtoniano es un fluido cuya viscosidad puede considerarse constante en el tiempo. Los fluidos newtonianos son uno de los fluidos más sencillos de describir. La curva que muestra la relación entre el esfuerzo o cizalla contra su velocidad de deformación es lineal. El mejor ejemplo de este tipo de fluidos es el agua en contraposición al pegamento, la miel o los geles y sangre que son ejemplos de fluido no newtoniano. Un buen número de fluidos comunes se comportan como fluidos newtonianos bajo condiciones normales de presión y temperatura: el aire, el agua, la gasolina, el vino y algunos aceites minerales.

Ecuación constitutiva

Matemáticamente, el rozamiento en un flujo unidimensional de un fluido newtoniano se puede representar por la relación:

$$\tau = \mu \frac{dv}{dy} \quad (4.4)$$

Donde:

τ , es la tensión tangencial ejercida en un punto del fluido o sobre una superficie sólida en contacto con el mismo, tiene unidades de tensión o presión Pa, μ es la viscosidad del fluido,

y para un fluido newtoniano depende sólo de la temperatura, puede medirse en $\text{Pa} \cdot \text{s}$ o $\text{kPa} \cdot \text{s}/\text{cm}^2$ y $\frac{dv}{dy}$ es el gradiente de velocidad perpendicular a la dirección al plano en el que estamos calculando la tensión tangencial, s^{-1} .

La ecuación constitutiva que relaciona el tensor tensión, el gradiente de velocidad y la presión en un fluido newtoniano es simplemente:

$$\sigma_{ij} = -p\delta_{ij} + \mu \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} - \frac{2}{3}\delta_{ij}\nabla \cdot \mathbf{v} \right) \quad (4.5)$$

Viscosidad y temperatura

A medida que aumenta la temperatura de un fluido líquido, disminuye su viscosidad. Esto quiere decir que la viscosidad es inversamente proporcional al aumento de la temperatura. La ecuación de Arrhenius predice de manera aproximada la viscosidad mediante la ecuación:

$$\mu(T) = \mu_0 \exp \left(\frac{E}{RT} \right) \quad (4.6)$$

4.3. Mallado del modelo

El mallado a sido realizado con el programa ANSYS ICEM CFD con elementos tetraédricos ya que el programa nos permite crearlos de forma automática a partir de las superficies de la geometría. Debido a la complejidad de la geometría es más sencillo mallar con este tipo de elemento que con elementos hexaédricos ya que para ello es necesario crear bloques y posteriormente ajustarlos a las geometría dada.

Todas las mallas se han realizado de manera similar. En los lugares en los que se necesita una mayor precisión de cálculo o bien donde nos encontramos con alguna singularidad geométrica la malla tiene una mayor densidad, incrementándola un poco más en las líneas de división de las diferentes zonas para poder aproximar lo mejor posible la geometría real e incurrir en menos errores a la hora de realizar los cálculos. Por el contrario en las zonas menos relevantes para el cálculo, como puedes ser las zonas más alejadas del stent, la densidad de la malla disminuye para poder agilizar el cálculo.

Capas creadas para el mallado

- Stent
 - Interior: Superficie en contacto con el fluido
 - Lateral
 - Exterior: Superficie en contacto con la tráquea
- Tráquea
 - Tapa
 - Interior: Superficie en contacto con el fluido
 - Exterior
 - Músculo
 - Cartílago
- Fluido
 - Inlet: Superficie de entrada del flujo de aire
 - Outlet: Superficie de salida del flujo de aire

En la imagen 4.4 podemos ver algunas de las capas antes descritas. Una vez que la geometría a sido introducida y programa malla dicha geometría y genera los elementos volumétricos en su interior. En este caso el programa nos crea 4 grupos nuevos, uno para el músculo, otro para el cartílago, otro para el stent y por ultimo uno para el fluido.

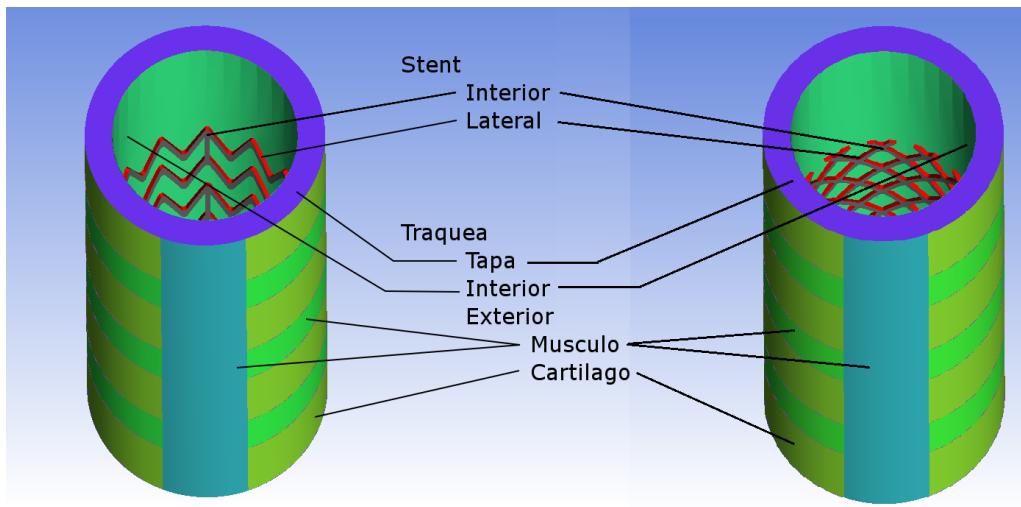


Figura 4.4: Capas

Inicialmente se intentó mallar la geométrica minimizando el número de elementos para poder agilizar los cálculos intentando no superar los 2 millones de elementos. Para ello

se discretizaron las capas pertenecientes a la tráquea y al fluido con un tamaño máximo de elemento de 0.5 mm y las del stent con un tamaño máximo de 0.1 mm. Esta parecía una buena solución ya que los stents estaban bien representados. El principal problema que nos hemos encontrado es que, la tráquea al estar dividida por diferentes materiales, el programa, intentando optimizar la calidad de la malla, puede cambiar de capa alguno de los elementos de la frontera, lo que hace que a la hora de definir la capa de contacto entre al fluido y la tráquea queden huecos. Esto sucede sobretodo alrededor del stent. Por ejemplo, las superficies que forman la capa de contacto con el fluido son las interiores y la denominada stent lateral, por lo que si el programa me cambia un elemento y lo pasa a la capa stent exterior para el programa de cálculo en ese lugar no habrá elemento, lo que provocará que el programa no calcule. En la imagen 4.6(a) podemos ver cómo nos han cambiado unos elementos a la capa rosa, la cual no pertenece a las capas de contacto, así que para el programa la capa quedaría como se ver en la figura 4.6(b).

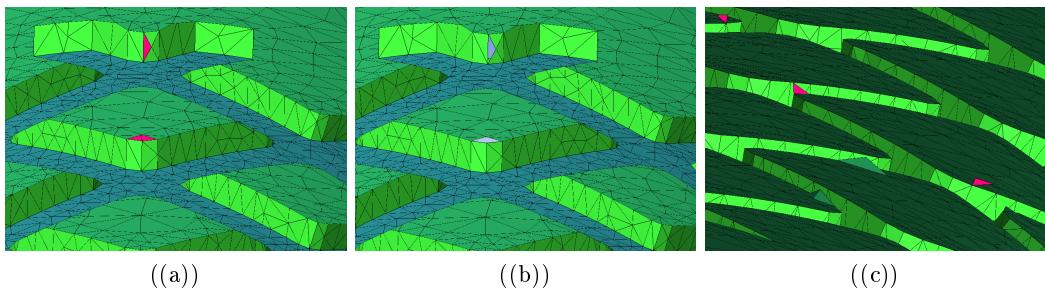


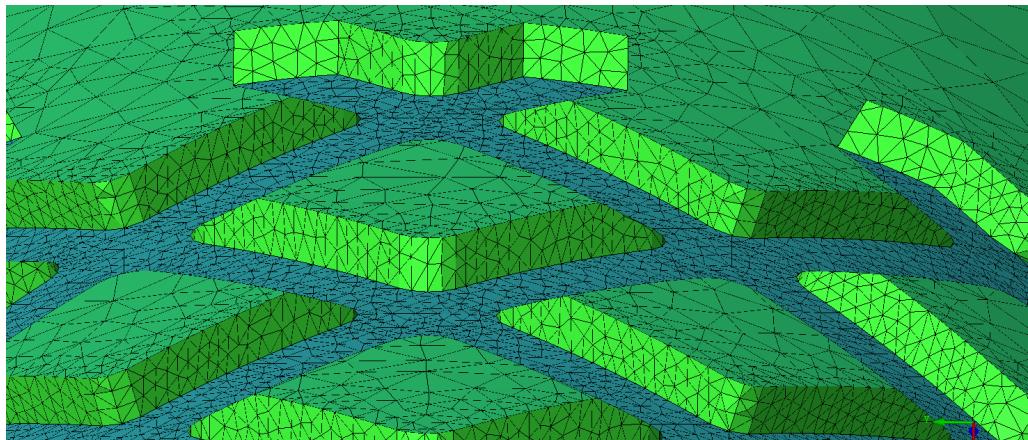
Figura 4.5: Problemas capa interior

Otro problema con el que nos podemos encontrar es que nos añada a la capa de contacto algún elemento que delimita dos materiales sólidos. Este problema se produce sobretodo en la intersección entre las diferentes líneas del modelo cuando el tamaño del elemento es muy grande. En la figura 4.5(c) podemos apreciar unos elementos destacados en rosa, estos elementos no se encuentran entre los elementos sólidos y los fluidos, sino entre elementos sólidos. Esto también impedirá que el cálculo comience.

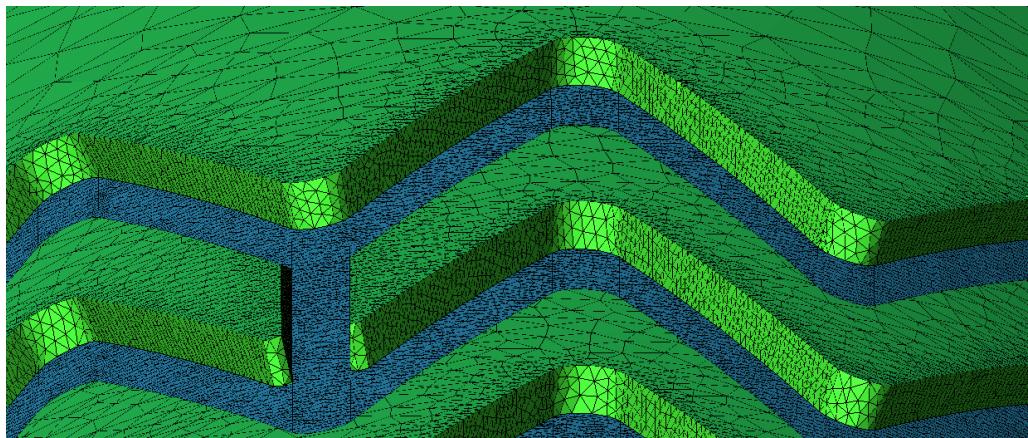
Intentaremos llegar a un compromiso entre número de elementos y calidad de la malla, ya que muchos elementos no pueden dificultar la detección del problema de los huecos, y nos aumentaría mucho el tiempo de cálculo. Después de múltiples pruebas las capas han quedado de la siguiente manera:

- Las capas pertenecientes a la tráquea con un tamaño máximo de elemento de 0.5 mm.
- Las líneas de las capas pertenecientes a la tráquea con un tamaño máximo de 0.4 mm.
- Las capas pertenecientes al stent con un tamaño máximo de 0.08 mm.
- Las líneas de las capas pertenecientes al stent con un tamaño máximo de 0.07 mm para el Wallstent y 0.05 mm para el Zilver flex, ya que las curvas de este stent tienen un radio menor.

Con la reducción en el tamaño de elemento de las líneas, conseguimos minimizar al máximo el problema del cambio de capa, así como representar mejor la geometría. En la figura 4.6 se puede apreciar un cambio significativo en el número de elementos, así como en la representación de las curvas. Con este mallado más fino, obtenemos una malla de unos 2.9 millones de elementos para el Zilver flex y 2.7 millones de elementos para el Wallstent, un número de elementos es bastante elevado pero necesario para no tener problemas en los cálculos.



((a)) Wallstent



((b)) Zilver flex

Figura 4.6: Malla final

4.4. Cálculos realizados y condiciones de contorno

Todos los cálculos se van a realizar con un programa llamado ADINA (Automatic Dynamic Incremental Nonlinear Analisys). Se ha elegido este programa ya que es uno de los que permiten hacer un calculo fluido-estructura (FSI), es decir, nos permite simular la interacción de una estructura deformable con un flujo de fluido circulante por su interior.

El proceso de cálculo que se a seguido durante el proyecto a sido en siguiente. Se ha simulado a la vez la explicación y el ciclo de respiración de un conejo. Para la expansión del stent se han realizado dos modelos diferentes, uno en el que se imponía el desplazamiento que el stent experimenta en la colocación y otro en el que este desplazamiento de consigue mediante una presión en la cara interior del stent. El ciclo de respiración se ha realizado imponiendo una presión y una velocidad de fluido en los extremos de la traquea y sometiendo a esta a la condición de FSI (Interacción fluido-estructura).

4.4.1. Expansión del stent

Para realizar la simulación de expansión se ha modelado el stent en una posición inicial para después expandirlo junto con la tráquea intentando conseguir un desplazamiento de 0.4 mm en cada nodo, lo que hace que el stent modifique su diámetro en 0.8 mm alcanzando así su posición final. En el primer modelo esto es relativamente mas fácil ya que el desplazamiento viene impuesto como una condición de contorno. Para el segundo calculo, donde deformamos aplicando una presión, este ha sido algo mas complicado ya que se han tenido que realizar simulaciones previas en un modelo mas simple hasta obtener la presión que nos deforma el diámetro del stent 0.8 mm.

En ambos modelos de introducen las condiciones de contorno el de forma lineal alcanzando el maximo a los 0.1 segundos de empezar la simulación, como se puede apreciar en la figura 4.7.

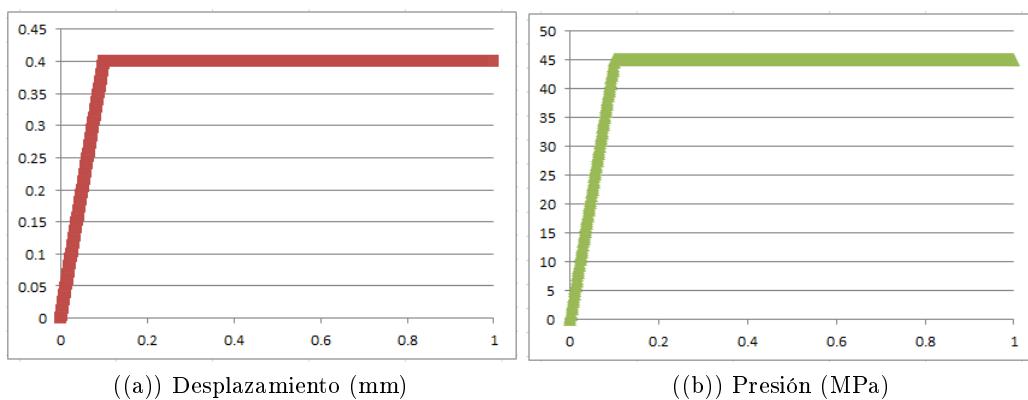


Figura 4.7: Función de tiempo

Como condición de contorno se impide el desplazamiento en X, Y y Z de todos los nodos de los extremos, tanto en el sólido como fluido. Para evitar el movimiento como sólido

rígido del stent sobre todo en el modelo con presión impedimos también el desplazamiento en X de dos filas de nodos en la coordenada $Y=0$, a otras dos fila de nodos en la coordenada $X=0$ se le impide el desplazamiento en Y y por ultimo se impide el desplazamiento vertical de la linea media del stent. En la figura 4.8 podemos ver las condiciones impuestas. El desplazamiento o la presión impuesta se representa por unas flechas de color rosa, se puede apreciar como estas flechas siguen la geometría de los stents.

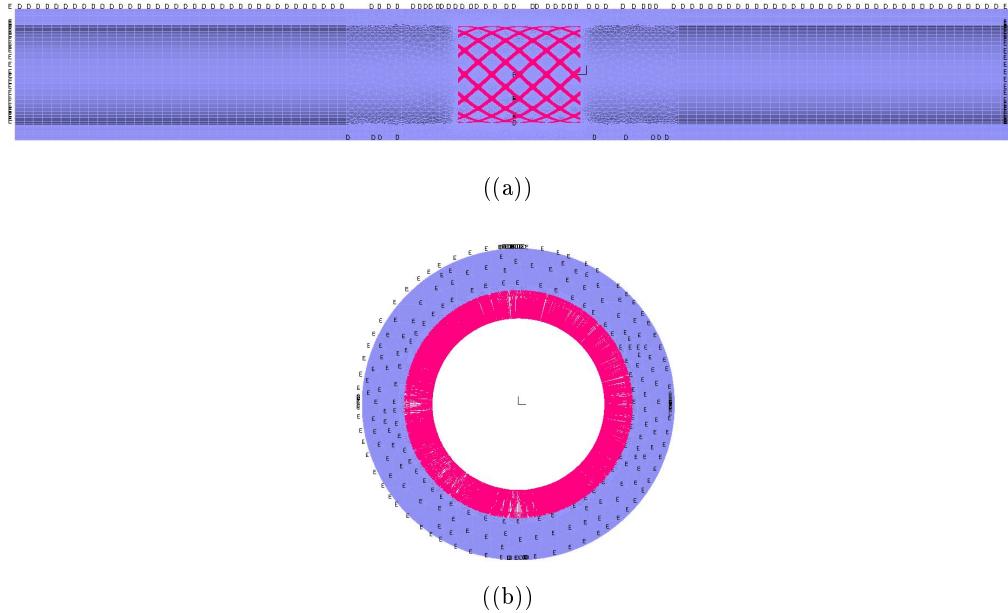
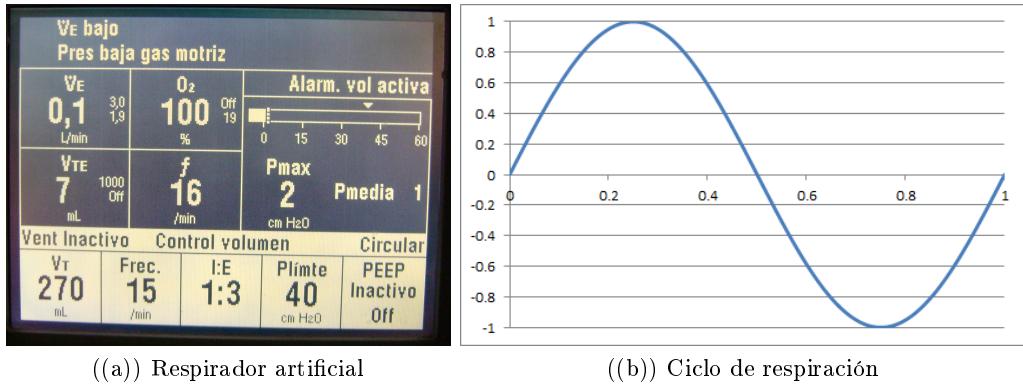


Figura 4.8: Modelo de cálculo

4.4.2. Ciclo de respiración con condición fluido-estructura

Para realizar esta simulación nos tenemos que asegurar o por lo menos es muy recomendable que sean nodo coincidentes, así evitamos que algún nodo del fluido penetre en la tráquea y pueda detener el cálculo. La capa entre ambos debe ser continua, es decir, sin orificios, sin elementos adicionales y evitando picos en las esquinas, tal y como se ha explicado anteriormente.

Según la imagen 4.9(a) un conejo inspira un caudal de aire de 0.1 l/min , si dividimos este caudal por la sección de la tráquea obtenemos la velocidad a la que circula el aire por el interior, para nuestro caso 0.61 m/s . Para la respiración del conejo seguimos usando la función senoidal (figura 4.9(b)), introduciendo las condiciones en las capas de entrada y salida del fluido y en sentidos opuestos. A la entrada del modelo (parte superior) se han aplicado las condiciones de contorno correspondientes a la velocidad, en sentido longitudinal. En la parte de salida (parte inferior) han sido aplicadas las condiciones de presión en sentido contrario (fig. 4.10).



((a)) Respirador artificial

((b)) Ciclo de respiración

Figura 4.9: Ciclo de respiración

Los cálculos se realizan utilizando la condición FSI (Fluid-Solid Interaction) y la condición de no deslizamiento (No-Slip). Para usar esta aplicación tenemos que crear los dos archivos por separado, uno para la tráquea y otra para el fluido, y definir la capa de contacto entre ambos. En la figura 4.10 se puede ver los archivos para el cálculo junto con las cargas y las condiciones de contorno.

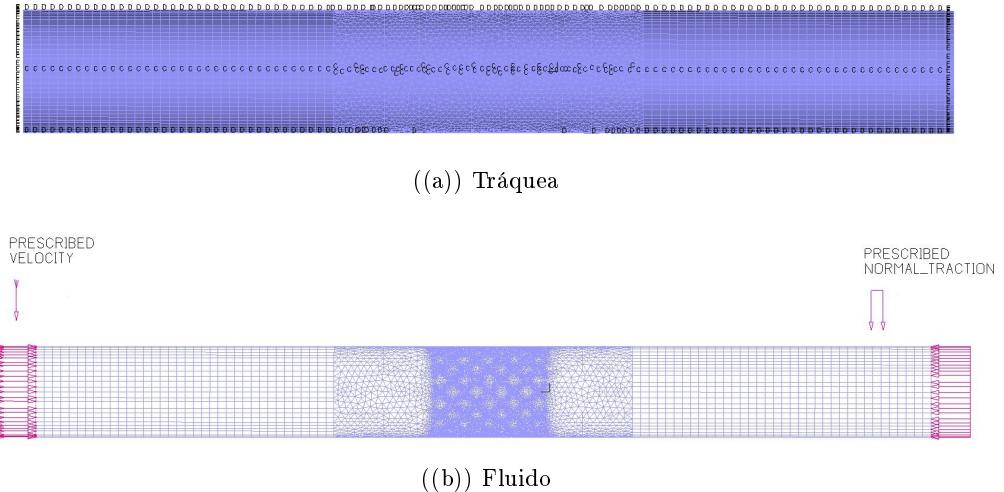


Figura 4.10: Modelo de cálculo fluido-estructura

Capítulo 5

Resultados

En este capítulo vamos a analizar y comparar los resultados obtenidos de los cálculos antes descritos. Parte de los resultados los obtenemos directamente del programa ADINA y otros los pasaremos por un programa que gestiona los resultados obtenidos y te permite suavizar los resultados, para visualizarlos mejor e incluso dibujar las líneas de flujo.

5.1. Desplazamientos

5.1.1. Expansión del stent

Lo primero que vamos a hacer es comparar el desplazamiento sufrido por cada stent en cada uno de los modelos. Cuando imponemos el desplazamiento el stent se abre todo la misma cantidad, en ningún momento pierde su forma cilíndrica. En cambio, cuando aplicamos la presión el stent tiende a abrirse más en la parte más débil, es decir, en los extremos.

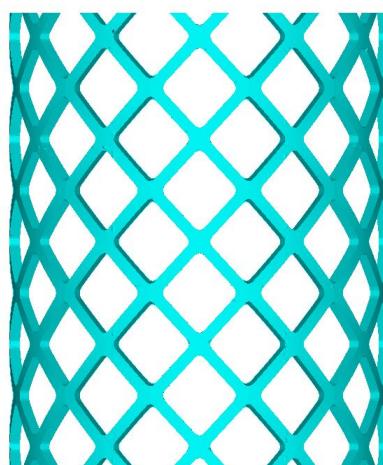
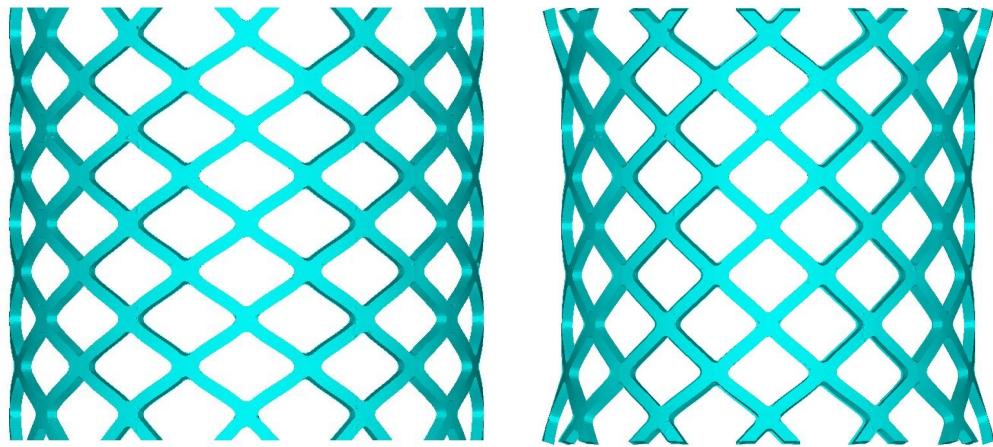


Figura 5.1: Geometría inicial



((a)) Geometría inicial con desplazamiento ((b)) Geometría final con presión interna

Figura 5.2: Deformación

En las imágenes 5.2(a) y 5.2(b) se puede apreciar como en el caso en el que aplicamos la presión interna en el stent este se deforma mas en las puntas, lo cual provocara mayor tensión en la pared de la traquea. Si obtenemos el desplazamiento que sufre la traquea durante el proceso de deformación vemos algo interesante. En el caso de la deformación mediante una presión interna la traquea experimenta mucha mas deformación y tensión en la parte externa del stent, mientras que si el desplazamiento se obtiene mediante la imposición de este mismo el desplazamiento es mas uniforme por lo que nos genera una menor tensión sobre la pared de la traquea.

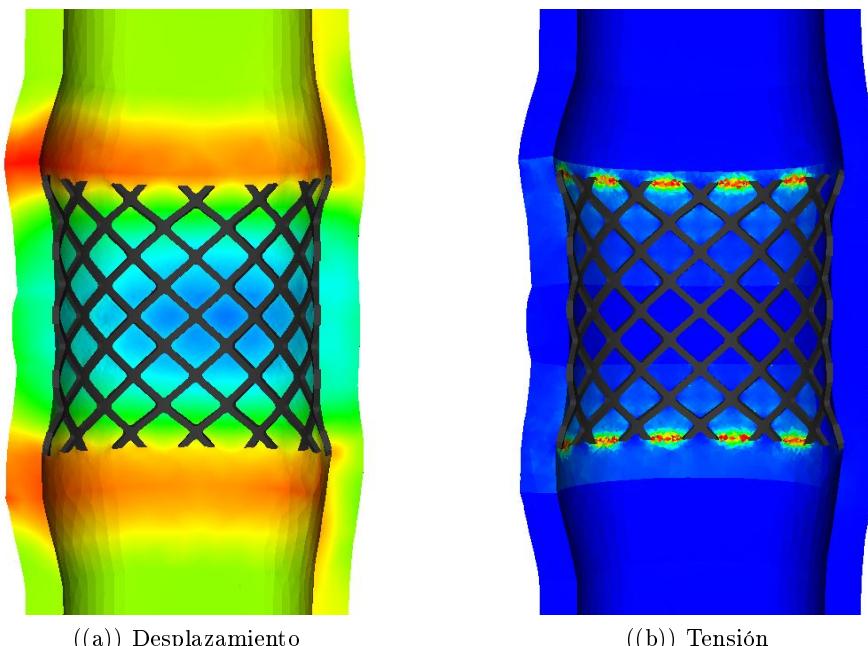


Figura 5.3: Presión interna

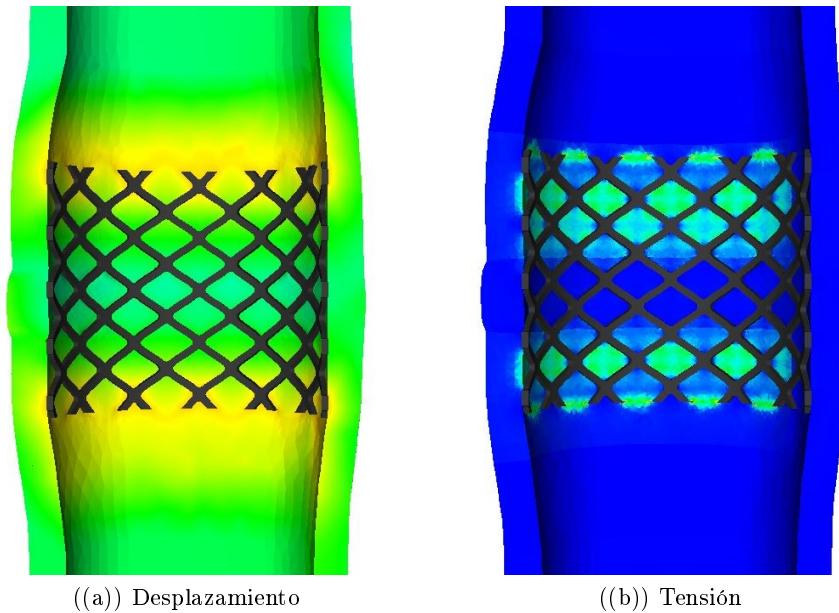


Figura 5.4: Desplazamiento impuesto

5.1.2. Ciclo de respiración

Ahora vamos a ver si existe algún tipo de diferencia entre el ciclo de respiración usando ambos modelos. Primero analizarnos los desplazamientos de la traquea, omitiendo los debidos a la apertura del stent, luego analizaremos las velocidad del flujo y la tensión de cizalla par ambos casos.

Como se puede ver en las imágenes 5.5(a) y 5.5(b) las diferencia entre los desplazamientos en la traquea omitiendo los debidos a la apertura del stent son casi inexistentes.

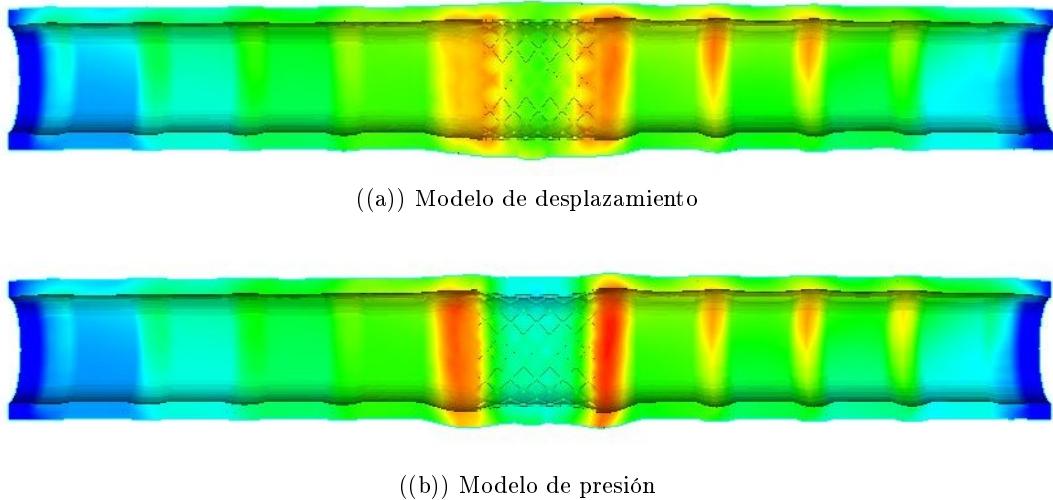


Figura 5.5: Desplazamiento impuesto en la traquea

5.2. Tensiones

Para poder analizar las tensiones de los modelos usaremos el programa EnSight, que nos permite suavizar estas tensiones para una mejor visualización. Estos cálculos los compararemos con unas imágenes endoscópicas facilitadas por el hospital veterinario de la Universidad de Zaragoza.

Primero vamos a ver que tensiones nos aparecen en una tráquea sana en un ciclo de respiración normal (fig. 5.6). En ella se puede apreciar que las tensiones aparecen principalmente en el cartílago y en la zona de músculo longitudinal, siendo en los anillos de músculo casi nula. Estas tensiones son muy pequeñas del orden de los 3000 pascales. La figura 5.7 muestra una endoscopia realizada a un conejo sano, donde podemos ver los diferentes anillos que forman la tráquea y que no hay ningún tipo de inflamación.

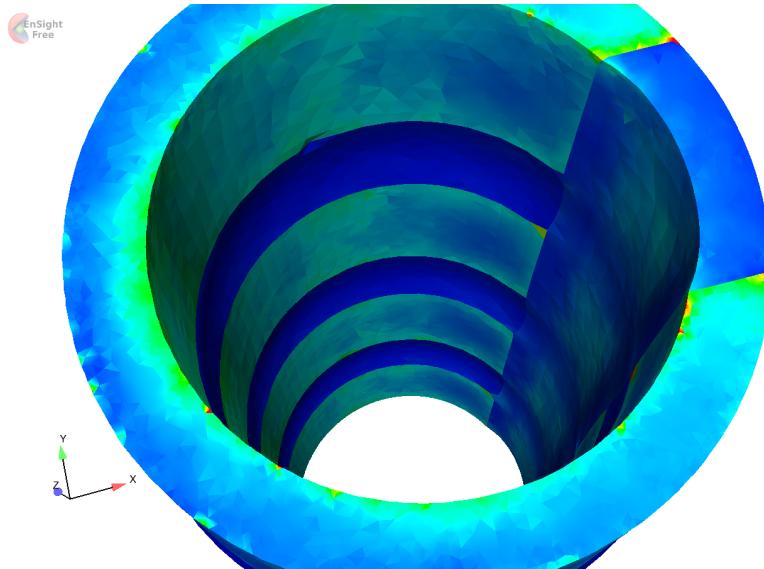


Figura 5.6: Tensiones tráquea sana

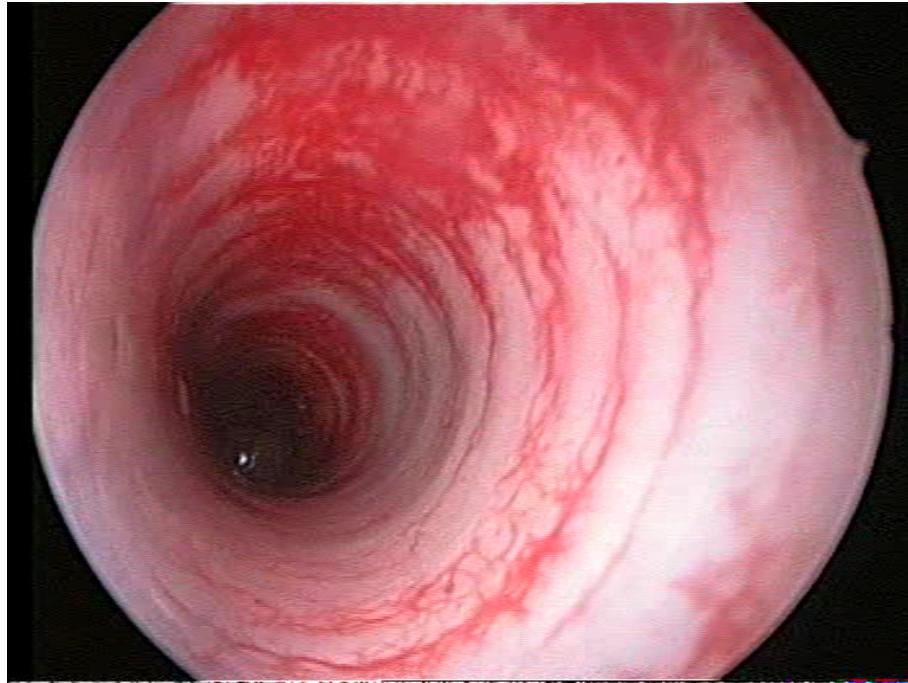


Figura 5.7: Endoscopia tráquea sana

Ahora analizaremos las tensiones producidas por ambos modelos y las compararemos con una imágenes endoscopicas facilitadas por la facultad de veterinaria de la Universidad de Zaragoza.

El daño principal en la tráquea se produce en el momento de la expansión. Como se puede ver en la figura 5.8 aparecen tensiones muy altas en la zona del cartílago cerca del stent. Estas tensiones acumuladas pueden producir inflamación de los tejidos durante el ciclo de respiración, lo que puede llegar a ocasionar reepitelización, es decir, el tejido crece, cubre el stent y aparece el fenómeno de restenosis.

La restenoisis es la reaparición de un estrechamiento o una estenosis después de su corrección, a menudo dentro de un periodo de 6 a 18 meses.

En las imagen 5.8(b) podemos ver unas imágenes endoscópicas, en ellas se puede apreciar los problemas antes descritos.

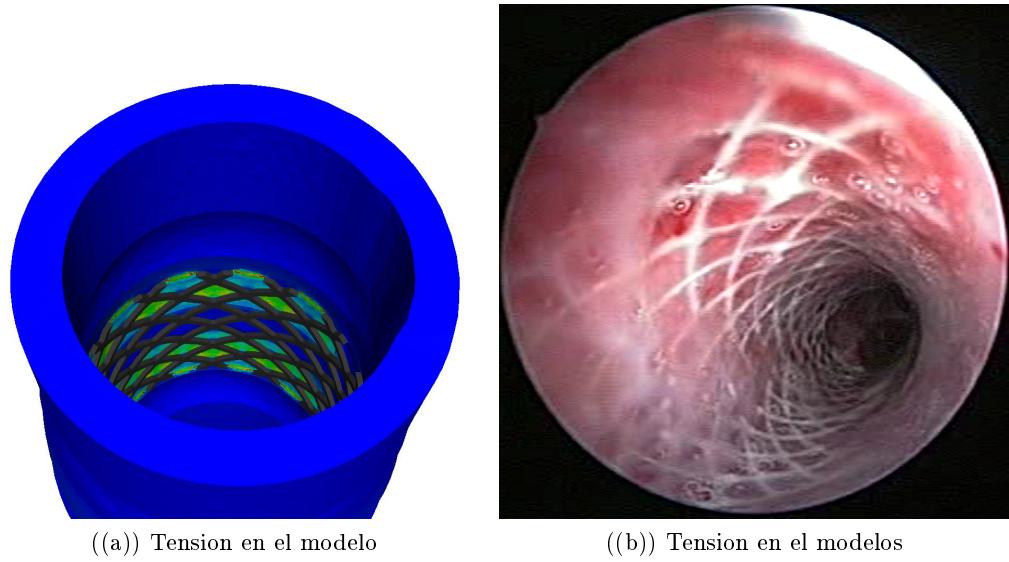


Figura 5.8: Comparación de tensiones en modelo de desplazamiento impuesto

Si observamos las tensiones que aparecen en el modelo con la condición de presión interna, vemos como esta tensión aparecen en la zona donde acaba el stent, este modelo de stent acaba con los filamentos cortados, sin ningún tipo de recubrimiento. Estos filamentos se pueden producir fibrosis en los tejidos.

La fibrosis es la formación o desarrollo de un exceso de tejido conectivo fibroso en un tejido como consecuencia de un proceso reparativo, se produce por un proceso inflamatorio crónico. En la imagen 5.9(b) vemos como al final del stent se ha producido una fibrosis en la tráquea. En la parte superior de la imagen vemos una zona blanca, esto es inflamación del tejido y podemos observar como se va comiendo al stent.

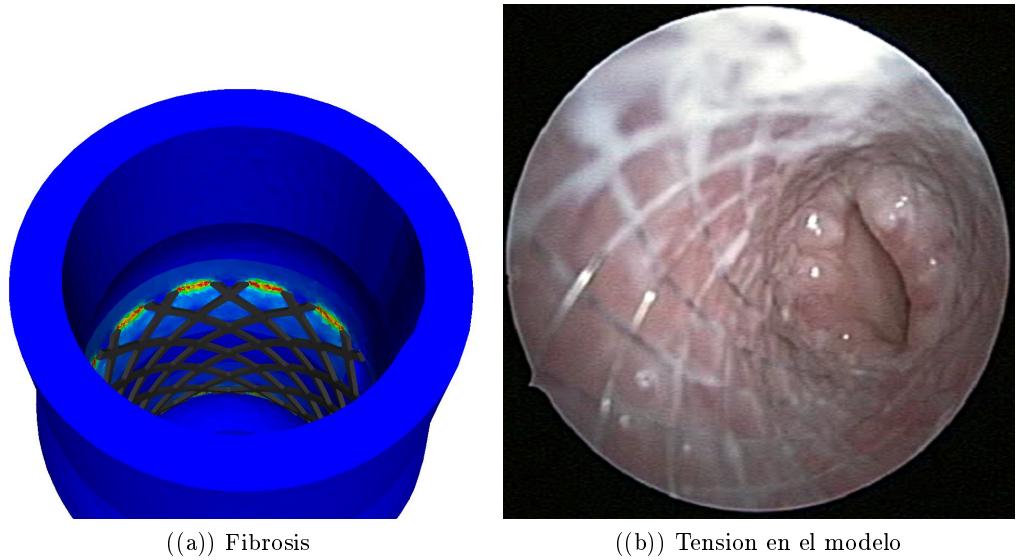


Figura 5.9: Comparación de tensiones en modelo de presión

Capítulo 6

Conclusiones

Una vez finalizado el proyecto se pueden extraer las siguientes conclusiones:

Comparando la expansión de cada modelo, podemos decir que en el modelo en el que se aplica la condición de presión el desplazamiento no es uniforme en todo el stent, como si lo es en el modelo en que aplicamos un desplazamiento impuesto. Esto provoca una mayores tensiones en las zonas extremas del stent.

En cuanto a los desplazamientos y las tensiones producidas por el ciclo de respiración, en ambos modelos son prácticamente las mismas.

También se observa que los resultados obtenido se corresponden con la realidad, ya que como se aprecia en las imágenes endoscópicas las inflamaciones aparecen en las mismas zonas donde tenemos la mayor tensión en los modelos.

Bibliografía

- [1] Boston Scientific: <http://www.bostonscientific.com/>
- [2] Cook Medical: <https://www.cookmedical.com>
- [3] Eliachar Y. Imaging evaluation of laringotracheal stenosis. J Otolaringol 1993;22(4):265-77.
- [4] Grillo HC, Donahue DM, Mathiensen DJ. Postintubation tracheal stenosis. Treatment and results J Thorac Cardiovasc Surg 1995;109(3):486-92.
- [5] <http://comexan.netvideo.tv/1003/main2.html>
- [6] Tarazona V, Paris F. Cirugía de la tráquea. En: Tratado de Cirugía. Barcelona: Balibrea Cantero, 1988;1331-42.
- [7] M.Malvè, A.Pérez del Palomar, J.L. López-Villalobos, A. Ginel, M. Doblaré. FSI Analysis of the Coughing Mechanism in Human Trachea. Annals of Biomedical Engineering. 29 January 2010.
- [8] Modelling the air mass transfer in a healthy and a stented rabbit trachea: CT-images, computer simulations and experimental study. M. Malvè, C. Serrano, E. Peña, R. Fernández-Parrad, F. Lostalé, M.A. De Gregorio;d, M.A. Martínez. International Communication in Heat and Mass Transfer, 2013, Accepted
- [9] Malvè, A. Pérez del Palomar, S. Chandra, J. L. López-Villalobos, A. Mena, E. Finol, A. Ginel, M. Doblaré, FSI analysis of a healthy and a stenotic human trachea under impedance-based boundary conditions, Journal of Biomechanical Engineering 133 (2011) 02100112.
- [10] Norimitsu Tanaka, Jean-Baptiste Martin, Koji Tokunaga, Toshi Abe, Yusuke Uchiyama, Naofumi Hayabuchi, Joachim Berkefeld, and Daniel A. Rüfenacht. Conformity of Carotid Stents with Vascular Anatomy: Evaluation in Carotid Models. AJNR Am J Neuroradiol 25:604607, April 2004
- [11] 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

- [12] 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.
- [13] McClay JE. Laryngeal and tracheal stents. In eMedicine Specialties Oral Medicine and Laryngology, WebMD. Last updated 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] 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
- [16] Poly-flex stent. In: Rüsch International products [on line]. Teleflex Medical. November 2007. <http://www.ruesch.de/en/produkte/neuheiten/stents/stents001.php>
- [17] 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
- [18] 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
- [19] World Health Organization: www.who.int
- [20] Mooney-Rivlin: http://es.wikipedia.org/wiki/Material_de_Mooney-Rivlin
- [21] Elgiloy: <http://www.fwmetals.com/ge/conichrome-specs.php>
- [22] Nitinol: http://en.wikipedia.org/wiki/Nickel_titanium
- [23] http://dataoteca.unad.edu.co/contenidos/201530/SPC%202010%20I%20-%20copia/leccin_5.html
- [24] <http://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/6294/06EfV06de23.pdf?sequence=6>
- [25] http://es.wikipedia.org/wiki/Aparato_respiratorio
- [26] Oñate, E., Possibilities of finite calculus in computational mechanics, Technical report, CIMNE, 2001
- [27] 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
- [28] <http://www.adina.com/tutorials.shtml>
- [29] Norimitsu Tanaka, Jean-Baptiste Martin, Koji Tokunaga, Toshi Abe, Yusuke Uchiyama, Naofumi Hayabuchi, Joachim Berkefeld, and Daniel A. Ru"fenacht. Conformity of Carotid Stents with Vascular Anatomy: Evaluation in Carotid Models. *AJNR Am J Neuroradiol* 25:604607, April 2004