

SEP

SECRETARÍA DE  
EDUCACIÓN PÚBLICA



TECNOLÓGICO NACIONAL DE MÉXICO  
Secretaría Académica, de Investigación e Innovación  
Dirección de Posgrado, Investigación e Innovación

**cenidet**<sup>®</sup>  
Centro Nacional de Investigación  
y Desarrollo Tecnológico

# Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico

Subdirección Académica

Departamento de Ingeniería Mecánica

## TESIS DE MAESTRÍA EN CIENCIAS

**Bases para el Diseño de una Cánula de Intubación Orotraqueal  
con Esfuerzos Superficiales Reducidos**

presentada por

**Ing. Ileana Baca Carrasco**

como requisito para la obtención del grado de  
**Maestra en Ciencias en Ingeniería Mecánica**

Director de tesis

**Dr. José María Rodríguez Lelis**

Codirectora de tesis

**M. en B. María Teresa Lucas Jiménez**

Cuernavaca, Morelos, México. Junio 2016.

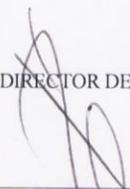
Cuernavaca, Mor., 15/junio2016

OFICIO No. DIM/202/2016  
Asunto: Aceptación de documento de tesis

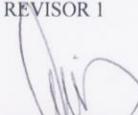
**C. DR. GERARDO VICENTE GUERRERO RAMÍREZ**  
**SUBDIRECTOR ACADÉMICO**  
**PRESENTE**

Por este conducto, los integrantes de Comité Tutorial del C. Ing. Ileana Baca Carrasco, con número de control M14CE001, de la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica, le informamos que hemos revisado el trabajo de tesis "Bases para el diseño de una cánula de intubación orotraqueal con esfuerzos superficiales reducidos" hemos encontrado que se han realizado todas las correcciones y observaciones que se le indicaron, por lo que hemos acordado aceptar el documento de tesis y le solicitamos la autorización de impresión definitiva.

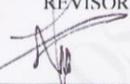
DIRECTOR DE TESIS

  
DR. JOSÉ MARÍA RODRÍGUEZ LELIS  
Doctor en Ciencias en Ingeniería Mecánica  
4500026

REVISOR 1

  
DR. ARTURO ABÚNDEZ PLIEGO  
Doctor en Ciencias en Ingeniería Mecánica  
6801139

REVISOR 2

  
M.C. LAURA LILIA CASTRO GÓMEZ  
Maestra en Ingeniería y Ciencias Aplicadas con Opción  
Terminal en Ing. Química  
7172315

REVISOR 3

  
DR. JOSÉ ANTONIO ARELLANO CABRERA  
Doctor en Ciencias en Ingeniería Mecánica  
7420198

C.p. (Lic. Guadalupe Garrido Rivera) - Jefa del Departamento de Servicios Escolares.  
Estudiante  
Expediente

Iniciales AAP/mrsr

Cuernavaca, Mor., 16 de junio de 2016  
OFICIO No. SAC/213/2016

**Asunto:** Autorización de impresión de tesis

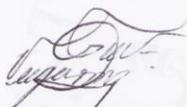
**ING. ILIANA BACA CARRASCO**  
**CANDIDATA AL GRADO DE MAESTRA EN CIENCIAS**  
**EN INGENIERÍA MECÁNICA**  
**PRESENTE**

Por este conducto, tengo el agrado de comunicarle que el Comité Tutorial asignado a su trabajo de tesis titulado **"Bases para el diseño de una cánula de intubación orotraqueal con esfuerzos superficiales reducidos"**, ha informado a esta Subdirección Académica, que están de acuerdo con el trabajo presentado. Por lo anterior, se le autoriza a que proceda con la impresión definitiva de su trabajo de tesis.

Esperando que el logro del mismo sea acorde con sus aspiraciones profesionales, reciba un cordial saludo.

**ATENTAMENTE**

"CONOCIMIENTO Y TECNOLOGIA AL SERVICIO DE MEXICO"



**DR. GERARDO VICENTE GUERRERO RAMÍREZ**  
**SUBDIRECTOR ACADÉMICO**



SEP TecNM  
CENTRO NACIONAL  
DE INVESTIGACIÓN  
Y DESARROLLO  
TECNOLÓGICO  
SUBDIRECCIÓN  
ACADÉMICA

C.p. Lic. Guadalupe Garrido Rivera.- Jefa del Departamento de Servicios Escolares.  
Expediente

GVGR/mcr

# AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios por acompañarme en cada momento de mi vida a través de personas maravillosas que pone en mi camino y por haberme dado fuerzas para continuar cuando he estado a punto de dejarme vencer.

A mi mamá, Ma. Elena, por ser compañera y amiga, por ser mi gran ejemplo de fortaleza y amor. Gracias por la paciencia que has tenido para enseñarme, por el amor que me das y por estar al pendiente durante toda esta etapa.

A mis hermanas María Dolores y Maleny por su apoyo total y hacerme reír en los momentos difíciles, también a Milena, mi sobrina hermosa y chula, por enseñarme una nueva forma de aprender y ver la vida.

A mi familia que no menciono pero que saben que los llevo en mi corazón y les agradezco por cada consejo y ayuda en todo momento.

A mi novio Erick por hacer que cada momento juntos sea único e invaluable, por permitirme crecer y aprender a tu lado, sobre todo por enseñarme a luchar por mis sueños a pesar de mis miedos.

Al pueblo mexicano, porque a través de sus impuestos el Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) me apoyó con la beca 377490 durante el período enero 2014 a diciembre 2015 para mi formación académica.

Al Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET) por la oportunidad de realizar mis estudios de maestría y a los profesores que me compartieron su conocimiento y contribuir a mi desarrollo académico.

De manera muy especial a mi director: Dr. José María Rodríguez Lelis por su confianza y orientación en el desarrollo de este trabajo, además del apoyo en las enseñanzas de vida que me permitieron aprender mucho más que lo estudiado en la tesis.

A mi codirectora M.B. Maria Teresas Lucas Jimenez por sus apreciados y relevantes aportes, comentarios y sugerencias para el desarrollo de esta investigación.

A mi comité revisor: Dr. Arturo Abundez Pliego, Dra. Laura Lilia Castro Gómez y particularmente al Dr. José Antonio Arellano Cabrera por sus conocimientos y tiempo invertido para revisar este trabajo.

A mis compañeros de generación Dilvar, Manuel y Félix, gracias por su amistad y hacer amenas las clases y convivencias.

A mis compañeros de cenidet: Blanca, Alma, Juney, Irving, Ángel, Luis, Enrique, Xóchitl, Francisco, Miguel, Ingrid y todos aquellos que en algún momento conviví con ellos.

A Equipos Médicos Vizcarra por su apoyo financiero y por las oportunidades brindadas para mi formación académica.

A todo el personal administrativo por agilizar los trámites, por su eficiencia y buen trato, Roció Salazar, Anita, Nadia.

# RESUMEN

En este trabajo se desarrolló el diseño de una cánula de intubación donde las cargas normales durante el contacto del tubo con la tráquea y al mismo tiempo los cortantes y fuerzas adhesivas en el mismo par de contacto son mínimas. Este diseño se enfocó a la optimización del diseño de manguito cuyas características físicas del diseño final incrementan el tiempo estancia en el paciente, al permitir el funcionamiento normal de los cilios.

El valor máximo de esfuerzos encontrado en el manguito final se reduce 700% comparado con otro diseño planteado. El manguito final fue sometido a un análisis de flujo para ver su comportamiento en la tráquea, comprobando el sellado necesario para el correcto funcionamiento durante la ventilación mecánica, se realiza por la película de moco, permitiendo a su vez el paso de este último hacia el exterior.

# **ABSTRACT**

This work was developed the design of an intubation cannula where normal loads during the contact of the tube with the trachea, and at the same time shear and adhesive forces in the same pair of contact are minimal. This design is focused on optimizing the cuff design whose physical characteristics of the final design increasing residence time in the patient, to allow the normal functioning of Cilia.

Maximum value of stress found in the final cuff is reduced 700% compared to other design proposed. Final cuff was subjected to a flow analysis to see their correct performance in the trachea, checking the required seal for proper operation during mechanical ventilation, it is performed by the film of mucus, allowing it at the same time the pass to outside.

# CONTENIDO

---

LISTA DE FIGURAS .....	II
LISTA DE TABLAS.....	III
INTRODUCCIÓN .....	IV
OBJETIVO.....	V
METAS.....	V
ALCANCES.....	V
CAPÍTULO I. ANTECEDENTES	
1.1. Introducción.....	1
1.2. Antecedentes Históricos.....	1
1.3. Intubación endotraqueal y sus complicaciones .....	4
1.4. Tráquea.....	7
CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO	
2.1 Introducción.....	15
2.2 Ecuaciones gobernantes de fluidos .....	15
2.2.1 Conservación de masa .....	15
2.2.2 Ecuación de cantidad de movimiento .....	16
2.3 Relaciones esfuerzo-deformación .....	18
2.4 Fuerzas de Van Der Waals .....	19
2.4.1 Interacción de Coulomb.....	20
2.4.2 Interacción Monopolo-Dipolo .....	20
2.4.3 Interacción Dipolo- Dipolo.....	22
2.4.4 Interacción de Keesom .....	22
2.4.5 Interacción de Debye.....	23
2.4.6 Interacción de London .....	24
2.5 Constante de Hamaker .....	24
2.6 Interfase sólido-líquido .....	25
CAPÍTULO III. METODOLOGÍA	
3.1. Introducción.....	27
3.2. Tubo endotraqueal .....	27
3.3. Diseño conceptual.....	28
3.3.1. Diseño 1. Cónico .....	29
3.3.2. Diseño 2. Sin redondeo longitudinal .....	30

3.3.3. Diseño 3. Con redondeo longitudinal.....	31
3.4. Materiales.....	32
3.5. Condiciones de frontera .....	34
3.6. Análisis con elemento finito.....	35
<b>CAPÍTULO IV. RESULTADOS</b>	
4.1 Introducción .....	47
4.2 Análisis de resultados.....	47
4.3 Discusión .....	55
<b>CAPÍTULO V. CONCLUSIONES</b>	
5.1 Conclusiones .....	56
5.2 Trabajos futuros.....	56
Referencias .....	57

## **LISTA DE FIGURAS**

---

Figura 1.1 Procedimiento de intubación utilizando un videolaringoscopio [24] .....	5
Figura 1.2 Tráquea sana [31] .....	6
Figura 1.3 Estenosis traqueal [30].....	6
Figura 1.4 Tráquea después de una cirugía láser [30] .....	7
Figura 1. 5 Sistema Respiratorio [34] .....	8
Figura 1.6 Vista frontal de la tráquea y los bronquios [41] .....	9
Figura 1.7 Células epiteliales. ....	10
Figura 1.8 Epitelio ciliado respiratorio. [46] .....	11
Figura 1. 9 Estructura de un cilio.....	12
Figura1.10 Capa Gel y Sol .....	12
Figura 2. 1 Entrada-salida de flujo másico en un volumen de control en dirección x.....	15
Figura 2. 2 Fuerzas de superficie de un volumen de control en dirección x.....	17
Figura 2. 3 Interacción entre un dipolo y una carga simple .....	21
Figura 2. 4 Interacción entre un dipolo con libre rotación y una carga simple.....	21
Figura 2. 5 Interacción entre dipolos .....	22
Figura 2. 6 Interacción entre dipolos con libre rotación .....	23
Figura 2. 7 Identador duro en un fluido .....	25

Figura 3.1 Partes del tubo endotraqueal [61] .....	27
Figura 3. 2 Medidas generales de los diseños conceptuales .....	29
Figura 3.3 Diseño 1. Cónico .....	29
Figura 3. 4 Diseño 2. Sin redondeo longitudinal.....	30
Figura 3. 5 Diseño 3. Con redondeo longitudinal .....	31
Figura 3. 6 Tubo endotraqueal .....	34
Figura 3. 7 Condiciones de frontera .....	35
Figura 3.8 Convergencia de malla del Diseño 1, Cónico.....	36
Figura 3.9 Diseño 1, Cónico, Mallado .....	36
Figura 3.10 Esfuerzos en Diseño 1 .....	37
Figura 3.11 Deformaciones en Diseño 1 .....	38
Figura 3.12 Convergencia de malla Diseño 2. Sin redondeos .....	39
Figura 3.13 Malla Diseño 2, sin redondeos .....	39
Figura 3.14 Esfuerzos en Diseño 2 .....	40
Figura 3. 15 Deformaciones en Diseño 2 .....	41
Figura 3.16 Convergencia de malla Diseño 2. Sin redondeos .....	42
Figura 3. 17 Convergencia de malla Diseño 2. Sin redondeos .....	42
Figura 3.18 Esfuerzos del Diseño 3 .....	43
Figura 3.19 Deformaciones en Diseño 3 .....	44
Figura 3.20 Diseño 4 .....	46
Figura 4.1 Condiciones de frontera .....	47
Figura 4.2 Convergencia de malla, Diseño 4.....	48
Figura 4.3 Malla del Diseño 4.....	48
Figura 4.4 Esfuerzos del Diseño 4 .....	49
Figura 4.5 Deformaciones del Diseño 4 .....	50
Figura 4.6 Gráfica de esfuerzos máximos de los diseños. ....	51
Figura 4.7 Deformaciones del Diseño 4 .....	51
Figura 4.8 Condiciones de frontera .....	52
Figura 4.9 Presión Diseño 4 .....	53
Figura 4.10. Flujo de aire al momento de inhalación.....	54
Figura 4.11 Flujo de aire señalado con flechas .....	55

---

## LISTA DE TABLAS

---

Tabla 1.1 Clasificación de los tubos endotraqueales.....	4
Tabla 3.1 Propiedades del PVC.....	33
Tabla 3.2 Moco ciliar.....	34
Tabla 3.3 Esfuerzos máximos.....	45
Tabla 4.1 Condiciones de frontera.....	53

# INTRODUCCIÓN

---

La intubación orotraqueal es indispensable para pacientes con deficiencia respiratoria, sin embargo, ésta conlleva un riesgo al provocar lesiones a los tejidos con los que entra en contacto y provocar infecciones, que hoy en día constituyen un importante problema de salud pública no sólo para los pacientes, sino también para la familia, la comunidad y el Estado [1].

Un estudio realizado por Centers for Disease Control (CDC), concluye que casi dos millones de pacientes adquieren una infección intrahospitalaria cada año, mientras permanecen en un hospital de los Estados Unidos de Norteamérica y casi 90,000 de ellos mueren a causa de una de estas infecciones [2].

Actualmente, la tendencia en tubos endotraqueales es la adaptación de sistemas para limpieza del moco acumulado, sin enfocarse en la causa del problema, es decir, el estancamiento del moco por el sellado del manguito de la cánula, por tanto, dio lugar a este proyecto con el fin de evitar la acumulación de moco traqueal por medio de la disminución de esfuerzos normales sobre la pared traqueal.

En el primer capítulo se presenta el estado del arte; la historia de la intubación orotraqueal, particularmente el tubo endotraqueal y su evolución a través del tiempo; se presentan los trabajos previos sobre diseño de cánulas endotraqueales y una descripción del funcionamiento del sistema de limpieza de la tráquea: los cilios. En el segundo capítulo se describen los fundamentos teóricos; conceptos relacionados con el comportamiento de los materiales cuando el manguito está en la tráquea; y modelos matemáticos aplicados. En el capítulo tres se muestran los diseños propuestos de manguito y una comparación de sus esfuerzos y deformaciones. En el capítulo cuatro se presenta el diseño final para el manguito de un tubo endotraqueal; los análisis de esfuerzos, deformación y fluidos realizados; así como la discusión de los resultados obtenidos.

## **OBJETIVO**

---

En este proyecto se propone el diseño de una cánula de intubación que reduzca las cargas normales durante el contacto del tubo con la tráquea y al mismo tiempo los cortantes y fuerzas adhesivas en el mismo par de contacto. Esta investigación es con el fin de incrementar el tiempo de residencia, reducir la influencia en los cilos, y evitar una cirugía.

## **METAS**

---

- Recopilación de la información científica y técnica relevante para el desarrollo de los tubos orotraqueales.
- Generación y validación de los tubos orotraqueales mediante el análisis y modelado del manguito.

## **ALCANCES**

---

- Diseño del manguito de la cánula que permita la reducción de esfuerzos superficiales.
- Diseño de la cánula aplicando la teoría recabada para disminuir la formación de mucosidad en la superficie de contacto.
- Solicitud de patente.
- Redacción de la tesis.
- Posible artículo.

# CAPÍTULO I. ANTECEDENTES

---

## 1.1. INTRODUCCIÓN

La intubación endotraqueal es un procedimiento que se utiliza con el fin de mantener la vía aérea abierta y poder asegurar la ventilación de los pulmones.

En este capítulo se presenta una breve reseña histórica del desarrollo de la intubación endotraqueal y su procedimiento actual. Así como la clasificación de los distintos tubos endotraqueales y una descripción de la tráquea, principal órgano afectado por la intubación.

## 1.2. ANTECEDENTES HISTÓRICOS

En un principio, el objetivo de la asistencia de las vías respiratorias se diseñó para restablecer la integridad de la vía respiratoria, garantizar la oxigenación, la ventilación y prevenir la aspiración, posteriormente se empleó para administrar agentes anestésicos inhalatorios [4].

Se conoce que los egipcios fueron los primeros en realizar el manejo de la vía aérea obstruida. Avicena, en su obra, describe la intubación endotraqueal con un tubo rígido de oro, plata u otro material [5].

Para 1542 Andrea Vesalio publicó lo que puede considerarse la primera aplicación experimental de la respiración artificial. En ella, conecta la tráquea de un perro a un sistema de fuelles, por medio de los cuales presta apoyo a la respiración del animal y logra mantenerlo con vida. Por su parte Desault fue el precursor de la intubación para resolver los cuadros originados por la obstrucción laríngea, por lo que se le atribuye la primera intubación laríngea [5].

En 1875, se presentó en New York una epidemia de difteria. A causa de eso Joseph O'Dwyer desarrolló el material, los tubos endotraqueales y la técnica para

tratar la obstrucción que provoca esta enfermedad. En 1887, publicó los resultados de este sistema, dando como efecto su aplicación extendida en EUA [6].

John Snow comenzó a administrar vapores anestésicos en animales, a través de la intubación traqueal dando inicio a la práctica de la intubación endotraqueal al suministro de medicamento [7].

Por la dificultad de la intubación a ciegas, el desarrollo de la intubación fue moderado, aun con el invento de Manuel García un espejo que permitía ver las cuerdas vocales. A pesar de su originalidad y utilidad, no era suficiente para las necesidades de la anestesia [8].

Friedrich Trendelenburg en 1871, administró anestesia inhalatoria por medio de un tubo con manguito de goma inflable a través de una traqueotomía para dar hermeticidad entre el tubo y la pared traqueal [4]. Con el desarrollo de este dispositivo, se vio la aparición de complicaciones asociadas a éste, por ejemplo: estenosis o fístulas traqueoesofágicas. Sin embargo, tuvieron que pasar más de 20 años para que se emplearan los manguitos inflables en tubos endotraqueales [9].

Otra aportación importante a la técnica moderna de intubación fue realizada por Jackson y Janeway, quienes utilizan un laringoscopio, para evitar colocar la tubería mediante el tacto y propiciar así el desarrollo y la popularidad del tubo flexible para intubación [9].

Pero fueron Arthur Guedel y Ralph Waters quienes desarrollaron con éxito el primer tubo endotraqueal con manguito en 1928 [10].

La siguiente fase de los tubos endotraqueales fue gobernada por el manejo anestésico de los pacientes. Para el año 1920 el problema de la respiración fue resuelto por la ventilación controlada. Ahora, las secreciones bronquiales excesivas eran un peligro potencial, pero esto fue mitigado por el uso de la postura con succión [11].

El diseño propuesto por Bjork and Carlens en 1949 permitió la ventilación independiente de cada pulmón por el tubo de doble lumen, dicho dispositivo consiste

en un manguito insertado en el bronquio primario izquierdo y el otro en la tráquea, que lo hace apropiado para la anestesia en la región torácica, pero es inútil en el caso de una operación cerca de la catrina, porque ese es su punto de apoyo [12].

En la década de los sesenta, se fabricaron manguitos endotraqueales de goma y se les clasificó como de alta presión y bajo volumen (AP-BV), diseñados para uso a corto plazo en la sala de operaciones. Sin embargo, se identificaron lesiones de la mucosa traqueal causada por la aplicación de estos manguitos [13]. Posteriormente, se analizaron diferentes formas de tubos endotraqueales y surgieron los manguitos de alto volumen y baja presión (AV-BP), con una extensa área de superficie de contacto con la tráquea que reduce la lesión de la mucosa traqueal, como los descritos en la patente US 008/0000482 A1 [14].

Además, se han desarrollado diversas válvulas para controlar la presión ejercida sobre la tráquea como la patente US6651666, teniendo un manómetro conectado a un manguito externo para conocer la presión a la que se encuentra el otro manguito localizado en la tráquea del paciente. La presión del manguito sigue estando a criterio del operador [15].

Aún así el tubo endotraqueal es un foco de infecciones, porque favorece la colonización de las bacterias que deberían ser expulsadas con el funcionamiento normal de la tráquea. Es por esto que se han propuesto medidas para evitar esta colonización, desde superficies hidrofóbicas [16], recubrimiento con plata que han reducido la infección en un 20% [17], luz ultravioleta en el tubo para matar las bacterias indeseables y reducir la ingesta de antibiótico [18].

También existen varias formas de succionar el exceso de moco para evitar la infección o disminuir la probabilidad de que se complique, por ejemplo, en la patente US006062223A se describe un manguito normal en la punta distal de la tráquea y una bolsa en la parte superior a éste que termina a la altura de las cuerdas vocales. El espacio entre estas dos partes cuenta con un orificio y una línea de succión, para expulsar el moco [19].

La patente US007089942B1 explica la extracción del exceso de mucosidad en la tráquea a través de un catéter colocado en una guía a lo largo del tubo, y que recolecta la mucosidad de la bolsa formada en el manguito [20].

### 1.3. INTUBACIÓN ENDOTRAQUEAL Y SUS COMPLICACIONES

La intubación es el método más eficaz para mantener permeable la vía aérea y garantiza la ventilación y oxigenación, pero muchos de estos pacientes precisan traqueotomía, ya que la hemorragia y/o las heridas en esta área impiden visualizar la laringe para su intubación. También es necesaria para todos los procedimientos quirúrgicos realizados bajo anestesia general, sin embargo, el 30% de las muertes que se atribuyen a la anestesia son a causa de la imposibilidad de mantener la vía aérea permeable [22].

Los utensilios principales necesarios para la intubación son: el laringoscopio y el tubo endotraqueal, de los cuales existen diferentes tipos según la función para la que fueron diseñados [21]. En la Tabla 1.1 muestra una clasificación general de los tipos de tubos endotraqueales.

*Tabla 1.1 Clasificación de los tubos endotraqueales [22]*

<b>De un lumen</b>	Tipo Magill	
	Tipo Murphy	
<b>De doble lumen</b>	Tubo de doble lumen propiamente dicho	Derecho Izquierdo
	Dispositivos de bloqueo bronquial	
	Tubos preformados	Oral Nasal
	Tubos espiralados	
<b>Especiales</b>	Tubos resistentes al láser	
	Tubos con puertos adicionales	
	Tubos para prevenir la neumonía asociada a ventilación mecánica	Con aspiración subglótica Balón de poliuretano Balón de presión constante Antibacterianos

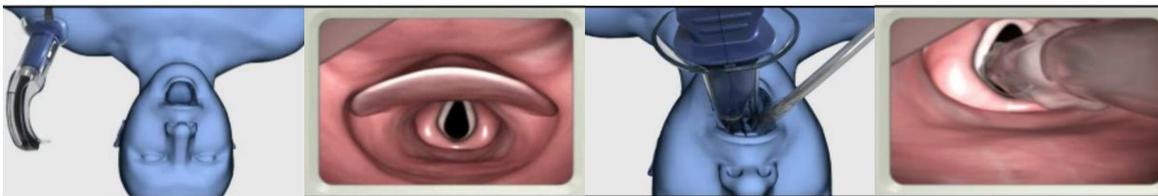
Los pasos para realizar una intubación endotraqueal con un videolaringoscopio se encuentran representados en la Figura 1.1 y se describen enseguida:

Paso 1. Mirar directamente dentro de la boca del paciente y con el videolaringoscopio en la mano izquierda, introducirlo por la línea media.

Paso 2. Con el dispositivo ya insertado, el operador dirige la vista a la pantalla con el fin de identificar la epiglotis, luego moverlo, manipularlo y obtener la mejor vista de la glotis. A diferencia de la laringoscopia convencional, el videolaringoscopio es un instrumento de la línea media y no es necesario el desplazamiento lateral de la lengua.

Paso 3. Observar directamente dentro de la boca del paciente, no a la pantalla, con sumo cuidado guiar la punta distal del tubo endotraqueal cerca de la punta del videolaringoscopio.

Paso 4. Ver a la pantalla para completar la intubación, y girar suavemente o ajustar el ángulo del tubo para redirigir según sea necesario. Cuando el tubo está en posición, se infla a una presión aproximada de 25 a 40 mm de H<sub>2</sub>O, no obstante, se tienen datos de que a 60 mm de H<sub>2</sub>O aún se tienen filtraciones [23].



*Figura 1.1 Procedimiento de intubación utilizando un videolaringoscopio [24]*

Las complicaciones de la intubación endotraqueal pueden ser durante la intubación o con el paciente intubado.

Durante el procedimiento se pueden presentar: traumatismos de la vía aérea, ruptura de piezas dentales, sangrado de las estructuras orofaríngeas, infección de las lesiones, luxación de la columna cervical, laringoespasma, broncoespasmo, apnea, hipertensión arterial, tos, vómito, intubación esofágica, intubación endobronquial, intubación fallida persistentemente o aspiración de contenido gástrico o de cuerpos extraños [25, 26].

Con el paciente intubado las desventajas que se pueden presentar son: intubación accidental, intubación endobronquial, obstrucción o acodamiento del tubo, broncoespasmo, escoriaciones de nariz o boca.

La presencia de complicaciones después de extraer el tubo depende de diversos factores como la presión del manguito o el tiempo de intubación, algunas de los agravamientos son: infecciones en la tráquea, isquemia, inflamación, ulceración, granulación, y la estenosis en el sitio de contacto entre el manguito y la tráquea [23]. Los estudios muestran que del 6% al 21% de las intubaciones pueden presentar estenosis traqueal a pesar de las mejoras tecnológicas y la atención más hábil al paciente en las unidades de cuidados intensivos [27, 28, 29].

La Figura 1.2 muestra la vista interna de una tráquea sana, sin embargo, en la Figura 1.3 se observa una tráquea con estenosis ocasionada por una intubación endotraqueal de 9 días [30].



*Figura 1.2 Tráquea sana [31]*



*Figura 1.3 Estenosis traqueal [30]*

Actualmente se realiza una cirugía láser para tratar la estenosis traqueal [32] y el resultado de la operación está representada en la Figura 1.4. Donde se observa el tejido epitelial completamente dañado, se deduce que no hay cilios en el área

afectada, que es el sistema de limpieza en la tráquea provocando alojamiento de bacterias inspiradas en el área de la cirugía.



*Figura 1.4 Tráquea después de una cirugía láser [30]*

## **1.4. TRÁQUEA**

Normalmente, el término respiración se define como el intercambio de gases entre el medio ambiente externo y el medio interno. Aunque, bajo esta definición tan simple, se incluye no solamente el movimiento de aire entre el interior y exterior de los pulmones, sino también el paso de los mismos del interior pulmonar a la sangre; el transporte mediante la vía sanguínea hasta las células y su posterior difusión a través de las membranas celulares.

Además del intercambio gaseoso, el aparato respiratorio desarrolla otras funciones, algunas como:

- El lecho capilar pulmonar actúa como un filtro para la sangre, ya que pequeños coágulos, restos celulares o burbujas de aire son eliminados en dicho aparato.

- Las vías aéreas ejercen una gran acción de defensa del organismo, impidiendo la entrada de agentes patógenos en el cuerpo.

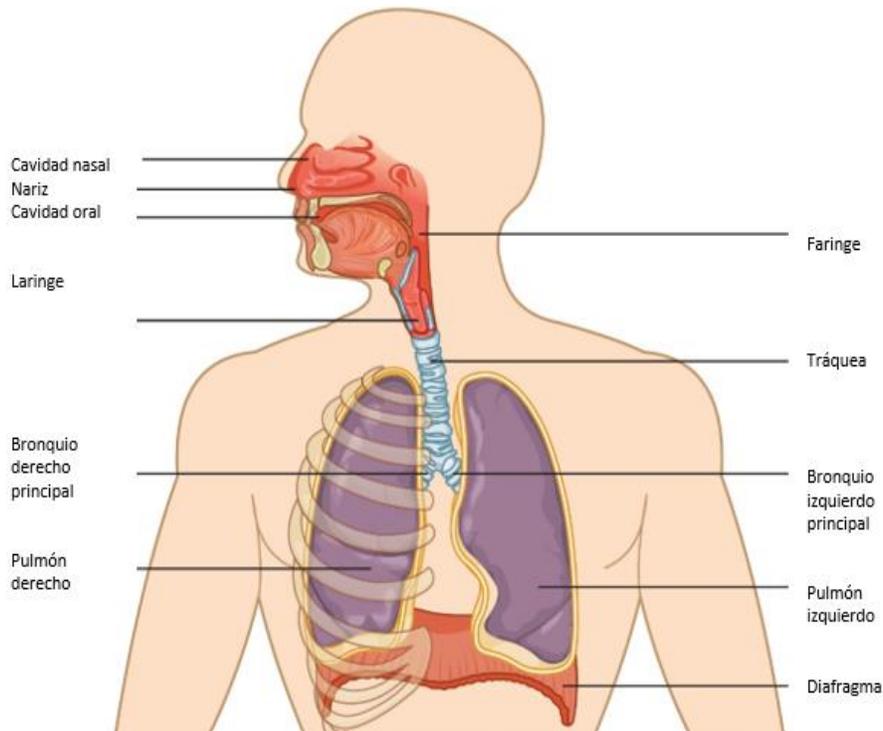
- Participa en mecanismos homeostáticos como el control de la temperatura, control de líquidos corporales, control ácido-básico, etc.

- El lecho capilar pulmonar es un importante reservorio de sangre.

- Tiene importantes acciones metabólicas.

Las vías aéreas son la parte superior del sistema respiratorio, por donde se conduce el aire hacia los pulmones, sus componentes son: nariz, boca, lengua,

laringe, tráquea y bronquios [33], en la Figura 1.5 se muestran dichos componentes dentro del cuerpo humano.

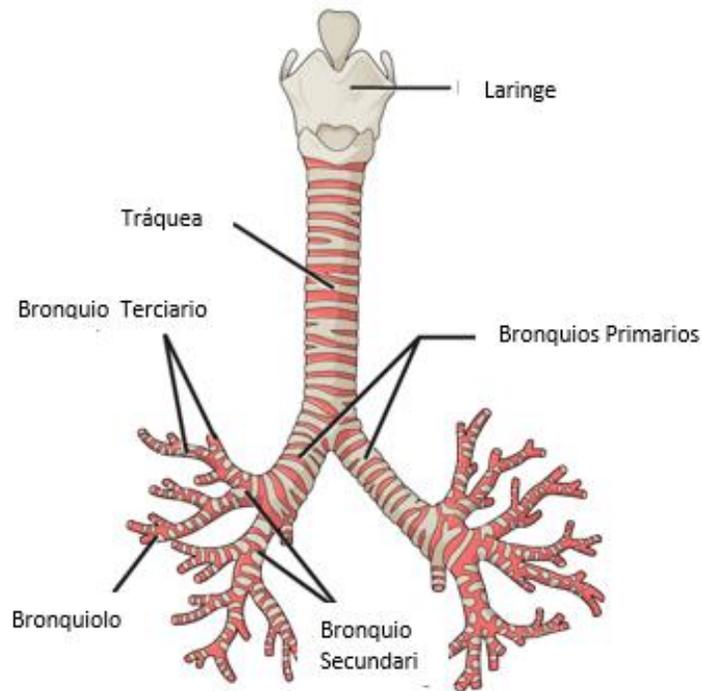


*Figura 1. 5 Sistema Respiratorio [34]*

Las características anatómicas del aparato respiratorio en el niño son similares a las del adulto, en líneas generales, dado que su estructura básica está ya presente en el momento del nacimiento [35, 36]

La tráquea conduce el aire hacia los bronquios a través de su estructura tubular. Como se aprecia en la Figura 1.6, la tráquea está formada de 18 a 22 anillos de cartílago, en forma de herradura con una longitud de 10 a 13 centímetros, con un diámetro en adultos hombres de 25 a 27 milímetros, siendo las mujeres quienes presentan un diámetro menor (14 a 20 milímetros) [37], pero estudios recientes proponen que no existe una correlación del sexo y el tamaño de la tráquea, en cambio en el peso y la talla si se presenta [38, 39].

La tráquea en su exterior cuenta con una capa fibromusculocartilaginosa, rodeada en toda su longitud de un tejido celuloadiposo que desempeña el papel de serosa y que favorece sus movimientos [40].



*Figura 1.6 Vista frontal de la tráquea y los bronquios [41]*

En su interior se encuentra cubierta por una capa de moco, al cual se adhieren las partículas que llegan hasta la tráquea y son expulsadas a través de la tos o por digestión.

Este drenaje es posible por la capa que cubre su superficie interna denominada epitelio y se presenta de dos formas: revestimiento o glandular. En ambos casos, entre ellas no existe una matriz extracelular, pero existe una lámina basal, que funciona de conexión entre el epitelio de revestimiento y el tejido conectivo que sirve como base [42].

Los epitelios de revestimiento cubren las superficies del cuerpo, tanto la externa (piel) como las interiores, en particular las que limitan las cavidades y los conductos orgánicos (vías respiratorias). Existen de diferente forma (plana, cúbica y cilíndrica) y distribución de sus células (simples, estratificadas y seudoestratificadas).

Se clasifica de acuerdo a la cantidad de capas celulares y la forma de las células de la capa superficial. Si es sólo una capa es simple, si son dos o más es estratificado. De acuerdo a su altura pueden ser planas, cúbicas o cilíndricas [43]. Las glándulas secretan sustancias en grupo o aisladas, su clasificación más general es de acuerdo al destino inmediato de su secreción: las exocrinas (mucosas, serosas, productoras de lípidos y transportadoras de iones) y endocrinas que depositan sus secreciones en la sangre (hormonas) [42].

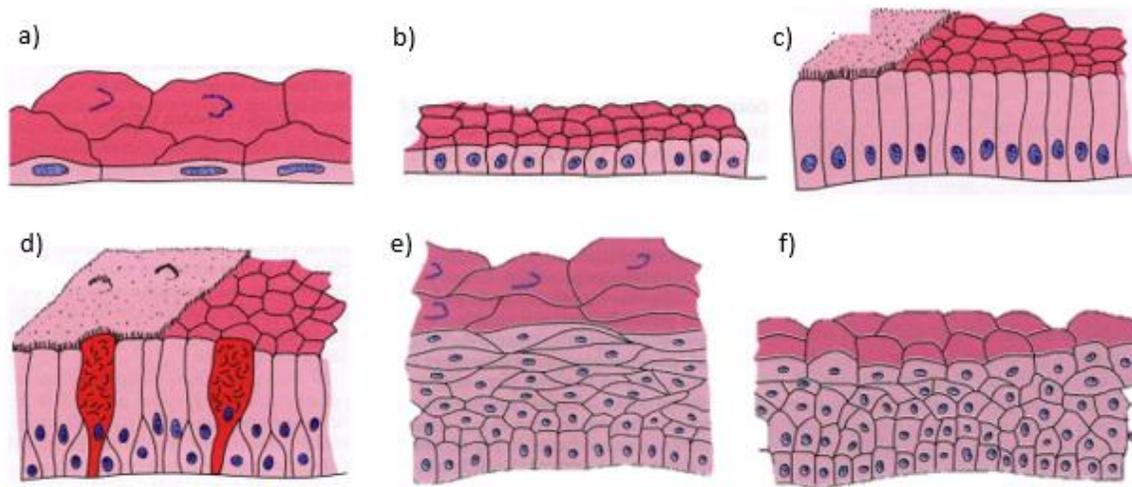


Figura 1.7 Células epiteliales. a) Epitelio plano simple, b) Epitelio cúbico simple, c) Epitelio cilíndrico simple, d) Epitelio cilíndrico pseudoestratificados, e) Epitelio plano estratificado, f) Epitelio de transición [44].

En la Figura 1.7 se muestran algunos tipos de epitelios, su nombre deriva de las características que se presentan en su forma, número de capas y altura. En el caso del conducto traqueal, es un epitelio pseudoestratificado cilíndrico ciliado, en el que además existen varios tipos de células, siendo las más numerosas las células ciliadas, las células caliciformes y las células basales [45]. La Figura 1.8 es una SEM del epitelio traqueal donde se aprecia las células ciliadas y las caliciformes.



*Figura 1.8 Epitelio ciliado respiratorio. [46]*

La principal función de las células caliciformes es secretar mucina, formando así la capa líquida para proteger el epitelio y forman un 25% del epitelio [47]. Las células basales son capaces de remplazar cualquier célula del epitelio, con forma cónica y próximas a la lámina basal [45].

Las células ciliadas cuentan con cortas prolongaciones filiformes que se proyectan desde la superficie, como se observa en la Figura 1.9.

Estos cilios realizan un movimiento coordinado de barrido en dirección a la faringe, con una frecuencia máxima de 100Hz [48], eliminando partículas extrañas inhaladas y el moco que se produce en algunas enfermedades respiratorias. Poseen unos 200 cilios por célula.

Fue Antoni Van Leeuwenhoek en 1674-75, el primero en observar los cilios y Zimmermann fue el primero en asociarles una función sensorial [49]. Los cilios cuentan con un diámetro de  $0.25\mu\text{m}$  y varios micrómetros de longitud. Cada uno consta de un eje citosólico (matriz ciliar) y un axonema (estructura filamentosa). Se mueven de manera sincrónica, gracias a su proteína motora: dineína ciliar [50, 51, 44].

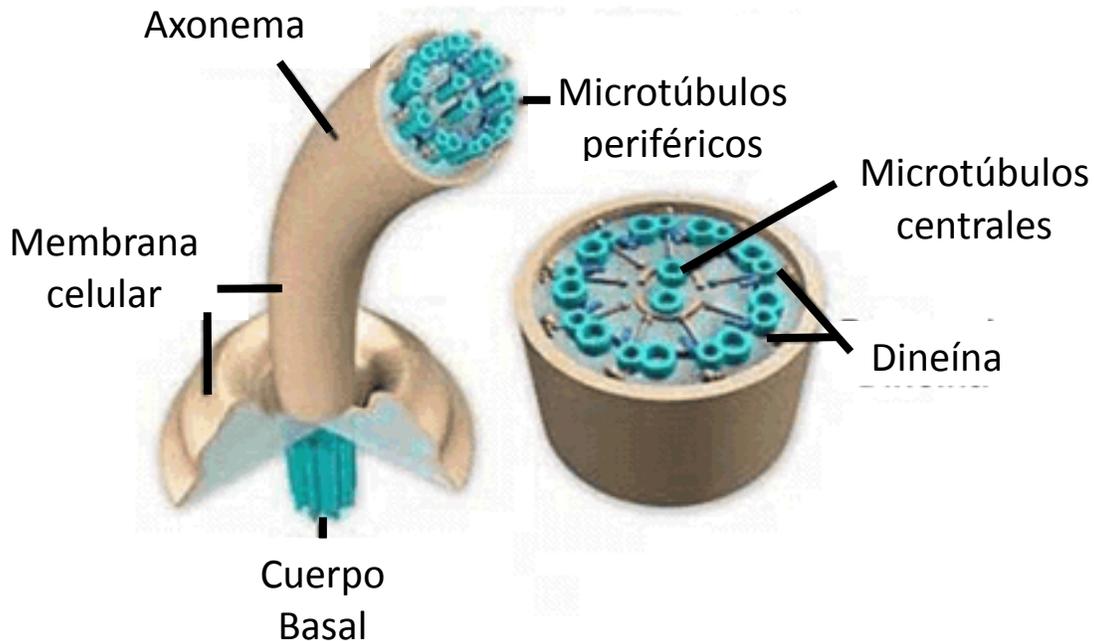


Figura 1. 9 Estructura de un cilio

El movimiento ciliar se presenta en la capa llamada sol o pericial que tiene una consistencia acuosa, sobre ésta, se encuentra la capa gel o mucosa, que es donde se adhieren las partículas que logran llegar a la tráquea, para así ser expulsadas. La Figura 1.10 muestra como la película de gel está en contacto directo con el ambiente, mientras la capa acuosa se encuentra entre las células epiteliales y la mucosidad.

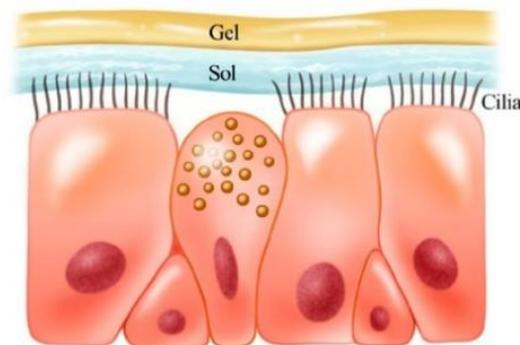


Figura1.10 Capa Gel y Sol

La mucosidad en el cuerpo tiene varias funciones, desde alertar de una enfermedad, hasta lubricar las partes esenciales e indispensables para el funcionamiento óptimo del cuerpo [52]. El valor promedio de ventilación es de 7.5 L/min de aire [53], en los cuales se contienen partículas que son atrapadas en el moco y el movimiento ciliar es de tipo cíclico, con todos los cilios batiendo en la

misma dirección, las partículas inhaladas se deslizan a modo de cinta transportadora en dirección hacia la faringe.

Pero no todas las bacterias son expulsadas, ya que algunas se adhieren directamente a los cilios como: *Mycoplasma pneumoniae* y *Bordetella pertussis*. Mientras que otras, tales como el *Streptococcus pneumoniae*, *Haemophilus influenzae* y *Staphylococcus aureus* se unen al moco y no a los cilios. Además, algunas patógenas estimulan la secreción de más mucina, la principal proteína de la capa mucosa, para disminuir el batido ciliar y dañar el epitelio [54].

Un síntoma de la hipersecreción incluye un aumento en la frecuencia y duración de las infecciones y disminución en el volumen espiratorio forzado en un segundo.

En teoría, las células que producen inflamación son las de la secreción, entonces las estrategias están dirigidas a reducir la infiltración o activación de células inflamatorias y es probable que sean suficientes para regular la baja producción de mucina de una manera clínicamente significativa [55].

Para futuras terapias para la hipersecreción de moco se encuentran las siguientes alternativas:

- Estrategias basadas en los receptores P2Y2
- Bromuro de tiotropio
- Viozan

La intubación endotraqueal constituye una parte esencial en la práctica de la anestesiología moderna y en la unidad de cuidados intensivos está indicada para resolver la obstrucción, asistencia ventilatoria, limpieza de la tráquea o bronquios, prevenir aspiración; pero, como todo procedimiento invasivo no está exento de riesgos, ya que están asociados a la Neumonía Asociada a la Ventilación Mecánica, con 250,000 casos de incidencia anualmente y con 23,000 pacientes muertos anualmente. Sin embargo, sigue siendo el método de elección para el manejo a corto plazo de la vía aérea [11]. Actualmente, los tubos endotraqueales están elaborados de cloruro de polivinilo (PVC), silicona y otros materiales transparentes. Además de diseños diferentes de manguito y diversos recubrimientos para su mejor

funcionamiento, aun así, no se centran en prevenir las infecciones a causa de la mucosa estancada, solo intentan disminuir los efectos de ésta.

Con los datos acerca de los diseños, parámetros y complicaciones de los tubos endotraqueales, se pretende diseñar un tubo que selle herméticamente la tráquea, pero no por la presión aplicada del manguito, sino por la adhesión de éste al moco ciliar. Además de un diseño que permita el flujo de moco en la zona del manguito, para incrementar el tiempo de estancia en el cuerpo humano y reducir el riesgo de complicaciones asociadas a la intubación.

# CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO

---

## 2.1 INTRODUCCIÓN

Este capítulo presenta los modelos matemáticos para analizar el contacto entre el manguito del tubo endotraqueal desde un punto de vista tribológico, la interacción del moco traqueal y el manguito, así como fundamentos para el diseño del tubo.

## 2.2 ECUACIONES GOBERNANTES DE FLUIDOS

Para poder obtener un modelo matemático acerca del comportamiento físico de un sistema, se requiere conocer el conjunto de ecuaciones y las condiciones iniciales y de frontera que rigen los fenómenos físicos involucrados.

### 2.2.1 Conservación de masa

Para modelar el flujo de un fluido detalladamente se aplica la conservación de masa a un volumen de control  $(dx, dy, dz)$ . La entrada neta del flujo de masa es igual a la rapidez de variación de la masa en el elemento, es decir [56]:

$$\dot{m}_{entrada} - \dot{m}_{salida} = \frac{\partial}{\partial t} m_{elemento} \quad (2.1)$$

La Figura 2.1 muestra gráficamente esta relación.

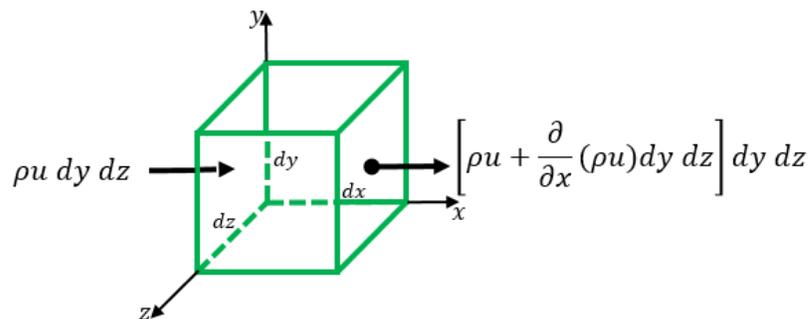


Figura 2. 1 Entrada-salida de flujo másico en un volumen de control en dirección x.

Los términos de la Figura 2.1 se introducen en la ecuación 2.1 para obtener:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} dx dy dz + \frac{\partial}{\partial x} (\rho u) dx dy dz + \frac{\partial}{\partial y} (\rho v) dx dy dz + \frac{\partial}{\partial z} (\rho w) dx dy dz = 0 \quad (2. 2)$$

Al dividir entre  $dx, dy, dz$ :

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x} (\rho u) + \frac{\partial}{\partial y} (\rho v) + \frac{\partial}{\partial z} (\rho w) = 0 \quad (2. 3)$$

Introducir el operador gradiente que en coordenadas rectangulares es:

$$\nabla = i \frac{\partial}{\partial x} + j \frac{\partial}{\partial y} + k \frac{\partial}{\partial z} \quad (2. 4)$$

De esta manera se reescribe la ecuación de continuidad de forma simplificada, donde  $\rho$  es la densidad,  $V$  el vector de velocidad y  $u, v, w$  sus componentes.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho V) = 0 \quad (2. 5)$$

### 2.2.2 Ecuación de cantidad de movimiento

La expresión la cual establece que la variación de movimiento en el tiempo es proporcional a la suma de las fuerzas que actúan sobre el sistema, se representa en este caso para el volumen de control de la Figura 2.1:

$$\sum F = \rho \frac{dV}{dt} dx dy dz \quad (2. 6)$$

Las fuerzas de cuerpo y las de superficie son las que actúan sobre el elemento. Las primeras son causadas por campos externos como la gravedad, así para el elemento de masa diferencial  $\rho dx dy dz$  en el volumen de control es:

$$dF_g = \rho g dx dy dz \quad (2. 7)$$

Las segundas, fuerzas de superficie, son por los esfuerzos en las caras del volumen de control que son la suma de la presión hidrostática y los esfuerzos viscosos  $\tau_{ij}$ .

$$\sigma_{ij} = \begin{bmatrix} -p + \tau_{xx} & \tau_{yx} & \tau_{zx} \\ \tau_{xy} & -p + \tau_{yy} & \tau_{zy} \\ \tau_{xz} & \tau_{yz} & -p + \tau_{zz} \end{bmatrix} \quad (2. 8)$$

La Figura 2.2 muestra de forma gráfica los esfuerzos en dirección  $x$ , la fuerza  $\sigma_{xx} dy dz$  del lado izquierdo es balanceada por la fuerza del lado derecho  $\sigma_{xx} dy dz$  dejando la fuerza neta del lado derecho  $\frac{\partial \sigma_{xx}}{\partial x} dx dy dz$ .

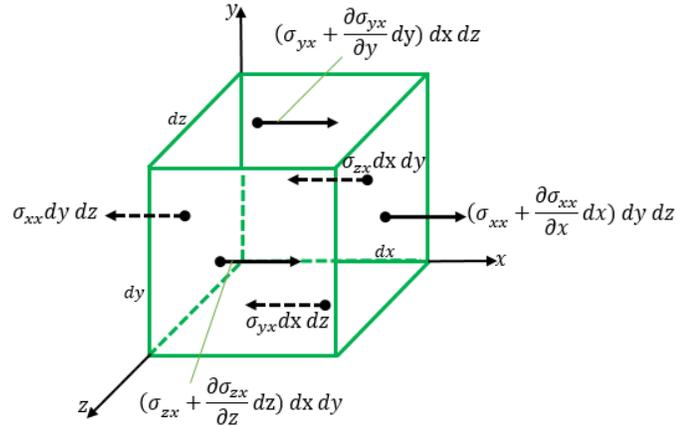


Figura 2. 2 Fuerzas de superficie de un volumen de control en dirección  $x$ .

Así la fuerza de superficie neta en dirección  $x$  es:

$$dF_{x,\text{superf}} = \left[ \frac{\partial}{\partial x} (\sigma_{xx}) + \frac{\partial}{\partial y} (\sigma_{yx}) + \frac{\partial}{\partial z} (\sigma_{zx}) \right] dx dy dz \quad (2.9)$$

La ecuación anterior se representa a partir de la ecuación 2.8 para obtener:

$$\frac{dF_x}{dV} = \left[ -\frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\partial}{\partial x} (\tau_{xx}) + \frac{\partial}{\partial y} (\tau_{yx}) + \frac{\partial}{\partial z} (\tau_{zx}) \right] \quad (2.10)$$

De igual forma se derivan las fuerzas para  $z$  y  $y$  por unidad de volumen en la superficie de control:

$$\begin{aligned} \frac{dF_y}{dV} &= \left[ -\frac{\partial p}{\partial y} + \frac{\partial}{\partial x} (\tau_{xy}) + \frac{\partial}{\partial y} (\tau_{yy}) + \frac{\partial}{\partial z} (\tau_{zy}) \right] \\ \frac{dF_z}{dV} &= \left[ -\frac{\partial p}{\partial z} + \frac{\partial}{\partial x} (\tau_{xz}) + \frac{\partial}{\partial y} (\tau_{yz}) + \frac{\partial}{\partial z} (\tau_{zz}) \right] \end{aligned} \quad (2.11)$$

Al multiplicar las ecuaciones 2.10 y 2.11 por  $i, j$  y  $k$  respectivamente y sumando se obtiene el vector neto de fuerza de superficie.

$$\left(\frac{dF}{dV}\right)_{superf} = -\nabla p + \left(\frac{dF}{dV}\right)_{viscoso} \quad (2.12)$$

La fuerza de superficie es la suma del vector de gradiente de presión y la divergencia del tensor de esfuerzo viscoso. Donde la fuerza viscosa tiene un total de nueve términos que representan la divergencia de un componente de esfuerzo actuando en las caras  $x, y, z$ . Sustituyendo en la ecuación 2.6 y usando la ecuación 2.7 se obtiene:

$$\rho g - \nabla p + \nabla \cdot \tau_{ij} = \rho \frac{dV}{dt} \quad (2.13)$$

Los esfuerzos viscosos son proporcionales a la razón de deformación del elemento en un fluido newtoniano. La ecuación 2.13 se ajusta para un flujo incompresible y adquiere la forma:

$$\begin{aligned} \rho g_x - \frac{\partial p}{\partial x} + \mu \left( \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) &= \rho \frac{du}{dt} \\ \rho g_y - \frac{\partial p}{\partial y} + \mu \left( \frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right) &= \rho \frac{dv}{dt} \\ \rho g_z - \frac{\partial p}{\partial z} + \mu \left( \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) &= \rho \frac{dw}{dt} \end{aligned} \quad (2.14)$$

Louis M.H. Navier y George Stokes realizaron la deducción de estas ecuaciones conocidas como Ecuaciones de Navier-Stokes.

## 2.3 RELACIONES ESFUERZO-DEFORMACIÓN

Es necesario determinar la distribución de los esfuerzos o desplazamientos cuando una estructura se encuentra sometida a condiciones de carga, por lo cual las ecuaciones básicas de elasticidad se deben resolver.

La ley de Hooke generalizada se emplea para obtener las relaciones esfuerzo-deformación y se expresa como:

$$\sigma_{ij} = -\lambda \delta_{ij} \varepsilon_{kk} + 2\mu \varepsilon_{ij} \quad (2.15)$$

Y para las deformaciones:

$$\varepsilon_{ij} = \frac{-\lambda}{2\mu(3\lambda + 2\mu)} \delta_{ij} \varepsilon_{kk} + \frac{1}{2\mu} \varepsilon_{ij} \quad (2.16)$$

Donde  $\lambda$  y  $\mu$  son las constantes elásticas de Lamé y se encuentran relacionadas con el módulo de Young ( $E$ ) y la relación de Poisson ( $\nu$ ) de la forma:

$$\lambda = G = \frac{E\nu}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} \quad (2.17)$$

$$\mu = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (2.18)$$

Donde  $G$  es el módulo de rigidez cortante. Al sustituir las ecuaciones 2.17 y 2.18 en la ley generalizada de Hooke, los esfuerzos y deformaciones se pueden agrupar y simplificar como:

$$\sigma = D\varepsilon \quad (2.19)$$

$$\varepsilon = D^{-1}\sigma \quad (2.20)$$

Donde  $D$  es la matriz de coeficiente elástico que contiene las propiedades del material,  $\varepsilon$  es el vector de deformaciones y  $\sigma$  el vector de esfuerzos.

## 2.4 FUERZAS DE VAN DER WAALS

Las fuerzas de Van Der Waals se pueden definir como las fuerzas atractivas o repulsivas entre moléculas, o entre partes de la misma molécula, que son ocasionadas por enlace covalente o la interacción de electrostática de iones con otros o con moléculas. Estas fuerzas tienen una importancia universal porque existen entre cualquier combinación de moléculas y superficies [57].

Las fuerzas de Van Der Waals son ocasionadas por correlaciones en polarizaciones fluctuantes de partículas cercanas:

- Orientación: Interacciones electrostáticas, atractivas o repulsivas, entre cargas permanentes. También denominada interacción de Keesom.
- Inducción: Atracción entre un dipolo permanente en la molécula con un dipolo inducido. También conocida como interacción de Debye.

- Dispersión: Interacciones atractivas entre cualquier par de moléculas, incluyendo los átomos no polares, apareciendo la interacción de multipolos instantáneos. También denominada interacción de London.

### 2.4.1 Interacción de Coulomb

Son las fuerzas entre objetos macroscópicos que resultan de la interacción entre moléculas de los dos objetos y el medio que los separa. La fuerza de Coulomb es la fuerza electrostática entre dos cargas  $Q_1$  y  $Q_2$ :

$$F = \frac{Q_1 Q_2}{4\pi\epsilon\epsilon_0 D^2} \quad (2.21)$$

Donde:

F= fuerza de interacción

$Q_1$  y  $Q_2$  = cargas puntuales

D= distancia entre cargas

$\epsilon_0$ = permitividad en el vacío

$\epsilon$  = permitividad

### 2.4.2 Interacción Monopolo-Dipolo

Para la mayoría de las moléculas, la carga eléctrica total es cero. No obstante, la carga eléctrica no está correctamente distribuida. Pues una molécula puede tener un lado negativo y un lado positivo. Esta propiedad eléctrica de las moléculas es descrita por el llamado “momento dipolar” ( $\mu$ ). Para el caso más simple de dos cargas opuestas  $Q_d$  y  $-Q_d$ , apartadas una distancia d, éste es dado por  $\mu = Q_d * d$ .

Si más de dos cargas están presentes, la energía potencial neta de una carga puede ser obtenida sumando las contribuciones de todas las demás cargas. Esto se conoce como el principio de superposición. Al usar este principio de superposición, se puede calcular la energía potencial entre un dipolo y una carga simple Q:

$$V = -\frac{Q^2 \mu^2 \cos \vartheta}{4\pi\epsilon_0 D^2} \quad (2.22)$$

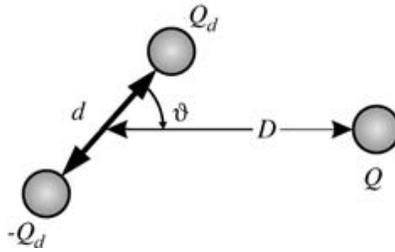


Figura 2. 3 Interacción entre un dipolo y una carga simple

En la Figura 2.3, se muestra la configuración de un dipolo y una carga simple, donde se representan las distancias entre cargas y los ángulos correspondientes.

Para un dipolo con rotación libre y una carga puntual, con movimiento térmico, tenemos:

$$V(D) = -\frac{Q^2\mu^2}{6(4\pi\epsilon_0)^2K_BTD^4} \quad (2.23)$$

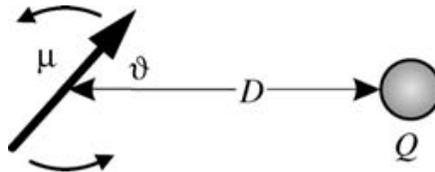


Figura 2. 4 Interacción entre un dipolo con libre rotación y una carga simple

Donde:  $K_B T = 4.12 \times 10^{-21} J$

En la Figura 2.4, se aprecia la configuración entre un momento dipolar de rotación libre y una carga puntual simple, se puede apreciar también la distancia entre ellos y el ángulo formado con respecto a la horizontal.

### 2.4.3 Interacción Dipolo- Dipolo

Para calcular la interacción entre dos dipolos, se utiliza el principio de superposición para sumar las interacciones entre cargas individuales. La posición de los dos dipolos uno con respecto del otro es descrito por una distancia y tres ángulos. Los ángulos  $\vartheta_1$  y  $\vartheta_2$ , describen el ángulo entre los dipolos y el eje conector. El último,  $\phi$ , es el ángulo entre las proyecciones de los dipolos y un área perpendicular al eje conector, como se muestra en la Figura 2.5. La interacción entre dos dipolos está dada por:

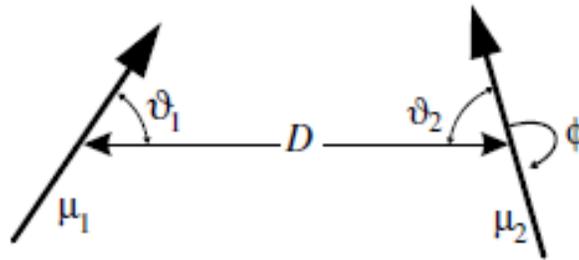


Figura 2. 5 Interacción entre dipolos

$$V(D, \theta_1, \theta_2, \phi) = \frac{\mu_1 \mu_2}{4\pi\epsilon_0 D^3} (2 \cos \vartheta_1 \cos \vartheta_2 - \sin \vartheta_1 \sin \vartheta_2 \cos \phi) \quad (2. 24)$$

La máxima interacción atractiva es obtenida si el dipolo se sitúa en la misma dirección a lo largo del eje que los conecta ( $\vartheta_1 = \vartheta_2 = 0^\circ$ )

$$V_{m\acute{a}x} = - \frac{\mu_1 \mu_2}{4\pi\epsilon_0 D^3} \quad (2. 25)$$

### 2.4.4 Interacción de Keesom

Este tipo de interacción se presenta entre dos dipolos que pueden rotar libremente. Éstos se atraerán el uno al otro a causa de su orientación preferencial, colocando sus cargas opuestas una con otra. En la Figura 2.6, se muestra la interacción de Keesom, donde dos dipolos de rotación libre se separan una distancia D.

$$V_{m\acute{a}x} = - \frac{\mu_1^2 \mu_2^2}{3(4\pi\epsilon_0)^2 k_B T D^6} = \frac{C_{orient}}{D^6} \quad (2. 26)$$

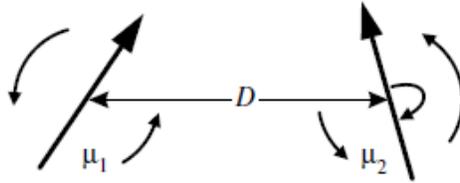


Figura 2. 6 Interacción entre dipolos con libre rotación

### 2.4.5 Interacción de Debye

Cuando una carga se aproxima a una molécula sin un momento dipolar estático, hay una fuerza de atracción, que aparece por un cambio de carga en la molécula no polar, inducida por la carga puntual, este momento dipolar inducido interactúa con la carga. La energía libre de Helmholtz [57] es:

$$V = - \frac{Q^2 \alpha}{2 (4\pi\epsilon_0)^2 D^4} \quad (2. 27)$$

Donde:

$\alpha$ =Polarizabilidad ( $\frac{C^2 m^2}{J}$ )

$\mu_{ind}$ = Momento dipolar inducido

En esta ecuación,  $\alpha$  está definida por  $\mu_{ind} = \alpha E$ , donde E es la fuerza del campo eléctrico, normalmente dado en  $\frac{\alpha}{4\pi\epsilon_0}$ . La energía libre de Helmholtz para un dipolo permanente y un dipolo inducido es:

$$V = - \frac{\mu^2 \alpha}{(4\pi\epsilon_0)^2 D^6} = \frac{C_{ind}}{D^6} \quad (2. 28)$$

### 2.4.6 Interacción de London

Este tipo de interacción se da por la atracción entre moléculas no polares. La energía libre entre dos moléculas con energías de ionización  $hv_1$  y  $hv_2$  pueden ser aproximadamente:

$$V = -\frac{3}{2} \frac{\alpha_1 \alpha_2}{(4\pi\epsilon_0)^2 D^6} \frac{hv_1 v_2}{(v_1 + v_2)} = \frac{C_{disp}}{D^6} \quad (2.29)$$

Las interacciones de dispersión se incrementan con la polarizabilidad de las dos moléculas  $\alpha_1$  y  $\alpha_2$ .

Las fuerzas de Van Der Waals es la suma de interacción de Keesom, interacción de Debye y la interacción de London, todos estos términos se consideran interacciones dipolo – dipolo:

$$V_{vdw}(D) = -\frac{C_{vdw}}{D^6}, \text{ donde: } C_{vdw} = C_{orient} + C_{ind} + C_{disp} \quad (2.30)$$

## 2.5 CONSTANTE DE HAMAKER

La constante Hamaker  $A_H$  se puede definir por un Van Der Waals (VDW) del cuerpo de interacción [58]:

$$A_H = \pi^2 * C_{vdw} * \rho_1 * \rho_2 \quad (2.31)$$

Donde,  $\rho_1$  y  $\rho_2$  son el número de átomos por unidad de volumen en dos cuerpos en interacción y  $C$  es el coeficiente de la interacción por partícula-partícula. La constante de Hamaker proporciona los medios para determinar el parámetro  $C$  a partir del potencial de interacción de Van Der Waals,  $w(r) = -C/r^6$ .

Para el caso simétrico de dos fases idénticas interactuando a través de un medio, la constante de Hamaker se puede calcular como:

$$A_H = \frac{3}{4} K_B T \left( \frac{\epsilon_1 - \epsilon_3}{\epsilon_1 + \epsilon_3} \right)^2 + \frac{3hv_e}{16\sqrt{2}} \frac{(n_1^2 - n_3^2)^2}{(n_1^2 + n_3^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (2.32)$$

Si esta interacción se da en el vacío, tenemos  $\varepsilon_3 = n_3 = 1$ , la ecuación anterior queda como:

$$A_H = \frac{3}{4} K_B T \left( \frac{\varepsilon_1 - 1}{\varepsilon_1 + 1} \right)^2 + \frac{3h\nu_e}{16\sqrt{2}} \frac{(n_1^2 - 1)^2}{(n_1^2 + 1)^{\frac{3}{2}}} \quad (2.33)$$

Para calcular la constante de Hamaker entre una superficie hecha de un material dieléctrico o cerámico y una superficie hecha de un metal, la ecuación es:

$$A_H = \frac{3}{8\sqrt{2}} \left( \frac{n_1^2 - 1}{n_1^2 + 1} \right) \frac{h\nu_1\nu_2}{\frac{\nu_1 + \nu_2}{\sqrt{n_1^2 - 1}}} \quad (2.34)$$

## 2.6 INTERFASE SÓLIDO-LÍQUIDO

De acuerdo con Rabinowicz, se considera un indentador esférico que está sumergido en el líquido, una distancia  $x$ , como se muestra en la Figura 2.7, generando un trabajo al superar la presión.

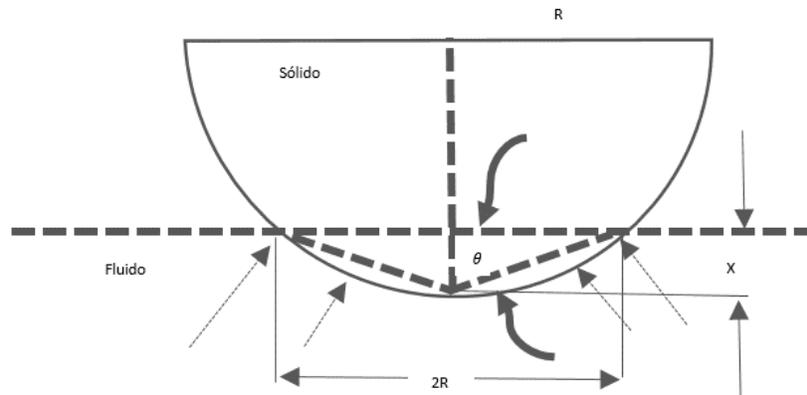


Figura 2. 7 Identador duro en un fluido

Se introduce la ecuación de energía superficial libre la cual contiene la suma de todas las energías libres interactuando en las superficies es:

$$G = U - W \quad (2.35)$$

Al tomar en cuenta las contribuciones de las energías superficiales, de la tensión superficial y de adhesión, se obtiene:

$$G = 2\pi Rx(\sigma + \gamma_{SL}) - 2\pi Rx^2P \quad (2.36)$$

Donde  $G$  es el cambio total de energía libre,  $P$  es la presión ejercida por el fluido,  $\sigma$  es la tensión superficial, y  $\gamma$  es la energía de adhesión entre dos materiales.

Tomando la primera derivada, igualada a cero, y después de algunos reordenamientos, el coeficiente de fricción se puede expresar por:

$$\mu = \frac{\tau \cot^2 \theta}{\frac{3}{4} \left( \frac{\sigma + \gamma}{R} \right)} \quad (2.37)$$

Donde:

$\tau$ = esfuerzo

$\sigma$ = tensión superficial

$\gamma$ = energía de adhesión entre los dos materiales

$R$ = radio del indentador sólido

$\theta$ = ángulo de contacto

De la Ecuación (2.37) se observa que la energía de adhesión juega un importante papel en el coeficiente de fricción [59].

El esfuerzo cortante con condiciones de deslizamiento se expresa por:

$$\tau = \mu \frac{v}{y} \quad (2.38)$$

Donde:

$\tau$ = esfuerzo

$\mu$ = coeficiente de fricción

$y$ = espesor

Estas son las ecuaciones que definen el comportamiento del modelo, cuando es sometido a las cargas propias del trabajo.

# CAPÍTULO III. METODOLOGÍA

---

## 3.1. INTRODUCCIÓN

La FARMACOPEA detalla las especificaciones sanitarias del tubo endotraqueal [60]. En el presente capítulo, se presentan los parámetros de diseño y selección del material con base en las condiciones a las que está sometido el manguito colocado en la tráquea.

## 3.2. TUBO ENDOTRAQUEAL

El tubo endotraqueal es el dispositivo médico más utilizado para la aplicación de ventilación mecánica invasiva. Existen diversos tipos y tamaños de tubos, pero la mayoría cuenta con los siguientes componentes básicos (Figura 3.1).

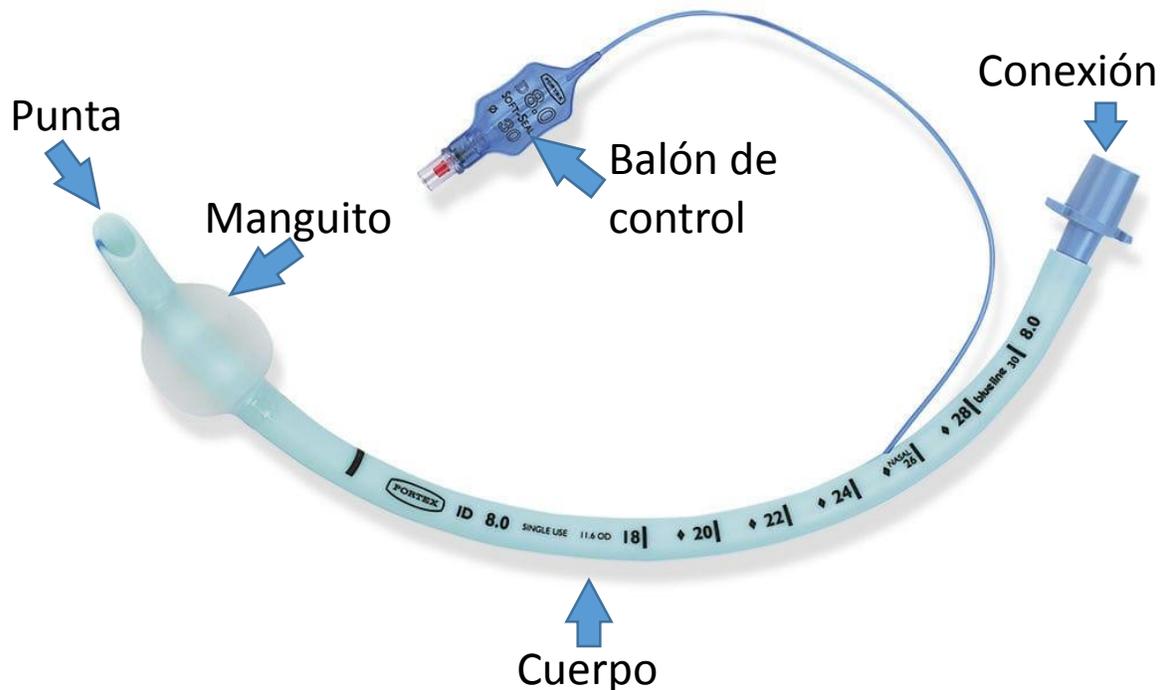


Figura 3.1 Partes del tubo endotraqueal [61]

El manguito por lo general se llena de agua o aire hasta lograr un sellado hermético de la tráquea y evitar el escape de aire durante la ventilación mecánica, es el que está en contacto directo con el epitelio traqueal.

Según David B. Hill, las respuestas del cilio para fuerzas aplicadas son: reducción en la amplitud de agitación (si se aplica 160 -170 pN se reduce un 85%), un decremento en la velocidad de la punta proporcional a la fuerza aplicada y el cambio no significativo en la frecuencia de agitación. Aplicando un modelo de fuerzas cuasi estático, se dedujo que los cilios pueden ejercer una fuerza en la punta de  $62\pm 18$  pN, que están en el mismo orden de otros estudios [62].

Para calcular la presión máxima ejercida por la fuerza de la punta del cilio, se consideró una densidad de 5cilios/ $\mu\text{m}^2$  [63], dando por resultado: 310 Pa. La presión causada por la fuerza que reduce la amplitud de agitación (165 pN) es de 825 Pa [62].

### **3.3. DISEÑO CONCEPTUAL**

Existen diferentes tipos de tubos endotraqueales con formas y materiales variados que tienen una misma finalidad, asegurar la hermeticidad de la tráquea durante la ventilación mecánica ya sea durante la anestesia o en el área de cuidados intensivos del hospital.

Enseguida se exponen los diagramas de los diseños propuestos y una descripción detallada de ellos y sus diferencias para comparar las ventajas y desventajas de cada diseño. De manera general, todos los diseños cuentan con las dimensiones generales mostradas en la Figura 3.2, así como un espesor estándar de 0.254 mm.

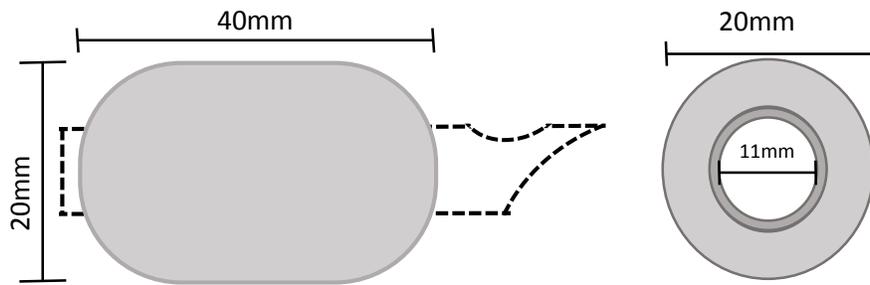


Figura 3. 2 Medidas generales de los diseños conceptuales

### 3.3.1. Diseño 1. Cónico

El manguito propuesto de la Figura 3.3 cuenta con una inclinación de  $13^\circ$ , para que el contacto se centre en la parte superior, reduciendo el área de interacción entre el manguito y la tráquea, así la zona afectada es hasta un 50% menor que en los manguitos de AV-BP [64].

También se proponen 8 canales radiales equidistantes con una profundidad de 0.4 mm, para permitir el flujo de mucosidad. Los 4 anillos presentes en el diseño se proponen en caso de contacto con la pared traqueal para que se amolden a ésta.

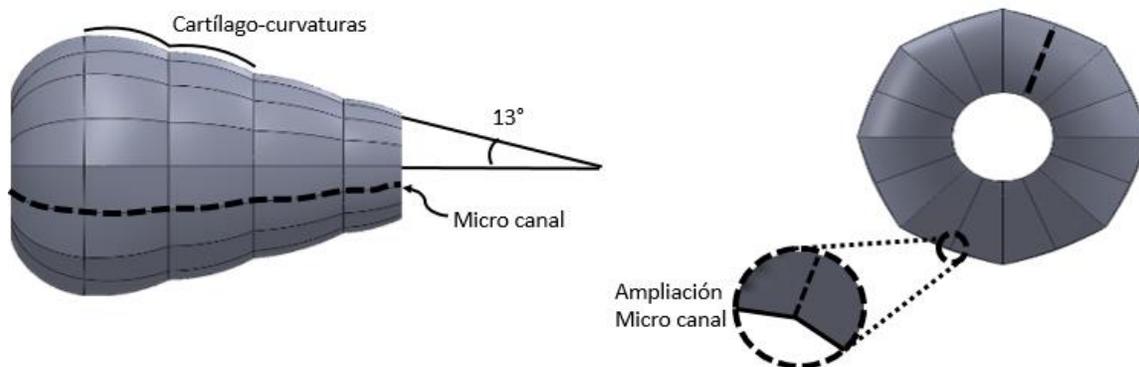


Figura 3.3 Diseño 1. Cónico

### 3.3.2. Diseño 2. Sin redondeo longitudinal

Al igual que el anterior, el segundo diseño propuesto cuenta con divisiones radiales para formar los 8 canales con una profundidad de 0.25mm a lo largo del manguito. Éste también está dividido a través de lo largo del manguito que se equiparan con las curvaturas internas de la tráquea, formadas por los cartílagos y músculos que la componen con un espesor de 5 mm. Con estas características el diseño se asemeja a manguitos de AV-BP, dando como ventaja la capacidad de adaptarse a la topografía de la tráquea [65].

En el lado de los pulmones la forma de la curva es hacia adentro denominada curva de entrada como se muestra en la Figura 3.4.

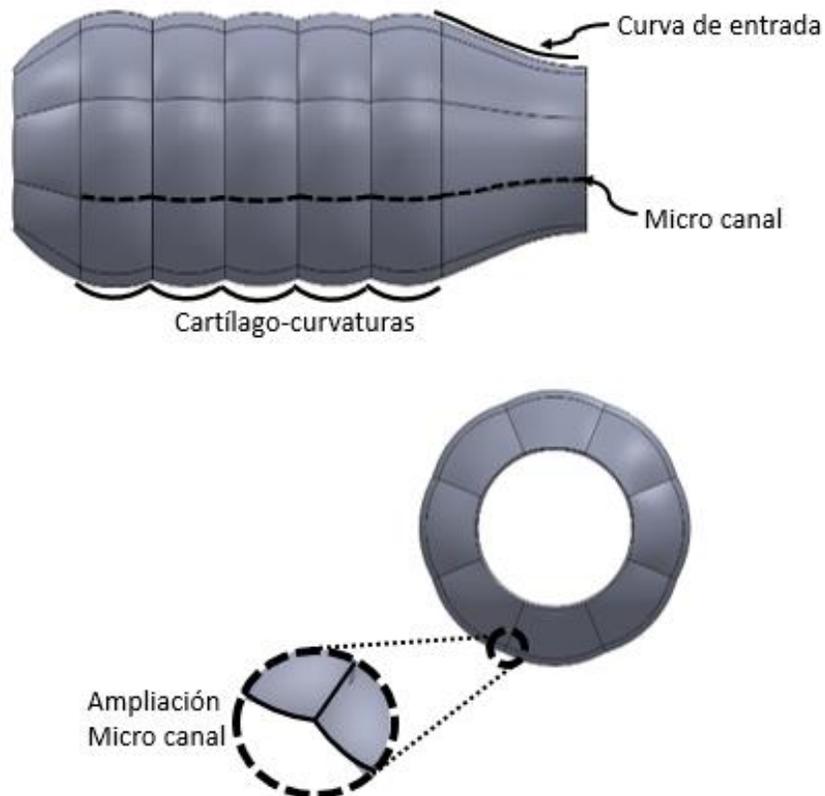


Figura 3. 4 Diseño 2. Sin redondeo longitudinal

### 3.3.3. Diseño 3. Con redondeo longitudinal.

El manguito propuesto para el Diseño 3, presenta una curvatura en la entrada de aire al momento de la espiración. Además, cuenta con 8 divisiones radiales para formar canales a lo largo del manguito con una profundidad de 0.4 mm.

Al igual que el diseño anterior, el Diseño 3, redondeo longitudinal, presenta características de un manguito de AV-BP, por lo que el daño a la superficie de la tráquea es más superficial comparado con los manguitos de BV-AP [66].

El manguito tiene 7 anillos con un espesor de 4 mm con redondeo en sus uniones para evitar la formación de puntos de unión como en el diseño 2. En el lado de los pulmones, la forma de la curva es hacia afuera denominada curva de entrada, como se muestra en la Figura 3.5.

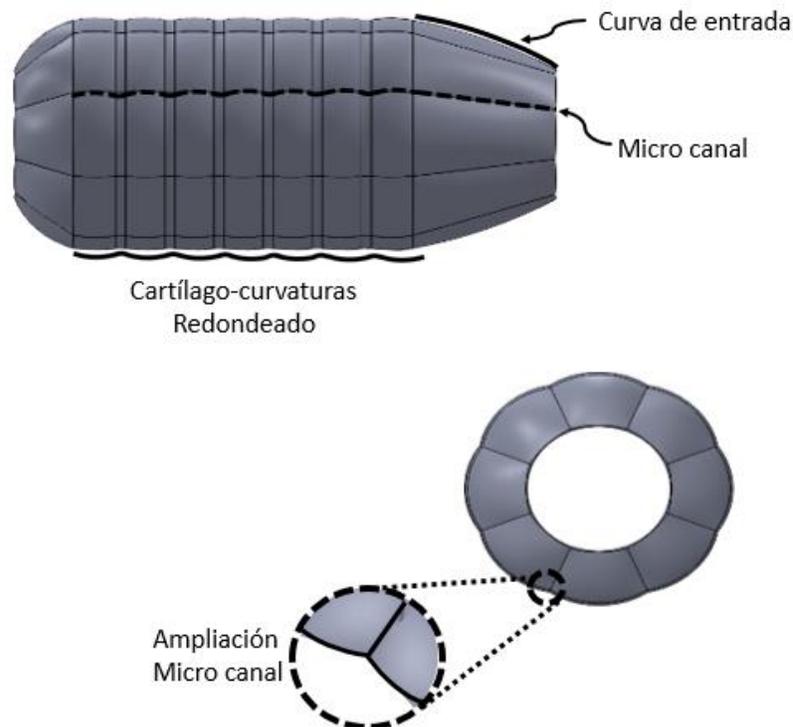


Figura 3. 5 Diseño 3. Con redondeo longitudinal

### 3.4. MATERIALES

Se define biomaterial como cualquier sustancia o combinación de sustancias de origen natural o sintético, diseñadas para actuar interfacialmente con sistemas biológicos con el fin de evaluar, tratar, aumentar o sustituir algún tejido, órgano o función del organismo humano.

Atendiendo a su origen, los biomateriales pueden ser:

- naturales: son materiales complejos, heterogéneos y difícilmente caracterizables y procesables. Algunos ejemplos son el colágeno purificado, fibras proteicas.

- sintéticos: los biomateriales sintéticos que pueden ser metales, cerámicas o polímeros y comúnmente se denominan materiales biomédicos, para diferenciarlos de los biomateriales de origen natural.

En el caso particular de los biomateriales poliméricos, se puede hacer una clasificación según el tiempo que deben mantener su funcionalidad cuando se aplican como implantes quirúrgicos.

- En el primer grupo, se incluyen todos aquellos implantes que deben tener un carácter permanente, como son los sistemas o dispositivos utilizados para sustituir parcial o totalmente a tejidos u órganos destruidos como consecuencia de una enfermedad o trauma.

- El segundo grupo, lo conforman los biomateriales degradables de aplicación temporal, es decir, aquellos que deben mantener una funcionalidad adecuada durante un periodo de tiempo limitado, ya que el organismo humano puede desarrollar mecanismos de curación y regeneración tisular para reparar la zona o el tejido afectado.

- El material no debe incluir componentes solubles en el sistema vivo excepto si es de forma intencional, por ejemplo: un sistema de liberación de medicamentos.

- El sistema vivo no debe degradar el implante, excepto, si la degradación es intencionada y diseñada junto con el ensamble, por ejemplo, en suturas absorbibles.
- Las propiedades físicas y mecánicas del polímero, deben ser las más apropiadas para ejercer su función, por ejemplo: una junta de cadera debe tener un bajo coeficiente de fricción.

Reconocido como el más versátil de los termoplásticos, el Policloruro de Vinilo (PVC) tiene numerosos campos de aplicación que en forma genérica se pueden dividir en estructuras rígidas y flexibles: es decir, desde tuberías de agua, perfiles de construcción, membranas para reservorios y geotecnia, empaques de alimentos y contenedores en el sector salud [67].

Está presente en implementos y equipos para diagnóstico, cirugía y recuperación de pacientes. La experiencia en uso ha demostrado que, el PVC resiste altas temperaturas de esterilización y su transparencia facilita el monitoreo de permanente de los fluidos contenidos o transportados, durante su administración a los pacientes.

Los dispositivos de PVC son atóxicos y seguros en el contacto con sustancias de consumo humano [68]. Las evaluaciones de riesgo realizadas, han verificado que su uso no afecta en alguna forma la salud de los pacientes. Por estas características el material propuesto es el PVC y en la Tabla 3.2 se enlistan sus propiedades.

*Tabla 3. 1 Propiedades del PVC [69]*

<b>Módulo de Young</b>	6 MPa
<b>Relación de Poisson</b>	0.47
<b>Rugosidad</b>	1.5µm
<b>Energía Superficial</b>	0.039 J/m <sup>2</sup>

Por su parte, la tráquea contiene en su interior una capa de moco que es expulsada por el movimiento de los cilios hacia la faringe, y en el análisis de la

interacción tubo-tráquea, es necesario considerar también el efecto de moco por lo que sus propiedades son las siguientes:

Tabla 3. 2 Moco ciliar [48]

<b>Tensión superficial</b>	0.034 J/m <sup>2</sup>
<b>Velocidad del moco viscoso</b>	200 μm/s
<b>Viscosidad dinámica del moco periciliar</b>	1E-3 N-s/m <sup>2</sup>
<b>Viscosidad dinámica del moco viscoso</b>	48.2E-3 N-s/m <sup>2</sup>
<b>Espesor del moco periciliar</b>	6 μm
<b>Espesor del moco viscoso</b>	4 μm

### 3.5. CONDICIONES DE FRONTERA

La Figura 3.6 muestra la punta distal de un tubo endotraqueal inflado; las líneas punteadas indican la unión del manguito y la cánula. Para el análisis de los diseños propuestos, ésta condición se traduce en fijar el borde de los manguitos propuestos.

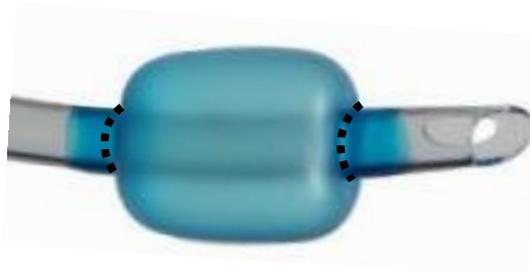


Figura 3. 6 Tubo endotraqueal

La Figura 3.7 muestra las condiciones de frontera de los diseños propuestos ejemplificados en el Diseño 2. Sin redondeo longitudinal, restringe el movimiento en el borde superior e inferior, indicado por la letra F en la imagen. La presión aplicada en el interior del manguito es de 310 Pa, en la Figura 3.7 se encuentra señalado con la letra P.

Por lo tanto, para la elaboración del tubo endotraqueal el material elegido es el PVC de grado médico, seleccionado por sus propiedades mecánicas que benefician el funcionamiento correcto del tubo endotraqueal, que se especifican en la Tabla 3.1.

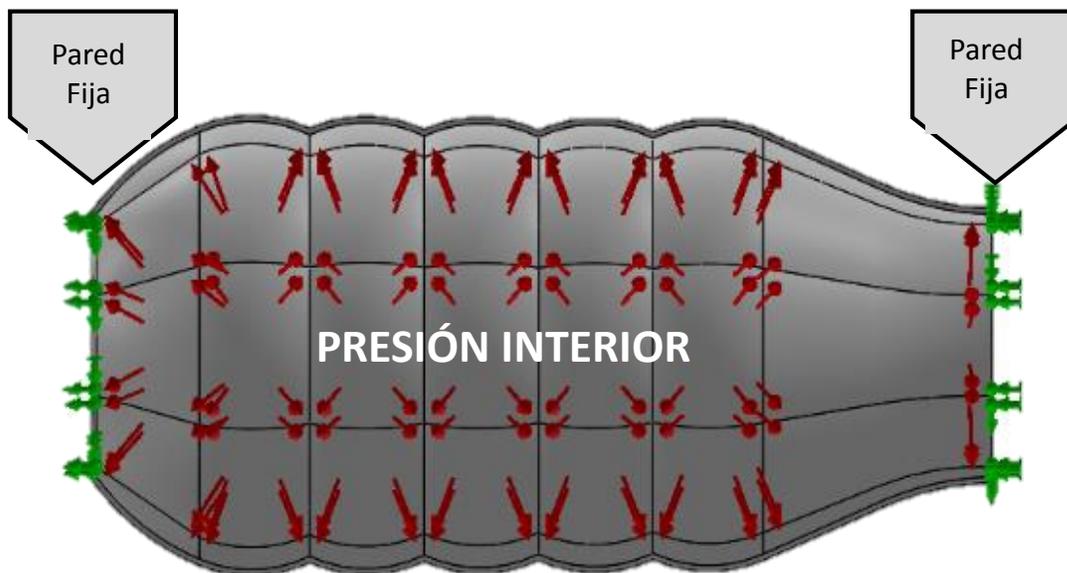


Figura 3. 7 Condiciones de frontera

### 3.6. ANÁLISIS CON ELEMENTO FINITO

Se realizó un análisis de elemento finito de los diseños, aplicando las condiciones de frontera, propiedades mecánicas y presiones que intervienen en el tubo endotraqueal a través de Comsol, software de elementos finitos con módulos específicos, para resolver el caso planteado.

El tipo de elemento para la discretización del modelo es el tetraédrico, ya que es el elemento más simple para la teselación en el modelado de geometrías tridimensionales y también es muy adecuado para la generación automática de mallas [70].

Para obtener resultados confiables, se buscó la convergencia de la malla de cada diseño propuesto. El programa Comsol tiene tamaños predeterminados de malla, denominados Extremadamente gruesa, Extra gruesa, Más gruesa, Gruesa, Normal, Fina, Más fina, Extra fina y Extremadamente fina, de los cuales los primeros dos fueron descartados, ya que el tamaño mínimo de malla es superior a una arista de la geometría, lo que ocasiona errores en los cálculos.

La otra variable para relacionar el número de elementos, es el esfuerzo máximo en cada tamaño de malla.

Para el Diseño 1, Cónico, los valores del esfuerzo máximo presentes en cada tamaño de malla, denominado anteriormente, se encuentran concentrados en la Figura 3.8.

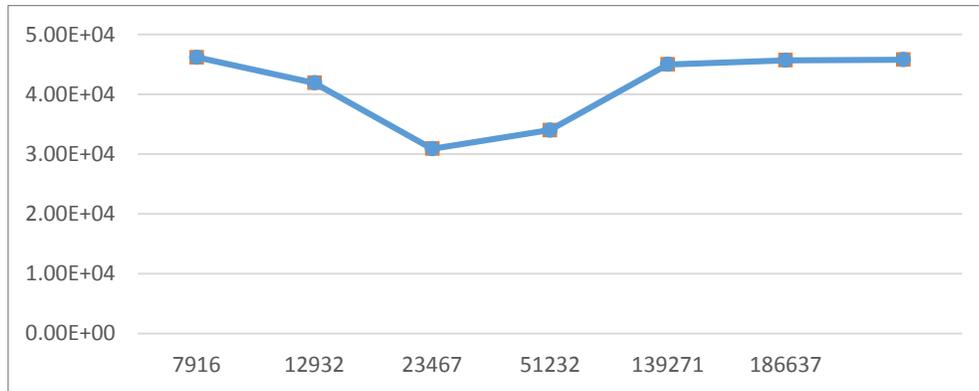


Figura 3.8 Convergencia de malla del Diseño 1, Cónico

El número de elementos en la malla seleccionada es de 23467, con un tamaño máximo de elemento 4mm y el tamaño mínimo de elemento 0.72mm, la Figura 3.9 muestra el Diseño 1 con la malla para el análisis.

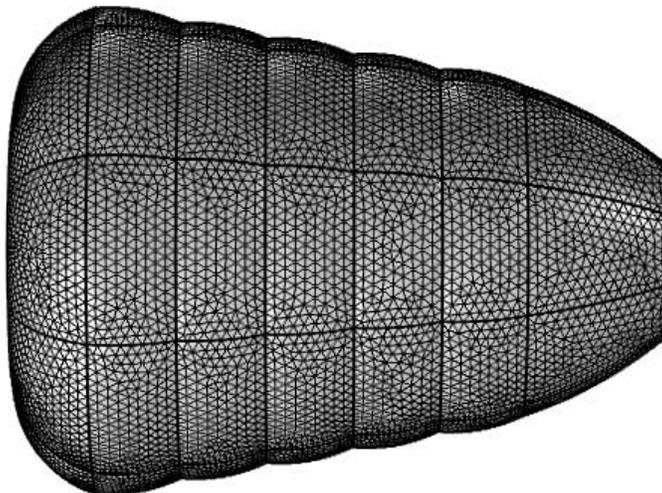


Figura 3.9 Diseño 1, Cónico, Mallado

En la Figura 3.10 se muestran los esfuerzos del Diseño 1, sometido a una presión de 310 Pa, donde el esfuerzo máximo presente en el globo es de 45 kPa. Se puede observar una concentración de esfuerzos en los cruces de los anillos, para el primero, los valores oscilan entre 1.7 a 10 kPa indicado con la letra A.

El segundo anillo (B), los esfuerzos están en el rango de 25 a 35 KPa siendo el valor máximo menor al anillo anterior, indicado con la letra A. El siguiente par de anillos (C), muestran esfuerzos similares con un rango de valores 15 a 25 KPa, además de un área similar donde afectan los esfuerzos. El último anillo (D) muestra los menores esfuerzos con valor máximo de 15 KPa.

El diámetro mayor del Diseño 1, se observa con esfuerzos menores a 5 KPa, lo que no dice, que los esfuerzos están concentrados en las uniones de los anillos y canales y no en el área que estará en contacto directo con la tráquea, como es el caso de este diseño.

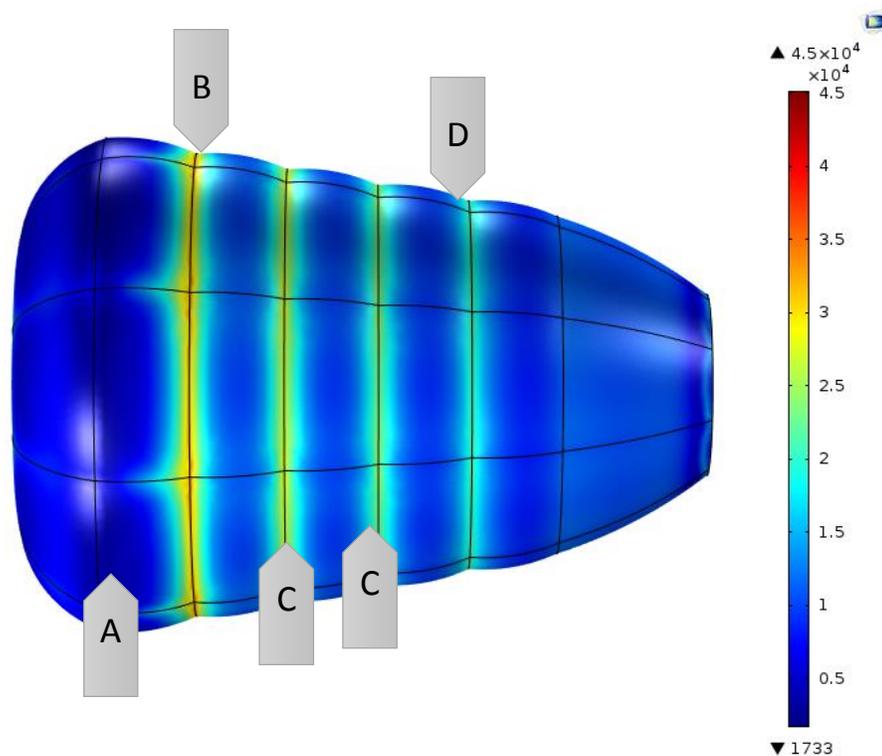


Figura 3.10 Esfuerzos en Diseño 1

En el análisis de deformación del Diseño 1, la mayor deformación es de 0.06 mm y se presenta en el primer cruce de los canales radiales y los anillos señalado en la Figura 3.11 con la letra B. Las máximas deformaciones coinciden con los esfuerzos máximos presentados en la Figura 3.9.

En el siguiente cruce de anillos y canales decremantan las deformaciones, se observan en un rango 0.04 a 0.06 mm con varias tonalidades de amarillo y naranja (C). Para el último cruce, la deformación varía entre los valores de 0.03 y 0.035 mm siendo la menor deformación estos tres cruces (D).

En la zona del diámetro mayor del manguito, se observa una deformación aproximada de 0.01 mm, de acuerdo a la escala de valores mostrada en la parte derecha de la Figura 3.11.

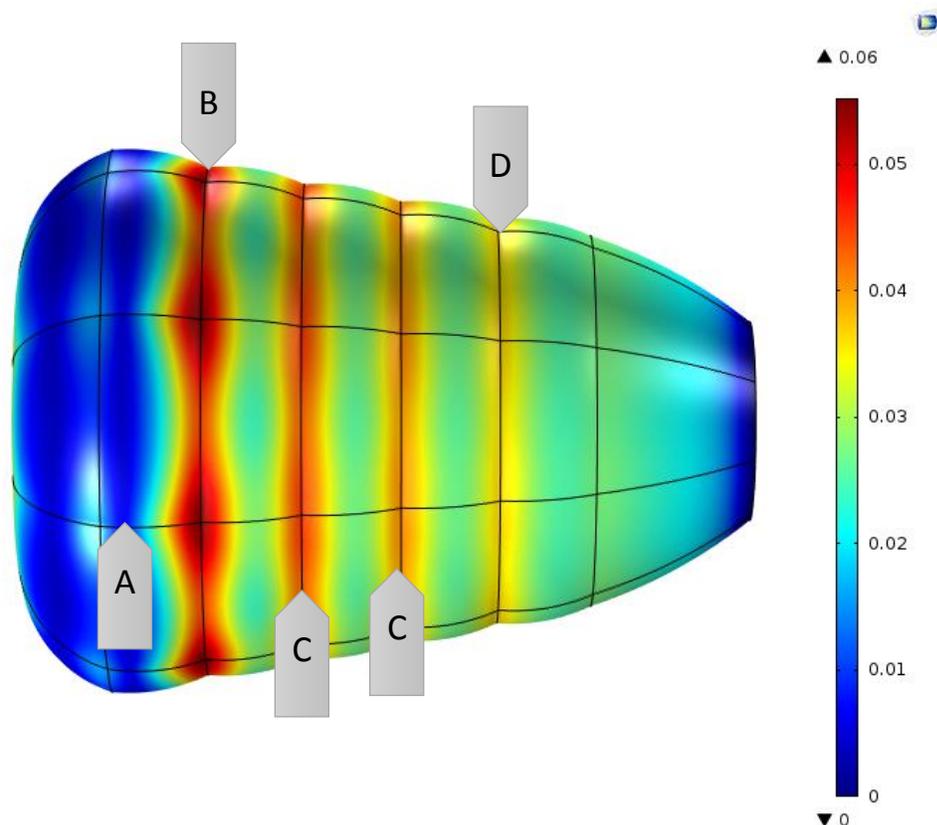
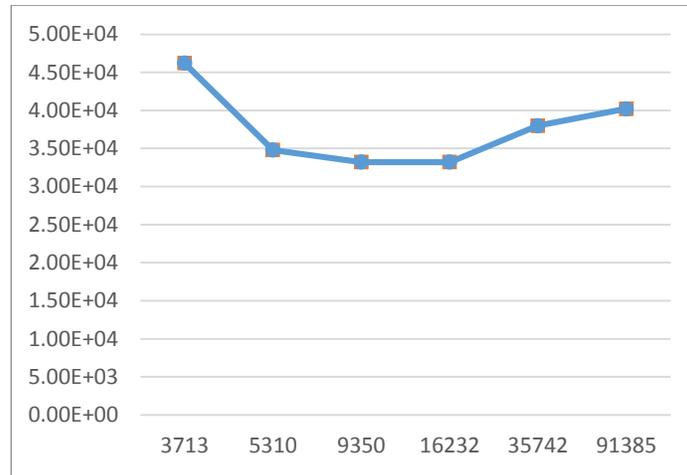


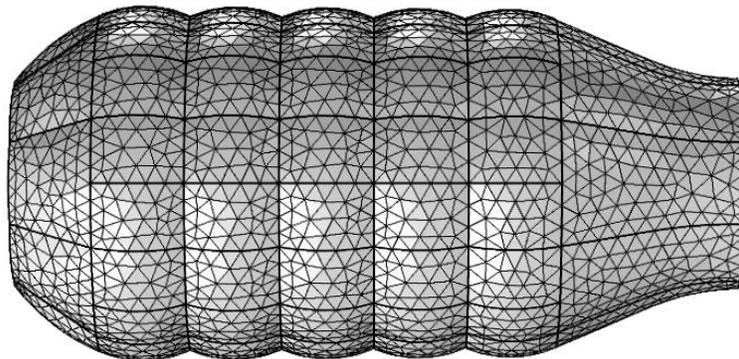
Figura 3.11 Deformaciones en Diseño 1

En el Diseño 2, sin redondeos, se realizó el análisis de esfuerzo-deformación. Éste se sometió a las mismas condiciones de frontera que el diseño anterior (Diseño 1) para poder comparar los resultados obtenidos. Para obtener el número de elementos óptimos realizó con varios tamaños de malla; la información obtenida se encuentra concentrada en la Figura 3.12.



*Figura 3. 12 Convergencia de malla Diseño 2. Sin redondeos*

De acuerdo a los valores obtenidos, el número de elementos que se consideró para el Diseño 2, es de 9350. La organización de éstos en el manguito propuesto es libre. En la figura 3.13 se observa la malla en el Diseño 2, sin redondeos.



*Figura 3.13 Malla Diseño 2, sin redondeos*

Respecto al estudio de esfuerzos, el valor máximo de esfuerzo es de 33.2 kPa, ubicado en la parte inicial izquierda del canal indicado con la letra A en la Figura 3.9, éste comportamiento se repite en cada uno de los canales del manguito propuesto. Además, en el canal longitudinal se presentan esfuerzos desde 15 a 20 KPa.

Otro resultado importante de la Figura 3.14, es la concentración de esfuerzos que existe en las uniones de los anillos (B) con valores de 15 a 20 KPa, esta es una zona importante, ya que, es donde se posicionan los músculos que mantienen unidos a los anillos traqueales. Las zonas entre un canal y otro permanecen con unos esfuerzos mínimos 10 a 17 KPa, según la barra de valores.

La letra C ubicada en la parte final de un canal longitudinal, indica donde se aprecia una zona afectada por esfuerzos entre los valores de 20 a 30 KPa. Mientras en los cruces de canales y anillos los esfuerzos son iguales, lo que significa, es una distribución uniforme de la presión a lo largo del manguito. Los esfuerzos presentes en esta unión van desde 15 KPa hasta 22 KPa.

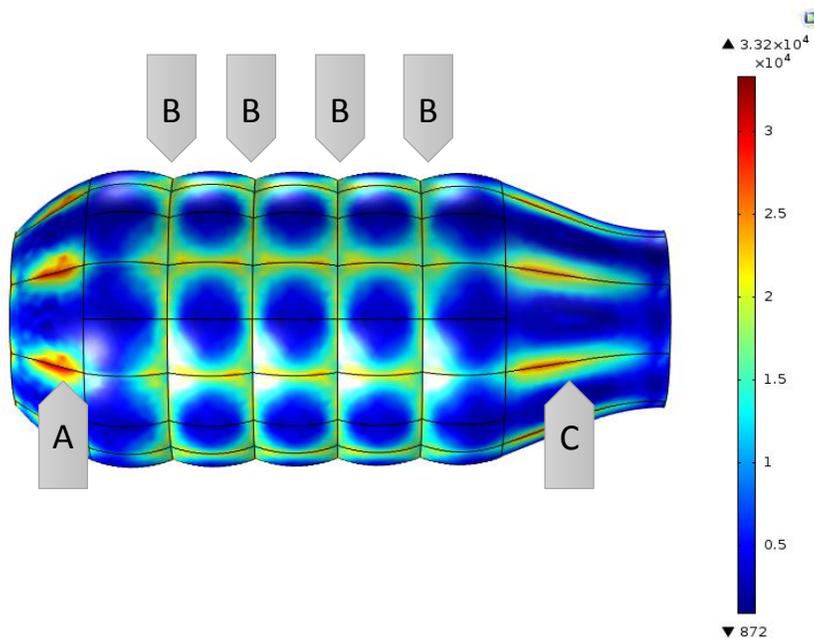


Figura 3.14 Esfuerzos en Diseño 2

El análisis de deformación del Diseño 2, Figura 3.15, mostró puntos máximos de deformación (A) con valores de 0.05 mm en el inicio de los canales, como se observa en la imagen lo que sugiere que la geometría de esa área debe ser modificada para evitar esos desplazamientos concentrados.

Las deformaciones entre la unión de los anillos que constituyen el manguito, se muestran en un área menor que las presentadas en los canales.

Las deformaciones se centran en el cruce de los canales longitudinales y los anillos, con tendencia hacia los canales. Los valores van desde 0.025-0.035 mm. Otra zona con deformaciones concentradas, es al final del canal longitudinal (C) con un valor promedio de 0.035m.

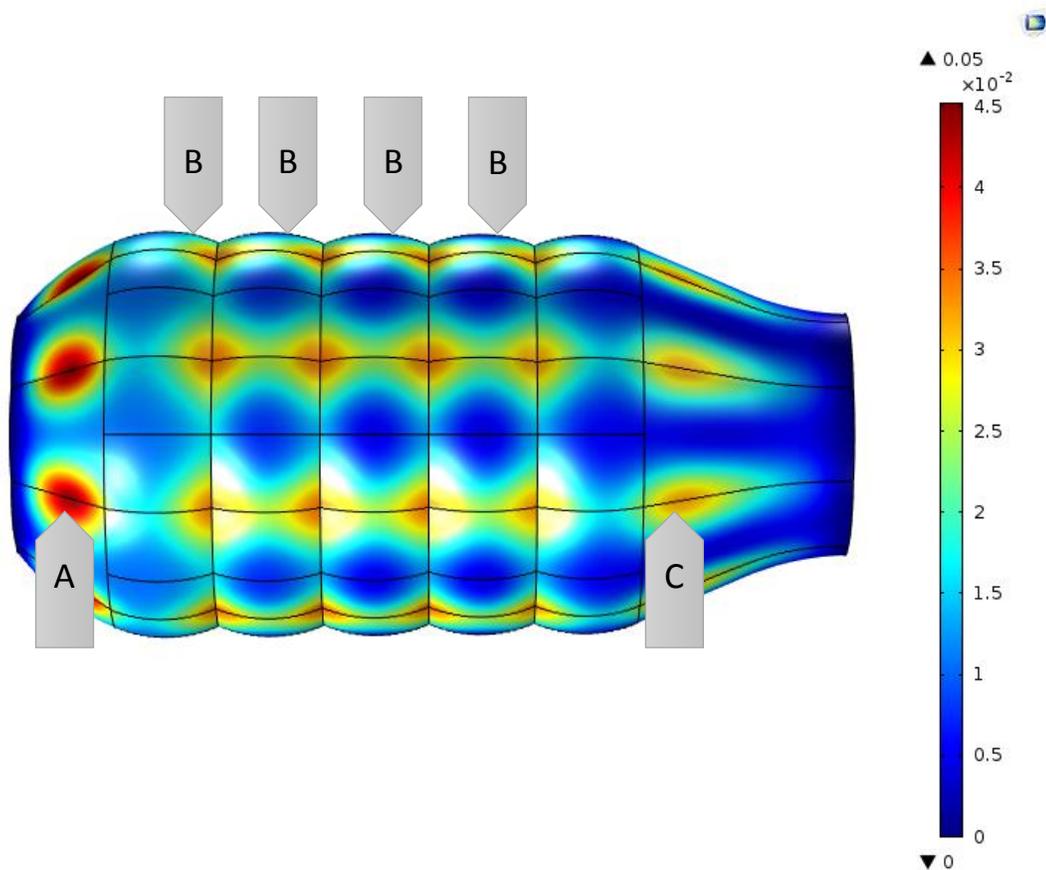


Figura 3. 15 Deformaciones en Diseño 2

El Diseño 3, con redondeo, se somete al mismo análisis que los anteriores, con el fin de poder comparar los resultados obtenidos. En primer lugar, se debe establecer una malla óptima, para que los resultados sean confiables. La Figura 3.16 muestra la concentración de datos obtenida de los diferentes tamaños de malla propuestos.

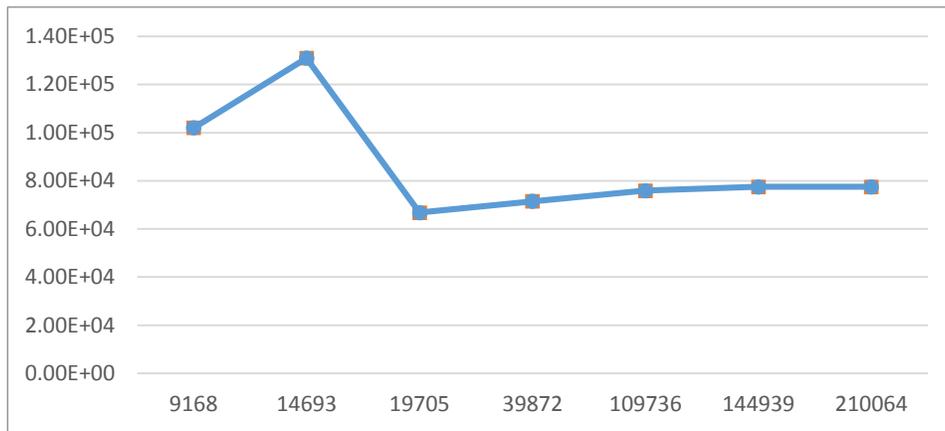


Figura 3.16 Convergencia de malla Diseño 2. Sin redondeos

El número de elementos seleccionados para este estudio es de 144939, la organización de éstos es libre para facilitar la discretización del modelo. La Figura 3.17 muestra el Diseño 3 con la malla seleccionada.



Figura 3.17 Convergencia de malla Diseño 2. Sin redondeos

La Figura 3.18 contiene los esfuerzos referentes al Diseño 3. Al inicio de los canales longitudinales (A), se aprecian los esfuerzos bajos con valores en el rango de 1240 a 20000 Pa.

Se distingue una disminución de los esfuerzos en la zona de la unión de los anillos (B), con valores menores de 20 KPa. En las zonas próximas al cruce de un anillo y un canal, el valor asciende hasta 30KPa, pero en las regiones localizadas en medio de la unión de anillos y un par de canales (D), los valores se reducen llegando al esfuerzo mínimo de este estudio de 1240 Pa.

El esfuerzo máximo se encuentra a lo largo de los canales, pero interrumpido por la unión de los anillos, como se observa en la Figura 3.18. El valor del esfuerzo máximo es 70 KPa. Otra zona donde se encuentra, es en el lado derecho al final del canal (C).

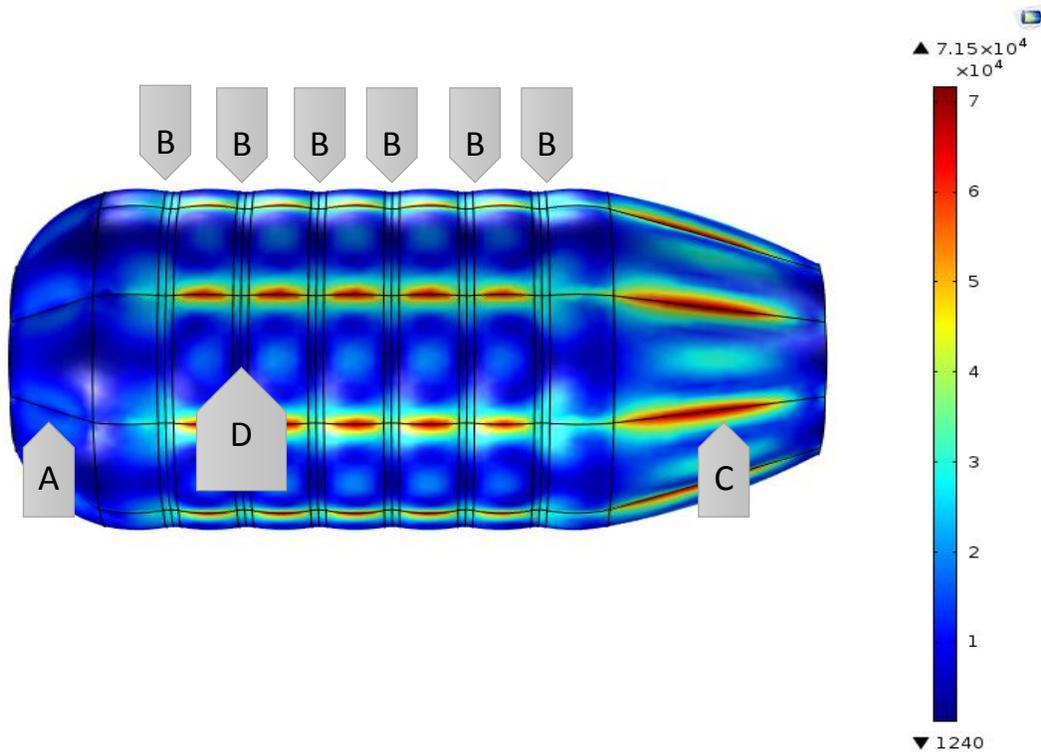


Figura 3.18 Esfuerzos del Diseño 3

El Diseño 3, con redondeo, se muestra en la Figura 3.19 con los resultados de deformación obtenidos del análisis.

En la zona señalada por la letra A, el desplazamiento está en el rango de 0 a 0.02 mm, en contraste, con la zona derecha sobre el canal longitudinal (C) donde se visualiza el desplazamiento máximo con un valor de 0.14 mm, repitiéndose este comportamiento en cada uno de los canales.

El área de las uniones de anillos (B), muestra un comportamiento diferente a los modelos anteriores, ya que al centro se presenta una mayor deformación, 0.09 mm, que en las uniones de anillos de las orillas, 0.04 mm.

Los canales longitudinales (D) muestran una deformación uniforme a lo largo de éste con un valor predominante de 0.09 mm.

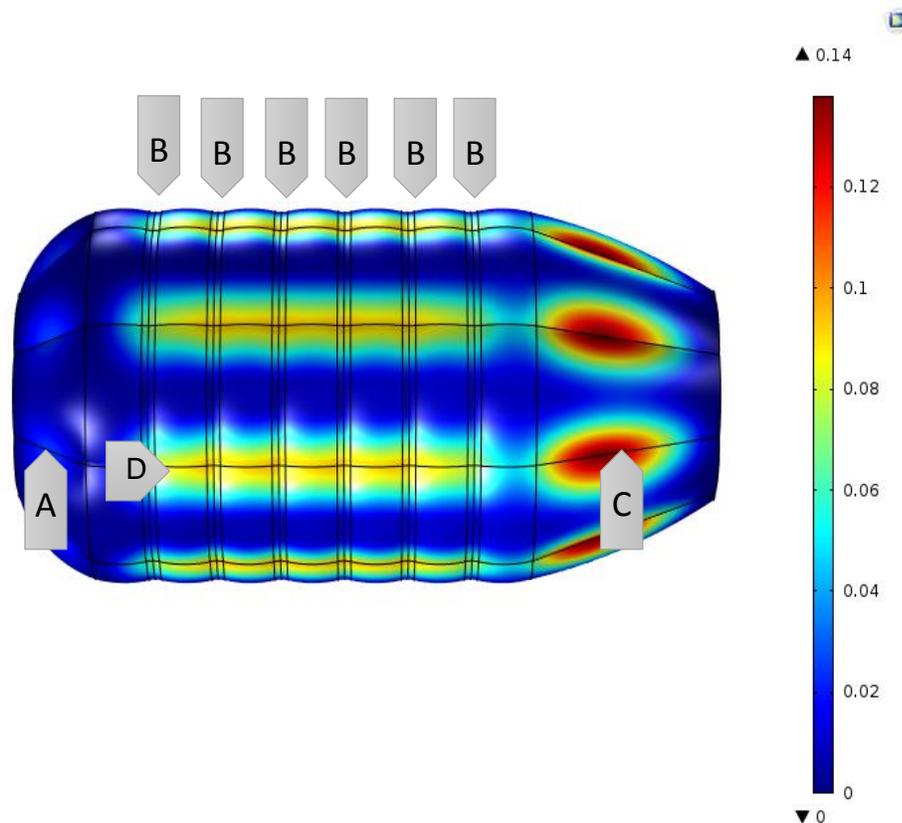


Figura 3. 19 Deformaciones en Diseño 3

La Tabla 3.3 muestra una concentración de los esfuerzos máximos obtenidos en cada modelo propuesto, logrando una comparación más fácil.

*Tabla 4.1 Esfuerzos máximos*

<b>Diseño 1, Cónico</b>	45 KPa
<b>Diseño 2, Sin redondeo</b>	33.2 KPa
<b>Diseño 3, Con Redondeo</b>	71.5 KPa

Como en el análisis de esfuerzos, el lado izquierdo (curva de salida) mostró un rango de deformación menor que el lado de la curva de entrada, donde la mayor deformación coincide con el canal diseñado para facilitar la movilidad de la mucosidad.

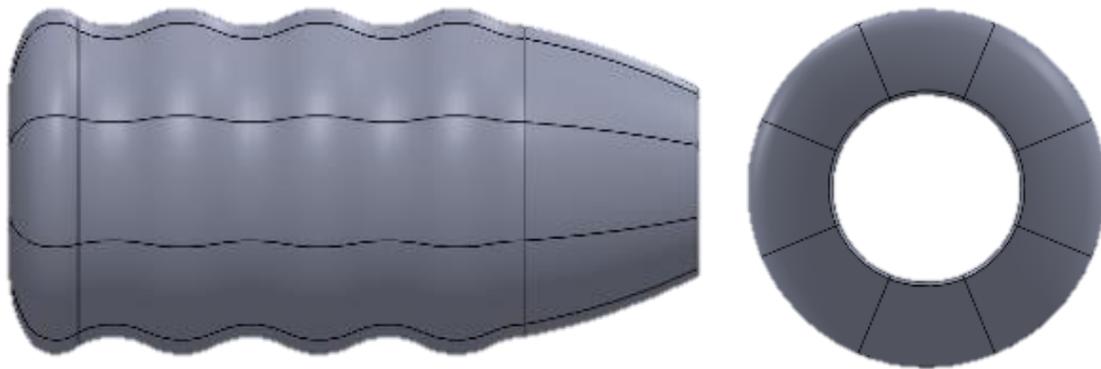
De acuerdo a la geometría, el redondeo en la unión de los anillos, se aprecia una zona continua a lo largo del canal longitudinal, mostrando una deformación uniforme sin vértices que puedan obstaculizar el paso del moco en el manguito.

Comparando los resultados de los tres modelos propuestos, se llegó a las siguientes conclusiones:

-La disposición del ángulo de inclinación del Diseño 1 queda destacada al concentrar los esfuerzos en un área menor, semejante a los manguitos de alta presión, bajo volumen, que presentan mayor probabilidad de necrosis traqueal [71].

-El Diseño 2, presentó las menores deformaciones y esfuerzos en las paredes, pero cuenta con concentraciones puntuales de esfuerzos a lo largo del canal longitudinal dificultando el tránsito de moco traqueal.

-Los resultados del Diseño 3, muestran que el redondeo entre los anillos del manguito disminuye los esfuerzos del cruce de anillos y el canal.



*Figura 3.20 Diseño 4*

Con estos detalles se obtiene el Diseño 4, que se muestra en la Figura 3.20, que toma las ventajas de los diseños anteriores. Siendo la distribución de los anillos en el manguito como el redondeo entre los cruces de los anillos y el canal.

# CAPÍTULO IV. RESULTADOS

---

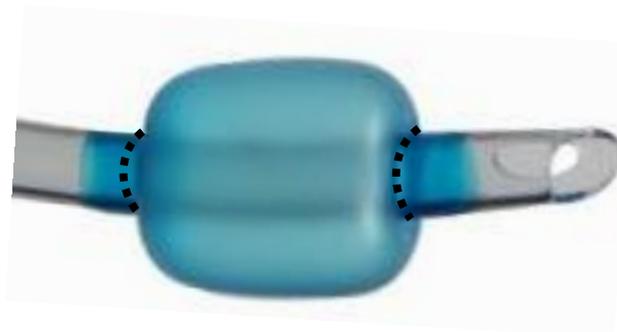
## 4.1 INTRODUCCIÓN

En este apartado se presentan los resultados obtenidos de las simulaciones del tubo endotraqueal. Los resultados abarcan: estudio de esfuerzos y deformación del tubo con el material seleccionado: PVC y un análisis de fluido del Diseño seleccionado.

## 4.2 ANÁLISIS DE RESULTADOS

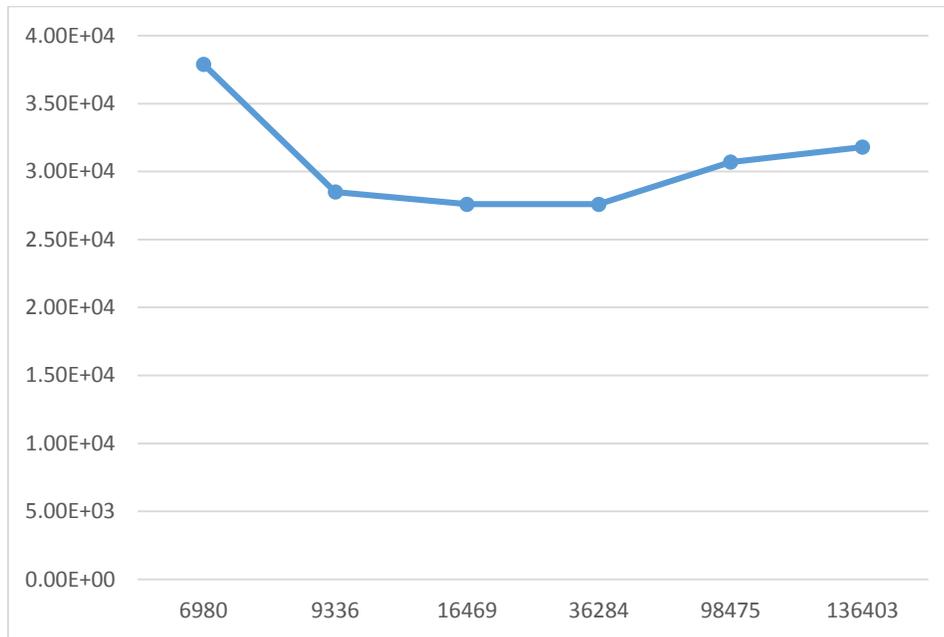
Al someter el nuevo diseño (Diseño 4) al análisis que se sometieron los diseños propuestos anteriores, con iguales condiciones de frontera, una presión interna de 310 N óptima para evitar el daño ciliar.

El manguito se considera con un espesor de 0.254 mm y con los contornos fijos como se aprecia en la Figura 4.1, asemejando el comportamiento de un manguito inflado, en este caso las líneas punteadas indican la unión del manguito y la cánula, restringiendo esa zona de movimiento.



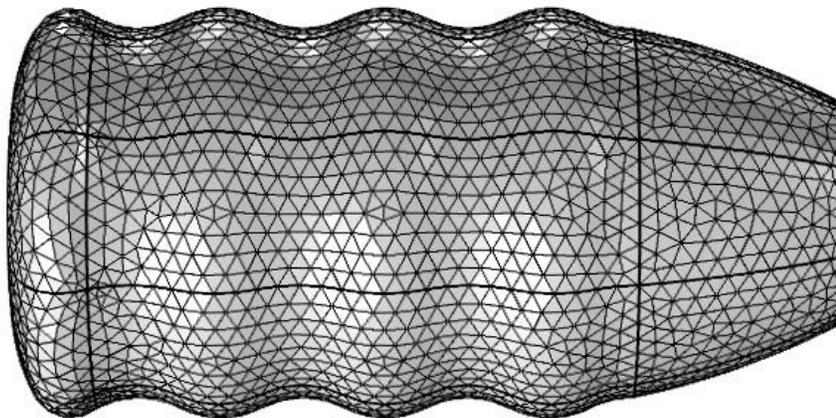
*Figura 4. 1 Condiciones de frontera*

Para elegir el tamaño de malla adecuado, se hizo convergencia de malla, la cual se muestra en la Figura 4.2.



*Figura 4.2 Convergencia de malla, Diseño 4*

De los resultados de la convergencia se optó por tomar la malla de 16469 elementos tetraédricos. La Figura 4.3 muestra el Diseño 4 con la malla seleccionada.



*Figura 4.3 Malla del Diseño 4*

En la Figura 4.4 se muestran los esfuerzos del Diseño 4 donde el esfuerzo máximo presente en el globo es de 27.6 kPa. Por lo tanto, se puede observar una concentración de esfuerzos en las uniones de anillos, con valores entre 10 a 15 kPa indicado con la letra B.

Los siguientes pares de anillos (A), muestran esfuerzos mínimos con un rango de valores 650 a 10000 Pa y en la parte final del manguito (C) se aprecia un valor promedio de 10 KPa.

El diámetro mayor del Diseño 1, se observa con esfuerzos menores a 5 KPa, lo que no dice, que los esfuerzos están concentrados en las uniones de los anillos y no en el área de los diámetros mayores del diseño, que son los que estarían en contacto con los cartílagos traqueales.

A lo largos de los canales longitudinales se aprecia una deformación uniforme conforme se pasa por las diferentes áreas.

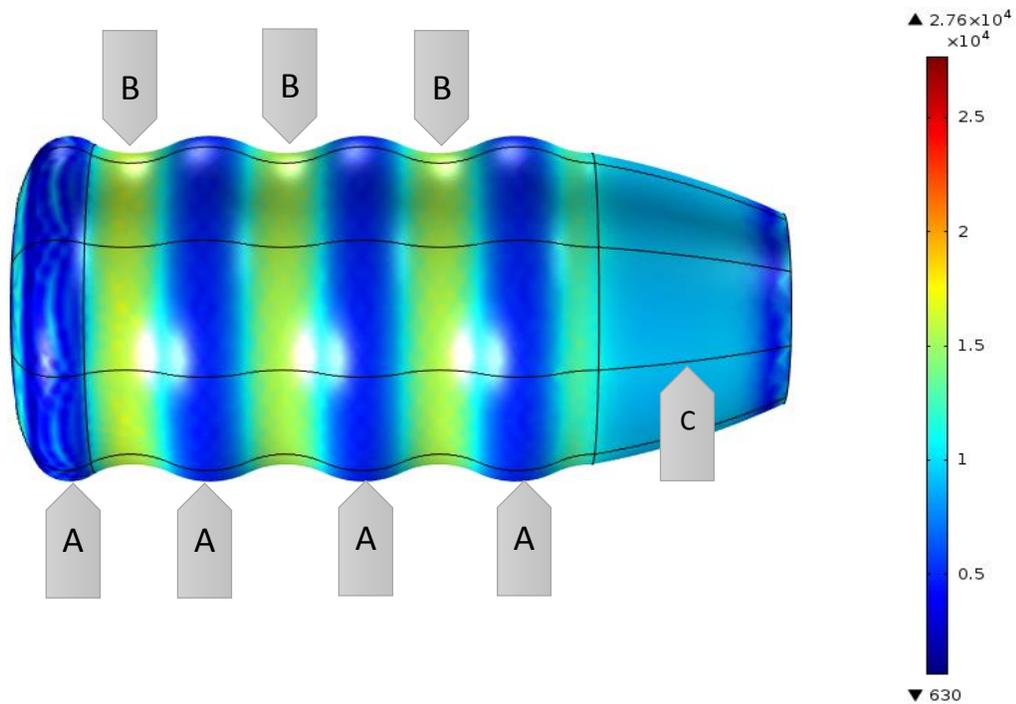


Figura 4.4 Esfuerzos del Diseño 4

Acerca de las deformaciones en el Diseño 4, que se muestra en la Figura 4.5. Las regiones destinadas a colocarse próximas al cartílago traqueal es la zona señalada con la letra A, se observan mayor deformación del lado derecho con un valor de 0.015 mm, mientras que el anillo a la izquierda en su diámetro mayor muestra un valor de 0.0125 mm.

En cada una de las cavidades que se amoldan en los músculos traqueales, las uniones de los anillos, se presentan las mayores defromaciones del modelo con un valor de 0.02 mm.

En la punta distal del manguito (C) muestra valores que van decreciendo conforme se acercan a la zona de restricción de movimiento, van desde 0.018 a 0 mm.

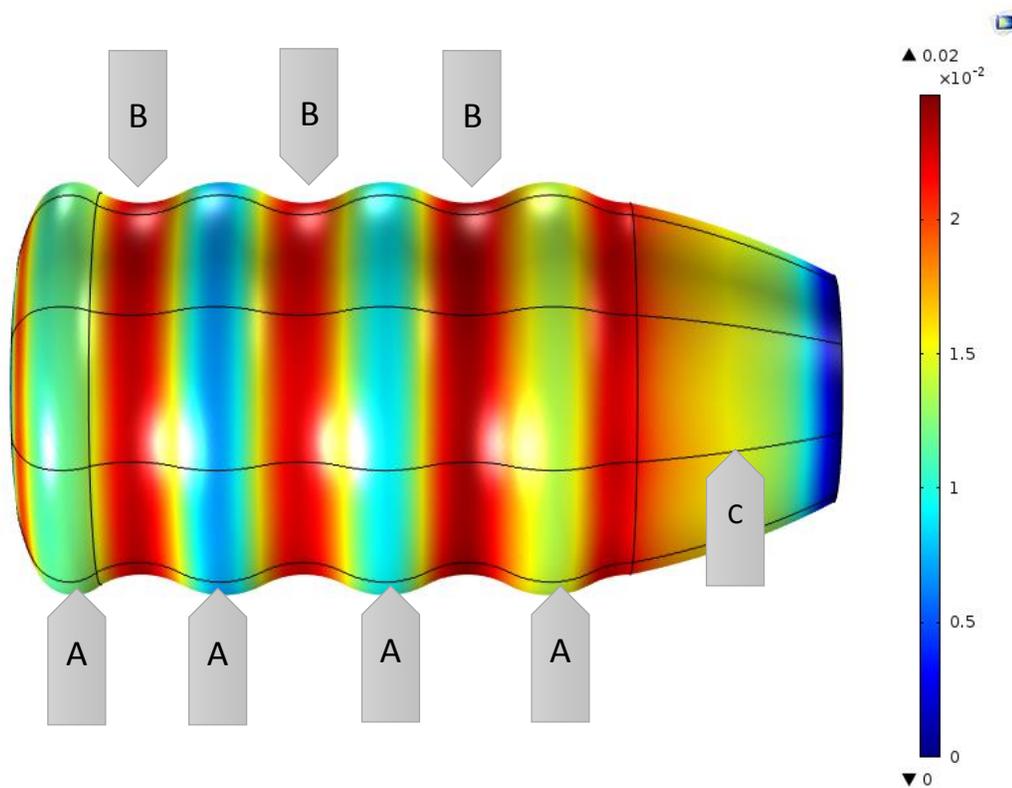


Figura 4. 5 Deformaciones del Diseño 4

Con el análisis de esfuerzos del Diseño 4, se realizó una gráfica comparativa de los esfuerzos máximos presentes en los 4 diseños, apreciable en la Figura 4.6.

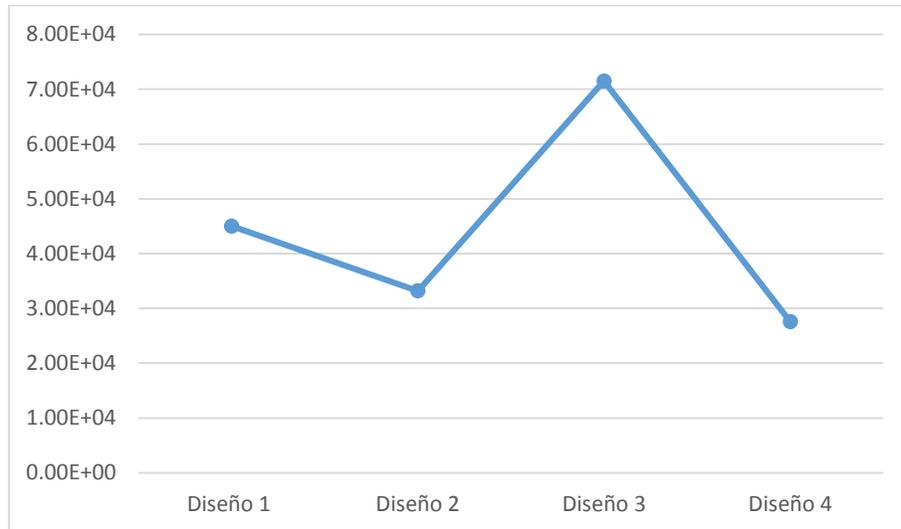


Figura 4.6 Gráfica de esfuerzos máximos de los diseños.

El Diseño 4 presenta menores esfuerzos máximos con un valor de 27.6 KPa, una tercera parte del esfuerzo máximo presente en el Diseño 3, lo que se traduce en una defromacion menor como lo comprueba la Figura 4.7, donde se observa una defromacion de 0.02 mm por parte del Diseño 4, mientras que el Diseño 3 alcanza los 0.14 mm de defromación.

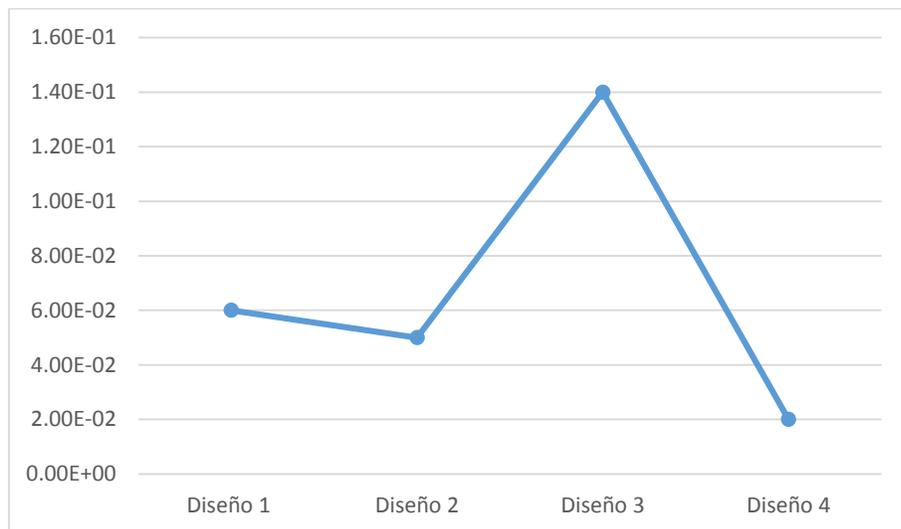


Figura 4.7 Deformaciones del Diseño 4

Además del análisis de esfuerzos y deformación se realiza al diseño 4 un análisis de fluidos para comprobar su funcionamiento en el conducto traqueal al momento de la inspiración. Las condiciones de frontera del análisis están representadas en la Figura 4.8. También se observa como es que el manguito daña a los cilios impidiendo hacer su movimiento oscilatorio para mantener limpia la traquea.

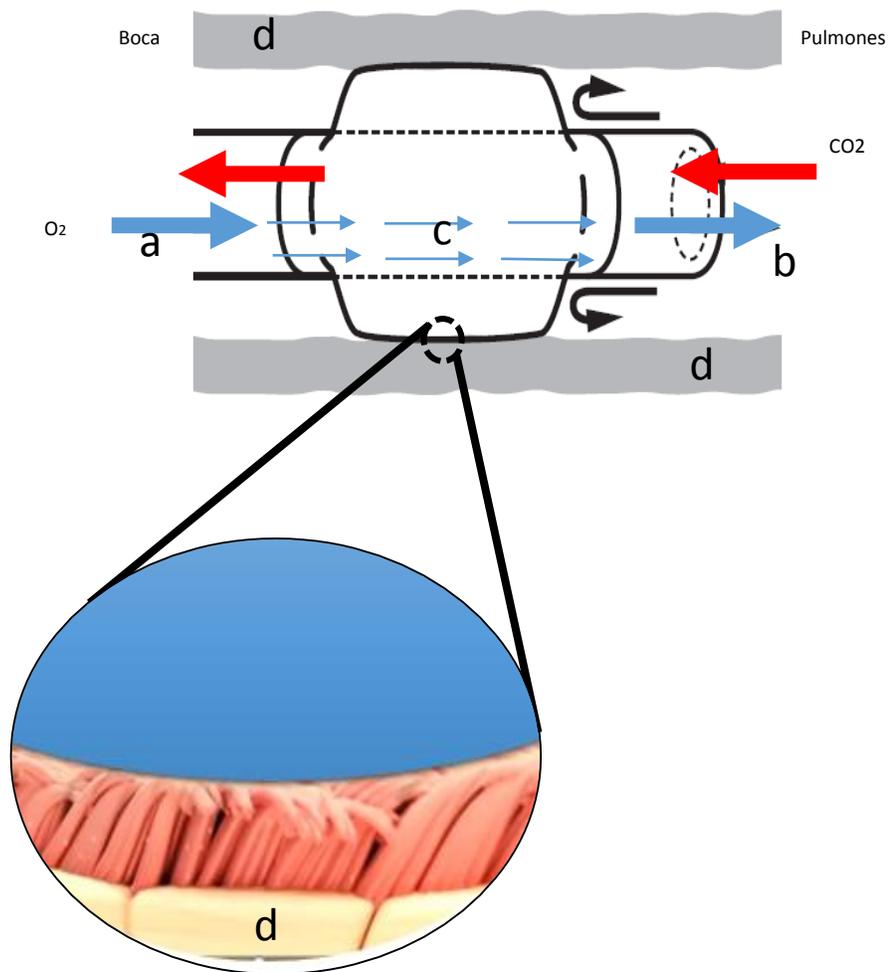


Figura 4. 8 Condiciones de frontera

La Tabla 4.1 contiene los valores para la simulación, de acuerdo a los estándares médicos para el manejo de la vía aérea.

Tabla 4. 1 Condiciones de frontera

Cara	Especificación
a	Presion de entrada de aire: 1000 Pa
b	Salida hacia los pulmones: 0 Pa.
c	Velocidad del aire en la traquea: 0.01m/s
d	Tráquea

En la Figura 4.9 se observan los cambios de presión asegurando el sellado hermético de la vía aérea, en el inicio de la exhalación. El primer aro de derecha a izquierda (A), tiene un valor de 987 Pa, lo que es comprensible porque al momento de la exhalación la presión viaja desde los pulmones hacia la boca.

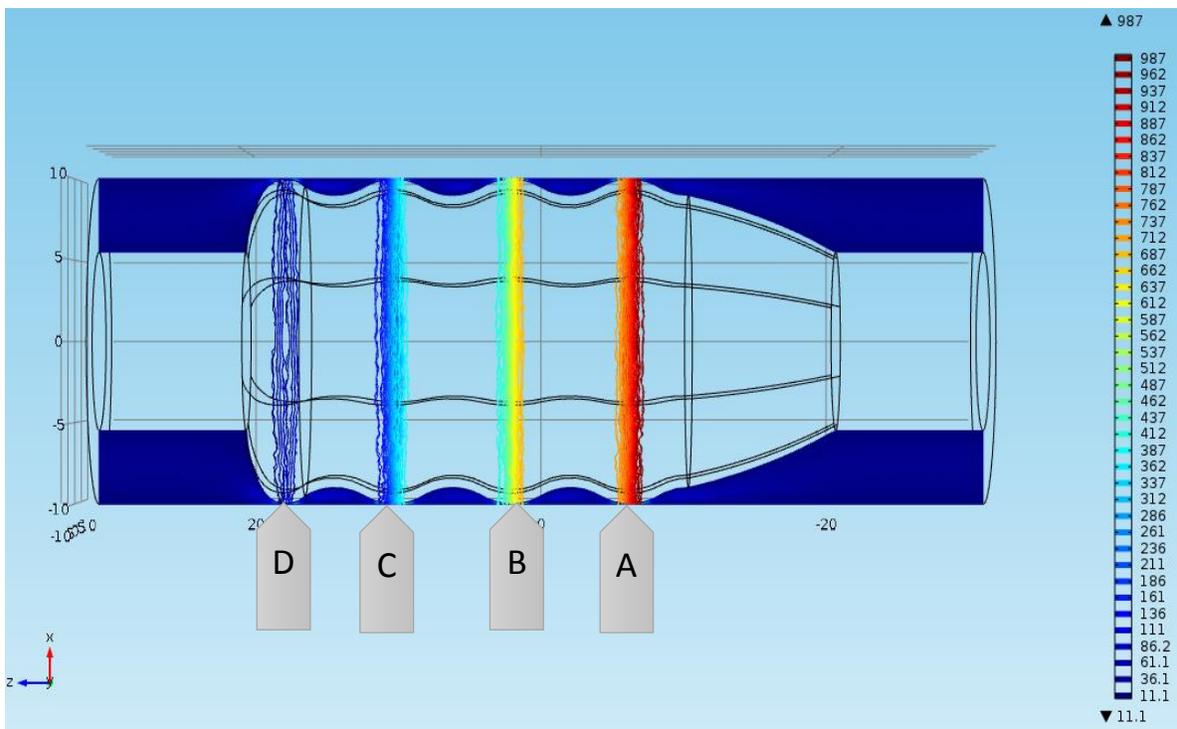
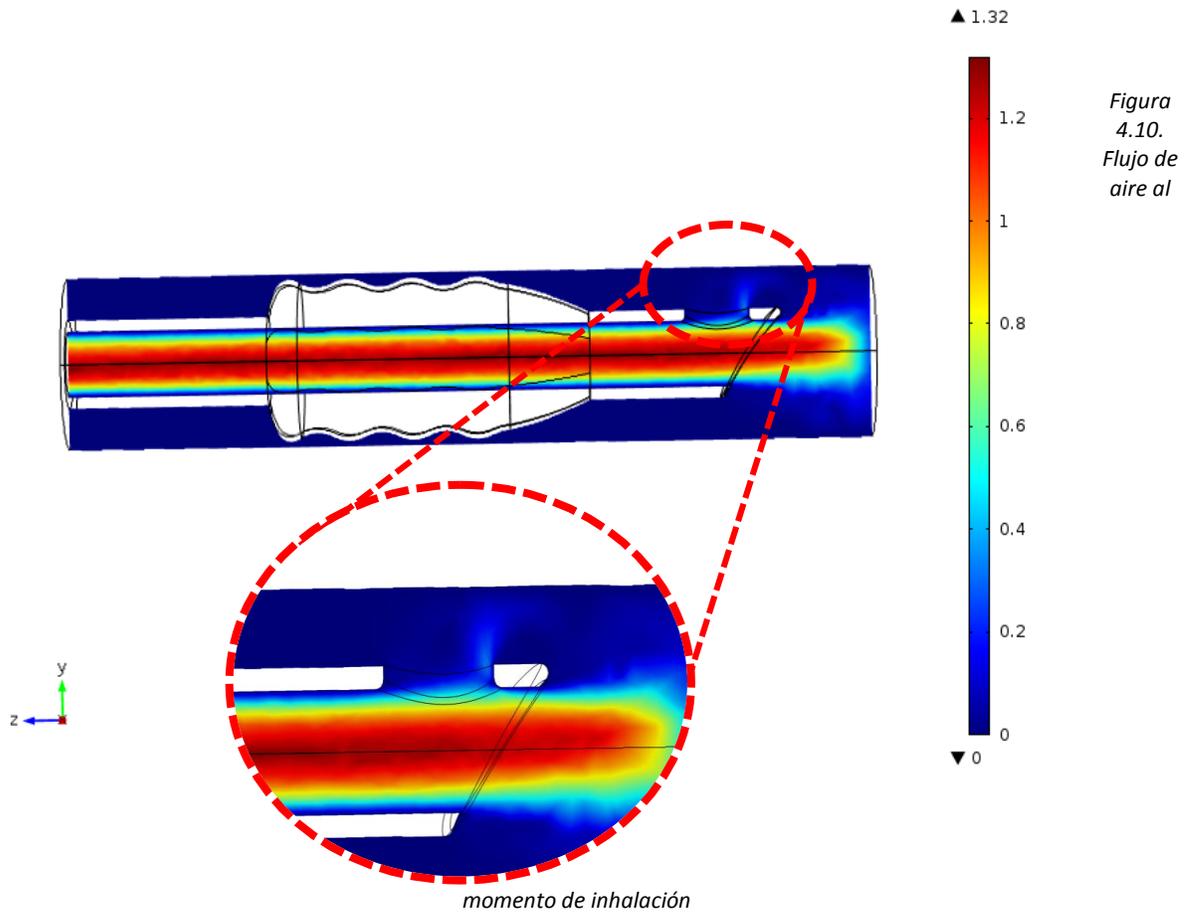


Figura 4. 9 Presión Diseño 4

La Figura 4.10 muestra el flujo de corriente de aire durante la inhalación, se observa una velocidad máxima en el centro de la cánula con un valor de 1.32 m/s.

En la punta distal del dispositivo médico se distingue el ojo de Murphy con vértice de aire con velocidad aproximada de 0.3 m/s, con dirección a la pared traqueal.



Éste fenómeno es fácilmente apreciable en la Figura 4.11, donde el flujo está señalado con flechas y se ve como es que el aire corre a través de la cánula hasta la salida a los pulmones, pero durante el trayecto una cantidad de aire se desvía por el ojo de Murphy (círculo rojo).

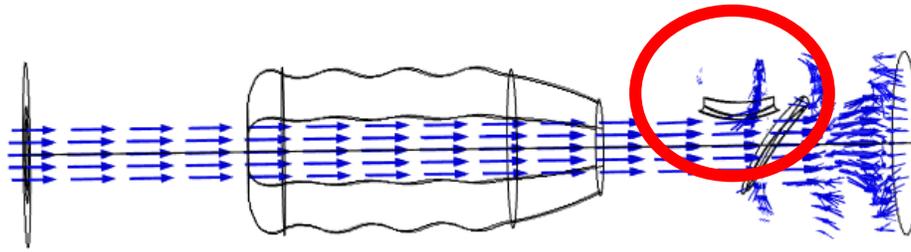


Figura 4. 11 Flujo de aire señalado con flechas

### 4.3 DISCUSIÓN

El propósito de la intubación con tubos endotraqueales de manguito inflable, es de suministrar ventilación controlada sin fugas y de proteger el conducto traqueal de la aspiración del material extraño.

Al inflar el manguito, la presión afecta a los cilios disminuyendo su movimiento y dañando la capacidad de limpieza de la vía aérea, convirtiendo el manguito en un foco de infecciones.

El presente trabajo presenta un diseño de un manguito para tubo endotraqueal con esfuerzos reducidos y de esta manera permitir el movimiento normal de los cilios, reduciendo la probabilidad de infecciones.

De los manguitos propuestos, el Diseño 4 presenta la menor deformación y esfuerzos máximos que se traduce en un menor trauma en la pared traqueal, porque los esfuerzos presentados en el Diseño 3 son 300% mayores a los del Diseño 4. Las deformaciones en el Diseño 3 son 700% mayores que las del Diseño 4. Con esto se concluye que el diseño es apto para la finalidad buscada.

# CAPÍTULO V. CONCLUSIONES

---

## 5.1 CONCLUSIONES

En el presente trabajo se diseñó un tubo endotraqueal con un manguito especial para reducir los esfuerzos en la pared de la tráquea. Los análisis arrojaron resultados satisfactorios que se muestran enseguida:

- El diseño consta de un manguito con canales a lo largo que permiten el flujo de moco.
- La presión sugerida disminuye los esfuerzos en el manguito y evitará la necrosis del tejido epitelial, que es el mecanismo de limpieza de la tráquea.
- La reducción de los esfuerzos sobre la superficie traqueal reduce la adhesión de bacterias, incrementando el tiempo de vida del dispositivo en el cuerpo humano.

## 5.2 TRABAJOS FUTUROS

- Manufacturar el diseño propuesto y hacer pruebas experimentales.
- Elaborar un análisis del manguito con inclusiones.
- Elaborar un análisis del manguito con recubrimiento de plata.

## REFERENCIAS

---

- [1] L. Rivero-Llonich, A. Álvarez-Sánchez, I. Ballesté-López, A. Villarreal-Acosta y O. Galbán-Hernández, «Tendencias y pronósticos de las infecciones hospitalarias y sus gastos asociados,» *Rev Cub Obst y Ginecol*, vol. 35, nº 4, pp. 150-161, 2009.
- [2] R. Klevens, J. Edwards, C. Richards y R. Gaynes, «Estimating healthcare-associated infections in US hospitals,» 2002.
- [3] P. Hernández de Toledo, «La industria de dispositivos médicos,» Secretaría de Economía de México, 2012.
- [4] G. P. López-Hernanz, «Intubación endotraqueal: importancia de la presión del manguito sobre el epitelio traqueal,» *Revista Médica del Hospital General de México*, pp. 153-161, 2013.
- [5] M. E. Mateos Cruz y O. Tamariz Cruz, «Vía aérea difícil. Aplicaciones prácticas para su evaluación y manejo.,» *Revista Mexicana de Anestesiología*, vol. VOLUMEN 1, nº 3, 2001.
- [6] J. Doyle , «A brief history of clinical airway management,» *Revista Mexicana de Anestesiología*, vol. 32, pp. 164-167, 2009.
- [7] J. GUZMAN BERMUDEZ , «PREDICTORES DE VIA AEREA EN PACIENTES OBESOS,» Xalapa, 2013.
- [8] R. A. Chavarría-Islas, L. A. Robles Benítez, J. Loria Castellanos y J. M. Rocha Luna, «Complicaciones agudas por intubación orotraqueal en un Servicio de Urgencias,» *Archivos de Medicina de Urgencia de México*, vol. 4, nº 1, pp. 20-25, 2012.
- [9] C. F. Haas, R. M. Eakin, M. A. Konkle y R. Blank, «Endotracheal Tubes:Old and New,» *Respiratory care*, vol. 59, nº 6, pp. 933-955, 2014.
- [10] G. P. López-Herranz, «Intubación endotraqueal: importancia de la presión del manguito sobre el epitelio traqueal,» *Rev Med Hosp Méx*, vol. 76, nº 3, pp. 153-161, 2013.
- [11] G. M. J. White, «Evolution og endotracheal and endobronchial intubation,» *British Journal of Anesthesia*, pp. 235-246, 1960.

- [12] H. J. M. L. J. B. BRODSKY, «The history of anesthesia for thoracic surgery,» *MINERVA ANESTESIOLOGICA*, vol. 73, nº 10, pp. 513-524, 2007.
- [13] G. P. López Herranz, «intubación endotraqueal: importancia de la presión del manguito sobre el epitelio traqueal,» *Revista Médica del Hospital General de México*, vol. 76, nº 3, pp. 153-161, 2013.
- [14] S. Maguire, S. Morris, P. O'Neill y P. j. Tiernan, «Endotracheal cuff and technique for using the same». US Patente 2008/0000482, 3 Jan 2008.
- [15] N. L. Owens, «Variable cuff pressure adapter». U.S. Patente 665166, 25 Nov 2003.
- [16] P. W. Martens, R. L. Nieto y R. Virag, «Medical device with antimicrobial layer». US Patente 2004/0220534, 4 Nov 2004.
- [17] M. L. W. Knetsch, «New Strategies in the Development of Antimicrobial Coatings: The Example of Increasing Usage of Silver and Silver Nanoparticles.» 2004.
- [18] R. W. Rife, «Trachea tube with germicidal light source». US Patente 7159590, 9 Jan 2007.
- [19] M. G. A. Palazzo y N. Soni, «tracheal tube devices». US Patente 6062223, 16 May 2000.
- [20] C. Grey, «Endotracheal tube with suction catheter and system». US Patente 7089942, 15 Aug 2006.
- [21] R. Coloma y J. P. Alvarez, «Manejo avanzado de la vía aérea,» *Revista Médica Clínica Condes*, vol. 22, nº 3, pp. 270-279, 2011.
- [22] M. Busico, L. Vega, G. Plotnikow y N. Tiribell, «Tubos endotraqueales:revisión,» *Medicina Intensiva*, vol. 30, nº 1, 2013.
- [23] S. L. Stewart, J. A. Secrest, B. R. Norwood y R. Zachary, «A comparison of endotracheal tube cuff pressure using estimation techniques and direct infracuff measurement,» *AANA Journal*, vol. 71, nº 6, pp. 443-447, 2003.
- [24] Verathon Inc., «GlideScope AVL 4-Step Technique,» 2012.
- [25] J. V. Davitia y K. Bhowmick, «Complications of endotraqueal intubation and other airway manament procedures,» *Indian Journal of Anesthesia*, pp. 308-318, 2005.
- [26] R. Borràs., «Control de la vía aérea. Intubación Traqueal».

- [27] F. Pearson y M. Andrews, «Detection and management of tracheal stenosis following cuffed tube tracheostomy,» *Ann Thorac Surg*, nº 12, pp. 359-74, 1971.
- [28] H. Grillo, D. Donahue, D. Mathisen, J. Wain y C. Wright, «Postintubation tracheal stenosis. Treatment and results,» *J Thorac Cardiovasc Surg*, nº 109, pp. 489-93, 1995.
- [29] J. Stauffer, D. Olson y T. Petty, «Complications and consequences of endotracheal intubation and tracheostomy. A prospective study of 150 critically ill adult patients,» *Am J Med*, nº 70, pp. 65-76, 1981.
- [30] J. Ilowite, 2014. [En línea]. Available: <http://www.consultantlive.com/respiratory-diseases/tracheal-stenosis-after-prolonged-intubation-adult-male>.
- [31] . S. P. Verma, 2010. [En línea]. Available: <http://www.throatdisorder.com/normal-throat-anatomy/trachea>.
- [32] S. Ramdev, P. Ghosh y S. Mukhopadhyaya, «Endoscopic laser excision in the management of laryngotracheal stenosis,» *Indian Journal of otolaryngology and Head and Neck Surgery*, vol. 57, nº 3, pp. 189-190, 2005.
- [33] SATI (Sociedad Argentina de Terapia Intensiva), «Anatomía de la vía aérea,» de *VÍA AÉREA. MANEJO Y CONTROL INTEGRAL*, EDITORIAL MÉDICA PANAMERICANA, 2009, pp. 1-15.
- [34] Master The Content, «Master The Content,» 2014. [En línea]. Available: <https://masterthecontent.com/>.
- [35] T. Sadler, *Langman Embriología Médica.*, Londres: Lippcott Williams and Wilkins, 2009.
- [36] A. Guyton, *Tratado de Fisiología Médica*, Barcelona: McGraw-Hill, 2011.
- [37] D. Mungia canales, J. Ruiz Flores, G. K. Vargas Mendoza, J. Morales Gomez, I. Mendez Ramirez y M. Chiharu, «Dimensiones Traqueales en la Poblacion Mexicana,» *Cirujía y cirujanos*, vol. 79, pp. 505-510, 2011.
- [38] A. Berkaloff, *Biología y Fisiología Celular*, Barcelona: Omega S.A., 1991.
- [39] I. B. Masters, «Airway sizes and proportions in children quantified by a video-bronchoscopic technique,» *BMC Pulmonary Medicine*, 2006.
- [40] P. JM, «Anatomie et physiologie de la trachée,» *Encycl Méd Chir*, 1999.

- [41] Boundless, «Mammalian Systems and Protective Mechanisms.,» Boundless Biology, 2016. [En línea]. Available: <https://www.boundless.com>.
- [42] J. Hib, *Histología de Di Fiore*, El Ateneo, 2001.
- [43] F. Geneser, *Histología, Médica Paanamericara*.
- [44] G. F., *Histología.*, Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana., 2000.
- [45] F. L. Huaraz y C. J. Calvo, «Aparato Respiratorio».
- [46] J. M. Welsh, *Cells in the Lungs Use Taste Receptors to Detect Bitter Compounds*, 2009.
- [47] D. F. Rogers, «The airway goblet cell,» *The International Journal of Biochemistry & Cell Biology*, 2003.
- [48] A. Umeda, C. Torikata, T. Takasugi, M. Tanaka, K. Yamaguchi, M. Kanazawa y T. Yoshida, «Displacement of Gold Marker in Immunoelectron Microscopy of Human Respiratory Cilia,» *Microscopy Research and Technique*, pp. 500-504, 1997.
- [49] R. A. Bloodgood, «Sensory reception is an attribute of both primary cilia and motile cilia.,» *Journal of Cell science*, pp. 505-509, 2010.
- [50] B. Fawcett., *Tratado de histología*, Londres: McGraw-Hill, 2000.
- [51] G. H. H. J., *Histología básica*, Barcelona: Elsevier España S.A., 2011.
- [52] S. Lee, «Soft, Slimy, and Slippery Interfaces: Biotribology of Mucins and Mucus Gels,» *Medico Innovation*.
- [53] M. E. Valentinuzzi, *Understanding the human machine. A primer for bioengineering.*, 2004.
- [54] M. Plotkowski, Bajolet-Laudinat y E. Puchelle, «Cellular and molecular mechanisms of bacterial adhesion to respiratory mucosa,» *European Respiratory Journal* , pp. 903-916, 1993.
- [55] A. D. Jackson, «Airway goblet-cell mucus secretion,» *TRENDS in Pharmacological Sciences*, vol. 22, nº 1, pp. 39-45, 2001.
- [56] F. W. White, *Fluid Machanics*, Mc. Graw Hill.
- [57] M. K. Hans-Jürgen Butt, *Surface and interfacial forces*, 2010.

- [58] I. Jacob, «Intermolecular and Surface Forces,» University of California Santa Barbara, California.
- [59] J. M. Rodríguez Lelis, D. Vela Arvizo, A. Abundez-Pliego, S. Reyes Galindo, J. Navarro Torres y M. Vargas Treviño, «Effect on the film pressure distribution on a hydrodynamic tilting pad bearing caused by the coating of the journal with dlc by triboadhesion,» *d. Vela-Arvizo, a. Abundez-Pliego, s. Reyes-Galindo, j. Navarro-Torres, m. Vargas-Treviño.*
- [60] Comisión Permanente de la Farmacopea de los Estados Unidos Mexicanos, Farmacopea de los Estados Unidos Mexicanos : suplemento para dispositivos médicos, México, 2014.
- [61] Smiths Medical Products, *Nasal endotracheal tube / disposable*, <http://www.medicaexpo.com/>, 2016.
- [62] D. B. Hill, V. Swaminathan, A. Estes, J. Cribb, T. E. O'Brien, W. D. Davis y R. Suprfine, «Force Generation and Dynamics of individual Cilia under External Loading,» *Biophysical Journal*, vol. 98, pp. 57-66, 2010.
- [63] E. R. Dirksen, «Ciliary basal body morphogenesis:the early events,» *Symp. Soc. Exp. Biol.*, pp. 439-463 , 1982. .
- [64] COVIDIEN, *ENDOTRACHEAL TUBES WITH TAPERGUARD™ CUFF TECHNOLOGY IN THE OPERATING ROOM*, Boulder, CO.
- [65] Comité de vía aérea e interfaces de la Sociedad Argentina de terapia intensiva, *Vía aerea. Manejo y cuidado integral.*
- [66] P. Sultan , B. Carvalho , B. Rose y R. Cregg , «Endotracheal tube cuff pressure monitoring: a review of the evidence,» *J Perioper Pract*, vol. 21, nº 11, pp. 379-86, 2011.
- [67] J. A. Medina, J. D. Acuña, D. Ballestas y C. A. Cruz, *Funcionalización de PVC en formulaciones rígidas y flexibles.*
- [68] F. Andino, *PVC en el cuidado de la salud.*
- [69] D. A. Markgraf, «in Film Extrusion Manual,» de *T.I. Bulter*, GA, Norcross, 2005, p. 299.
- [70] G. M. Ortigoza Capetillo, «Tetrahedral Grid Generators and the Eigenvalue Calculation with Edge Elements,» *Computación y Sistemas*, vol. 14, nº 1, pp. 5-16, 2010.