

Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico

Subdirección Académica

Departamento de Ingeniería Mecánica

TESIS DE MAESTRÍA EN CIENCIAS

**Desarrollo de una Cánula de Traqueostomía para la Reducción de
Adhesión de Bacterias y Disminución del Estímulo en el Conducto Traqueal**

presentada por

Ing. Luis Manuel Ramos Sommer

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

Director de tesis
Dr. José María Rodríguez Lelis

Codirector de tesis
M. en B. María Teresa Lucas Jiménez

Cuernavaca, Morelos, México. Enero de 2016.

"2015, Año del Generalísimo José María Morelos y Pavón"

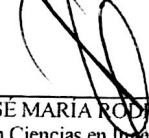
Cuernavaca, mor., 15/diciembre/2015

OFICIO No. DIM/303/2015
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. Luis Manuel Ramos Sommer, con número de control M13CE051, de la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica, le informamos que hemos revisado el trabajo de tesis profesional titulado "Desarrollo de una cánula de traqueostomía para la reducción de adhesión de bacterias y disminución del estímulo en el conducto traqueal". 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



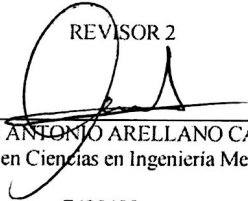
DR. JOSÉ MARÍA RODRIGUEZ LELIS
Doctor en Ciencias en Ingeniería Mecánica
4500026

REVISOR 1



DR. EFRAÍN SIMA MOO
Doctor en Ciencias en Ingeniería Mecánica
6601954

REVISOR 2



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

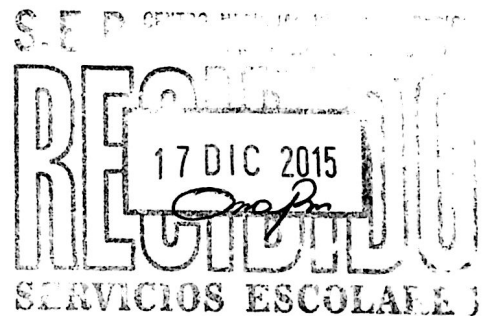
REVISOR 3



DR. JOSÉ ALFREDO RODRÍGUEZ RAMÍREZ
Doctorado en Ingeniería y Ciencias Aplicadas
Con Opción Terminal en Ingeniería Mecánica
6672663

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

Iniciales AAP/mrsr



SEP

SECRETARÍA DE
EDUCACIÓN PÚBLICA



TECNOLÓGICO NACIONAL DE MÉXICO
Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico

"2015, Año del Generalísimo José María Morelos y Pavón"

Cuernavaca, Mor., 17 de diciembre de 2015
OFICIO No. SAC/250/2015

Asunto: Autorización de impresión de tesis

ING. LUIS MANUEL RAMOS SOMMER
CANDIDATO AL GRADO DE MAESTRO 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 "**Desarrollo de una cánula de traqueostomía para la reducción de adhesión de bacterias y disminución del estímulo en el conducto traqueal**", 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



CENTRO NACIONAL DE
INVESTIGACIÓN Y
DESARROLLO
TECNOLÓGICO
SUBDIRECCIÓN
ACADÉMICA

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

GVGR/mcr

Dedicatorias

A **Dios** por haberme dado la vida, salud y permitirme llegar hasta este momento tan importante de mi formación Profesional.

A la Mejor Madre del mundo **Maribel Sommer Molano** porque sin ella no podría estar en este momento de mi vida, por la confianza que ha tenido brindado en mí y por todo el apoyo incondicional que me ha proporcionado, Te Amo Mamita.

A mi Hermosa Esposa **Jennie Marlen Ángeles Ramírez** por apoyarme y estar a mi lado en los buenos y malos momentos, gracias por todo el amor y cariño que me brindas en cada instante de mi vida. Te Amo mi cielo.

A mi Preciosa Hija **Alisson Nahara Ramos Ángeles** que con su llegada a nuestras vidas nos ha motivado, nos ha llenado de alegría, nos ha cambiado la vida con su hermosa sonrisa, Mi princesa Te Amo.

A mi Abuelita **Magnolia Molano Martínez** que siempre piensa en mí y me da su bendición, que se preocupa por mí y siempre está en espera de mi llegada para consentirme. Gracias Mami, eres mi Ángel Te Amo.

A mi familia **Arcenia Grajales, Natividad Perez, Lourdez sommer, Eduardo sommer**. Muchas gracias por cada uno de los momentos que me brindan y mensajes de aliento.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco de todo corazón a Dios por su bendición y darme la oportunidad de vivir esta estupenda etapa de mi vida.

A mi director de tesis Dr. José María Rodríguez Lelis por su confianza y apoyo que me brindo desde que llegue a Cenidet y poder desarrollar este proyecto. Por su palabras de aliento que me ayudaron a ser mejor persona, a su conocimiento brindados que me ayuda a superarme, a la dedicación que me brindo para poder culminar mi trabajo. Por su buen ejemplo y sencillez humana: por ser un Amigo incondicional dispuesto ayudarnos y darnos consejos.

A mi codirector de tesis M.B. María Teresa Lucas Jiménez por su apoyo y recomendaciones en este trabajo: y la oportunidad de una agradable y amistad.

A mis revisores de tesis Dr. Efraín Simá Moo, Dr. José Antonio Arellano Cabrera, Dr. José Alfredo Rodríguez Ramírez por el tiempo dedicado para revisar mi trabajo y el conocimiento brindado.

A La familia de Tribología y Biomecánica: Rubisel Escobar, al asesor Enrique Chávez, Blanca Nicandria, Víctor García, Ileana Baca, Magali García, Dilvar Ayala, Alma Judith, Xochil de Chávez, Ángel, Lenin, Vanessa, Maribel y a todos aquellos que en algún momento conviví con ellos.

A mis compañeros de generación en Cenidet que me hicieron pasar una buena estancia en Cuernavaca: Víctor, Benjamín, Benigno, Armando, Carreño, Manuel, Carlos, Alberto, Enrique, Elvis, Roger, Lulu y Polar.

Al consejo nacional de ciencia y tecnología (CONACyT) por el apoyo económico brindado para la realización de este trabajo.

A Equipos Médicos Vizcarra por su apoyo durante la última etapa en el desarrollo de mis estudios.

Al centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET) por darme la oportunidad de realizar mis estudios, y a los docentes por ser parte de mi desarrollo académico.

Al departamento de Mecánica por la atención proporcionada: Rocío, Nadia, Ceci y jefe de departamento Dr. Arturo Abundez.

TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
CONTENIDO	i
LISTA DE FIGURAS	ii
LISTA DE GRAFICAS	v
NOMENCLATURA	vi
RESUMEN	vii
Abstract.....	viii
INTRODUCCIÓN.....	1
CAPÍTULO I	3
1.1 INTRODUCCIÓN	3
1.2 ESTADO DEL ARTE	4
1.2.1 Historia de los tubos con manguitos	5
1.2.2 Traqueostomía.....	7
1.2.3 Proceso	7
1.3 COMPLICACIONES DE LA TRAQUEOSTOMÍA	10
1.4 FUNCION DE LA CÁNULA TRAQUEAL.....	10
1.5 TRÁQUEA	13
1.5.1 Función.....	14
1.6 PARTES DE LA TRÁQUEA.....	15
1.6.1 Mucosa.....	15
1.6.2 Submucosa.....	15
1.6.3 Adventicia	15
1.6.4 Tejido Epitelial.....	16
1.6.5 Células Ciliadas.....	16
1.6.6 Células Mucosas	16
1.6.7 Membrana Basal y Lámina Propia.....	19
1.6.8 Movimiento ciliar.....	19
1.6.9 Composición Del Moco Bronquial	21
1.7 COMPLICACIONES DE LA CANULA EN LA TRAQUEA	24
REFERENCIAS	26
CAPÍTULO II	28
2.1 INTRODUCCIÓN.....	28
2.2 TRIBOLOGÍA.....	29
2.3 FUERZAS DE VAN DER WAALS.....	31
2.3.1 Interacción de Keemson.....	31
2.3.2 Interacción de Debye.....	32
2.3.3 Dispersión de London	32

2.3.4 Enlace covalente.....	33
2.3.5 Enlace iónico.....	33
2.3.6 Enlace Metálico	34
2.3.7 Polarizabilidad Molecular.....	34
2.4 ENLACES DE VAN DER WAALS.....	34
2.4.1 Fuerza Dipolo-Dipolo	34
2.4.2 Fuerzas Dipolo – Dipolo Inducido.....	34
2.4.3 Fuerzas Dipolo Instantáneo – Dipolo Inducido.....	35
2.4.4 Puentes de Hidrogeno.....	35
2.4.5 Energía de Superficie	35
2.5 APROXIMACIÓN DE HAMAKER	35
2.5.1 Energía Superficial Y Constante De Hamaker.....	37
2.6 ADHESIVIDAD	38
2.7 RUGOSIDADES SUPERFICIALES Y ÁREA DE CONTACTO REAL.....	40
2.8 ADHESIÓN	41
2.9 TEORÍA DE CONTACTO	43
2.9.1 Contacto Mecánico	43
2.9.2 Modelo De Hertz.....	45
2.9.3 Modelo De Jkr (La adhesión de Esferas).....	47
2.10 TENSIÓN INTERFACIAL.....	52
2.10.1 Hidrofobicidad, Hidrofilicidad y Angulo de contacto.....	53
2.10.2 Relación de estas propiedades	54
2.10.3 Interfase Solido-Liquido.....	54
REFERENCIAS	56
CAPÍTULO III	58
3.1 INTRODUCCIÓN.....	58
3.2 METODOLOGIA.....	59
3.2.1 Endocánula.....	60
3.3 CANULA TRAQUEAL.....	61
3.4 DISEÑO CONCEPTUAL.....	62
3.4.1 Materiales.....	62
3.5 COMPARATIVA DE CÁNULAS.....	65
3.6 PROPIEDADES DEL POLICLORURO DE VINILO.....	65
3.7 FOTOELASTICIDAD	66
3.8 RELACIÓN DE ESFUERZO DEFORMACIÓN	68
3.9 CONDICIÓN DE FRONTERA.....	68
3.10 SIMULACIÓN EN ANSYS.....	68
3.11 BANCO EXPERIMENTAL.....	73
REFERENCIAS	74

CAPÍTULO IV	75
4.1 INTRODUCCIÓN.....	75
4.2 BANCO EXPERIMENTAL.....	76
4.2.1 Material Birrefringentes.....	77
4.2.2 Franjas Isóclinas.....	77
4.2.3 Franjas Isocromáticas.....	77
4.2.4 Determinación Del Orden De Franja.....	78
4.3 EXPERIMENTACIÓN	79
4.4 RESULTADOS DE LAS SIMULACIONES REALIZADAS EN ANSYS.....	81
4.5 COMPARATIVA DEL EXPERIMENTAL CON EL SOFTWARE.....	83
4.6 DIMENSIONES DE LA CANULA CON LA NORMA MEXICANA.....	83
4.7 DISCUSIÓN	86
REFERENCIAS	87
CAPÍTULO V	88
CONCLUSIONES	88
Anexo A.....	91
Anexo B.....	91
Anexo C.....	92
Anexo D.....	92

LISTAS DE FIGURAS

Pág.

<i>Figura 1.1 Incisión a la altura de la traquea</i>	7
<i>Figura 1.2 Separación de músculos.....</i>	8
<i>Figura 1.3 Se retira el anillo donde se introducira la canula.</i>	8
<i>Figura 1.4 Inserción de cánula</i>	9
<i>Figura 1.5 Cánula simple.....</i>	11
<i>Figura 1.6 Cánula doble.....</i>	12
<i>Figura 1.7 Cánula con globo.....</i>	12
<i>Figura 1.8 Cánula Fenestrada.</i>	13
<i>Figura 1.9 Árbol bronquial.</i>	14
<i>Figura 1.10 Tráquea, 2. carótida común derecha, 3. nervio laríngeo recurrente derecho [21].....</i>	14
<i>Figura 1.11 Corte transversal de la tráquea.....</i>	15
<i>Figura 1.12 Capaz de la tráquea</i>	17
<i>Figura 1.13 Microfotografía electrónica.....</i>	18
<i>Figura 1.14 Microfotografía del epitelio traqueal.....</i>	18

<i>Figura 1.15 Cilios</i>	19
<i>Figura 1.16 Movimiento ciliar</i>	20
<i>Figura 1.17 Estructura del cilio</i>	20
<i>Figura 1.18 Sección del cilio</i>	21
<i>Figura 2.1. Ciencias que aportan a la tribología [2]</i>	29
<i>Figura 2.2 Objetivos prácticos de la tribología [2]</i>	30
<i>Figura 2.3 variación de la fuerza tangencial F como una función del tiempo.</i>	31
<i>Figura 2.4 Calculado las fuerzas de Van der Waals entre un cuerpo macroscópico y una molécula</i>	36
<i>Figura 2.5 Área de contacto</i>	39
<i>Figura 2.6 Áreas de contacto</i>	41
<i>Figura 2.7 Contacto real</i>	41
<i>Figura 2.8 La geometría entre una esfera rígida y un semiespacio elástico, con un radio de contacto como se deriva de la teoría de Hertz</i>	46
<i>Figura 2.9 Tensión Vertical (presión de contacto) entre una esfera y un semiespacio elástico formando un contacto con la radio a.</i>	46
<i>Figura 2.10 Carga (0-A) y descarga parcial (A-B) para derivar proceso de indentación y elástica energía en el modelo de JKR</i>	48
<i>Figura 2.11 La tensión Vertical (presión de contacto) entre una esfera y un semiespacio elástico la formación de un contacto con un radio.</i>	50
<i>Figura 2.12 Forma de la gota</i>	53
<i>Figura 2.13. Vectores</i>	54
<i>Figura 2.14. Indentador</i>	55
<i>Figura 3.1 Cánula traqueal [2]</i>	61
<i>Figura 3.2. Modelo propuesto de la cánula traqueal.</i>	61
<i>Figura 3.3. Componentes de la cánula traqueal: 1. Cánula madre con manguito, 2. Camisa interna móvil, 3. pestaña para sujeción.</i>	62
<i>Figura 3.4 Cánula traqueal convencional</i>	63
<i>Figura 3.5 Conen el tubo traqueal y globo</i>	67
<i>Figura 3.6 Prototipo de uno a 5 globos</i>	68
<i>Figura 4.8 Deformación en el conducto traqueal de la cánula convencional.</i>	73
<i>Figura 3.7 Esfuerzo en el conducto tráquea cánula convencional.</i>	68
<i>Figura 3.8 Perfil de la cánula</i>	69
<i>Figura 3.9 Deformación de cánula con dos globos.</i>	69
<i>Figura 3.10 Esfuerzo en cánula con dos globos.</i>	69

<i>Figura 3.11 Deformación con cánula de tres globos.....</i>	70
<i>Figura 3.12 Esfuerzo en cánula de tres globos.....</i>	70
<i>Figura 3.13 Deformación en cánula de cuatro globos.....</i>	71
<i>Figura 3.14 Esfuerzo en cánula de cuatro globos.....</i>	71
<i>Figura 3.15 Deformación en cánula de cinco globos.....</i>	72
<i>Figura 3.16 Esfuerzo en la cánula de cinco globos.....</i>	72
<i>Figura 3.17 Deformación de la tráquea por presión de seis globos.....</i>	73
<i>Figura 3.18 Esfuerzo en el conducto traqueal con seis globos.....</i>	73
<i>Figura 4.1 Arreglo del banco experimental de la prueba fotoelástica.....</i>	76
<i>Figura 4.2. Fuente de luz Thorlabs.....</i>	76
<i>Figura 4.3 Esfuerzo en un globo.....</i>	79
<i>Figura 4.4 Esfuerzo con dos globos.....</i>	80
<i>Figura 4.5 Esfuerzo con tres globos.....</i>	80
<i>Figura 4.6 Esfuerzo con cuatro globos.....</i>	80
<i>Figura 4.7 Esfuerzo con cinco globos.....</i>	81

LISTAS DE TABLAS Y GRAFICAS

<i>Tabla 3.1 Dimensiones para cánula traqueal.....</i>	65
<i>Tabla 3.2. Comparativa.....</i>	65
<i>Tabla 3.3. Propiedades Químicas.....</i>	66
<i>Tabla 3.4. Propiedades Mecánicas.....</i>	66
<i>Tabla 4.1 Orden de franja.....</i>	78
<i>Tabla 4.2 Resultado del esfuerzo de la prueba experimental.....</i>	81
<i>Tabla 4.3 Listado de las deformaciones y esfuerzos de la cánula traqueal sobre el conducto traqueal de uno a cinco globos.....</i>	82
<i>Tabla 4.4 Comparación de esfuerzos con resultados experimental y software.....</i>	83
<i>Tabla 4.5 Porcentajes de incertidumbre.....</i>	85
<i>Grafica 4.1 Deformación en los cinco diseños.....</i>	82
<i>Grafica 4.2 Esfuerzo en los cinco diseños.....</i>	82
<i>Grafica 4.3 Curva de los esfuerzos máximos en el desarrollo experimental y de software.....</i>	84

NOMENCLATURA

Q	Carga	F_{adh}	Fuerza de adhesión
ϵ_0	Permisividad del vacío	N_B	Número de enlace
μ	Momento dipolar	E_B	Energía de enlace
ρ_e	Densidad de cargas	σ	Esfuerzo normal
r	Radio de contacto y distancia entre cargas	E	Módulo de Young
K_B	Constante de Boltzmann	ν	Relación de Poisson
ϑ	Ángulo entre una carga y el momento dipolar de otra	a	Radio de contacto
D	Distancia entre el momento dipolar y una carga	R^*	Radio reducido
V	Energía potencial	E^*	Módulo de Young
C_{orient}	Coefficiente de orientación	δ	Identación
α	Polarizabilidad	G	Tasa de liberación de energía
μ_{ind}	Momento dipolar inducido	μ_T	Coefficiente de Tabor
C_{ind}	Coefficiente de inducción	w_{adh}	Trabajo de adhesión
h	Constante de Planck	σ_A	Constante de área de molécula
ν	Frecuencias	A_{asp}, A_{SL}	Área de superficie de una aspereza, área de interface del material compuesto, contacto de área sólido-liquido
C_{disp}	Coefficiente de disipación	E_{tot}	Energía neta de un sistema físico
C_{vdW}	Coefficiente de van der Waals	h	Alta aspereza
ρ_B	Densidad de molécula	r	Radio de la aspereza circular fundación o media longitud de aspereza
R	Radio de esfera	R	Radio de la aspereza
A_H	Constante de Hamaker	R_f	Factor de rugosidad.
F	Fuerza	s	Distancia de separación
γ	Energía superficial	W_g, W_{SL}	Energía gravitacional, trabajo de adhesión por unidad de área.
D_0	Distancia molecular	ϵ	Vector de deformación
$\gamma, \gamma_{SL}, \gamma_{SA}, \gamma_{LA}, \gamma_{SL1}, \gamma_{SL2}$	Superficie libre de energía (tensión superficial), superficie de energía solido-liquido.	D	Matriz de coeficiente elástico
η	Densidad de asperezas por área	σ	Vector de esfuerzo
θ	Ángulo de contacto estático con rugosidad	G	Módulo de rigidez
		$\lambda \mu$	constantes elásticas de Lamé

RESUMEN

En esta tesis se desarrolla el diseño de una cánula de traqueostomía, se muestran las bases y características para la fabricación y el desarrollo de la cánula traqueal, reduciendo los problemas de estenosis y traqueomalacia, que ocurre principalmente por las complicaciones del globo de la cánula traqueal. Además de reducir las bacterias y obstrucciones por la mucosidad en el conducto traqueal causada por el tiempo que la cánula permanece dentro del tubo traqueal.

Se determinan las relaciones del conducto traqueal con el material utilizado para la norma de las cánulas traqueales, así como las fuerzas de adhesión, energías superficiales, trabajo de adhesión, deformación, coeficiente de fricción y radio de contacto entre el globo de la cánula y el conducto traqueal, cánula - mucosidad y cánula – cartílago. Se diseñó la cánula traqueal con base a la norma Oficial Mexicana NOM-155-SSA1-2000, en el cual se fueron variando distintos números de globos fueron analizados cada uno de ellos en elemento finito para poder reducir aproximadamente 92% del esfuerzo con las cánulas convencionales, el diseño consta de cinco anillos que servirán para la reducción de infecciones y contar con el mínimo contacto del globo con el conducto traqueal. Los resultados obtenidos numéricamente fueron validados experimentalmente con un análisis foto elástico que permite comprobar la disminución de los esfuerzos en el tejido del conducto traqueal mientras la cánula está colocada.

Con esto en mente, en este proyecto se pretende el desarrollo de una cánula que reduzca los esfuerzos y estímulos, y reducir la posibilidad de infecciones, a través de la reducción de esfuerzos en la superficie y energías de adhesión.

Abstract

This thesis presents the development design of a tracheostomy cannula, it shows the basis and characteristics for the tracheostomy cannula manufacture, reducing the stenosis and tracheomalacia problems that occurs mainly due to complications of the tracheal cannula globe. Also to reduce germs and obstructions due to mucus in the tracheal conduct caused by the time that the tracheostomy cannula remains inside the tracheal tube.

Relationships between tracheal conduct and the material used for the norm of the tracheal cannulas are determined, as well as the adhesion forces, surface energies, adhesion work, deformation, friction coefficient, contact radius between tracheal cannula globe and the tracheal conduct, cannula – mucus and cannula – cartilage. The tracheal cannula was designed based on the official Mexican norm NOM-155-SSA1-2000, in which different globe number were changing that were analyzed each one of them in finite element to be able to reduce approximately 92% of the effort of the conventional tracheal cannulas, the design consists in five rings that will be able for the reduction of infections and will have minimal contact of the globe and the tracheal conduct. The results numerically obtained were validated experimentally with a photo elastic analysis that allows to prove the decrease of the effort in the tracheal conduct tissue while the tracheal cannula is located.

With this in mind, in this project the intention is the development of a tracheal cannula capable to reduce the surface effort and adhesion energies.

INTRODUCCIÓN

Con datos del INEGI refiriéndose en general del sistema respiratorio, “Morbilidad por egreso hospitalario y entidad federativa según sexo, días estancia y defunciones” se dan a conocer resultados, que el total de las enfermedades respiratoria son de 119 085 personas y con un numero de defunción de 1 796 personas, en la mayoría de las enfermedades del sistema respiratorio hay una alta probabilidad de que sean intervenidos quirúrgicamente a una Traqueostomía. Por este caso es de tal importancia la realización de este proyecto [1].

Una traqueostomía se realiza si no llega suficiente aire a los pulmones, o si la persona no puede respirar sin ayuda o si está teniendo problemas con las secreciones, bloqueo por inflamación, lesión grave en el cuello, cuerpo extraño en la tráquea, alguna parálisis de los músculos de la garganta o un tumor. El paciente necesita un ventilador para bombear aire a los pulmones durante un largo periodo de tiempo.

La Traqueostomía es una de las operaciones más antiguas realizadas por el hombre. Al inicio con indicaciones imprecisas y elevada morbimortalidad, y actualmente con indicaciones precisas y escasas complicaciones, que requiere un dispositivo medico llamado cánula para mantener la vía aérea permeable.

La cánula de Traqueostomía son dispositivos tubulares huecos y curvados hacia abajo que se introducen en la tráquea para mantener la permeabilidad de la vía aérea. La cánula de Traqueostomía consta de tres elementos básicos: una cánula madre o camisa externa, una camisa interna móvil y un obturador. Estos elementos estimulan de varias maneras el conducto traqueal, provocando que el sistema respiratorio reaccione complicando el estado del paciente.

Las lesiones por intubación están relacionadas con la presión ejercida por el globo sobre la tráquea, la lesión por intubación inicia con la isquemia de la mucosa, que evoluciona a congestión, edema y ulceración. El factor para producir isquemia de la

mucosa traqueal es la disminución del flujo sanguíneo por exceso de presión sobre la mucosa.

Las infecciones de los tejidos blandos del cuello, secreciones abundantes y presión del tubo traqueal son factores o riesgos que presenta la traqueostomía, es importante el desarrollo de una cánula traqueal que disminuya la posibilidad de secreciones y la reducción de esfuerzos en la superficie.

Los tubos usados actualmente son con globos de alto volumen, es difícil establecer la frecuencia de cada complicación. Basado en la norma oficial mexicana sobre las características de forma y función de la cánula traqueal, este proyecto desarrolla un nuevo diseño de la cánula traqueal.

El primer capítulo presenta el estado del arte, el cual comprende de la historia de la traqueostomía, el procedimiento quirúrgico, las complicaciones del proceso, definición de la cánula traqueal, especificaciones de la tráquea y función. En el segundo capítulo se presenta los fundamentos teóricos, modelos matemáticos empleados y el comportamiento de esos modelos. En el capítulo tres se muestra el diseño de la cánula traqueal en CAD y la comparación de una cánula convencional con la cánula diseñada. En el capítulo cuatro se muestra la experimentación de banco de prueba de la cánula con gel balístico simulando la tráquea, así como la simulación numérica de la cánula diseñada en contacto con la tráquea y comparación de resultados obtenidos.

REFERENCIA

[1]. Pomposo Espíndola, "complicaciones postextubacion asociadas con la presión de inflado del globo del tubo endotraqueal". Medigraphic, Junio 2014.

CAPÍTULO I

ESTADO DEL ARTE

1.1 INTRODUCCIÓN

La Traqueostomía es un procedimiento factible y rápido en el proceso de incisión, puede llevarse a cabo este proceso en salas de cuidados intensivos con una adecuada preparación. Si bien el procedimiento es rápido y sencillo, algunas complicaciones son severas y pueden comprometer la vida del paciente.

El objetivo de la traqueostomía es liberar la vía aérea de secreciones y la obstrucción mecánica de la laringe. Este proceso quirúrgico es frecuente en pacientes con tumores avanzados de laringe, faringe, tráquea superior, esófago y tiroides.

1.2 ESTADO DEL ARTE

El término traqueotomía se deriva del griego y significa abrir la tráquea. El término de traqueostomía se usa indistintamente para definir esta técnica quirúrgica, tiene la misma procedencia etimológica y se origina en las palabras traquearteria estoma o boca [1].

La traqueotomía abierta es un procedimiento descrito por primera vez en tablillas egipcias que datan del año de 3600 A.C. Los antiguos egipcios fueron los primeros en utilizar una técnica para solucionar las obstrucciones. La segunda aparición fue en la civilización griega fueron capaz de salvar la vida de uno de sus soldados de asfixia, abriéndole la tráquea con la punta de una espada. Pero solo hasta el siglo XII se realiza el primer procedimiento con éxito en una cabra, y en 1546 Antonio Musa Brasavola documentó la primera traqueotomía exitosa en un paciente que tenía un absceso laríngeo. Pero solo hasta la tercera década fue considerado un método quirúrgico validado y aceptado [2].

La traqueostomía ha atravesado por 3 etapas; el primero comprende desde el año AC hasta el 1500 DC en que se practicaron las primeras incisiones. Posteriormente desde 1546 al 1883 se reportan en los escritos de Buassorolo como un procedimiento inadecuado en que escasos cirujanos se atrevieron a practicarlo [3]. En esa fecha, Trausseau comunica 200 casos de difteria en los que realizó la técnica. Fue de esa manera que la traqueostomía se fue convirtiendo en una cirugía exitosa para tratar principalmente la obstrucción respiratoria aguda y la asfixia [4].

La laringe tiene un conducto muy angosto de la vía respiratoria, siendo sensibles a la obstrucción si en ella penetran cuerpos extraños o si la invaden entidades patológicas que disminuyen su estrecho y puede arrastrar a la muerte.

Los intentos por salvar vidas de asfixia se retoma de la antigüedad, algunos tuvieron éxito pero en la mayoría de las ocasiones fracasaron. Se realizaba una incisión en la tráquea y se le introducía un tubo curvo que pasara en la faringe. El objetivo era solucionar la obstrucción laríngea principalmente en niños afectados por difteria [5].

Hipócrates médico griego, describió su procedimiento en casos de obstrucción respiratoria. Aconsejaba un tipo de intubación laríngea con una cánula rígida introducida por vía oral para mantener la ventilación. Se ha considerado como el primer médico en intentar la intubación [8].

Aclepiades de Bithinia preconizó la incisión de la tráquea en su porción superior para evitar la asfixia. Cien años después Aroteo escribió acerca de la utilidad de la cirugía en los pacientes en trance de asfixia. Transcurrieron otras dos décadas para que Antilo afirmara con detalle las indicaciones y la técnica de la traqueostomía [8].

En 980 uno de los médicos reconocidos de todos los tiempos Avicena, juzgo que la traqueostomía debía reservarse exclusivamente para los casos más graves y desesperados. Realizó la intubación laríngea utilizando tubos curvos de plata y de oro, que introducía por vía oral hacia la laringe utilizando el dedo índice.

En 1778 Charles Kite describe la importancia de la intubación laríngea por vía oral y nasal, insiste en la necesidad de mantener una vía aérea permeable durante la reanimación respiratoria y en la aplicación de ventilación artificial [9].

Trousseau fue el primer médico en efectuar la intervención clásica de la traqueostomía en pacientes con distress en 1830, en 1847 se efectuó 78 intervenciones de traqueostomía en casos de crup laríngeo y tuberculosis [12].

En 1893 el cirujano Maydel, empleo esta técnica en operaciones de la faringe y Eisenmenger en 1895 desarrollo un tubo con una empuñadura inflable, que lo hacía hermético y seguro. Esta técnica fue perfeccionada.

Pasados los años fueron progresando en la fabricación de los tubos, sustituyéndose el tubo de metal rígido original por un tubo metálico flexible con una guía curva. Este tubo fue sustituido posteriormente, en 1907 por Barthelemy y Dufour, por otro tubo de caucho guiado hacia el interior de la tráquea con ayuda del tacto. En 1921 Chevalier Jackson delineó las indicaciones y técnicas aceptadas hasta nuestros días, para la realización de la traqueotomía [10].

Existen tubos traqueales con material semi rígido, de plástico e incluso protegidos por nylon en látex para evitar deformaciones. En la actualidad este proceso de intubación representa una técnica sencilla, segura y se considera un proceso rutinario para el anestesiólogo.

1.2.1 Historia de los tubos con manguitos

Trendelenburg en 1871 describió la primera cánula de traqueostomía con un balón hinchable. El manguito era pequeño y de paredes gruesas, llamado manguito de pequeño volumen [12].

Eisenmenger en 1893 presento el primer manguito de gran volumen, el cual completo con otro balón piloto que servía para señalar la presión interior del introducido en la tráquea. Eisenmenger no proporciono algún análisis de las diferencia entre un maguito pequeño y de gran volumen [7].

Wilms en 1904 describió un tubo con un manguito de gran volumen con orificios, que al introducirlo en la tráquea se hincharía automáticamente aprovechando la propia presión de la ventilación. El sistema no resulto satisfactorio porque las secreciones generadas tapaban los orificios [9].

El primer análisis sobre las diferencias practicas entre los maguitos de pequeño y gran volumen fue realizado por Grimm y Knight en 1943. Ellos recomendaron el uso del maguito de gran volumen porque permite ocupar totalmente la luz traqueal. En cuanto al maguito de pequeño volumen las paredes son gruesas y requieren una considerable presión interior de aire para que se expandan [12].

Sanders en 1947, diseño un maguito de gran volumen para ser acoplado a cánulas de traqueostomía. Informaron que este manguito podía ser usado hasta varios meses de forma continua.

Tras mejorar las condiciones técnicas de los manguitos se incrementó las complicaciones atribuibles exclusivamente al mantenimiento prolongado de la compresión de las paredes traqueales por los maguitos, esto dio paso a úlceras de la pared traqueal, traqueomalacias e incluso en ocasiones fistulas traqueo esofágicas [12].

Se inició el estudio para determinar las causas que provocaban las lesiones traqueales en los pacientes con intubación prolongada. Estas investigaciones dieron la causa, el cual era el balón de pequeño volumen requiere una mayor presión para conseguir un contacto adecuado con la pared traqueal, el maguito tiene que estirarse para alcanzar la pared de la tráquea a cambio de un incremento de presión en el interior del maguito.

Kiamen y wilkinson en 1971 sugirieron una solución distinta al problema, su idea era en diseñar un maguito relleno de espuma de poliuretano donde el aire es auto aspirado al interior del maguito una vez realizada la intubación, lo cual dilata al máximo adaptándose a la pared traqueal. La espuma del interior de manguito se expande por su propia consistencia, el cual puede sufrir un problema, que la espuma pueda cambiar de forma con el tiempo, a consecuencia de la absorción de humedad permitiendo escape de aire [7].

El único modo de controlar la presión lateral del maguito es diseñando un modelo que tenga la una presión interior exactamente igual a la presión del exterior ejercida sobre la pared traqueal, esto se compensa cuando el maguito se fabrica con una delgada película [5].

1.2.2 Traqueostomía

La traqueostomía es un procedimiento quirúrgico que corresponde a una "apertura de la tráquea", derivado de la palabra griega tráquea (arteria rugosa) y tomo (corte). La traqueostomía tiene un final derivado de la palabra griega estoma (abertura o boca). El procedimiento de se lleva a cabo con la intención de realizar una abertura permanente, el término correcto sería traqueotomía, la traqueotomía es un proceso quirúrgico que solo tiene como objeto retirar cuerpos extraños Las indicaciones más comunes de dicha técnica son la obstrucción de la vía aérea superior por la presencia de cuerpos extraños o tumores o la necesidad de ventilación artificial prolongada [10].

El objetivo de la técnica quirúrgica de la traqueotomía se trata de crear una comunicación entre la piel del cuello y el conducto traqueal con el fin de que el aire que necesita el paciente para respirar pueda conducirse a través de ella [11].

1.2.3 Proceso

1. En la figura 1.1 se localiza la zona en donde se hace la incisión que es entre el primer y tercer anillo traqueal, en el cuello del paciente.

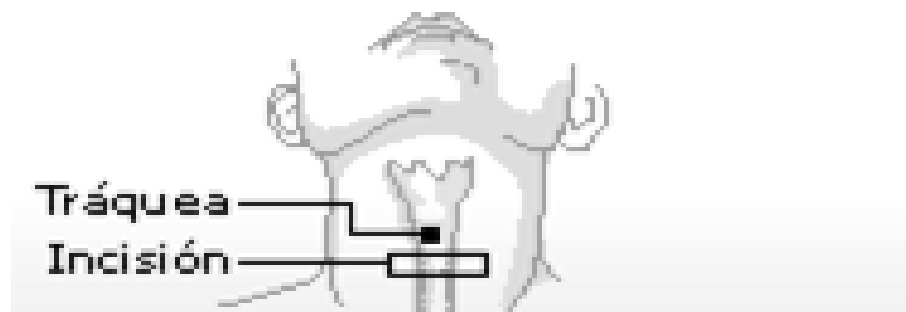


Figura 1.1 Incisión a la altura de la tráquea

2. En la figura 1.2 se separan los músculos que la rodean.

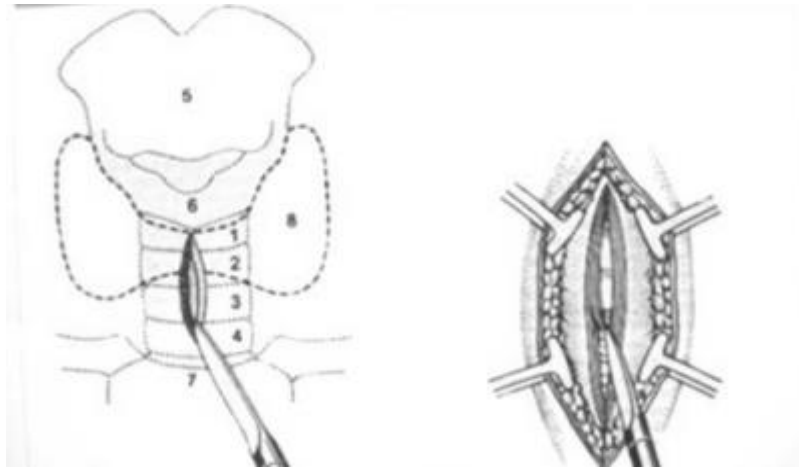


Figura 1.2 Separación de músculos

En la figura 1.2 parte izquierda se muestra el área de la incisión en el nivel de 1er y 3er anillo traqueal, posteriormente del corte se separa los músculos que fueron rasgados, para liberar la zona obstaculizada.

3. Se realiza la incisión en la tráquea y se separan dos anillos de la pared.

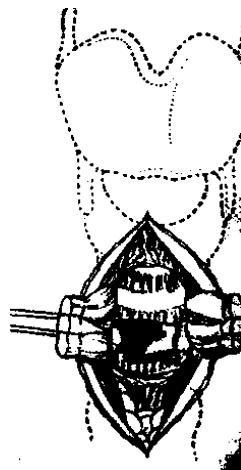


Figura 1.3 Se retira el anillo donde se introducirá la cánula.

Después de separar los músculos pertenecientes a la parte traqueal, se separan dos de los anillos de la tráquea con el fin de obtener un estoma, donde pase la cánula.

4. En la figura 1.4 se inserta la cánula a través de la que pasa el aire

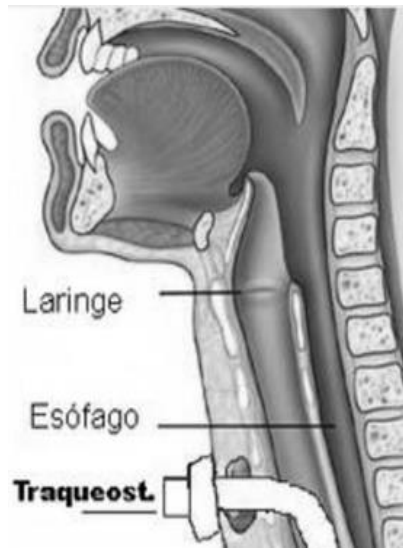


Figura1.4 Inserción de cánula

En la Figura 1.4 muestra el área de incisión con la cánula insertada, el cual servirá para hacer pasar aire mecánico o extraer por medio de la cánula las secreciones acumuladas.

Fundamentalmente hay dos tipos de traqueotomías del cual se puede elegir el tipo de cánula traqueal a utilizar:

- Traqueostomía de urgencia

Es la más realizada y está indicada en las insuficiencias respiratorias agudas altas como las producidas por [14]:

1. Cuerpos extraños laríngeos
2. Edemas de la laringe
3. Edemas de la base de la lengua
4. Epiglotitis
5. Malformaciones congénitas
6. Neoplasias laríngeas
7. Parálisis de cuerdas vocales
8. Traumatismos laríngeos
9. Difteria laríngea y otras infecciones agudas

10. Traumatismos craneoencefálicos

- Traqueostomía electiva

Es la que se realiza en forma preventiva cuando se espera, debido a la enfermedad de base, un empeoramiento de la ventilación, entre ellas se tiene las que se hacen en [14]:

1. Preoperatorio de grandes intervenciones, neuroquirúrgicas y del cuello
2. Previo a la irradiación del cáncer laríngeo
3. Enfermedades neurológicas degenerativas

1.3 COMPLICACIONES DE LA TRAQUEOSTOMÍA

La traqueotomía es una intervención a la que no debe considerarse como un procedimiento sencillo, dado que no está exenta de complicaciones, las cuales pueden ocurrir durante la cirugía, en el postoperatorio inmediato o tardío [15].

Puede ocurrir un sangrado masivo proveniente de la arteria innominada. Se acepta que la ruptura de la arteria es secundaria a erosión por alguna parte de la cánula cuando se realiza el procedimiento por debajo del quinto anillo traqueal, o ante excesiva movilidad de la cánula [16].

Las complicaciones postoperatorias son más frecuentes que las anteriores, entre ellas se encuentra la hemorragia, el neumotórax, el neumomediastino, el enfisema subcutáneo y las lesiones laringotraqueales.

Estas últimas se pueden deber a muchos factores como la exéresis excesiva de cartílago, uso de tubos largos, manguitos de alta presión, infecciones, debilidad sistémica, movimiento excesivo del tubo, tubo de materiales reactivos y la duración de la intubación [15].

Una lesión traqueal común es el desarrollo de un granuloma, donde la causa más frecuente es la condritis localizada del anillo traqueal inmediatamente superior al de la traqueotomía. La condritis traqueal, formación de granulación y colonización bacteriana pueden resultar en una traqueomalacia segmental adquirida, particularmente en los niños, y puede ser una de las causas más comunes del retraso de la decanulación [17].

1.4 FUNCION DE LA CÁNULA TRAQUEAL

Los tubos de traqueostomía pueden ser temporales y se pueden usar por meses o años. Algunas personas necesitan un tubo de traqueostomía toda su vida. Hay muchos tipos de tubos de traqueostomía. La mayoría de los tubos de traqueostomía están hechos de un material plástico especial [18].

Función de la cánula

1. Conservar abierta una vía aérea para facilitar el intercambio de gases.
2. Eliminar las secreciones acumuladas en el área traqueobronquial que el paciente no podrá eliminar espontáneamente.
3. Mantener la vía aérea permeable.
4. Mantener limpia y evitar la infección periestomal.

Hay cuatro tipos de tubos de traqueostomía [19]:

1. Cánula simple
2. Cánula doble
3. Tubo con manguito
4. Tubo fenestrado (con orificios)

- **Cánula simple**

El tubo de traqueostomía de cánula simple es un solo tubo. La mayoría de los niños con problemas respiratorios utilizan tubos de traqueostomía de cánula simple, como se muestra en la figura 1.5.

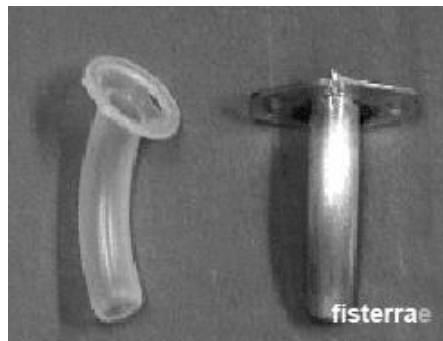


Figura 1.5 Cánula simple.

La cánula simple consta de un tubo curvo que permite entrar fácilmente en el estoma de niños. Los materiales constan de Polivinilo si el tiempo de aplicación es corta o metálicas si la aplicación requerida es por un largo tiempo.

- **Cánula doble**

El tubo de traqueostomía de cánula doble tiene dos tubos. Frecuentemente los adolescentes y adultos usan el tubo de traqueostomía de cánula doble. La cánula externa se mantiene en su lugar con las aletas de fijación. La cánula interna se puede quitar y cambiar.



Figura 1.6 Cánula doble.

En este tipo de cánulas mostrada en la figura 1.6, permite con su cánula interna poder retirar o extraer secreciones acumuladas en la cánula externa, esto nos da la ventaja de que tendremos permeable la cánula externa para la ventilación mecánica.

- **Tubo con manguito:**

Algunos tubos de traqueostomía tienen un manguito. El manguito es un globo que se llena con aire o líquido. Algunas veces se usan en los niños (y adultos) que dependen de un ventilador.



Figura 1.7 Cánula con globo.

Las cánulas traqueales de la figura 1.7 se usan con globo para los pacientes que requieren ventilación con altas presiones, y en los que tienen riesgo de aspiración, deben inflarse a mínima presión.

- **Tubo fenestrado (con orificios):**

Los tubos de traqueostomía con orificios le permiten respirar aire por la boca y nariz y le permite hablar.



Figura 1.8 Cánula Fenestrada.

La cánula que muestra la figura 1.8, posee orificios que permite el escape de gas de forma focalizada en un punto determinado de la mucosa traqueal, con el fin de que el paciente pueda hablar.

1.5 TRÁQUEA

Es un tubo de 11 cm a 12 cm de largo que depende de la edad y raza de la persona, que va desde la laringe, hasta los bronquios (dentro de la cavidad torácica). Su diámetro es de 2,5 cm. Está formada por anillos cartilagosos en forma de C. Son incompletos en la parte posterior para impedir la obstrucción por colapso [20]. Los segmentos cervical y torácico son prácticamente el mismo tamaño, 6-7cm. En una misma persona puede variar dependiendo de si la laringe esta en reposo o en movimiento o de si la cabeza está en extensión o en flexión.

El calibre traqueal también depende del sexo (más grande en el varón que en la mujer) y de la edad, lo que explica los distintos tamaños de cánulas de traqueotomía y de los tubos de intubación.

La tráquea está rodeada en toda su longitud por un tejido celulodiposo laxo, que actúa a modo de serosa y favorece los movimientos traqueales.

1.5.1 Función

La tráquea, debido a su situación cervicotorácica y a su estructura fibroelástica permite el paso del aire hasta los alveolos pulmonares como se muestra en la figura 1.9, aunque no es necesariamente un conducto aéreo. Gracias a su epitelio mucociliar, permite la evacuación de las secreciones en sentido proximal, hacia la laringe, de forma espontánea.

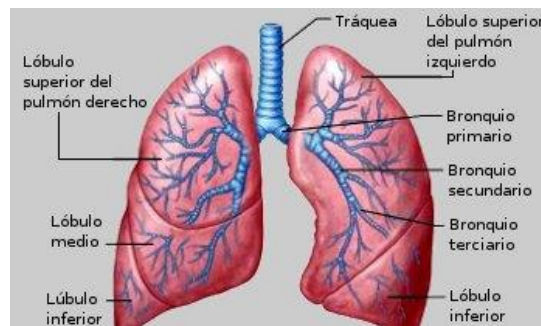


Figura 1.9 Árbol bronquial.

Histológicamente está formada por mucosa, submucosa, capa cartilaginosa y adventicia [21].

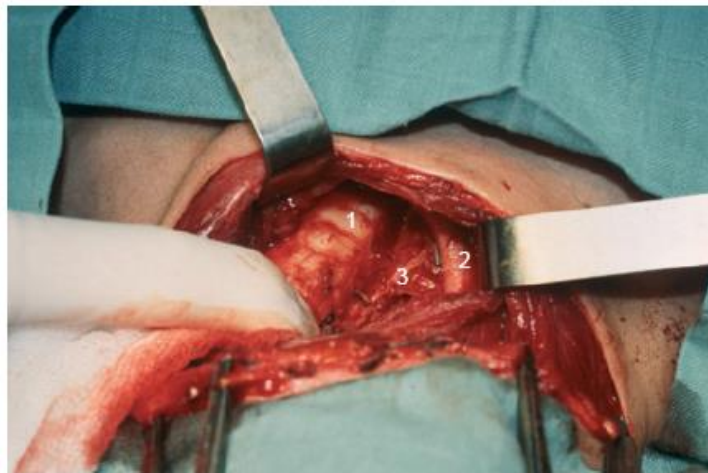


Figura 1.10 | 1. tráquea, 2. Carótida común derecha, 3. Nervio laríngeo recurrente derecho [21]

En la figura 1.10 En su parte superior, la tráquea se relaciona directamente con el tronco venoso braquiocefálico. Más abajo, cruza el tronco arterial y la arteria carótida común izquierda que se dirigen en sentido lateral, separándose entre sí.

1.6 PARTES DE LA TRÁQUEA

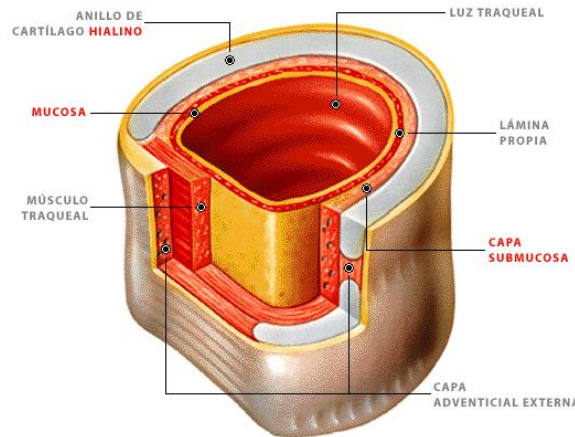


Figura 1.11 Corte transversal de la tráquea.

De la figura 1.11, se muestra un corte transversal de la traqueal, con esto se puede observar las subdivisiones que consta la tráquea. el cual se explican a continuación.

1.6.1 Mucosa

Tiene las mismas células caliciformes que contienen los epitelios pseudoestratificados que aparecen en la mayoría del tracto respiratorio. Sus cilios constantemente impulsan el moco cargado con polvo y otros desechos hacia la faringe. Este epitelio descansa sobre una bastante gruesa lámina propia con abundantes fibras elásticas [22].

1.6.2 Submucosa

Es una capa de tejido conectivo profundo a la mucosa y contiene glándulas seromucosas que participan en la creación de la lámina de moco dentro de la tráquea [22].

1.6.3 Adventicia

Es la capa más externa y está constituida por tejido conectivo reforzado internamente entre 16 a 20 cartílagos hialinos en forma de anillos. La adventicia está fundida con el pericondrio de los anillos. Los anillos de cartílago dan cierta rigidez al lumen de la

tráquea a fin de que no colapse hacia el interior y no se expanda al exterior por los cambios de presión que se producen durante la inspiración y la expulsión de los gases respiratorios, pero dada la abundante presencia de fibras elásticas en el cuerpo de la tráquea, esta es muy flexible y se extiende durante la inspiración para luego recuperar su longitud en la expiración. Los extremos de la abertura están conectados por fibras musculares lisas que constituyen el músculo traqueal, Como esta zona de la tráquea no es rígida, el esófago se puede expandir anteriormente cuando la comida que se ha tragado pasa por él. El músculo traqueal puede contraerse para reducir el lumen de la tráquea lo que hace que el aire expirado desde los pulmones alcance mayor velocidad. Esta acción ayuda a expulsar el moco de la tráquea cuando se tose [22].

1.6.4 Tejido Epitelial

El epitelio traqueal es similar al epitelio pseudoestratificado de otras partes de la vía aérea de conducción, los tipos de células principales del epitelio traqueal son las células cilíndricas ciliadas, las células mucosas (caliciformes) y las células basales, también hay células en cepillo, aunque en una cantidad escasa, así como células gránulos pequeños [23].

1.6.5 Células Ciliadas

Son el tipo de células traqueal más abundante, se extienden a través de todo el espesor del epitelio. En los cortes histológicos los cilios aparecen como “pelitos” cortos que se proyectan desde la superficie celular apical. Cada célula tiene aproximadamente de 200 a 250 cilios, justos de bajo se ve una línea oscura que está formada por los cuerpos basales de los cilios dispuestos uno al lado del otro los cilios proveen un movimiento de barrido coordinado de la cubierta mucosa desde las partes más distales de las vías aéreas hacia la faringe. En efecto, las células ciliadas actúan en la forma de una “barredora mucociliar” que sirve como un mecanismo protector importante para la eliminación de las pequeñas partículas inhaladas de los pulmones [24].

1.6.6 Células Mucosas

Tienen un aspecto similar al de las células caliciformes intestinales y por eso con frecuencia se designan con el mismo nombre. Están dispersas entre las células ciliadas y también se extienden a través de todo el espesor del epitelio. Después de que han acumulado gránulos de mucinogeno en su citoplasma se identifican con facilidad en la microscopia óptica. Aunque es típico que el mucinogeno haya desaparecido en los preparados teñidos con hematoxilina y en la mucosa respiratoria humana el epitelio pseudoestratificado cilíndrico ciliado puede cambiar y convertirse en epitelio

estratificado plano. Esta transformación es normal a las porciones más expuesta y redondeadas de los cornetes nasales, en el pliegue vocal y en algunas otras regiones.

El cambio de las características del epitelio de la vía aérea puede ocurrir en otros sitios cuando el patrón del flujo del aire se altera o cuando el aire es impulsado con fuerza, como en los tosedores crónicos. El epitelio modificado es más resistente al estrés físico y a las agresiones pero menos eficaz desde el punto de vista funcional. En los fumadores ocurre un cambio epitelial semejante. En primer momento los cilios de las células ciliadas pierden su patrón de batido sincrónico a causa de los elementos nocivos presentes en el humo del cigarro y por lo tanto se altera la eliminación del moco. Para compensar el fonador comienza a toser con el fin de facilitar la expulsión del moco acumulado en la vía aérea, en particular en la tráquea. Con el paso del tiempo la cantidad de células ciliadas disminuye a causa de la tos crónica. Esta reducción de la cantidad de células ciliadas altera aún más el epitelio normal y conduce a su reemplazo por un epitelio estratificado plano en los sitios afectados de la vía aérea[24].

Las alteraciones epiteliales de esta clase reciben el nombre de metaplasma, que es un cambio reversible de un tipo de célula madura bien diferenciada a un tipo diferente de célula madura. Una célula madura dada no cambia a otro tipo de célula madura sino que la proliferación de las células basales da origen al nuevo tipo celular diferenciado. Se considera que estos cambios están controlados y son adaptativos.

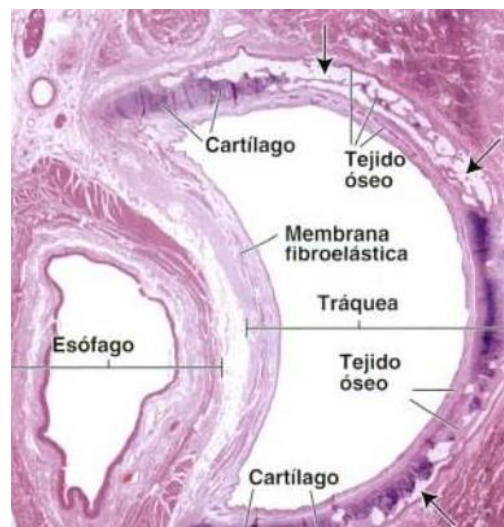


Figura 1.12 Capaz de la tráquea

En la figura 1.12 permite ver la relación entre la tráquea y el esófago en la base del cuello. Los anillos cartilagosos traqueales, que mantienen permeable la tráquea, tienen forma C. la brecha en el cartílago donde la tráquea es contigua a la pared del esófago está cerrada por una membrana fibroelastica que contiene el musculo traqueal y glándulas seromucosas abundantes. En esta muestra el anillo traqueal se ha transformado parcialmente en tejido óseo, un proceso que ocurre en la vejez [25].

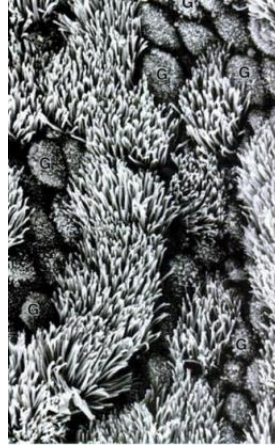


Figura 1.13 Microfotografía electrónica

En la figura 1.14 las células no ciliadas son las células caliciformes (G). La superficie se caracteriza por tener pequeñas micro vellosidades. En el resto de la microfotografía aparecen los cilios de las células ciliadas abundantes. Obsérvese su disposición “sincrónica” (es decir, que todos están inclinados de manera uniforme hacia el mismo lado) [25].

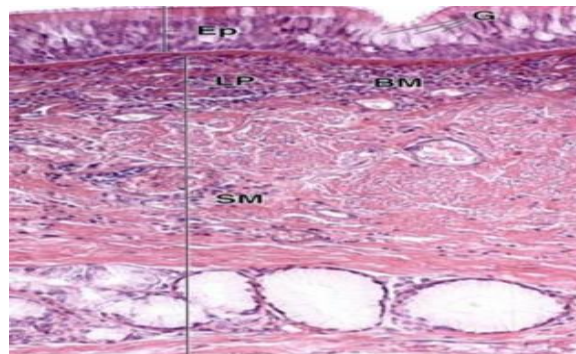


Figura 1.14 Microfotografía del epitelio traqueal.

En el epitelio traqueal (EP) hay tres tipos celulares principales; células cilíndricas ciliadas, células caliciformes (G) mucosecretantes dispersas entre las células ciliadas y células basales que están situadas cerca de la membrana basal hasta la superficie. En su superficie libre (apical) tienen cilios abundantes que en conjunto parecen las cerdas de un cepillo. En la base de los cilios se ve una línea eosinofila densa. Esta línea es el producto de la acumulación lineal de las estructuras denominadas cuerpos basales, que están en el extremo proximal de cada cilio. Lamina propia subyacente (LP), la submucosa (SM).

Las células basales sirven como una población celular de reserva que mantiene el reemplazo de las células individuales en el epitelio. Las células basales tienden a ser prominentes porque sus núcleos forman una hilera muy cerca de la lámina basal. Aunque en este mismo nivel general dentro del epitelio hay núcleos de otras células, son relativamente escasos. Por lo tanto, la mayoría de los núcleos cercanos a la membrana basal pertenecen a células basales [25].

1.6.7 Membrana Basal y Lámina Propia

Situada debajo del epitelio traqueal hay una capa bien definida que de manera característica recibe el nombre de la “membrana basal”. Suele aparecer como un estrato poco teñido, vítreo u homogéneo, de entre 25 a 40 μ m de espesor. En la lámina propia y en la submucosa de la pared traqueal siempre hay tejido linfático en las formas difusa y nodular [26].

1.6.8 Movimiento ciliar

Los cilios son orgánulos de apariencia capilar en las superficies de muchas células animales y vegetales que sirven para mover fluido sobre la superficie de la célula, o para impulsar a células simples a través de un fluido.

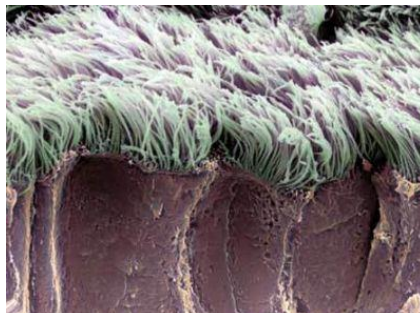


Figura 1.15 Cilios

En la figura 1.15 los cilios se mueven por el batido de un axonema (complejo de micro túbulos) el movimiento de cada cilio es semejante al de una látigo: un golpe activo hacia adelante, durante el cual el cilio está totalmente extendido y es capaz de ejercer una fuerza máxima sobre el líquido circundante, seguido de una fase de recuperación, durante el cual el cilio recupera su posición original gracias a un movimiento de desenrollamiento que minimiza viscosa [27].

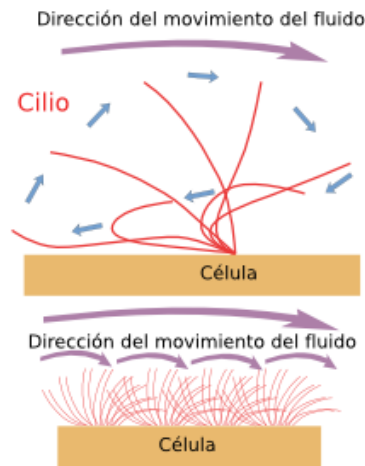


Figura 1.16 Movimiento ciliar

El movimiento Figura 1.16 de un cilio está producido por la flexión de su eje, llamado axonema. El axonema está formado totalmente por micro túbulos y por sus proteínas asociadas. Los micro túbulos están modificados y se hallan dispuestos siguiendo un patrón; nueve dobletes de micro túbulos especiales están dispuestos en círculo alrededor de un par de micro túbulos sencillos. Esta disposición de 9+2 es característica de los cilios, como se muestra en la figura 1.17 y 18 .

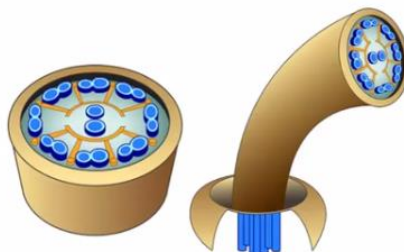


Figura 1.17 Estructura del cilio

Los microtúbulos se extienden ininterrumpidamente en toda la longitud del axonema, que suele ser de $10\mu\text{m}$, aunque en algunas células puede alcanzar los $200\mu\text{m}$. Cada miembro del par de microtúbulos sencillos (par central) es un microtúbulo completo pero cada uno de los dobletes exteriores está compuesto por un microtúbulo completo y uno parcial fusionados, de tal forma que ambos comparten una pared común.

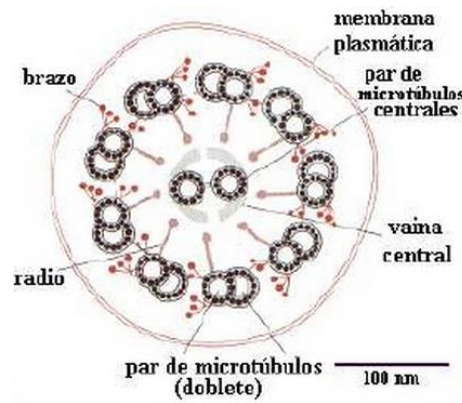


Figura 1.18 Sección del cilio

El microtúbulo A posee pares de proyecciones periódicas denominadas brazos, dirigidas hacia el microtúbulo B del siguiente doblete. Los brazos están formados por la proteína dineína ciliar.

El brazo interno de la dineína muestra un fino filamento que lo conecta al microtúbulo B del doblete siguiente. Está formado por la proteína nexina. Desde cada microtúbulo A parte un radio hacia el microtúbulo central.

Los microtúbulos del axonema están asociados a numerosas proteínas, que se encuentran en posiciones regulares a lo largo de los microtúbulos. Algunas sirven como puntos de unión que mantienen juntos los haces de microtúbulos. Otras generan fuerzas que dirigen el movimiento de flexión, mientras que otras forman un sistema de transmisión activado mecánicamente que controla el movimiento deslizante entre microtúbulos libres se convierte en un movimiento de flexión en el cilio [27].

1.6.9 Composición Del Moco Bronquial

En toda la porción de conducción encontramos células caliciformes secretoras de moco con microvellosidades en su superficie luminal que se intercalan entre las células epiteliales y por debajo de este epitelio encontramos tres tipos de glándulas:

- Glándulas mucosas que segregan moco que complementa el de las células caliciformes. Son la mayoría.
- Glándulas que contienen gránulos basófilos.
- Glándulas serosas que contienen gránulos eosinófilos.
- La secreción bronquial es un componente del aparato mucociliar al formar una unidad armónica con el cilio.

El aire inspirado se humedece por las secreciones de los componentes serosos de las glándulas, mientras una capa de moco segregado por las células caliciformes (de 2'5 a 5 mm/min, es decir, unos 10cm³/día) se deposita sobre la superficie mucosa atrapando cualquier partícula contaminante inhalada. Entonces los cilios (de 200 300 por célula) mueven el moco hacia la faringe, donde se deglute mediante fenómenos como estornudos o tos.

La tos es una inspiración prolongada y profunda, seguida por la oclusión completa de la rima glottidis (espacio entre cuerdas vocales), lo cual produce una espiración de gran fuerza, que abre repentinamente la rima glottidis y envía una corriente de aire a las vías respiratorias superiores. El estímulo para este reflejo podría ser un cuerpo extraño alojado en la laringe, tráquea o epiglotis.

Los principales componentes de la secreción bronquial son agua (95%), glucoproteínas ácidas (2%), lípidos (0,5-1%) y otras proteínas en menor proporción. Esta secreción se divide en tres capas:

- La más superficial o fase gel tiene, como su nombre indica, consistencia de gel, contiene la mayor parte de glucoproteínas y es transportada por el movimiento ciliar.
- La parte profunda, conocida como fase sol, está en contacto con la zona apical de las células epiteliales, es más rica en agua y contiene un tenso activó proveniente del sistema alveolar que asegura la capacidad de deslizamiento y el efecto antiadhesivo al compararse con la fase gel.
- La más profunda formada por glucoproteínas que cumplen la función de sostén dentro de la constitución del moco.

El moco tiene unas características físicas (viscosidad, elasticidad y plasticidad) de las cuales la elasticidad y la viscosidad son las más importantes, que le permiten atrapar las partículas y ascender contra la gravedad. La combinación de estas propiedades determina la eficacia del transporte ciliar.

La viscoelasticidad consiste en el deslizamiento del moco para luego retornar a su forma en una posición diferente a la inicial y depende principalmente del contenido en agua y de las glucoproteínas o mucinas de elevado peso molecular. Existen tres tipos de mucinas:

- Sialomucinas: son ligeramente ácidas, ricas en grupos carboxilo.
- Sulfomucinas: son muy ácidas, ricas en grupos sulfato.
- Fucomucinas: son neutras, ricas en grupos metilo.

Estas moléculas se agregan y entrecruzan para formar una matriz tridimensional mediante diversas fuerzas: puentes de hidrógeno, enlaces iónicos y enlaces covalentes. Los puentes de hidrógeno (débiles) determinan las propiedades viscosas; los enlaces iónicos y covalentes (más fuertes) determinan la elasticidad y la viscosidad. Cuanto más ácida es la secreción, mayor es su visco elasticidad.

Cuando la viscosidad aumenta, la secreción mucosa encuentra mayor resistencia al desplazamiento mientras si disminuye la elasticidad, una vez estirado pierde la capacidad para retraerse y ascender. Viendo esto, se puede deducir que cuando surgen cambios en la composición y propiedades físicas del moco, esto redundaría en la alteración del transporte, lo que ocurre en ciertas enfermedades de las vías respiratorias. Por ejemplo:

- I. La viscosidad puede verse aumentada por infección y muerte celular (esputo purulento), pues aparece un estímulo en la formación de glucoproteínas, un aumento de transudación de proteínas plasmáticas y un aumento de ADN en el moco.
- II. En ausencia de infección (bronquitis crónica, asma y mucoviscidosis), la secreción es abundante y rica en sulfomucinas y en inmunoglobulinas A, que aumentan también de forma importante la viscoelasticidad y reducen la velocidad de depuración mucociliar.
- III. En las broncopatías crónicas obstructivas la situación es variable según el estado de la enfermedad aumentando en su inicio la viscosidad y elasticidad.
- IV. Además, en muchas situaciones patológicas, puede existir una disfunción del movimiento ciliar debido a una alteración primaria de las células ciliares y esto predispone a las infecciones crónicas y recurrentes en múltiples sitios a lo largo del tracto respiratorio así como el desarrollo de bronquiectasias.

1.7 COMPLICACIONES DE LA CANULA EN LA TRAQUEA

La principal de las complicaciones del daño de la tráquea depende de la duración de la cánula traqueal por la presión ejercida del globo. Las lesiones ocurren incluso de una intubación breve y son causadas por la presión del globo. Sobres las paredes de la vía aérea.

Algunas veces se resuelven de forma espontánea, pero algunas progresan a ser granulomas faríngeos y estenosis por cicatrización, lo más común que produce la Traqueostomía es traqueostenosis [28].

Las estadísticas de complicaciones pasa por una semana o menos en el 37%, mientras en pacientes intubados por más de una semana pasa en el 52%, la Traqueostomía en su mayoría crea disfonía 77%.

- ❖ Edema laríngeo
- ❖ Ulceras laríngeas
- ❖ Granulomas laríngeos
- ❖ Laringo
- ❖ Traqueostenosis
- ❖ Parálisis de las cuerdas vocales
- ❖ Necrosis traqueal
- ❖ Ruptura traqueal
- ❖ Fisuras traqueo vasculares
- ❖ Infecciones
- ❖ Hemorragia
- ❖ Aspiración
- ❖ Enfisema subcutáneo
- ❖ Neumotórax

Todas estas complicaciones se atribuyen a las componentes de la cánula y del globo, las complicaciones del globo principalmente son estenosis y traqueomalacia. Ocurre principalmente debajo del primer anillo traqueal.

Las células cilíndricas (cilios) son expuestas a una mayor agresión mecánica, por lo que tuvieron que transformarse en células planas o escamosas (metoplasia pavimentosa) [29].

Las modificaciones tempranas también incluyen aplanamiento, fusión y erosión de las células epiteliales respiratorias, con función ciliar que se deteriora o desaparece como

resultado de la abrasión mecánica y de la isquemia (disminución transitoria del riego sanguíneo, obstrucción arterial) el globo también produce constricción del musculo liso [30].

Con estos datos se tiene parámetros de referencia para el diseño de la cánula traqueal, la mayor parte de las complicaciones se da en el globo con el conducto traqueal, y con esta presión ejercida se modifica la manera de cómo está estructurado el tejido y por lo cual existe dolor y diversas complicaciones traídas por la Traqueostomía, también se sabe la localización del sistema nervioso y así reducir el estímulo traqueal.

Con el objetivo de desarrollar una cánula que disminuya las posibilidades de infección y reducción de esfuerzos y reducción de mucosidad en el conducto traqueal. Realizando cálculos de fricción y adhesión, el diseño de la cánula traqueal, experimentación con un prototipo, y análisis en elemento finito.

REFERENCIAS

- [1] "Atención Al Paciente Traqueotomizado", laboratorios indas S.A, Madrid España.
- [2] Diana González Monjaraz. "Análisis De Oportunidades De Innovación Tecnológica En Cirugías De Tórax Y Vía Aérea Superior En El Instituto Nacional De Enfermedades Respiratorias", Universidad Autónoma Metropolitana- Iztapalapa., Septiembre 2005.
- [3] Frost E A. Tracing the tracheostomy. Ann Otol Rhinol Laryngol 1976.
- [4] Paparella M, Shumrick D. Otorrinolaringología, Tomo III. Cabeza y cuello. Buenos Aires, Panamericana, 1982.
- [5] Charles G Durbin. "Techniques for Performing Tracheostomy", Daedalus Enterprises, 2005.
- [6] Paul De Leyn, Lieven Bedert, Marion Delcroix, Pieter Depuydt, Geert Lauwers, Youri Sokolov, Alain Van Meerhaeghe, Paul Van Schil. "Tracheotomy: clinical review and guidelines", Available online 27 June 2007
- [7] Goodall EW. "The story of tracheostomy". Br J Child Dis 1994.
- [8] Jackson C. High tracheotomy and other errors. The chief causes of chronic laryngeal stenosis. Surg Gynecol Obstet 1923.
- [9] Colice G. Stukel T. Dain B. "Laryngeal Complications of Prolonged Intubation". Chest 1989.
- [10] López MA. Aragón MF. "Conceptos Actuales en Traqueostomía". Acta de Otorrinolaringología y cirugía de Cabeza y Cuello. Diciembre 2002: Vol 30.
- [11] Poza Artés CM, Ruiz Magañas E, Ramos Bosquet G, Ramos Sánchez R, Maldonado Martín I, Martínez Ocaña A. "Programa de educación al paciente Traqueotomizado". Biblioteca Las casas, 2008.
- [12] Eber Ernst, Oberwaldner Beatrice Tracheostomy care in the hospital. Pediatric Respiratory Reviews, 2006;
- [13] Bonnano Fabrizio G. An appraisal on emergency tracheostomy. Case report. Injury extra. 2007.
- [14] Traqueotomía en intubación. Otorrinolaringología Abelló, P. y Traserra, J. Ediciones Doyma, 1992.
- [15] Ferreyra MA, Zjilstra PA, Luzuriaga M, Ivars AE. "indicaciones y complicaciones de traqueotomías", revista del hospital privado de comunidad, casuística.
- [16] Traqueotomía. En Otorrinolaringología. Boenninghaus, HG-
- [17] Compendio de anatomía descriptiva L. Testud- A. Latarjet. Salvat Editores 1983.

- [18] Angeles prado A. dispensacion de productos sanitarios para pacientes traqueostomizados. 2012.
- [19] portex. "manual para el cuidado en casa de un adulto con traqueostomia".
- [20] Agur MR, Dalley F. Grant. Atlas de Anatomía. 11ª ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2007.
- [21] Burkitt HG, Young B, Heath JW. Histología funcional Wheater. 3ª ed. Madrid: Churchill Livingstone; 1993.
- [22] Jacob SW, Francone CA, Lossow WJ. Anatomía y Fisiología Humana. 4ª ed. Méjico: Nueva Editorial Interamericana; 1988.
- [23] Netter FH. Atlas de Anatomia Humana. 3ª ed. Barcelona: Ed. Masson; 2003
- [24] Alberts, B., Johnson, A., Lewis, J., Raff, M., Roberts, K. and Walter, P. 2002. Molecular Biology of the cell. Garland Science. New York, USA.
- [25] Darnell, J., Lodish, H. y Baltimore, D. 1993. Biología celular y molecular. Ediciones Omega, S.A. Barcelona, España.
- [26] Campbell, N.A., Mitchell, L.G. & Reece, J.B. Biología. Conceptos y relaciones. 3º edición. Ed. Pearson Educación. México, 2001
- [27] Karp, G. Biología celular y molecular. Conceptos y experimentos. McGHrawHill Interamericana. México, 1998.
- [28] Boettiger O. Otorrinolaringología. Parte II. Santiago de Chile, Saval, 2000.
- [29] Ciaglia P, Firsching R, Syniec C. Elective percutaneous dilational tracheostomy. A new single bedside procedure; preliminary report. Chest 1985.
- [30] Moore, Tina (2003) Suctioning techniques for the removal of respiratory secretions. Nursing Standard.

CAPÍTULO II

FUNDAMENTO TEÓRICO

2.1 INTRODUCCIÓN

En este capítulo se describe los conceptos del comportamiento del material en contacto cánula de traqueostomía y pared traqueal. Los modelos matemáticos empleados para los cálculos correspondientes de dicho contacto, teoría básica tribológica y fundamentos aplicado al diseño del dispositivo.

2.2 TRIBOLOGÍA

La ciencia de la tribología se concentra en la mecánica de contacto de interfaces móviles que generalmente involucra a la dispersión de energía. Por esto la caracterización de la tribología del material tiene que ver con adhesión, fricción, desgaste, lubricación, resistencia al rayado y diseño de superficies en movimiento relativo.

El entendimiento de las interacciones superficiales en una interfase requiere tener conocimiento de varias disciplinas incluyendo la física, química, matemáticas aplicadas, mecánica de sólidos, mecánica de fluidos, termodinámica, transferencia de calor, ciencia de materiales, lubricación, diseño de máquinas, desempeño y confiabilidad. [1]



Figura 2.1. Ciencias que aportan a la tribología [2]

En la figura 2.1 la tribología se centra en el estudio de tres fenómenos; la fricción entre dos cuerpos en movimiento, el desgaste como efecto natural de este fenómeno y la lubricación como un medio para evitar el desgaste.

Aplicar el conocimiento de la tribología implica:

- 1) Ahorro de materias primas
- 2) Aumento en la vida útil de las herramientas y la maquinaria
- 3) Protección al medio ambiente [3]

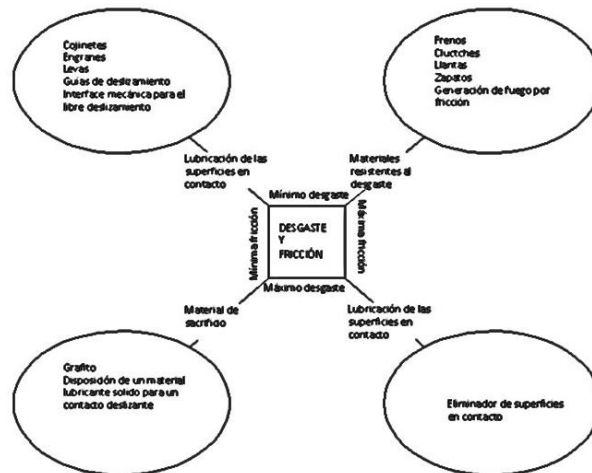


Figura 2.2 Objetivos prácticos de la tribología [2]

La fricción es la resistencia al movimiento durante el deslizamiento o rodado y se expresa como una fuerza de resistencia tangencial como se muestra en la figura 2., la cual actúa en dirección opuesta a la dirección del movimiento. Debe destacarse que la fricción no es una propiedad del material si no la respuesta del sistema. [4]

Las primeras observaciones sobre el mecanismo de fricción fueron hechas por Leonardo da Vinci y posteriormente Guillaume Amontons y Charles A. Coulomb. Se estableció las leyes de fricción [5]

Primera ley: la fricción es independiente del área de contacto entre los sólidos.

Segunda ley: la fuerza de fricción es directamente proporcional a la carga aplicada.

Tercera ley: la fricción cinética es independiente de la velocidad de desplazamiento.

Esto es que para un par de superficies, la razón de fricción con respecto a la carga es constante, es decir:

$$\mu = \frac{F}{N} \quad (2.1)$$

dónde:

μ coeficiente de fricción (adimensional)

F fuerza de fricción (Newtons)

N carga normal aplicada (Newtons)

Donde μ es la constante conocida como coeficiente de fricción. La fuerza de fricción estática " $F_{estática}$ " es la fuerza de fricción requerida para iniciar el movimiento y la fuerza de fricción cinemática " $F_{cinemática}$ " es la fuerza requerida para mantener el movimiento. Estas tres leyes son suficientes para describir el mecanismo de fricción en forma macroscópica, de esto se puede decir que la fricción, es la resistencia al movimiento de cuerpos deslizándose en dirección de una interface común.

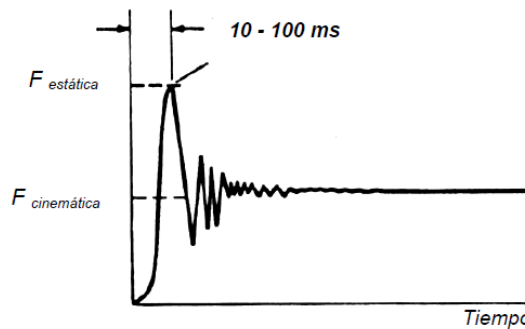


Figura 2.3 variación de la fuerza tangencial F como una función del tiempo.

2.3 FUERZAS DE VAN DER WAALS

2.3.1 Interacción de Keemson

Cuando dos dipolos están permitidos para rotar libremente, tenemos el mismo tipo de balance entre la orientación preferencial de los dipolos y el movimiento térmico. Dos dipolos rotando libremente atraídas una con otras porque se orientan preferentemente con sus cargas opuestas que se enfrentan entre sí. Este promedio térmico de la energía libre de dipolo-dipolo se hace referencia a menudo como la energía Keesom:

$$V = -\frac{\mu_1^2 \mu_2^2}{3(4\pi\epsilon_0)^2 k_B T D^6} = -\frac{C_{orient}}{D^6} \quad (2.2)$$

Todas las expresiones informadas hasta el momento dan V la energía libre de interacción de Keemson porque ellos están derivados bajo la condición de volumen constante. Para la orientación al azar de interacción dipolo-dipolo, el efecto entrópico, llamado, el orden de un dipolo por el campo del otro dipolo. Contribuye a la energía libre. Si un dipolo se aproxima a otro, un medio de la energía interna es tomado en

disminución de la libertad rotacional de los dipolos a medida que estén progresivamente estén más alineadas.

2.3.2 Interacción de Debye

Cuando una carga se aproxima a una molécula en un momento estático dipolar, todas las energías consideradas hasta ahora podrían ser cero. Sin embargo la fuerza que surge de un cambio de carga en la molécula no polar inducida por la carga. Este momento dipolar inducido interactúa con la carga. El Helmholtz energía libre es:

$$V = -\frac{Q^2\alpha}{2(4\pi\epsilon_0)D^4} \quad (2.3)$$

Aquí, α es la polarizabilidad en $C^2m^2J^{-1}$. La polarizabilidad se define por $\mu_{ind} = \alpha E$, donde E es el campo eléctrico fuerte. Frecuentemente se da como $\alpha/4\pi\epsilon_0$ en unidades de \AA^{-3} .

De modo similar, una molécula con un momento dipolar estática va a interactuar con un molécula polarizable mediante la inducción de un momento dipolar en la molécula polarizable. Si los dipolos pueden rotar libremente, la energía libre de Helmholtz para la interacción entre un dipolo permanente y un dipolo inducido es:

$$V = -\frac{\mu^2\alpha}{(4\pi\epsilon_0)^2D^6} = -\frac{C_{ind}}{D^6} \quad (2.4)$$

Esta interacción es la llamada interacción de Debye. Es también la relación entre dos moléculas inventivamente polarizable que tienen un momento dipolar permanente. En este caso, un factor de 2 tiene que ser insertado en el lado derecho de la ecuación.

2.3.3 Dispersión de London

Para calcular la dispersión de fuerza, se requiere la teoría de perturbación de la mecánica cuántica. Una impresión acerca del origen de dispersión de fuerzas puede obtenerse por considerar un átomo con su núcleo cargado positivamente alrededor con electrones circulando con una alta frecuencia de típicamente 10^{15} - 10^{16} hz. A cada instante, el átomo es por lo tanto polar. Solo la dirección del cambio de polaridad con esta alta frecuencia. Cuando dos osciladores se acercan, ellos empiezan a influenciar el uno al otro. La orientación atractiva tiene más altas posibilidades que las de repulsión. Como un promedio esto conduce a una fuerza atractiva.

La energía libre de Helmholtz entre dos moléculas con ionización de energías $h\nu_1$ y $h\nu_2$ Puede aproximarse por:

$$V = -\frac{3}{2} \frac{\alpha_1 \alpha_2}{(4\pi\epsilon_0)^2 D^6} \frac{h\nu_1 \nu_2}{(\nu_1 + \nu_2)} = -\frac{C_{disp}}{D^6} \quad (2.5)$$

La interacción de dispersión aumenta con la polarizabilidad de las dos moléculas. La propiedad óptica entra en la forma de la excitación de frecuencias. La expresión (7) solo considera un término de una serie sobre la transición de momentos dipolo. Usualmente, además, este término es por uno más dominante.

Keesom, Debye, y London contribuyeron mucho para nuestro entendimiento de fuerzas entre moléculas. Por esta razón la interacción de dipolo triple es llamada después de ellos. La fuerza de Van der Waals es la Keesom más el Debye más la interacción de dispersión de London, así, todos los términos que consideran interacciones dipolo-dipolo:

$$C_{vdW} = C_{orient} + C_{ind} + C_{disp} \quad (2.6)$$

2.3.4 Enlace covalente

Los enlaces covalentes son las fuerzas que mantienen unidos entre sí los átomos no metálicos, estos átomos tienen muchos electrones en su nivel más externo (electrones de valencia) y tienen tendencia a ganar electrones más que a cederlos, para adquirir la estabilidad de la estructura electrónica de gas noble. Por tanto, los átomos no metálicos no pueden cederse electrones entre sí para formar iones de signo opuesto.

En este caso el enlace se forma al compartir un par de electrones entre los dos átomos, uno procedente de cada átomo. El par de electrones compartido es común a los dos átomos y los mantiene unidos, de manera que ambos adquieren la estructura electrónica de gas noble. Se forman así habitualmente moléculas: pequeños grupos de átomos unidos entre sí por enlaces covalentes.

2.3.5 Enlace iónico

Este enlace se produce cuando átomos de elementos metálicos (especialmente los situados más a la izquierda en la tabla periódica -períodos 1, 2 y 3) se encuentran con átomos no metálicos (los elementos situados a la derecha en la tabla periódica especialmente los períodos 16 y 17). En este caso los átomos del metal ceden electrones a los átomos del no metal, transformándose en iones positivos y negativos, respectivamente. Al formarse iones de carga opuesta éstos se atraen por fuerzas eléctricas intensas, quedando fuertemente unidos y dando lugar a un compuesto iónico.

2.3.6 Enlace Metálico

Los átomos de los metales tienen pocos electrones en su última capa, por lo general 1, 2 o 3. Estos átomos pierden fácilmente esos electrones (electrones de valencia) y se convierten en iones positivos, por ejemplo Na^+ , Cu^{2+} , Mg^{2+} . Los iones positivos resultantes se ordenan en el espacio formando la red metálica. Los electrones de valencia desprendidos de los átomos forman una nube de electrones que puede desplazarse a través de toda la red. De este modo todo el conjunto de los iones positivos del metal queda unido mediante la nube de electrones con carga negativa que los envuelve.

2.3.7 Polarizabilidad Molecular

Las únicas fuerzas intermoleculares átomos tales como los de los gases nobles y entre moléculas apolares como las de los hidrocarburos, son las fuerzas de Van der Waals. Estas fuerzas determinan los puntos de ebullición de tales sustancias de una manera decisiva. Cuantos más electrones tenga una molécula más polarizable será y más importancia tendrán las atracciones de Van der Waals.

Se le denomina polarizabilidad a la facilidad de deformación de una nube electrónica por un campo eléctrico, cuanto más polarizable es la molécula más bajo es el mínimo de energía, mientras más largo sea el hidrocarburo, más polarizable será, más juntas estarán las moléculas y mayor será el punto de ebullición.

2.4 ENLACES DE VAN DER WAALS

Estas interacciones ocurren cuando las moléculas están muy próximas. Todas las fuerzas de Van der Waals son cohesivas y varían con respecto a la distancia. Las fuerzas de Van der Waals son consideradas como la explicación molecular para las energías cohesivas de los líquidos y son semejantes en magnitud a las entalpías de vaporización de muchos líquidos, estas interacciones son dominantes en reacciones en donde la proximidad es importante y se clasifican en:

2.4.1 Fuerza Dipolo-Dipolo

Cuando dos moléculas polares (dipolos) se aproximan, se produce una atracción entre el polo positivo de una de ellas y el negativo de la otra.

2.4.2 Fuerzas Dipolo – Dipolo Inducido

Tienen lugar entre una molécula polar y una molécula apolar. En este caso, la carga de una molécula polar provoca una distorsión en la nube electrónica de la molécula apolar y la convierte, de modo transitorio, en un dipolo.

2.4.3 Fuerzas Dipolo Instantáneo – Dipolo Inducido

Las fuerzas de dispersión son fuerzas atractivas débiles que se establecen fundamentalmente entre sustancias no polares. La formación de un dipolo instantáneo en una molécula origina la formación de un dipolo inducido en una molécula vecina de manera que se origina una débil fuerza de atracción entre las dos.

2.4.4 Puentes de Hidrogeno

Los puentes de hidrogeno son enlaces de atracción débil entre los átomos de hidrogeno, oxigeno o nitrógeno, esta unión tiene un papel muy importante en los fenómenos biológicos ya que son responsables que la biomolécula se encuentre estable.

2.4.5 Energía de Superficie

La energía de superficie es una propiedad de los materiales, se refiere a la energía de los átomos situados sobre la superficie libre [15]. La energía de superficie “ γ ” se define como el trabajo reversible necesario para crear un área unitaria de superficie, bajo condiciones de temperatura y volumen constante.

Para efectos de análisis se considera que la energía de superficie es función de la resistencia mecánica del material y la fuerza de los enlaces entre sus elementos. Por esto, se espera que elevados valores de energía de superficie estén asociados a elevadas fuerzas de enlace.

2.5 APROXIMACIÓN DE HAMAKER

La energía potencial de la interacción entre la molécula A y la molécula B es

$$W_{AB}(D) = -\frac{C_{AB}}{D^6} \quad (2.7)$$

Para determinar la interacción entre solidos macroscópicos, en el primer paso se calcula la energía de Van der Waals entre una molécula a y un cuerpo extendido infinitamente con una superficie plana hecho de moléculas b. La energía de Van der Waals es entre la molécula a y la molécula en b. Esto se hace con una integración de la molécula de densidad ρ_B en todo el volumen del sólido.

$$W_{Mol/plane} = -C_{AB} \iiint \frac{\rho_B}{Dr^6} dV = -C_{AB}\rho_B * \int_0^\infty \int_0^\infty \frac{2\pi r dx dx}{((D+x)^2 + r^2)^3} \quad (2.8)$$

Usando las coordenadas cilíndricas en la figura 2.4 y asumiendo que la densidad de moléculas b en el sólido es constante. Con $2rdr = d(r^2)$, se obtiene

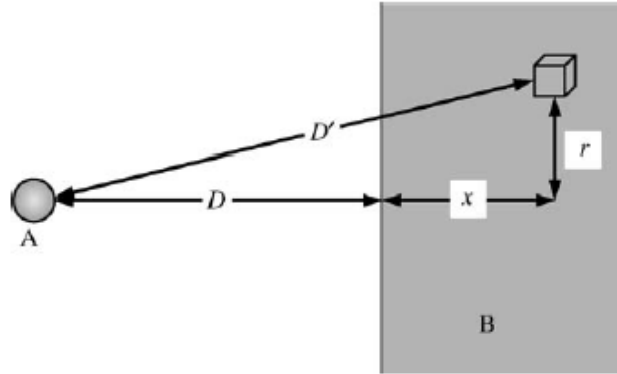


Figura 2.4 Calculado las fuerzas de Van der Waals entre un cuerpo macroscópico y una molécula

$$\begin{aligned}
 V_{mol/plano} &= -\pi Q_B C_{AB} \int_0^{\infty} \int_0^{\infty} \frac{d(r^2)}{[(D+x)^2 + r^2]^3} dx \\
 &= -\pi Q_B C_{AB} \int_0^{\infty} \left[-\frac{1}{2[(D+x)^2 + r^2]^2} \right]_0^{\infty} dx \\
 &= -\frac{\pi Q_B C_{AB}}{2} \int_0^{\infty} \frac{1}{(D+x)^4} dx \\
 &= -\frac{\pi Q_B C_{AB}}{2} \left[-\frac{1}{3(D+x)^3} \right]_0^{\infty} \\
 &= -\frac{\pi Q_B C_{AB}}{6D^3} \tag{2.9}
 \end{aligned}$$

La energía de una molécula y un cuerpo macroscópico disminuye abruptamente la energía entre dos moléculas. En lugar de la d^{-6} disminuye la dependencia de la energía proporcional a d^{-3} .

La energía de Van der Waals entre dos sólidos infinitamente extendida que están separados por una brecha en paralelo de espesor d . se expresa

$$W = -\frac{\pi C_{AB} \rho_B}{6} \iiint \frac{\rho_A}{(D+x)^3} dV = -\frac{\pi C_{AB} \rho_B}{6} \int_0^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{\rho_A dz dy dx}{(D+x)^3} \tag{2.10}$$

Aquí, y y z son las coordenadas paralelas para la brecha. La integral es infinita porque los sólidos son infinitamente largos. Tenemos que dividir el área. La energía de Van der Waals por unidad de área es

$$w = -\frac{\pi\rho_A\rho_B C_{AB}}{12D^2} \quad (2.11)$$

Con la definición del llamado constante de Hamaker

$$A_H = \pi^2 C_{AB}\rho_A\rho_B \quad (2.12)$$

Se obtiene

$$w = -\frac{A_H}{12\pi D^2} \quad (2.13)$$

La fuerza por unidad de área es igual a la derivada negativa de w contra la distancia

$$f = -\frac{A_H}{6\pi D^3} \quad (2.14)$$

En la misma manera es posible calcular la energía de Van der Waals entre sólidos que tienen diferentes geometrías. Un importante caso es la interacción entre dos esferas con radio R_1 y R_2 . La energía de van der waals es

$$W = -\frac{A_H}{6} * \left[\frac{2R_1R_2}{d^2 - (R_1 + R_2)^2} + \frac{2R_1R_2}{d^2 - (R_1 - R_2)^2} + \ln\left(\frac{d^2 - (R_1 + R_2)^2}{d^2 - (R_1 - R_2)^2}\right) \right] \quad (2.15)$$

Donde d es la distancia entre los centros de las esferas. La distancia entre las superficies es $D = d - R_1 - R_2$. Si el radio de las esferas es substancialmente más larga que la distancia ($D \ll R_1, R_2$) entonces

$$F = -\frac{A_H}{6D^2} * \frac{R_1R_2}{R_1 + R_2} \quad (2.16)$$

Para una esfera y una superficie lisa y plana de la energía y la fuerza se puede conseguir por dejar que R_2 .

$$W = -\frac{A_H R}{6D} \quad \text{Y} \quad F = -\frac{A_H R}{6D^2} \quad (2.17)$$

2.5.1 Energía Superficial Y Constante De Hamaker

Las fuerzas de Van der Waals juegan un papel importante en el fenómeno de adhesión y cohesión de energías de materiales. Para sólidos moleculares se puede derivar una

simple relación entre la energía superficial y la constante de hamaker. Los sólidos moleculares son sólidos en que las moléculas atraen el uno al otro únicamente por la interacción de Van der Waals. Un cristal está dividido en dos partes. Estas partes son separadas a una distancia infinita. El trabajo requerido por unidad de área para superar la atracción de Van der Waals es $V^A = A_H/12\pi D_0^2$, donde D_0 es la distancia entre dos átomos. Las superficies nuevas son formadas. Con la energía superficial γ_s , el trabajo total requerido para la creación de las dos superficies es $2\gamma_s * A$ los resultados de la ecuación conduce a.

$$\gamma_s = \frac{A_H}{24\pi D_0^2} \quad (2.18)$$

2.6 ADHESIVIDAD

Está relacionada con la capilaridad superficial del lubricante el cual dependerá del acabado superficial. Las irregularidades ayudan a retener el lubricante permitiendo una mayor adherencia.

En investigaciones recientes se demuestran que en la interfase de contacto de dos cuerpos con movimiento relativo, existen una fuerte interacción entre las superficies de los materiales, lo que incluye otros factores como: [5]

El área real de contacto entre las superficies deslizantes.

El tipo de enlace que se forma en la interfase, donde ocurre el contacto adhesión.

La forma de ruptura y separación de las capas interiores del material.

Estas consideraciones actúan directamente al coeficiente de fricción y se expresa de la manera siguiente:

$$\mu = \frac{s}{N - F_{ad}} \quad (2.19)$$

La carga normal n , tiene relación con el área real de contacto. La fuerza de adhesión f_{ad} , se relaciona con la resistencia de los enlaces moleculares que se forma en la interfase de contacto, y la carga tangencial s , se relaciona con el rompimiento de la unión en contacto y con la fuerza de fricción [6].

El comportamiento de la fricción de la mayoría de los materiales cambia en una interacción con los alrededores. Se ha demostrado que el diamante proporciona fricciones muy altas en ambientes de gas inerte, pero proporciona coeficientes de fricción muy bajos en el aire normal. Cuándo se encuentran las superficies en

movimiento relativo y la presión de contactos es baja, las moléculas absorben la energía.

La fricción depende principalmente de la interacción de las asperezas entre dos superficies que están en deslizamiento. La energía disipada a causa del trabajo mecánico se manifiesta en forma de calor y ocasiona incremento de la temperatura sobre la superficie. Esto sucede de manera intermitente dentro de los puntos de contacto real, a causa de la adherencia y deslizamiento posterior de las uniones. [7]

A partir de los anteriores parámetros se obtiene una ecuación más acorde con las características del fenómeno de triboadhesión, esto, a partir del estudio de la generación instantánea de calor por fricción.

Para que las superficies en contacto se deslicen en movimiento relativo, es necesaria una fuerza de fricción para cortar las uniones inter-metálicas. De acuerdo a rabinowicz se forman a causa de la adhesión. Depende de la resistencia al cortante de las superficies en contacto, y de la carga aplicada tiene relación con la energía de superficie y del radio de unión sobre la fricción, y de acuerdo con la teoría se tiene que para el coeficiente de fricción:

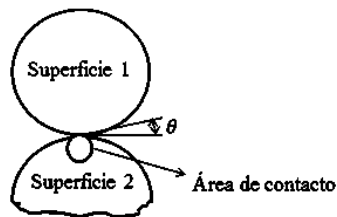


Figura 2.5 Área de contacto

$$\mu = \frac{\tau}{H - \frac{2W_{ab}\cot\theta}{r_{ab}}} \quad (2.20)$$

donde:

τ = esfuerzo cortante.

H = dureza del material.

W_{ab} = trabajo de adhesión.

θ = ángulo de contacto.

r_{ab} = radio de adhesión.

Cada uno de estos elementos depende de la composición y estructura del material, del estado de la superficie y del medio ambiente en general, lo cual origina que los coeficientes de fricción varíen aun para un mismo material.

Según E. Rabinowicz (1995) las causas de pérdida de utilidad de los objetos materiales son: 15% por anticuado, 15% por descompostura y 70% por deterioro de superficie, siendo aquí donde nos carga el desgaste su factura. [8]

Tomando en cuenta todos los anteriores parámetros, la fricción es una combinación de efectos de adhesión, deformación y ruptura de la superficie de los materiales. La interacción relativa de estos componentes depende entonces de las condiciones del medio ambiente, de la interface de deslizamiento y de los materiales de contacto [9].

2.7 RUGOSIDADES SUPERFICIALES Y ÁREA DE CONTACTO REAL

Es difícil encontrar superficies que sean lisas, aun sobre superficies cuidadosamente pulidas existen colinas y valles los cuales son grandes comparados con la medida de una molécula. [12]

El contacto solo existe sobre las asperezas superficiales. El resto de las superficies se forma de espacios de cientos de Angstrom. Ya que el rango de fuerzas superficiales es extremadamente pequeño. Las superficies están completamente separadas y no hay interacción entre ellas. [13]

Para el caso de las superficies en contacto, las asperezas se encuentran deformadas dentro del rango plástico, al aumentar la carga al doble, el área de contacto debe incrementar en igual proporción para mantener una presión constante. También para el área de contacto real A_r , depende del número de puntos en contacto; es decir, si se forma una serie de áreas de contacto $a_1, a_2, a_3 \dots a_n$, entonces el área de contacto total formada por todas las asperezas sería

$$A_r = na_i \quad (2.21)$$

donde A_r es el área de contacto real, n es el número de asperezas que están en contacto y a_i es el área que se forma en cada aspereza por el contacto [14].

Cuando dos sólidos están en contacto, el área aparente de contacto no es la misma que el área real de contacto por efecto de las rugosidades de la superficie [6], se representa el área aparente de contacto, que es más grande que el área real de contacto, donde el contacto se produce únicamente en la punta de las rugosidades.

Esta área real de contacto se puede incrementar si se incrementa la fuerza de presión aplicada para mantener el contacto mecánico.

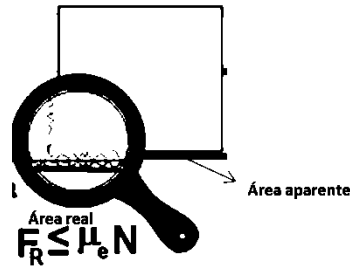


Figura 2.6 áreas de contacto

Se considera dos materiales que están en contacto, algunas regiones en su superficie estarán muy cerca unas de las otras, y algunas muy separadas como se muestra en la figura 2.6. Es posible asumir que la suma de todas esas interacciones que toman lugar en estas regiones de contacto entre las superficies y en las cuales existe un contacto átomo-átomo, corresponde al área de contacto real [15].

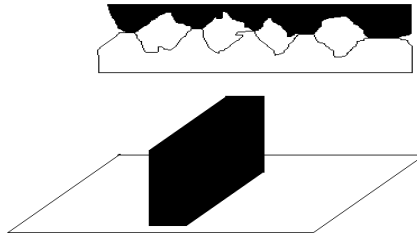


Figura 2.7 contacto real

2.8 ADHESIÓN

En 1953 Archard presento un modelo de desgaste por adhesión, donde asumió el proceso de fricción de superficies en deslizamiento consiste en romper las uniones que se forman en las asperezas superficiales. Considero que el contacto es totalmente plástico, y a partir de ese modelo, se puede definir a la adhesión como, la resistencia a la separación de dos cuerpos en una dirección normal a la interfase común.

Los átomos tienden a formar iones entre sí. Cuando la distancia entre centros de átomos adyacentes es aproximadamente igual al diámetro atómico, la energía potencial colectiva U_p es mínima, y se logra una situación termodinámica ideal.[7]

$$U_p = U_{pm} \quad (2.22)$$

donde:

$U_p = \text{Energía potencial atómica}$

$U_{pm} = \text{Energía potencial media atómica}$

Al separarse el contacto entre dos cuerpos, los átomos de ambos lados del plano de separación sufren un cambio de una posición en la interface a una posición superficial libre. En consecuencia, se presenta un cambio de energía por unidad de área de la interface, es decir, de U_{pi} a $U_{pc1} + U_{pc2}$. A este cambio de energía se le llama energía de adhesión W_{ab} . Así que [7]:

$$w_{ab} = U_{pc1} + U_{pc2} - U_{pi1-2} \quad (2.23)$$

Reescribiendo

$$w_{ab} = \gamma_a + \gamma_b - \gamma_{ab} \quad (2.24)$$

$\gamma_a = \text{Energía libre de superficie del cuerpo a}$

$\gamma_b = \text{Energía libre de superficie del cuerpo b}$

$\gamma_{ab} = \text{Energía libre de superficie combinada}$

El proceso de crear una unidad de área de superficie es equivalente a separar dos mitades unitarias de área del contacto, entonces se dice que:

$$2\gamma_a = w_{ab} \quad (2.25)$$

Para determinar la energía interracial w_{ab} Se utiliza la ecuación [16]:

$$\gamma_{ab} = (\sqrt{\gamma_a} - \sqrt{\gamma_b})^2 \quad (2.26)$$

En el desgaste por adhesión se descarta la idea de que se eliminen átomos aislados de la superficie, es decir, se supone que el desgaste se produce por eliminación de fragmentos de material en la superficie. [Olvera, 2001]

Asimismo, la adhesión es función de las propiedades de los materiales en contacto y condiciones de la interface tales como estructura cristalina, orientación cristalográfica,

solubilidad de un material en otro, limpieza de la superficie, magnitud de la carga normal, temperatura, tiempo de duración del contacto y distancia de separación.

También se ve afectada por el área real de contacto, la cual es función de la carga normal y las rugosidades superficiales. Para que se genere fricción, los enlaces que se forman por la adhesión se deben romper, esto facilita el deslizamiento entre las superficies. A mayor fuerza tangencial o combinada para iniciar el deslizamiento y viceversa. [17]

Las propiedades de las sustancias dependen en gran medida de la naturaleza de los enlaces que unen sus átomos. Existen tres tipos principales de enlaces químicos: enlace iónico, enlace covalente y enlace metálico. Estos enlaces, al condicionar las propiedades de las sustancias que los presentan, permiten clasificarlas en: iónicas, covalentes y metálicas o metales.

2.9 TEORÍA DE CONTACTO

La fuerza de adhesión (es decir, la fuerza máxima necesaria para separar los dos cuerpos de nuevo) dependerán de la fuerza de la interacción atractiva, el contacto área entre los cuerpos y la distancia mínima entre ellas. Si se sabe la forma de los cuerpos y la energía de interacción por unidad de área entre los materiales, que pueden, en principio, utilizando la aproximación para calcular la fuerza de adhesión.

$$F_{adh} = -2\pi w_{adh} R_p \quad (2.27)$$

Con w_{adh} Siendo la energía adhesiva por unidad de superficie, es decir, el trabajo necesario para separar una unidad de área de las dos superficies de contacto.

La fuerza de adhesión entre dos objetos puede surgir de una combinación de diferentes contribuciones como la fuerza de Van der Waals, fuerza electrostática, enlace químico, y las fuerzas de enlace de hidrógeno, fuerzas capilares, y otros. La fuerza de adhesión entre dos materiales por lo tanto, puede depender no sólo de los mismos, sino también de las condiciones ambientales materiales, para micro y nano contactos.

2.9.1 Contacto Mecánico

La tensión que actúa sobre un material se define como la fuerza por área de sección transversal:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (2.28)$$

La tensión es la cantidad de alargamiento relativo de un material

$$\varepsilon_x = \frac{\Delta L_x}{L_x} \quad (2.29)$$

donde L_x Es la longitud total del objeto en la dirección x y ΔL_x es su cambio en la longitud en la dirección x. La compresión de un material corresponde a una tensión negativa. Para una material elástico isótropo, la aplicación de una tensión σ_x Actuando sólo en resultado dirección x en un la tensión de ε_x Magnitud en la dirección x, donde:

$$\sigma_x = E\varepsilon_x \quad (2.30)$$

La mayoría de los materiales muestran el efecto de Poisson, lo que significa que cuando se estiran en las direcciones perpendiculares. La cantidad de contracción se caracteriza por la relación de Poisson ν para un material se estiró en la dirección x, en las contracciones y-y z-direcciones son dadas por:

$$\varepsilon_y = \varepsilon_z = -\nu\varepsilon_x \quad (2.31)$$

Para deducir la ecuación (2.14) se tiene que

$$\varepsilon_x = \frac{1}{E} [\sigma_x - \nu(\sigma_y + \sigma_z)] \quad (2.32)$$

$$\varepsilon_y = \frac{1}{E} [\sigma_y - \nu(\sigma_x + \sigma_z)] \quad (2.33)$$

$$\varepsilon_z = \frac{1}{E} [\sigma_z - \nu(\sigma_x + \sigma_y)] \quad (2.34)$$

Una cantidad de uso frecuente en la mecánica de contacto es de los llamados módulo de elasticidad E^* , Para el contacto entre dos materiales 1 y 2, con módulos de Young E_1 y E_2 y Poisson relaciones de ν_1 y ν_2 , que se define como:

$$E^* = \left(\frac{1-\nu_1^2}{E_1} + \frac{1-\nu_2^2}{E_2} \right)^{-1} \quad (2.35)$$

En el caso de un material elástico 1 y un material rígido 2, que se simplifica a

$$E^* = \frac{E_1}{1-\nu_1^2} \quad (2.36)$$

2.9.2 Modelo De Hertz

El problema del contacto elástico entre una esfera y una superficie plana y entre dos esferas se resolvió por Hertz en 1882. Bajo el supuesto de que el radio de contacto es pequeño en comparación con los radios de esfera, que es el contacto sin fricción y sin esfuerzo de tracción existe dentro de la zona de contacto, Hertz deriva una ecuación para el radio de contacto entre una de las esferas:

$$a^3 = \frac{3F_L R^*}{4E^*} \quad (2.37)$$

Donde E^* otra vez es el módulo de reducción Young y R es el llamado radio reducido se define como:

$$\frac{1}{R^*} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \quad (2.38)$$

La penetración δ está dada por:

$$\Delta = \frac{a^2}{R^*} = \left(\frac{9F_L^2}{16E^{*2}R^*} \right)^{1/3} \quad (2.39)$$

La fuerza para lograr una cierta penetración δ se da como:

$$F = \frac{4}{3} E^* \sqrt{R^* \Delta^{3/2}} \quad (2.40)$$

La distribución de la tensión vertical en el contacto sigue una forma elíptica

$$\sigma_z = \frac{3}{2} \frac{F_L}{\pi a^2} \sqrt{1 - \frac{r^2}{a^2}} \quad (2.41)$$

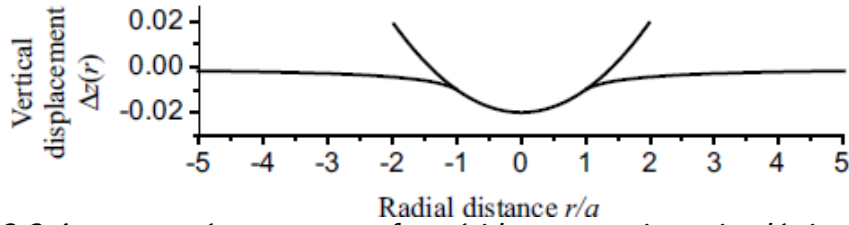


Figura 2.8 La geometría entre una esfera rígida y un semiespacio elástico, con un radio de contacto como se deriva de la teoría de Hertz

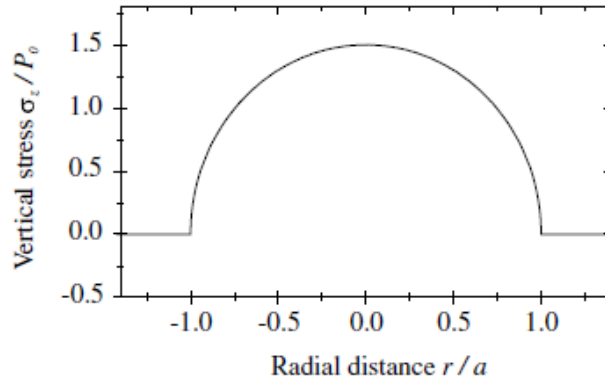


Figura 2.9 Tensión Vertical (presión de contacto) entre una esfera y un semiespacio elástico formando un contacto con la radio a .

$$P_{max} = \frac{3}{2} \frac{F_L}{\pi a^2} \quad (2.42)$$

Que corresponde a una presión de contacto máxima en el centro del contacto de los cuales es 1,5 veces el valor de la presión de contacto media (Figura 2.8), La fuerza de indentación aumenta con una potencia de 3/2 con la profundidad de indentación. El Contacto Área πa^2 aumenta a medida que $F_L^{2/3}$, y el contacto de presión media $\frac{F_L}{\pi a^2}$ aumenta con cargas aplicadas como $F_L^{1/3}$, el contacto ya no hace actuar como un resorte lineal desde F_L es proporcional a $\delta^{3/2}$ debido al hecho de que el área de contacto con cambios de carga. La constante de resorte efectiva o rigidez de contacto se puede definir como la pendiente de la curva de $F_L(\delta)$.

$$\frac{dF_L}{d\delta} = \frac{d}{d\delta} \frac{4}{3} E^* \sqrt{R^*} \delta^{3/2} = 2E^* \sqrt{R^*} \delta = 2E^* a \quad (2.43)$$

Este es el doble del valor para un punzón cilíndrico plana con el mismo radio de contacto a , la energía elástica almacenada U_E Para una indentación δ dada puede calcularse a partir.

$$U_E = \int F_L(\delta)d\delta = \int \frac{4}{3}E^*\sqrt{R^*\delta^{3/2}} d\delta = \frac{2.4}{5.3}E^*\sqrt{R^*\delta^{5/2}} = \frac{2}{5}F_L\delta \quad (2.44)$$

Derivado de las ecuaciones anteriores, la teoría de Hertz asume que un $a \ll R$, esto en la mayoría de los casos prácticos se cumplió ya que para materiales de grandes hendiduras será a menudo ya que no están dentro de su límite elástico y la teoría el Hertz no se aplica. La indentación de un semiespacio elástico por un penetrador esférico con un radio R_p Fue estudiado por Sneddon y Ting ecuaciones que se derivan sin la aproximación de $a \ll R_p$.

$$\delta = \frac{a}{2} \text{Ln} \frac{R_p+a}{R_p-a} \quad (2.45)$$

$$F_L = E^* \left[\frac{R_p^2+a^2}{2} \text{Ln} \left(\frac{R_p+a}{R_p-a} \right) - aR_p \right] \quad (2.46)$$

Una comparación de sus resultados con los de Hertz muestra que para valores de a/R_p Hasta 0.4, la teoría de Hertz es una excelente aproximación.

2.9.3 Modelo De Jkr (La adhesión de Esferas)

La teoría de Hertz permite calcular la forma de contacto y las fuerzas entre las esferas bajo la influencia de una fuerza externa. No incluye cualquier fuerza de superficie y por lo tanto no conduce a una expresión para la fuerza de adhesión. Cuando se separan, los cuerpos separados en el punto donde $\delta = 0$ y $a = 0$ sin ninguna fuerza de adhesión.

Un primer modelo para incluir fuerzas adhesivas sobre la base de la teoría de Hertz se introdujo por Derjaguin en 1934.

Se supone que la forma de contacto es la dada por la teoría de Hertz y que la energía total del sistema es la energía elástica como el dado por el modelo de Hertz menos la energía debido a la formación de la zona de contacto πa^2 . La fuerza para lograr una cierta indentación δ se reduce por:

$$F(\delta) = F_L(\delta) - \pi R^* w_{adh} \quad (2.47)$$

Donde F_L Es el valor correspondiente de la carga en el modelo de Hertz. La separación de las superficies por lo tanto, se produce en adhesión.

$$F_{adh} = -\pi R w_{adh} \quad (2.48)$$

Y un radio de contacto de $a = 0$, Tenga en cuenta que esta fuerza es menor por un factor de 2 que el valor calculado por Bradley.

Una extensión de la teoría de Hertz teniendo interacciones adhesivas y su influencia en la forma de contacto fue introducida en 1971 por Johnson, Kendall y Roberts y ha llegado a ser bien conocida como la teoría de JKR. Tener en cuenta la interacción adhesiva sólo dentro del contacto zona y el abandono de las interacciones fuera de la zona de contacto.

Para calcular la penetración para las interacciones adhesivas. Suponiendo que las esferas forman un contacto con radio a en la presencia de la adhesión y una F_L carga externa, se define como F_1 carga de fuerza necesaria para obtener el mismo radio de contacto en Hertziana.

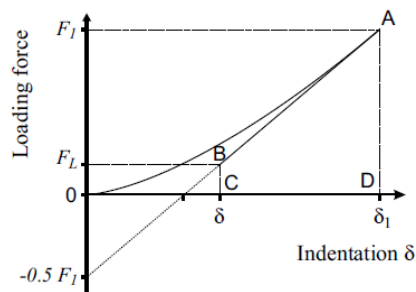


Figura 2.10 Carga (0-A) y descarga parcial (A-B) para derivar proceso de indentación y elástica energía en el modelo de JKR

Sin adherencia.

$$F_1 = \frac{4}{3} E^* \sqrt{R^* \delta^{3/2}} = \frac{4}{3} \frac{a^3 E^*}{R^*} \quad (2.49)$$

Al cargar el contacto hasta la fuerza F_1 en la ausencia de adherencia $w_{adh} = 0$ se sigue la curva de $P(\delta)$ Hertziana de 0 a A. En A, se tiene el radio de contacto a y la indentación $\delta = a^2/R^*$ Y la energía elástica almacenada es:

$$U_E^{(A)} = \frac{2}{5} \frac{F_1 a^3}{R^*} = \frac{2}{5} F_1 \delta_1 \quad (2.50)$$

Ahora se comienza a disminuir la carga hacia abajo a un valor F_L Mientras que simultáneamente el aumento de la energía de adhesión a su valor w_a de modo que el área de contacto se mantiene constante. La reducción de la carga en una constante corresponde a la descarga de un punzón y sigue la línea recta A-B. El cambio en la hendidura a lo largo de esta línea es dada por la ecuación:

$$\Delta\delta = \frac{F_1 - F_L}{2aE^*} \quad (2.51)$$

Y el cambio en la energía elástica viene dado por el área del trapecio ABCD:

$$\Delta U_E = \Delta\delta \frac{F_1 + F_L}{2} = \frac{1}{4aE^*} (F_1^2 - F_L^2) \quad (2.52)$$

La indentación δ en la presencia de adhesión se da por:

$$\delta = \delta_1 - \Delta\delta = \frac{a^2}{3R^*} + \frac{F_L}{2aE^*} \quad (2.53)$$

La energía elástica en el punto B es:

$$U_E = U_E^{(A)} - \Delta U_E = \frac{F_L^2}{4aE^*} + \frac{4a^5 E^*}{45R^{*2}} \quad (2.54)$$

La distribución de la tensión normal σ_z A través de un contacto JKR es sólo la suma de la distribuciones de contacto a Hertziana con compresión carga F_1 y una carga de tracción $F_1 - F_L$.

$$\sigma_z(r) = \frac{F_1 - F_L}{2\pi a^2} \frac{1}{\sqrt{1 - (r/a)^2}} - \frac{3}{2} \frac{F_1}{\pi a^2} \sqrt{1 - (r/a)^2} \quad (2.55)$$

El círculo interior de la zona de contacto estará bajo compresión, mientras que la zona anular exterior estará bajo tensión de tracción.

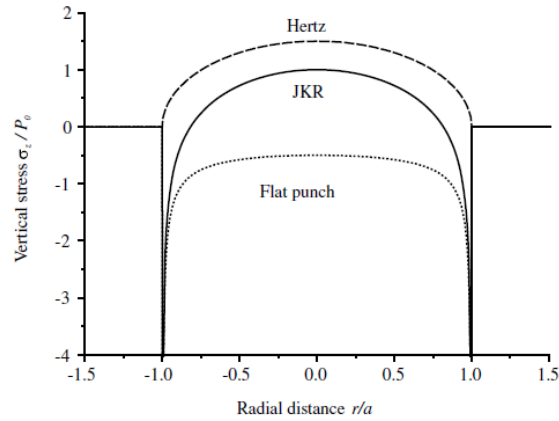


Figura 2.11 La tensión Vertical (presión de contacto) entre una esfera y un semiespacio elástico la formación de un contacto con un radio.

En comparación con un contacto de Hertz, la profundidad de indentación y radio de contacto son aumentados. Mientras que para el contacto de Hertz, los contactos de la superficie de la esfera tangencialmente.

La tasa de liberación de energía está dada por la ecuación:

$$\mathcal{G} = \frac{1}{E^*} \frac{(F_1 - F_L)^2}{8\pi a^3} \quad (2.56)$$

$$\mathcal{G} = \frac{(4a^3 E^* - F_L)^2}{8\pi a^3 E^*} \quad (2.57)$$

$$\mathcal{G} = \frac{E^*}{2\pi a} \left(\delta - \frac{a^2}{R^*} \right)^2 \quad (2.58)$$

Combinando Griffith criterio con la ecuación:

$$(F_1 - F_L)^2 = 8\pi a^3 E^* w_{adh} \quad (2.59)$$

Expresando F_1 Y F_L Como magnitudes adimensionales $\frac{F_1}{3\pi w_{adh} R}$ Y $\frac{F_L}{3\pi w_{adh} R}$ se obtiene:

$$\left(\frac{F_1}{3\pi w_{adh} R^*} - \frac{F_L}{3\pi w_{adh} R^*} \right)^2 = \frac{8\pi a^3 E^* w_{adh}}{(3\pi w_{adh} R^*)^2} = \frac{8\pi a^3 E^*}{9\pi w_{adh} R^{*2}} = \frac{2F_1}{3\pi R^* w_{adh}} \quad (2.60)$$

Esta ecuación cuadrática se resuelve:

$$F_1 = F_L + 3\pi w_{adh} R^* \mp \sqrt{6\pi w_{adh} R^* F_L + (3\pi w_{adh} R^*)^2} \quad (2.61)$$

A partir de la condición de estabilidad que $\partial G/\partial A > 0$ se puede demostrar que sólo el determinante positivo en la ecuación. Al reemplazar F_1 con a^3 se obtiene la ecuación JKR para el radio de contacto:

$$a^3 = \frac{3R^*}{4E^*} (F_L + 3\pi w_{adh} R^* + \sqrt{6\pi w_{adh} R^* F_L + (3\pi w_{adh} R^*)^2}) \quad (2.62)$$

El primer sumando en esta ecuación es idéntica a la del radio de contacto de Hertz la segunda y la tercera se deben a la interacción adhesiva y conducir a un radio de contacto mayor en comparación con la adhesión. Mediante el uso de nuevo Griffith, se obtiene la ecuación para la sangría JKR:

$$\delta = \frac{a^2}{R^*} - \sqrt{\frac{2\pi a w_{adh}}{E^*}} \quad (2.63)$$

La relación entre la carga y el radio de contacto viene dada por:

$$F_L(a) = \frac{4E^* a^3}{3R^*} - 2\sqrt{2\pi E^* w_{adh} a^3} \quad (2.64)$$

Con $F_L = 0$, se obtiene el radio de contacto de la ecuación, con $G = w_{adh}$

$$a_0 = \left(\frac{9\pi w_{adh} R^{*2}}{2E^*} \right)^{1/3} \quad (2.65)$$

Y la indentación:

$$\delta_0 = \frac{a_0^2}{3R^*} = \left(\frac{\pi^2 w_{adh}^2 R^*}{E^{*2}} \right)^{1/3} \quad (2.66)$$

El pull-off se produce a una fuerza de carga negativa $F_L = -F_1 = F_{adh}$ Obteniendo la fuerza de adhesión:

$$F_{adh} = -\frac{3}{2}\pi w_{adh} R^* \quad (2.67)$$

En pull-off, el radio de contacto se da como

$$a_{min} = \left(\frac{9\pi w_{adh} R^{*2}}{8E^*} \right)^{1/3} = 0.63a_0 \quad (2.68)$$

Y la indentación negativa como

$$\delta_{min} = - \left(\frac{\pi^2 w^2_{adh} R^*}{\frac{64}{3} E^{*2}} \right)^{1/3} \quad (2.69)$$

La expresión para la fuerza de adherencia no depende de las propiedades elásticas de los materiales. Este resultado es contrario a la intuición, ya que para una material blando, una deformación más grande se producirá y el área de contacto será mayor y uno podría esperar un mayor valor de F_{adh} . Se recuperará la energía elástica almacenada. Este equilibrio entre el adhesivo y la energía elástica lleva a la independencia del módulo de Young.

2.10 TENSIÓN INTERFACIAL

La superficie de contacto liquido-sólido tiene una tensión superficial que normalmente es distinta de la que corresponde a la superficie liquido-aire, además, como las moléculas gaseosas ejercen una atracción muy pequeña sobre las líquidas, la tensión superficial liquido-gas es siempre positiva, en cambio, la tensión liquido-sólido, que se le denomina tensión interfacial puede ser positiva (el líquido no moja al sólido) o negativa (el líquido moja al sólido).

El hecho de que sea negativa, por ejemplo, significa que las moléculas del sólido atraen a las del líquido más que las del líquido entre si y por ello el líquido tiene a tener contacto con el sólido la máxima superficie posible.

Al poner una pequeña porción de líquido sobre una plancha de un sólido determinado suele adquirir forma de gota. La superficie del líquido forma en el contacto con el sólido un ángulo de conjunción θ , que puede ser menor de 90° (si el líquido no moja al sólido) o mayor a 90° (si el líquido moja al sólido).

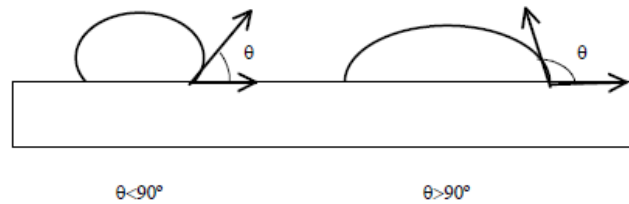


Figura 2.12 Forma de la gota

Considerando que el perímetro de la superficie de contacto, en cualquiera de los casos, es una circunferencia por cada punto de esta circunferencia actúan dos fuerzas.

- La fuerza superficial, tangente a la superficie liquido-aire (TGL)
- Tensión interfacial, tangente a la superficie liquido-sólido (TSL)

El sistema está en equilibrio cuando la proyección de la tensión superficial TGL y la tensión interfacial TSL sean iguales.

$$\cos\theta = \frac{TSL}{TGL} \quad (2.70)$$

De esta manera queda definida la forma de la gota.

Como la tensión superficial entre el líquido y el aire TGL es siempre positivo, es decir, la tensión entre las moléculas liquido-liquido es más intensa que entre las liquido-sólido, $\cos\theta$ será positivo, y θ menor que 90° . En cambio, si la tensión interfacial es negativa, es decir, las moléculas del sólido atraen a las del líquido más que el líquido entre sí, o dicho de otra manera el líquido moja al sólido, $\cos\theta$ es negativo, y θ mayor que 90° .

2.10.1 Hidrofobicidad, Hidrofilicidad y Ángulo de Contacto.

La hidrofobicidad de una superficie es el término con el que se conoce a la propiedad que caracteriza la afinidad de dicha superficie con el agua.

Por el contrario, la hidrofobicidad de una superficie viene definida por la tendencia que tiene un volumen de agua depositado sobre ella “forma de gota” más que extenderse en dicha superficie.

Esta forma, que se identifica como el ángulo de contacto es la resultante del equilibrio entre la fuerza de superficie que se dan en el triple punto de la interfase aire-liquido-sólido.

Dicho ángulo de contacto tiene una relación inversa con la energía libre de la superficie del sólido.

Cuando un mismo líquido es utilizado sobre distinta superficie solidas con distintas energías de superficie el ángulo de contacto aumenta si la energía de la superficie del solido disminuye.

Cuando un líquido con menor tensión superficial que el suero salino es depositado sobre la mismas superficie sólida, el ángulo de contacto es más cerrado.

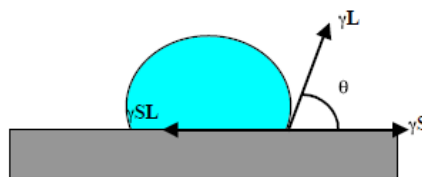


Figura 2.13. Vectores.

El balance de las fuerzas de superficie localizadas en la triple fase viene definido por la ecuación de Young.

$$\gamma_s = \gamma_{sl} + \gamma_l \cos\theta \quad (2.71)$$

γ_s = energía de superficie solida

γ_{sl} = energía de interfase solido liquido

γ_l = tensión superficial del liquido

θ = ángulo de contacto entre el liquido y la superficie solida

2.10.2 Relación de estas propiedades

Cuando una superficie tiene un alto grado de hidrofobicidad los valores del ángulo de contacto serán elevados, pero en cambio serán bajos los valores de tensión superficial que la misma superficie.

En el caso de las superficies hidrofóbicas sus valores de tensión superficial son altos pero el ángulo de contacto como medida de esta propiedad tendera a 0° como valor extremo.

2.10.3 Interfase Solido-Liquido

De acuerdo con rabinowicz al considerar una partícula esférica de radio R que se sumerge dentro de un fluido una distancia X y se genera trabajo para sobre llevar la

presión del fluido como se muestra en la figura. Se introduce la ecuación de energía superficial libre la cual contiene la suma de las energías libres que interactúan en las superficies, donde se obtiene la ecuación [11].

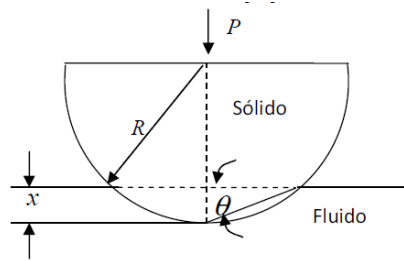


Figura 2.14. Indentador

$$G = 2\pi R_x(\sigma + \gamma_{ab}) - 2\pi r x^2 p \quad (2.72)$$

Donde G es el cambio de energía libre sobre la superficie, P es la presión que se ejerce por el fluido, σ es la tensión superficial, γ_{ab} es la energía de adhesión entre los dos materiales, R es el radio del indentador y X es la distancia que penetra el indentador para que el fluido adquiera la forma de rugosidad, cuando el fluido adopta por completo la forma de la aspereza la derivada de G es cero [11].

Al despejar la presión e introduciendo la ecuación de fricción se obtiene el coeficiente de fricción en la interfase solido-liquido

$$f = \frac{\tau \cot^2 \theta}{\frac{3}{4} \left(\frac{\sigma + \gamma}{R} \right)} \quad (2.73)$$

Donde

τ es el esfuerzo, σ es la tensión superficial, γ es la energía de adhesión entre los dos materiales, R es el radio del indentador sólido y θ es el ángulo de contacto [11].

Para determinar la velocidad de desplazamiento, se parte del perfil de velocidad para flujo plano de eposeville que describe un perfil parabólico por medio de

$$\mu = \frac{1}{2\mu} \frac{\partial p}{\partial x} (h - y)v \quad (2.74)$$

El esfuerzo cortante con condiciones de deslizamiento se expresa por

$$\tau = \mu \frac{v}{y} \quad (2.75).$$

REFERENCIAS

- [1] witoldbrostow., “Tribología Con Énfasis En Polímeros: Fricción, Resistencia Al Rayado Y Al Desgaste”, Journal of materialseducation Vol. 24 (4-6): 119-132 (2003).
- [2] Ernesto David García; “Diseño y desarrollo del sistema de control y automatización de una máquina de pruebas tribológicas basada en la técnica de cuatro bolas de acero lubricadas”, Tesis de maestría, Mexico, D.F. 2009.
- [3] Díaz del Castillo R.F., “tribología: fricción, desgaste y lubricación”, Tesis de maestría, Cuautitlán, México.Unam Cuautitlán, 2007.
- [4] Bharat Bhushan,“introduction to tribology”, editorial John Wiley and Sons, ISBN 0-471-15893-3, 2002.
- [5] Arellano C. J., “Principios de Transferencia de Masa Durante el Corte de Metales”, Tesis de maestría, Cuernavaca Morelos, Cenidet, 2007.
- [6] Tabor D., “Friction the present state for ours understanding”, ASME Journal of Lubrication, Vol. 103, pp. 169-179, 1981
- [7] Navarro T. Jose., “Diseño De Un Dispositivo Para Deposición En Piezas Mecánicas Pequeñas Por Triboadhesión”, Tesis de Maestría, Cuernavaca, Mórelos, Cenidet, 2004.
- [8] José Marulanda, Alberto Zapata, Carlos Augusto; “Construcción De Una Maquina Para Ensayo En Desgaste Abrasivo; Según Norma Técnica Astm G-65”, Universidad Tecnológica de Pereira, Scientia et Technica Año XV, No 41, Mayo de 2009.
- [9] Maryory A. “Característica de las propiedades tribológicas de losrecubrimientos duros”, Memoria presentada para optar al grado de Doctora Barcelona, Diciembre de 2005
- [10] UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE CATALUNYA. “High temperaturecontact Response of cementedcarbides”. Elaborado por Alcalá J. (Barcelona.).
- [11] Rodríguez J. A. “Diseño Y Construcción De Un Dispositivo Para Evaluar La Resistencia Al Desgaste En Rodamientos Recubiertos A Base De Fricción Seca Con Diamante”, Tesis de maestría, Cuernavaca Morelos México, Cenidet, 2003.
- [12] Bahadur S; April 1978; OPINION. The Economic impact of wear on society; Journal of lubrication technology; Vol. 103, No. 4, pp. 145-147.
- [13] Villanueva Mario., “Evaluación de la Resistencia a la Erosión en Alabes Recubiertos por Triboadhesión”. Cuernavaca, Morelos, Cenidet,2004.

[14] Archard J.F; 1958-9; The Temperature of Rubbing Surfaces; wear; No.2; pp 438-455.

[15] Browden F. And Tabor D., "The Friction and Lubrication Solids", The first published Lithography in Great Britain at University Press, Oxford. 1950 pp 105-111.

[16] Hans-Jurgen Butt, "Surface and Interfacial Forces".Max-Planck Institut fur polymerforschung; Mainz Germany.

CAPÍTULO III

DISEÑO

3.1 INTRODUCCIÓN

Basado en la norma Oficial Mexicana NOM-155-SSA1-2000 que establece las especificaciones sanitarias de la cánula para traqueostomía y la obtención de las medidas para modelar, también señala los métodos de prueba para la verificación de las mismas.

Se define el modelo de la cánula traqueal, factores que se diferencian con modelos existentes y el banco de prueba para la experimentación, este banco servirá para demostrar viabilidad del diseño de la cánula traqueal.

3.2 METODOLOGÍA

Se realizó estudios de la histología de la tráquea así como el funcionamiento del tejido epitelial, los mecanismos de defensa del sistema respiratorio, daños ocasionados por la intubación traqueal, y complicaciones postoperatorias, el tiempo que permanece la cánula en el conducto traqueal.

La presión del globo asido el mayor problema ocasionado por la intubación traqueal, este problema es analizado y fue el motivo para tener solución a este problema.

Los modelos de cánula traqueal se distinguen dependiendo de la intubación prolongada o intubación indefinida, puede ser con o sin el globo. En cuanto al desarrollo de la cánula traqueal fueron dándose cambios por pocos detalles en el diseño, el motivo del cambio es por el método rudimentario que se tenía hasta ser un proceso quirúrgico.

Se analizó las propiedades mecánicas y químicas del tejido epitelial (tráquea) así como los anillos cartilaginosos, el mucus y el cloruro de polivinilo del globo de cánula.

Con estas propiedades se puede analizar la teoría de contacto entre el globo y tráquea, globo-mucus, globo-cartílago. Con esto se tiene como resultados las energías superficiales, trabajo de adhesión, fuerzas de adhesión, distancia molecular y el coeficiente de fricción.

Este coeficiente de fricción servirá para el estudio de deslizamiento que existe entre el material del globo y el tejido epitelial al ser introducido. También en la fuerza de adhesión que puede haber entre globo-mucus y poder analizar el objetivo de disminución de bacterias.

Con la Norma 155-SSA1-2000, Establece las especificaciones que deben cumplir las cánulas para traqueostomía de cloruro de polivinilo grado medico estéril. La cánula debe tener una sección tubular de plástico grado medico con la curvatura adecuada para su inserción en la tráquea, la punta del extremo proximal debe ser plana, con bordes uniformemente redondeados con o sin globo de autor retención.

En el diseño de la cánula traqueal se tomó en cuenta, el punto de contacto que genera la cánula convencional, el globo de la cánula traqueal es de un gran volumen y por lo tanto genera un área de contacto mayor. El fin de analizar con más números de globos es reducir el área de contacto y disminuir los esfuerzos.

Se analizó el diseño de la cánula en elemento finito para obtener resultados de esfuerzos y deformaciones en la tráquea, para el análisis fueron simuladas de uno a cinco globos y se realizó una comparación y se puede llegar al diseño de cinco globos, este nos proporciona un menor área de contacto, deformación y esfuerzo menor que cualquiera de los otros diseños.

Se realizó pruebas experimentales de fotoelasticidad, en el que se imprimieron prototipos de uno a cinco globos y fueron sometidos a las pruebas con gel balístico, este material es semejante a la piel humana, y se obtuvieron resultados semejantes a los del análisis finito.

3.2.1 Endocánula.

Sección tubular de plástico grado médico, que se ajusta perfectamente a la cavidad interior del tubo de la cánula, cuya función es la de facilitar la limpieza de la cánula. La punta de su extremo proximal debe terminar en el mismo plano que el de la cánula, y sobre su extremo distal debe tener un adaptador con un anillo roscado para su manipuleo.

En la actualidad, el estándar del globo es de gran diámetro, voluminoso y de alta presión. Se sugiere que el globo sea de baja presión que producen lesiones macro y microscópicas mínimas. En comparación a los de alta presión. La presión ejercida por el globo de la cánula traqueal sobre las paredes de la vía aérea induce las lesiones debido a las alteraciones que produce en el flujo sanguíneo de dicha región

La presión dentro del globo puede ser afectada por diversas situaciones que incluyen las fases de ventilación, la sincronía del paciente con el ventilador, la aspiración oral, la aspiración traqueal, la tos y los movimientos de cabeza.

En unidades de terapia intensiva (UTI) el monitoreo de la presión del globo de la cánula traqueal no se realiza rutinariamente, al grado de reportar presiones de hasta 120mm Hg, cuando la presión para generar menos complicaciones es de 20mm Hg [30].

para resolver el problema de laceraciones o de efectos que existe por el tiempo prolongado del uso del globo traqueal, se debe tomar en cuenta la forma del globo y la presión que en este debe efectuarse, así como el tamaño o volumen del globo para poder reducir las complicaciones postraqueostomía.

3.3 CÁNULA TRAQUEAL

La cánula traqueal es un dispositivo tubular hueco y curvado hacia abajo que se introduce en la tráquea, utilizado para mantener abierta el conducto traqueal con diferentes objetivos.

Cánula traqueal actual consta de una cánula madre con manguito (globo), camisa interna móvil, pestaña para sujeción y el obturador [1].



Figura 3.1 Cánula traqueal [2]

Las principales causas de enfermedades secundarias al proceso de inserción de la cánula traqueal son causadas por el globo de la cánula traqueal, esto es por efecto de la presión que existe dentro del globo, y que llega a causar laceraciones en el conducto traqueal por dos cuestiones, no se tiene un control en las unidades médicas de la presión del globo (se sobre pasa de la presión soportada por el conducto traqueal), y por el área de contacto que el manguito tiene con el conducto traqueal.



Figura 3.2 cánula traqueal convencional

En la Figura 3.4 se tiene una cánula convencional con maguito el cual es de baja presión y alto volumen, se tiene una mayor área de contacto en la cánula traqueal y por lo tanto el daño causado en el conducto traqueal es mayor.

Existen cánulas disponibles con distintas formas y distintos materiales, hay cánulas de plata con paredes delgadas, con cánula exterior e interior, también cánulas de material sintético con paredes más gruesas, cánulas con maguito (globo) mediante el cual se evita el paso de fluidos. Este globo se puede inflar a fin de cerrar la tráquea.

Estos balones permiten una gran área de contacto en la pared traqueal con presiones elevadas sobre dicha pared. Y por consecuencia mayor laceración en el conducto traqueal dando como consecuencia efectos secundarios.

Esta cánula traqueal consta de una cánula exterior con maguito y una cánula interior. El manguito es de gran presión y de volumen alto, que da efectos secundarios mayores a la hora de ser instalado.

3.4 DISEÑO CONCEPTUAL



Figura 3.3. Modelo propuesto de la cánula traqueal.

El diseño de una cánula traqueal para n número de anillos inflables (globos), para introducir en la tráquea después de una traqueostomía con un tubo ondulado hacia abajo y globos para el bloqueo de la tráquea.

El modelo propuesto es de 5 anillos inflables que forman espaciados entre cada globo y así reducir el área de contacto en el tejido epitelial, proporcionando un mejor sellado de la tráquea de forma normal. El globo se infla desde una línea de aire que se acopla a la pared del tubo.

Actualmente, hay varios dispositivos para mantener abierta el traqueos toma, esta mejora proporciona una nueva morfología que parte del diseño convencional, permite realizar funciones como el cierre de la luz traqueal con globos de baja presión que permite moldearse a la cavidad de la tráquea, esto quiere decir que disminuirá por mucho las laceraciones, los esfuerzos en tejido epitelial evitando que el motor del tejido (cilios) se vea extinto, también evitando el exceso de mucosidad alrededor del globo y adherencia de bacterias, Evitando acumulación de secreciones y asfixia por la causa del exceso de mucosidad hacia los pulmones.

Se presenta el modelo de la cánula traqueal en la figura 3.3, la forma geométrica consta de cinco anillos el cual permite una reducción de esfuerzos en el conducto traqueal, esto basado en la norma Oficial Mexicana NOM-155-SSA1-2000 en el que establece las especificaciones sanitarias de la cánula para traqueostomía y la obtención de las medidas para modelar.

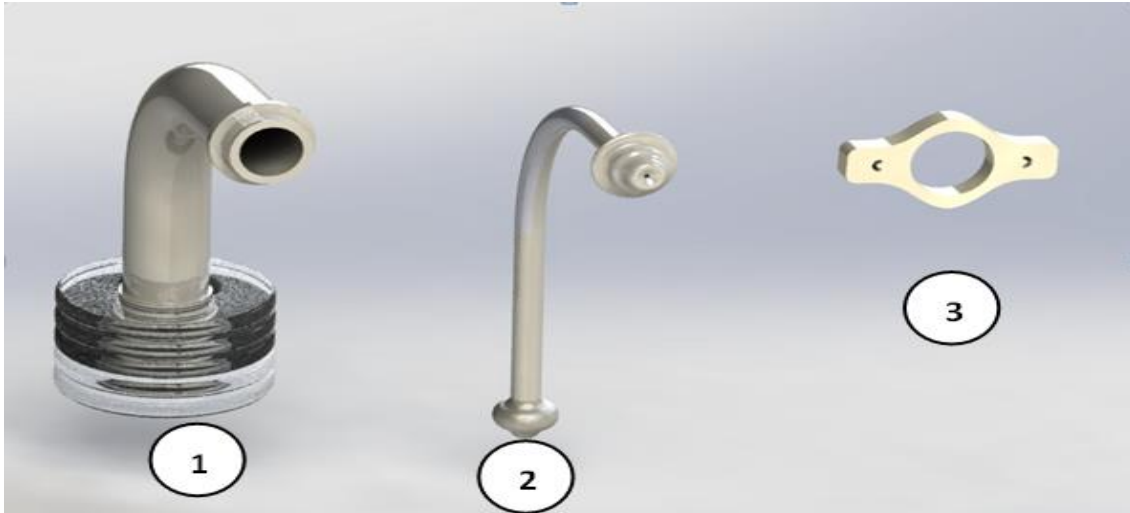


Figura 3.4. Componentes de la cánula traqueal: 1. Cánula madre con manguito, 2. Camisa interna móvil, 3.pestaña para sujeción.

3.4.1 Materiales

Las cánulas traqueales pueden estar hechas de distintos materiales Fluorocarbonados, Hidrogeles, Elastómeros de Poliamida, Poliesteres- globo, Elastómeros de poliéster, Poli(olefinas)- globo, Películas de poliolefinas de alta cristalinidad.

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 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.

- En el segundo grupo, se incluyen 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 del 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 la función para la que has sido elegidas por ejemplo un junta de cadera debe tener un bajo coeficiente de fricción.

3.5 COMPARATIVA DE CÁNULAS



Área de contacto presión	Mayor área Alta presión	Menor área de contacto Baja presión
Laceraciones en el conducto traqueal	Afecta 100%	Reducción de 80%
Daño mecánico al tejido epitelial	✓	Menor daño
Adherencia de bacterias	✓	Baja adherencia
Deformación en el conducto traqueal	✓	Poca deformación
Mucosidad	Exceso de mucosidad	Reducción de mucosidad

Tabla 3.1. Comparativa entre cánula convencional y la diseñada

3.6 PROPIEDADES DEL POLICLORURO DE VINILO

Tabla 3.2. Propiedades Químicas

propiedades del PVC		
CONSTANTE DE PLANCK	6.63E-34	Js
PERMISIVIDAD DEL VACÍO	8.85E-12	A s V ⁻¹ m ⁻¹
KB	4.12E-21	J
DISTANCIA	1.94E-10	Å
MOMENTO POLAR	1.60E-29	C-m
FRECUENCIA	3.14E+15	Hz

DENSIDAD	1.63E+03	Kg/m3
ENERGÍA DE IONIZACIÓN	1.25E+03	Kj/mol

Tabla 3.3. Propiedades Mecánicas

unidades	Policloruro de vinilo	
Pa	dureza	27E+06
Pa	módulo de Young	2.41E+09
	a	9.10E-06
Pa	esfuerzo de fluencia	5.200E+04
Kg/m ³	densidad	933
	Poisson	0.2
	r	1.36E-12
J/m ²	Energía superficial	32.9J/m ²

3.7 FOTOELASTICIDAD

La fotoelasticidad es una técnica experimental que permite el análisis y la descripción de la distribución de esfuerzos en materiales birrefringentes sometidos a carga, para ello se parte de los patrones de las franjas isocromáticas (describen la diferencia de tensiones principales), y de los patrones de franjas isoclinicas (describen la dirección de los esfuerzos principales).

3.8 RELACIÓN ESFUERZO-DEFORMACIÓN

Cuando una estructura se encuentra sometida a condiciones de carga es necesario determinar la distribución de los esfuerzos o desplazamientos originados por efecto de las mismas por lo cual las ecuaciones básicas de elasticidad deben ser resueltas.

Para la obtención de las relaciones esfuerzo-deformación se emplea la ley de Hooke generalizada la cual se expresa como:

$$\sigma_{ij} = \lambda \delta_{ij} \varepsilon_{kk} + 2\mu \varepsilon_{ij} \quad (3.1)$$

Para las deformaciones:

$$\varepsilon_{ij} = \frac{-\lambda}{2\mu(3\lambda+2\mu)} \delta_{ij} \varepsilon_{kk} + \frac{1}{2\mu} \varepsilon_{ij} \quad (3.2)$$

Donde λ y μ son las constantes elásticas de Lamé y se encuentran relacionadas con el módulo de Young (E) y la relación de poisson (ν) de la forma:

$$\lambda = G = \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)} \quad (3.3)$$

$$\mu = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (3.4)$$

donde G es el módulo de rigidez al cortante

Al sustituir las ecuaciones 3.3 y 3.4 en la ley generalizada de Hooke, los esfuerzos y deformaciones se pueden agrupar y simplificar como:

$$\sigma = D \varepsilon \quad (3.5)$$

$$\varepsilon = D^{-1} \sigma \quad (3.6)$$

Donde σ es el vector de esfuerzos, D es la matriz de coeficientes elásticos que contiene las propiedades del material obtenido de la relación de esfuerzo deformación.

3.9 CONDICION DE FRONTERA

Al tener definidas los modelos de uno a cinco globos son definidas las condiciones de frontera para su análisis en cada uno de los casos considerados.

La figura 3.5 muestra la condición de frontera aplicada en el conducto traqueal, se restringe (C) el tubo para evitar el movimiento, y se restringe el conducto traqueal (T). Se aplica una presión (P) al globo de 2.9 KPa. Se proporciona los parámetros requeridos, en este caso son las propiedades mecánicas que se tiene del material del tubo y del conducto traqueal, como módulo de Young, poisson, presión del globo, densidad.

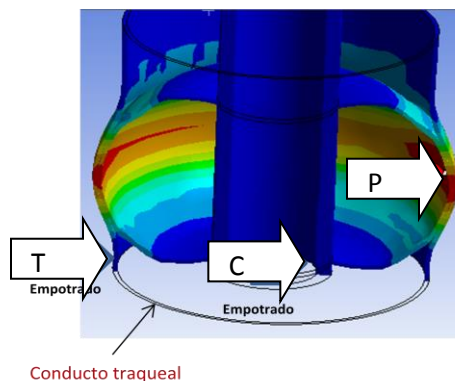


FIGURA 3.5 Condiciones en el tubo traqueal y globo

3.10 SIMULACIÓN EN ANSYS CONDICIONES

Ha sido empotrado el conducto traqueal y analizado para determinar los esfuerzos y deformaciones sobre el mismo conducto. Se aplicó una presión del globo de 22 mm Hg. presión ideal para las cánulas de traqueotomía, que es un equivalente a 2.93 KPa. Con el cual se analizaron los modelos siguientes.

Simulación Con Un Globo

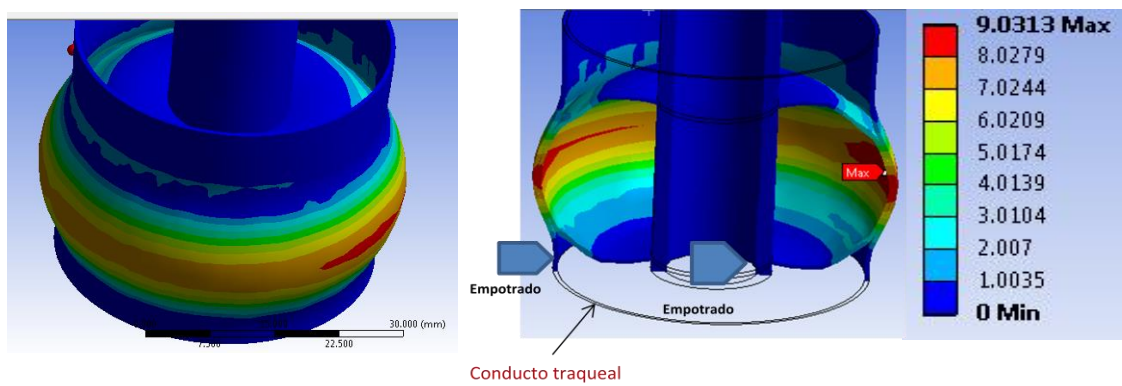


Figura 3.6 Deformación (mm) en el conducto traqueal de la cánula convencional.

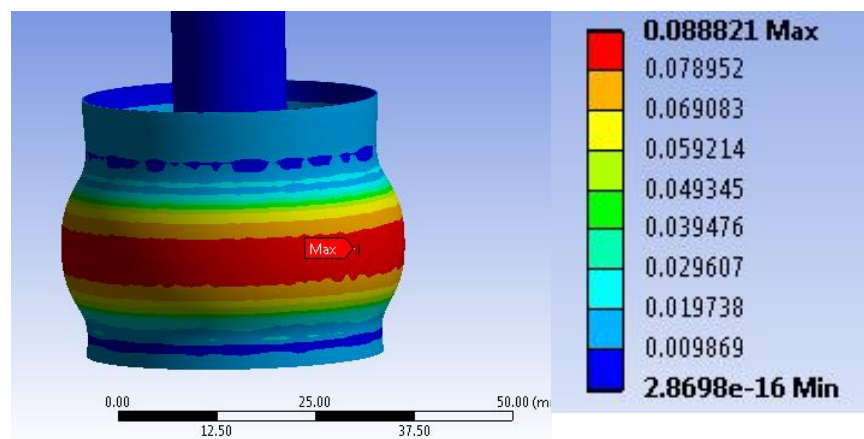


Figura 3.7 Esfuerzo en el conducto tráquea cánula convencional.

En la figura 3.6 y 3.7 se muestra la deformación y esfuerzos respectivamente efectuados por el globo, en este caso es el análisis de la cánula traqueal convencional

y en la figura 3.8 se presenta el perfil con sección transversal para una referencia en imagen de la simulación.

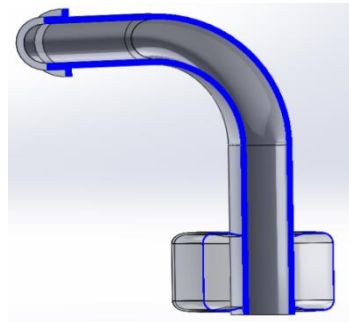


Figura 3.8 Perfil de la cánula.

Para la cánula convencional se tiene como esfuerzo máximo de 88.821Kpa como se muestra en la figura 3.7 y una deformación del conducto traqueal de 9.03 mm.

Simulación Con Dos Globos

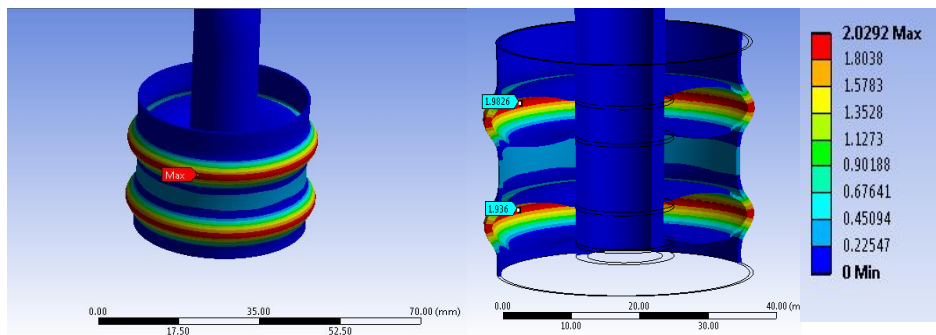


Figura 3.9 Deformación de cánula con dos globos.

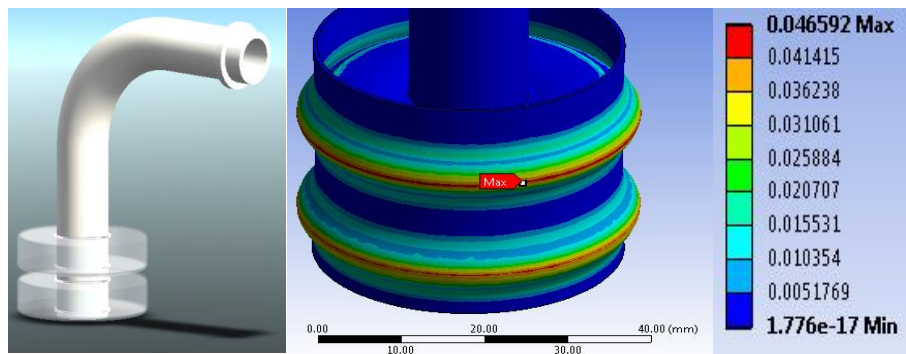


Figura 3.10 Esfuerzo en cánula con dos globos.

Para este análisis se realizó con dos globos en la cánula traqueal, como se muestra en la figura, con una presión de 22 mm Hg en el globo, en la figura 3.9 se tiene la deformación afectada por la presión y los esfuerzos en el conducto traqueal en la figura 3.10.

Simulación Con Tres Globos

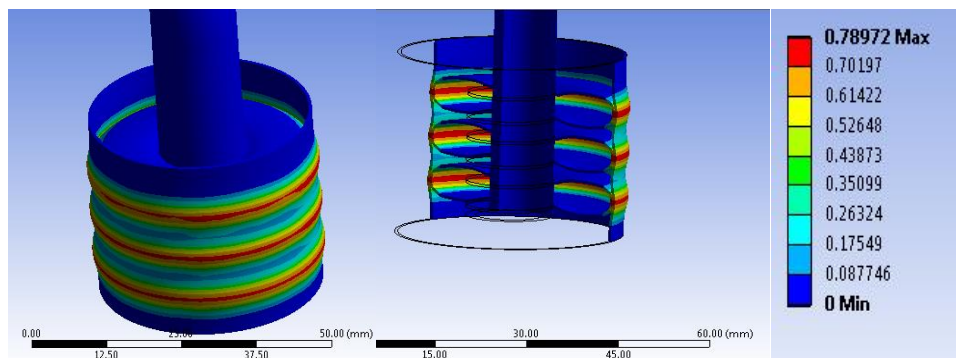


Figura 3.11 Deformación con cánula de tres globos.

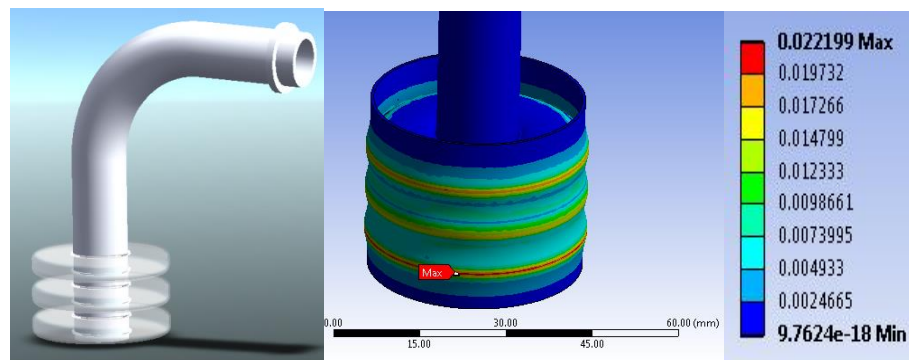


Figura 3.12 Esfuerzo en cánula de tres globos.

Se realizó un diseño de cánula traqueal con tres globos para el análisis en elemento finito y con las mismas condiciones de los anteriores casos. Se observó el efecto del globo de la cánula traqueal en el tejido epitelial de la tráquea obteniendo deformación máxima y esfuerzo máximo. En la figura 3.11 se muestra los resultados de deformación

el cual el máximo es de 0.789mm y para el esfuerzo máximo 22199 Pa en la figura 3.12.

Simulación Con Cuatro Globos

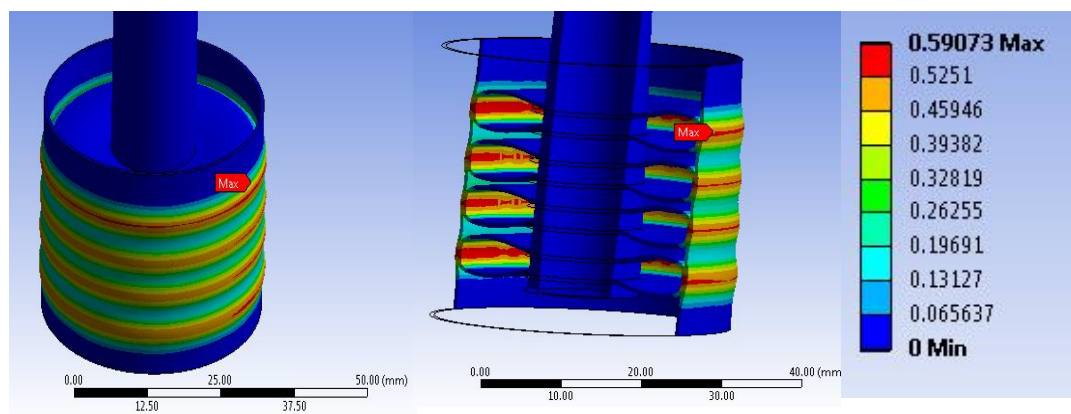


Figura 3.13 deformación en cánula de cuatro globos.

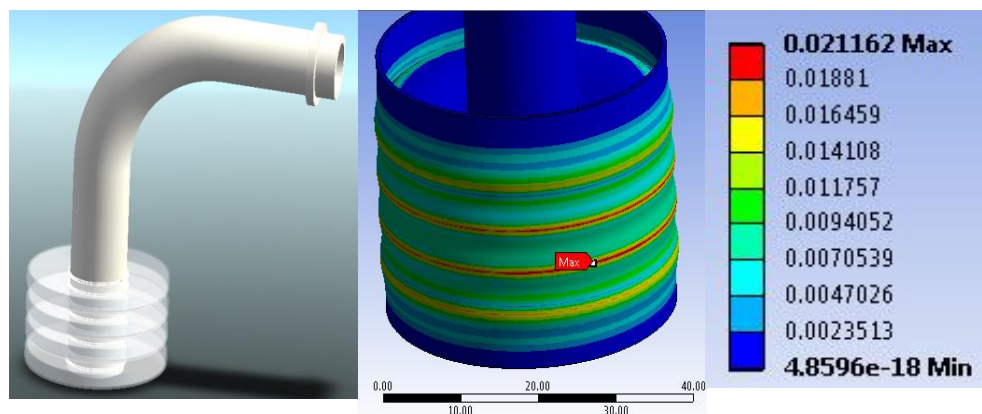


Figura 3.14 esfuerzo en cánula de cuatro globos.

Para la figura 3.13 se muestra las deformaciones efectuadas en el tejido epitelial de 0.59mm de deformación máxima, en la figura 3.14 de igual manera se realizó un análisis para cuatro globos en el que presenta el esfuerzo máximo en las paredes del tejido epitelial el cual es de 21162 Pa

Simulación Con Cinco Globos

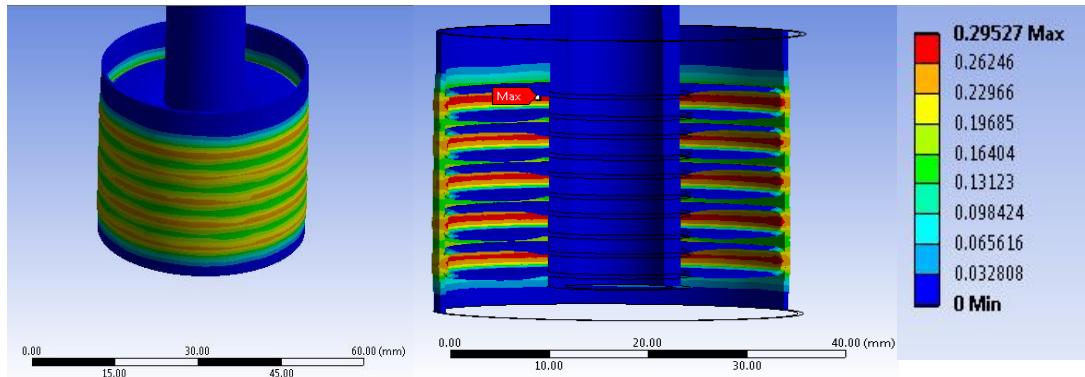


Figura 3.15 deformación en cánula de cinco globos

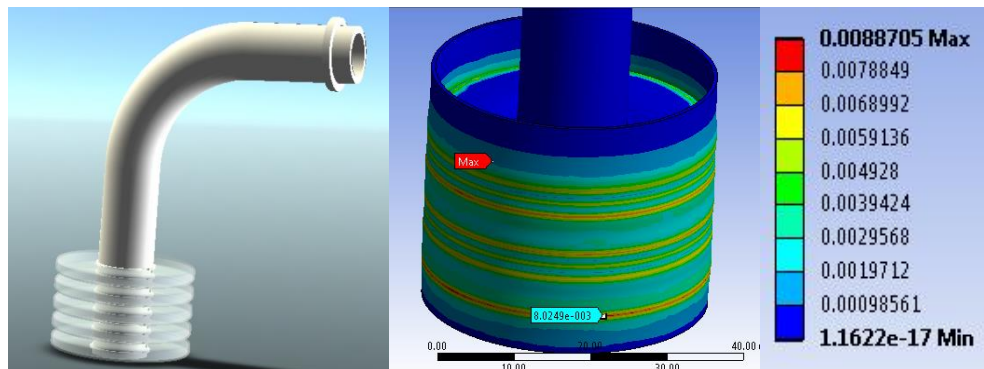


Figura 3.16 esfuerzo en la cánula de cinco globos

Las figuras 3.15 y 3.16, se presentan los resultados del análisis de cánula traqueal para el diseño propuesto de cinco anillos inflables, el cual arroja para la deformación máxima de 0.295 mm y de esfuerzo máximo de 8870.5 Pa. Estos datos son el efecto causado de los cinco anillos al tejido epitelial.

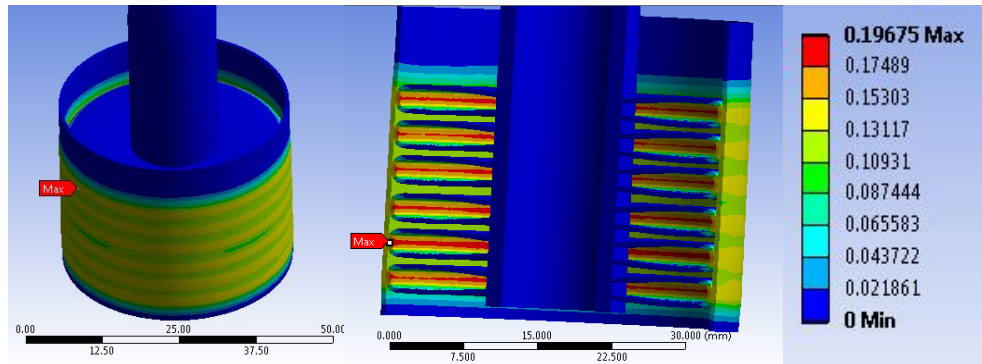


Figura 3.17 Deformación de la tráquea por presión de 6 globos.

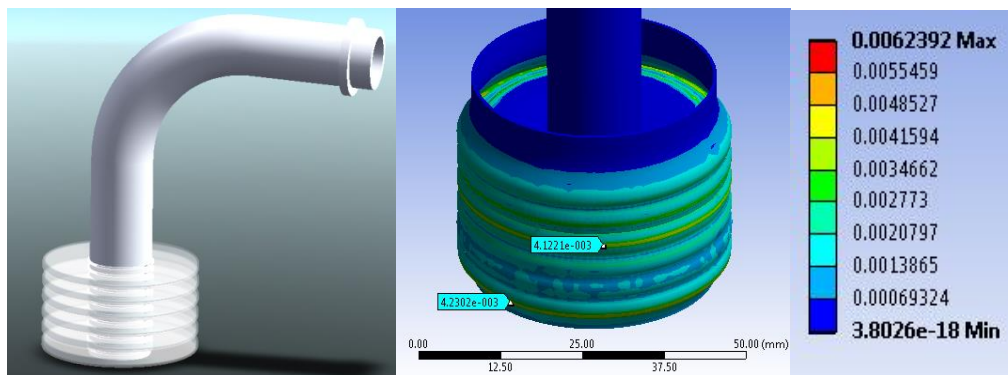


Figura 3.18 Esfuerzo en el conducto traqueal con 6 globos.

En la figura 3.17 y 3.18 se presenta la deformación y esfuerzo en el conducto traqueal respectivamente con seis globos, el cual se logra apreciar una reducción tanto en el esfuerzo como en la deformación, pero a diferencia del esfuerzo en cinco globos, este disminuyo notablemente.

3.11 BANCO EXPERIMENTAL

Se realizó un prototipo de cada uno de los diseños tomando en cuenta desde un globo hasta el de 5 globos, los cuales fueron analizados en el polariscopio.

Se tiene una presión para el globo de la cánula traqueal de 2933.9 Pa, que es la presión máxima que puede soportar el conducto traqueal, Para la prueba experimental se obtuvo el equivalente a una masa, realizando los cálculos es un equivalente de 0.248 Kg.



Figura 3.19 Prototipo de uno a 5 globos

Este prototipo fue colocado sobre un material birrefringente (gel balístico) para poder observar el orden de franja y obtener como resultado los esfuerzos producidos por el contacto de las dos superficies.

REFERENCIAS

[1] Ángeles prado A. dispensación de productos sanitarios para pacientes traqueostomizados. 2012.

[2] imagen de referencia www.fgl.com.mx

[3] <http://www.salud.gob.mx/unidades/cdi/nom/155ssa1.html>

CAPÍTULO IV

RESULTADOS NUMERICOS Y EXPERIMENTAL

4.1 INTRODUCCIÓN

En este capítulo se describe el banco de prueba y desarrollo experimental que se utilizó para el análisis de los esfuerzos. Se presenta los resultados obtenidos mediante el software de elemento finito para los diseños propuestos y el diseño de la cánula convencional con el globo sometido a presión. Consiste en un análisis estático y distribución de esfuerzos en los modelos presentados con el banco de prueba y un gel balístico.

4.2 BANCO EXPERIMENTAL

Para este análisis se requiere de un banco experimental para visualizar la distribución de esfuerzos generados entre el globo y la tráquea. Para la prueba experimental se eligió un estudio foto elástico. Este se soporta por un efecto óptico el cual crea el paso de la luz polarizada a través de un material birrefringente, este efecto depende del retardo de fase entre los dos rayos que se producen en el interior del material, el espesor del material y los índices de refracción.

Esto permite observar los esfuerzos creada por la presión del globo sobre la tráquea.

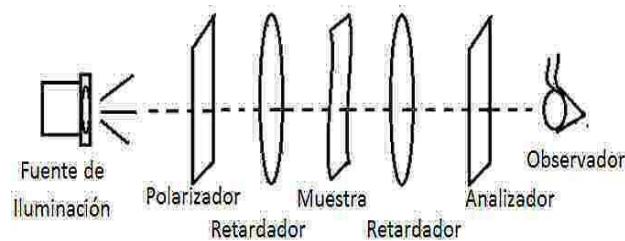


Figura 4.1 Arreglo del banco experimental de la prueba fotoelástica.

El polariscopio consiste en cuatro elementos, el polarizador y el analizador, con dos placas de cuarto de onda el cual da los patrones de las franjas isocromáticas y los patrones de franjas isóclinas. y una fuente de luz que se muestra en la figura 4.2.



Figura 4.2. Fuente de luz Thorlabs.

Se incide un haz de luz que pasa a través de los lentes polarizadores y orienta para pasar por el retardador de longitud de onda el cual incide en la cámara para analizar los esfuerzos.

Componentes del polariscopio utilizado

- ❖ Lente polarizador
- ❖ Retardador de cuarto de onda
- ❖ Material birrefringente (gel balístico)
- ❖ Fuente de luz
- ❖ Banco de prueba
- ❖ Cámara

4.2.1 Material Birrefringentes

La birrefringencia es una propiedad de los materiales transparentes, que permiten que la luz que pasa a través del material sea polarizada a lo largo de los dos planos perpendiculares. La interferencia de los rayos polarizados da patrones de franjas los cuales pueden ser observados por el ojo humano.

4.2.2 Franjas Isóclinas

Una franja isóclina es siempre negra y se puede observar con la luz monocromática o blanca, ocurren en un modelo cuando es visto en un polariscopio plano, pero no en un polariscopio circular.

4.2.3 Franjas Isocromáticas

Las franjas isocromáticas son generalmente de la mayor importancia, están relacionadas con las magnitudes de esfuerzos, y es a menudo conveniente analizar eliminando para ello las franjas isóclinas. La eliminación de las franjas isóclinas se realiza con el arreglo de un polariscopio circular.

4.2.4 Determinación Del Orden De Franja

Cuando el modelo es sometido a fuerza de tensión o compresión utilizando un polariscopio circular con una fuente de luz blanca, se observara la franja isocromática. Esas franjas son de distintos colores, y están relacionadas con un valor establecido de franja para cada color. Para determinar el orden de franja depende de la visión del observador, por cada color está relacionado con un valor.

Al utilizar luz blanca, las franjas que se obtienen a la salida del analizador son de color, cada una con un determinado valor. A estas líneas se les conoce como líneas isocromáticas y son lugares geométricos de los puntos de una pieza analizada en donde la diferencia de esfuerzos principales toma un valor constante. Con la utilización de luz blanca, solo aparecerá oscura la zona en la que $\sigma_1 - \sigma_2$ se anula. El resto de las líneas aparecerá a color de una forma continua. En los valores en los que esta diferencia de tensiones hace que el orden de franja N sea entero, el color que aparece es el púrpura. Para valores no enteros de N, aparecen otros colores. En la tabla se muestra la variación de estos colores para diversos valores del orden de franja N.

COLOR	ORDEN DE FRANJA N
Negro	0
Gris	0,28
Blanco	0,45
Amarillo pálido	0,60
Naranja	0,80
Rojo	0,90
Púrpura	1
Azul	1,08
Azul / verde	1,22
Verde / Amarillo	1,39
Naranja	1,63
Rosa / Rojo	1,82
Púrpura	2

Tabla 4.1 Orden de franja

4.3 EXPERIMENTACIÓN

Se realizó un prototipo de cada uno de los diseños tomando en cuenta de un globo hasta el de 5 globos, los cuales fueron analizados en el polariscopio.

Para la experimentación se tiene los siguientes materiales:

- polariscopio
- prototipo
- pesas calibradas
- gel balístico
- cámara fotográfica

Se tiene una presión para el globo de la cánula traqueal de 2933.9 Pa. Para esta prueba experimental se obtuvo el equivalente a una masa, realizando los cálculos es un equivalente de 0.25 kg, esta masa fue aplicada a cada uno de los prototipos.

Estos prototipos fueron colocados sobre el gel balístico simulando el conducto traqueal, el gel balístico recrea la carne humana, y para el análisis experimental se colocó como muestra en la prueba de fotoelasticidad, como se muestra en las figuras 4.3, 4.4, 4.5, 4.6, 4.7.



Figura 4.3 Esfuerzo en un globo

Se muestra en la figura 4.3 el efecto de los esfuerzos correspondientes a un globo sobre el gel balístico podremos notar la distribución del impacto que tiene un solo globo. Para este caso el esfuerzo máximo calculado es 86701 Pa.

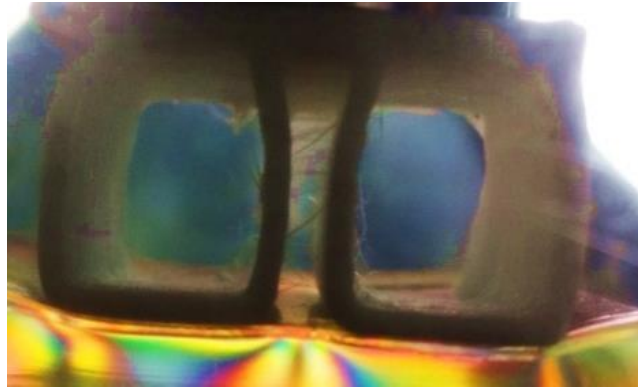


Figura 4.4 Esfuerzo con dos globos

Los esfuerzos analizados en el polariscopio para la figura 4.4 con dos globos se logran notar la distribución de los esfuerzos el cual el esfuerzo máximo determinado por el proceso de fotoelasticidad para este caso es de 38148 Pa.

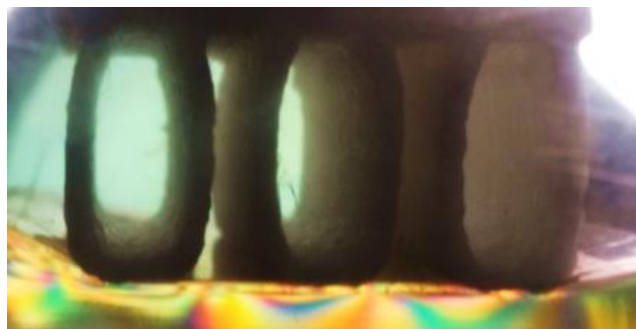


Figura 4.5 Esfuerzo con tres globos

En la figura 4.5 Con el banco experimental se analizó para tres globos de una cánula traqueal y vemos la distribución como es afectada en el conducto traqueal en este caso el esfuerzo máximo es de 27249 Pa.

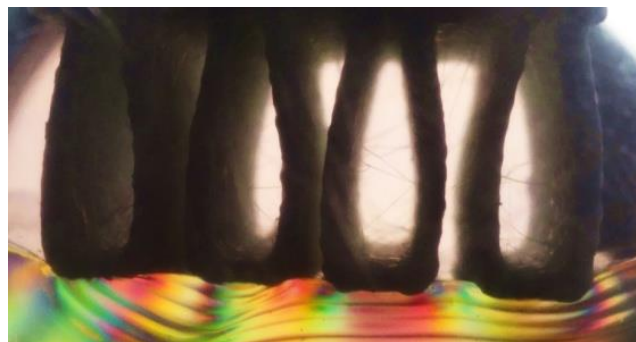


Figura 4.6 Esfuerzo con cuatro globos

Para el caso de la figura 4.6 son cuatro globos se nota la distribución y el esfuerzo máximo para este caso es 23843 Pa.

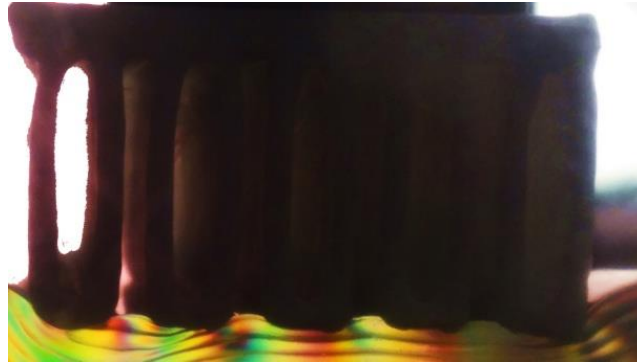


Figura 4.7 Esfuerzo con cinco globos

En esta prueba se analizan con 5 globos se logra notar el esfuerzo que es afectado en el gel balístico y de igual manera se obtuvo el esfuerzo máximo de 8477.4 Pa

Analizando el orden de franja se obtienen los esfuerzos máximos para cada caso, para luego hacer la comparación con el modelo en elemento finito.

Experimental	
Esfuerzo con 1 globo	86701 Pa
Esfuerzo con 2 globos	38148 Pa
Esfuerzo con 3 globos	27249 Pa
Esfuerzo con 4 globos	23843 Pa
Esfuerzo con 5 globos	8477.4 Pa

Tabla 4.2 Resultado del Esfuerzo de la prueba experimental

Con este análisis se logra comprender que para cada número de globos hay una reducción de esfuerzos considerable, de la cánula convencional de un globo se reduce un 90.22% a la de cinco globos.

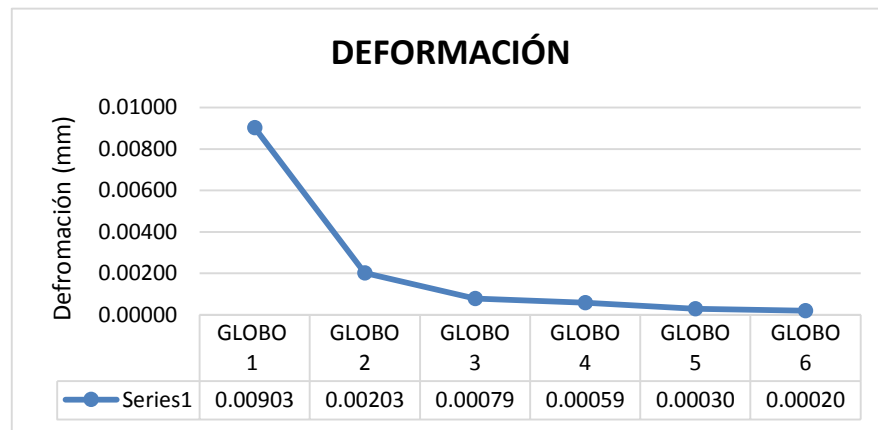
4.4 RESULTADOS DE LAS SIMULACIONES REALIZADAS EN ANSYS

En este caso se simuló el globo estándar en las cánulas de Traqueotomía, basado en la norma Oficial Mexicana NOM-155-SSA1-2000.

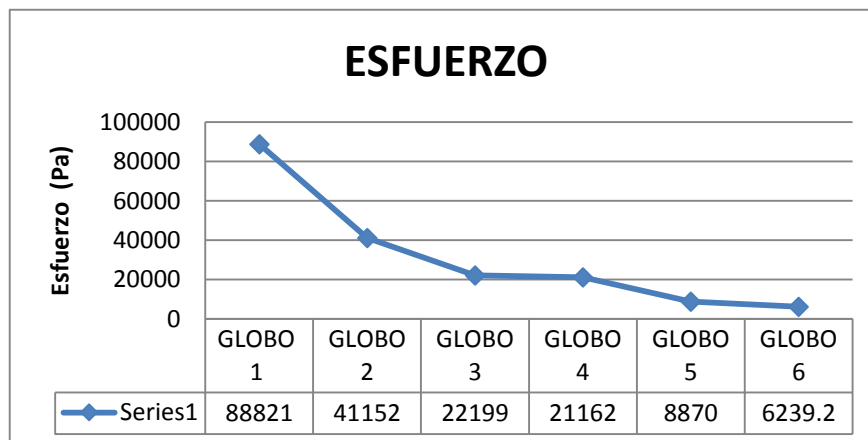
Para saber su deformación y el esfuerzo que actúa en el conducto traqueal con una presión estándar 22mm Hg. los cuales están listados en la siguiente tabla.

	DEFORMACION	ESFUERZOS MAXIMOS
GLOBO 1	0.00903mm	88821 Pa
GLOBO 2	0.00203mm	41152 Pa
GLOBO 3	0.00079mm	22199 Pa
GLOBO 4	0.00059mm	21162 Pa
GLOBO 5	0.00030mm	8870 Pa
GLOBO 6	0.00020 mm	6239.2 Pa

Tabla 4.3 listado de las deformaciones y esfuerzos de la cánula traqueal sobre el conducto traqueal de uno a cinco globos



Grafica 4.1 Deformación en los seis diseños



Grafica 4.2 Esfuerzo en los seis diseños

En la gráfica 4.2 se relaciona los esfuerzos existentes en la cánula traqueal convencional con los demás diseños con diferentes números de globos, para conocer el tamaño del daño en el tejido epitelial y a partir de ahí proponer el diseño. La gráfica 4.1 relaciona los valores del análisis de deformación de los globos diseñados en la cánula traqueal, además en esta grafica se puede comparar la cánula traqueal convencional y las demás a partir de las gráficas,

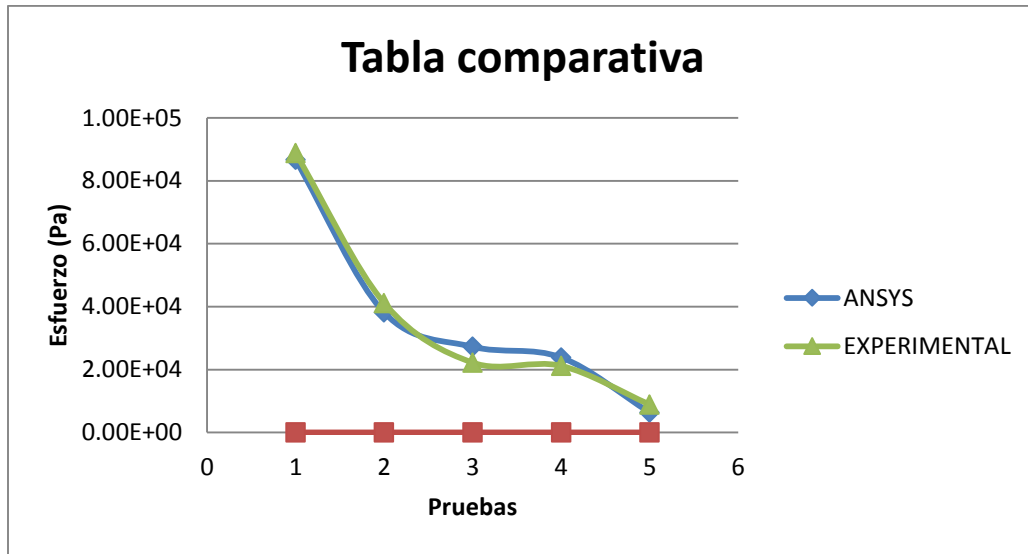
Las gráficas antes mencionadas de esfuerzo y deformación de los diseños con diferentes número de globos, el cual nos da una apreciación de como disminuye el daño en el tejido epitelial notablemente. Y a partir de esto se puedo seleccionar el modelo de cánula con los anillos propuestos.

4.5 COMPARATIVA DEL EXPERIMENTAL CON EL SOFTWARE

Para esta sección experimental se realiza la prueba de uno a cinco globos, se comparó resultados de la parte experimental con la del software. Se eligió hasta el prototipo de cinco globos, considerando la deformación y esfuerzo entre cinco globos y el convencional hasta ese punto hay una notable reducción. Comparando con los esfuerzos máximos del software ANSYS se obtiene la siguiente tabla:

	Experimental	Software (ANSYS)
Esfuerzo con 1 globo	86701 Pa	88821 Pa
Esfuerzo con 2 globos	38148 Pa	41152 Pa
Esfuerzo con 3 globos	27249 Pa	22199 Pa
Esfuerzo con 4 globos	23843 Pa	21162 Pa
Esfuerzo con 5 globos	8477.4 Pa	8870 Pa

Tabla 4.4 Comparación de esfuerzos con resultados experimental y software.



Grafica 4.3 Curva de los esfuerzos máximos en el desarrollo experimental y de software.

La tabla 4.4 hace la comparación de los esfuerzos obtenidos con el uso de software y los resultados obtenidos en el proceso experimental, las cuales se relacionan los resultados y se realiza un porcentaje de incertidumbre para saber la diferencia de porcentaje en uno y otro.

Calculando la incertidumbre porcentual.

	Incertidumbre porcentual
Globo 1	2.39%
Globo 2	7.30%
Globo 3	18.53%
Globo 4	12.67%
Globo 5	4.63%

Tabla 4.5 porcentajes de incertidumbre.

En la gráfica 4.3 se relaciona las curvas de los esfuerzos de cada análisis experimental y software, en el cual podemos apreciar una similitud en la curva y en los puntos por cada análisis de los diferentes globos en la cánula traqueal. Como también lo muestra la tabla 4.5 en porcentajes de incertidumbre.

4.6 DIMENSIONES

Artículo de uso médico elaborado con cloruro de polivinilo grado médico estéril, atóxico, desechable, la superficie del producto que se ponga en contacto con los líquidos administrados, líquidos corporales o tejidos del paciente, no deben contener sustancias que puedan disolverse o provocar reacciones con los mismos.

Norma Oficial Mexicana establece las especificaciones que deben cumplir las cánulas para traqueostomía de cloruro de polivinilo

Medidas de la cánula para traqueostomía para adulto con globo, de cloruro de polivinilo.

Diámetro Interno nominal (mm)	Diámetro Interno sin endocánula (mm)	Diámetro Externo (mm)	Longitud del Tubo (mm)	Distancia de la parte proximal de la cánula al globo (mm)	Angulo b(°)
5,5	5,5 (+/- 0,15)	8,3 (+/- 0,5)	65 (+/- 5)	6,0 (+/- 2)	68° a 112°
6,0	6,0 (+/- 0,15)	8,5 (+/- 0,5)	64 (+/- 5)	6,0 (+/- 2)	68° a 112°
7,0	7,0 (+/- 0,2)	9,4 (+/- 0,6)	70 (+/- 5)	7,36 (+/- 4)	72° a 108°
8,0	8,0 (+/- 0,2)	11,3 (+/- 0,5)	74 (+/- 5)	7,0 (+/- 2)	79° a 101°
9,0	9,0 (+/- 0,2)	11,4 (+/- 0,5)	80 (+/- 5)	7,62 (+/- 3)	80° a 100°
10,0	10,0 (+/- 0,2)	13,0 (+/- 1,0)	84 (+/- 5)	8,89 (+/- 3)	80° a 95°
11,5	11,5 (+/- 0,2)	13,8 (+/- 0,5)	79 (+/- 6)	9,15 (+/- 3)	80° a 9

Tabla 4.6 Dimensiones de la cánula para traqueostomía descrita para adulto con globo.

Medidas de la cánula para traqueostomía pediátrica, de cloruro de polivinilo con globo.

Diámetro Interno nominal (mm)	Diámetro externo (mm)	Longitud del Tubo (mm)	Distancia de la parte proximal de la cánula al globo (mm)	Angulo b (°)
5,0 (+/- 0,15)	7.1(+/- 0,3)	50(+/-5)	20,8	90° a 120°
5,5 (+/- 0,15)	7.7(+/- 0,3)	52(+/-5)	21,6	90° a 120°
6,0 (+/- 0,15)	8.3(+/- 0,3)	54(+/-5)	22,8	90° a 120°
6,5 (+/- 0,15)	9.0(+/- 0,3)	56(+/-5)	23,7	90° a 120°

Tabla 4.7 Dimensiones de la cánula para traqueostomía descrita pediátrica.

4.7 DISCUSIÓN

En este proyecto se pretende el desarrollo de una cánula que reduzca los esfuerzos y estímulos, y al mismo tiempo reduzca la posibilidad de infecciones, a través de la reducción de esfuerzos en la superficie y energías de adhesión.

La traqueostomía concibe varias causas de mortalidad de las vías respiratorias, estas causas son afectadas por la cánula traqueal, El propósito de la intubación con tubos de manguito inflable es el suministrar ventilación controlada sin fugas y de proteger el conducto traqueo bronquial de la aspiración de material extraño.

Uno de los principales riesgos propios al introducir un volumen de aire en el manguito es que la presión que este alcanza puede ejercer una presión elevada sobre la pared de la tráquea y producir trastornos. Se sabe que presiones de 22 mm hg sobre la pared de la tráquea disminuye el riesgo capilar y que presiones de 42 mm hg lo hacen desaparecer por completo, generando diferentes grados de isquemia que producen inflamación y destrucción de los cilios. Estos cilios son los encargados de proteger el conducto traqueal de cualquier cuerpo extraño en el sistema respiratorio, al desaparecer estos el conducto traqueal queda a la deriva y lubricar el sistema para la adhesión de bacterias.

El cual se realizó un diseño propuesto en este proyecto que disminuye las secreciones y el estímulo traqueal, con base al diseño del maguito, el manguito es configurado por cinco anillos con presión a 22 mm Hg, las presión en el globo hace que se reduzca el daño en la pared traqueal y los cinco anillos tendrán la función de dañar en una menor zona que la cánula convencional, esto afectara en pequeñas zonas y tendrá menor efecto de esfuerzo en dicha zona.

Para la simulación en elemento finito se realizó el diseño de la cánula convencional y los diseños de dos a cinco globos, esto para la comparación en cuanto esfuerzos y deformación generados en la cánula convencional y los diseños propuestos, al compararlos en la cánula convencional tenemos un daño por el fuerza de 88821 Pa, para los otros diseños fueron disminuyendo gradualmente, con el diseño de cinco globos se tiene un esfuerzo de 8870 Pa. Para la deformación de igual manera de comparar la cánula convencional y el diseño propuesto y como resultado para la cánula convencional se tiene una deformación de 9.03 mm y para el diseño propuesto se reduce a un 0.3 mm. Con esto se tiene un porcentaje de diferencia entre el convencional y el diseño propuesto en la deformación de 90.09% de disminución con respecto a la cánula convencional, y referente al esfuerzo se tiene 90.01% de disminución del diseño propuesto en comparativa de la cánula traqueal. Con esta comparativa se puede comprobar la reducción de esfuerzos y deformación sobre el conducto traqueal.

Se realizó pruebas experimentales para verificar los resultados en elemento finito por el método de foto elasticidad, al realizarse esta prueba se obtuvo resultados semejantes a los realizados en el software, para la cánula convencional un esfuerzo de 86701 Pa y para el diseño propuesto de 8477.4 Pa. Con el cual se puede llegar a un porcentaje de incertidumbre en resultados de esfuerzos para la cánula convencional 2.39% y para el diseño propuesto de 4.63%. Con esto se concluye que el diseño propuesto es acto para el objetivo de este trabajo.

REFERENCIAS

- [1] Redner, A. S. 1985. "Photoelastic Measurements by Means of Computer-Assisted Spectral Contents Analysis," *Experimental Mechanics*.
- [2] Coker, E. G. And Filon, L. N. G. 1957. *A Treatise on Photoelasticity*, 2nd Edition, Cambridge Univ.
- [3] Pindera, J. T. And Cloud, G. 1966. "On Dispersion of Birefringence of Photoelastic Materials," *Experimental Mechanics*.

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

En el presente proyecto se diseñó una cánula traqueal para la reducción de adhesión de bacterias y disminución de los esfuerzos, que pueden disminuir las infecciones en el conducto traqueal. Se realizó un análisis de fricción y adhesión entre cánula y tráquea. También se efectuaron pruebas de fotoelasticidad con prototipo de la cánula diseñada y la cánula convencional, así como un análisis en elemento finito. Se presentan también los trabajos futuros basado en el presente proyecto.

- ❖ Se realizó un diseño de la cánula de traqueostomía, para reducir infecciones y esfuerzos en el conducto traqueal.
- ❖ Se analizó los resultados de los esfuerzos en elemento finito con la parte experimental fotoelasticidad
- ❖ Se encontró que en cuanto a la reducción de esfuerzos del diseño realizado con la cánula convencional es de un 92.97 %.
- ❖ El diseño consta de cinco anillos que servirán para reducir el área de contacto, disminuir las infecciones y problemas secundarios a la permanencia de la cánula traqueal.
- ❖ Al disminuir el esfuerzo en el tubo traqueal, se evitara la destrucción del tejido epitelial que es el motor para eliminar cualquier tipo de infecciones respiratorio que intenta introducirse en nuestro cuerpo.
- ❖ La reducción de adhesión de bacterias se reduce por la disminución del esfuerzo aplicado en la tráquea.
- ❖ Los datos arrojados del diseño realizado, comparando con la cánula convencional son muy favorables a la reducción de esfuerzos y permite la disminución de las laceraciones en el conducto traqueal.
- ❖ Se valida los resultados numéricos con las pruebas experimentales, arrojando datos muy cercanos en cuanto a la zona analizada.

Trabajos Futuros

Manufacturar el diseño propuesto y realizar las pruebas correspondientes en personas.

Realizar un estudio del globo traqueal con inclusiones

Cambiar la sección transversal del tubo de la cánula y analizar los efectos en el orificio llamado estoma a la hora de ser introducida la cánula.

Analizar los esfuerzos en el estoma cuando la cánula estará por un tiempo indefinido.

Realizar un estudio de la presión del globo sin tocar el tejido epitelial y hacer menor daño.

Analizar con un diseño del globo diferente al propuesto y analizar los esfuerzos.

Un análisis dinámico del comportamiento de la cánula traqueal cuando este es utilizado por un tiempo indefinido.

Desarrollar el diseño de la cánula traqueal para la traqueostomía electiva.

Anexo A

Propiedades de los cilios

Dureza	110 Rockwell
Modulo de Young	178Kpa
Esfuerzo de fluencia	38.1 Kpa
Poisson	0.33
Constante de red	25 nm
Frecuencia	0.017Hz
Densidad	1.35g/cm ³
Energía libre	0.05 J/m ²

Anexo B

Coeficiente de fricción de cánula - cilios

<i>cilio – policloruro de vinilo</i>	
c_{ori}	3.0236^{-78}
c_{ind}	2.5716^{-79}
c_{disp}	2.6411^{-78}
c_{total}	5.9218^{-78}
γ_{pvc}	$0.0108 \frac{J}{m^2}$
γ_{cilio}	$0.05 \frac{J}{m^2}$
$w_{pvc-cilio}$	$0.0466 \frac{J}{m^2}$
R^*	$1.2246^{-6}m$
E^*	3.1405^4
F_{adh}	2.6882^{-7}
a_{cont}	3.5784^{-6}
δ	4.6815^{-6}
θ	52.60°
γ	8.0924^{-8}
r_{adh}	3.6602^{-10}
A_{adh}	$4.2089^{-11}m^2$

Coeficiente de fricción

$$\mu = 0.0906$$

Anexo C

Propiedades del mucus

Velocidad	1 cm/minuto
Tensión superficial	0.034 J/m ²
R	5μm

Anexo D

Coefficiente de fricción mucus - policloruro de vinilo

<i>mucus – pvc</i>	
τ	1.6066
$\gamma_{mucus-pvc}$	0.0228 $\frac{J}{m^2}$
$\mu = 0.0116$	

cenidet[®]
*Centro Nacional de Investigación
y Desarrollo Tecnológico*