



SEP

SECRETARÍA DE  
EDUCACIÓN PÚBLICA



TECNOLÓGICO  
NACIONAL DE MEXICO

# Tecnológico Nacional de México

Centro Nacional de Investigación  
y Desarrollo Tecnológico

## Tesis de Maestría

Diseño de una Microbomba Basada en Fricción  
para Toracotomía o Pleurodesis

presentada por

**Ing. Juan Rodrigo Castro Huerta**

como requisito para la obtención del grado  
de

**Maestra en Ciencias en Ingeniería  
Mecánica**

Director de tesis

**Dr. José María Rodríguez Lelis**

Codirector de tesis

**Dr. José Antonio Arellano Cabrera**

Cuernavaca, Morelos, México. Diciembre de 2018.

Cuernavaca, Mor. 6 de diciembre de 2018  
OFICIO No. SAC/562/2018

**Asunto:** Autorización de impresión de tesis

**ING. JUAN RODRIGO CASTRO HUERTA  
CANDIDATO AL GRADO DE MAESTRO EN CIENCIAS  
EN INGENIERÍA MECÁNICA  
P R E S E N T E**

Por este conducto, tengo el agrado de comunicarle que el Comité Tutorial asignado a su trabajo de tesis titulado **“Diseño de una Microbomba basada en Fricción para Toracostomía o Pleurodesis”**, 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

**A T E N T A M E N T E**  
EXCELENCIA EN EDUCACIÓN TECNOLÓGICA®  
“CONOCIMIENTO Y TECNOLOGÍA AL SERVICIO DE MÉXICO”



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



SEP TecNM  
CENTRO NACIONAL  
DE INVESTIGACIÓN  
Y DESARROLLO  
TECNOLÓGICO  
SUBDIRECCIÓN  
ACADÉMICA

C.p. M.T.I. María Elena Gómez Torres- Jefa del Departamento de Servicios Escolares.  
Expediente

GVGR/mcr

SEP

SECRETARÍA DE  
EDUCACIÓN PÚBLICA



TECNOLÓGICO NACIONAL DE MÉXICO

Centro Nacional de Investigación  
y Desarrollo Tecnológico

Cuernavaca, mor., 04/diciembre /2018

OFICIO No. DIM/290 /2018

**Asunto:** Aceptación de documento de tesis

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

Por este conducto, los integrantes de Comité Tutorial del estudiante Ing. Juan Rodrigo Castro Huerta , con número de control M15CE059, de la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica, le informamos que hemos revisado el trabajo de tesis profesional "Diseño de una microbomba basada en fricción para toracostomía o pleurodesis", hemos encontrado que se han atendido todas las correcciones y observaciones que se le indicaron, por lo que hemos acordado aceptar el documento de tesis y le solicitamos la autorización de impresión definitiva.

DIRECTOR DE TESIS

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

REVISOR 1

DRA. SARA LILIA MOYA ACOSTA  
Doctora en Ing. Mecánica (Teórica y  
Aplicada)  
2067214

REVISOR 2

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

REVISOR 3

M. EN B. MARÍA TERESA LUCAS JIMÉNEZ  
Maestra en Biotecnología  
1618876

C.p. María Elena Gómez Torres Jefa del Departamento de Servicios Escolares.  
Juan Rodrigo Castro Huerta Estudiante  
Expediente

AAP/MRSR

---

## DEDICATORIA

A dios por acompañarme en cada momento de mi vida, por colocar en mi camino las oportunidades y personas que ayudaron a lograr a cumplir mis metas.

A mis padres Ramón y Ana Estela por convertirme en la persona que soy, por todo ese apoyo y amor incondicional, por la gran oportunidad de seguir mis sueños, costa de su sacrificio y confianza.

A mis hermanos Ramón Antonio y José Francisco, por todos los consejos y palabras de aliento, que durante toda mi vida hemos compartido, perdurando por siempre en mi mente.

A mi esposa Melissa Rodríguez García, por su paciencia, comprensión y apoyo que me ha dedicado en estos años juntos.

---

## AGRADECIMIENTOS

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por el apoyo económico brindado durante mis estudios de maestría.

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

A mi director de tesis del Dr. José María Rodríguez Lelis, por su paciencia, confianza, consejos y apoyo incondicional.

A mi codirector el Dr. José Antonio Arellano Cabrera por su apoyo y consejos en la elaboración de esta tesis.

A mi comité revisor: Dr. Arturo Abúndez Pliego Dra. Sara Lilia Moya Acosta y a la M. en B. María Teresa Lucas Jiménez por sus observaciones y sugerencias, así como el tiempo dedicado a la revisión de mi trabajo.

A mis compañeros del grupo de Tribología y Biomecánica: Andrés Salgado Ramírez, Enrique López Chávez, Irving Lecona Licona, Cesar Alejandro Martínez Hernández, Julio Cesar Aquino Mandujano, Alma Judith Pérez Barrios, Juney España, Blanca Nicandria Ríos, por las aventuras y risas compartidas a lo largo de mi estancia, haciendo el ambiente de trabajo más ameno.

## NOMENCLATURA

$a_0$	<i>Distancia entre centros de iones del material.</i>	<b>NR</b>	<i>Numero de Reynolds.</i>
<b>A</b>	<i>Área.</i>	$n$	<i>La normal al plano.</i>
$A_H$	<i>Constante de Hamaker.</i>	<b>P/Ps</b>	<i>Presión/Fuerza Superficial.</i>
$\alpha$	<i>Polarizabilidad.</i>	<b>Pot</b>	<i>Potencia.</i>
<b>D</b>	<i>Distancia media de separación entre los momentos dipolares.</i>	<b>Q</b>	<i>Calor.</i>
<b><math>\Delta E</math></b>	<i>Diferencia de Energía.</i>	$\bar{Q}$	<i>Caudal.</i>
<b><math>\Delta p</math></b>	<i>Diferencia de Presión.</i>	<b>R</b>	<i>Radio del Indentador sólido.</i>
<b>E</b>	<i>Módulo de Elasticidad.</i>	<b>RH</b>	<i>Resistencia al flujo.</i>
<b>e</b>	<i>Energía total por unidad de masa.</i>	<b>r</b>	<i>Radio.</i>
$\epsilon_0$	<i>Permisibilidad relativa.</i>	$r_c$	<i>Radio de arco circular.</i>
<b>F</b>	<i>Fuerza.</i>	$r_h$	<i>Radio del punto de contacto entre los lóbulos en la posición (a).</i>
<b>f</b>	<i>Coefficiente de fricción entre la Interfase solido-liquido.</i>	$r_p$	<i>Circunferencia del rotor o circulo de tono.</i>
<b>Fr</b>	<i>Fuerza resultante.</i>	$r_x$	<i>Radio del punto de contacto entre los lóbulos en la posición (b).</i>
$\gamma$	<i>Velocidad o cizallamiento.</i>	<b><math>\rho</math></b>	<i>Densidad del fluido.</i>
$\gamma_{ab}$	<i>Energía de adhesión.</i>	<b>Su</b>	<i>Distancia mínima de lóbulo a lóbulo.</i>
$\gamma_s$	<i>Energía superficial.</i>	<b>Sz</b>	<i>Distancia mínima de lóbulo a la carcasa.</i>
<b>g</b>	<i>Aceleración de la gravedad.</i>	$\sigma$	<i>Esfuerzo.</i>
<b>hf</b>	<i>Fricción.</i>	<b>T</b>	<i>Temperatura.</i>
$h_{OE}$	<i>Pérdida de carga.</i>	<b>Tq</b>	<i>Torque.</i>
$h_v$	<i>Energía de ionización.</i>	<b>t</b>	<i>Tiempo.</i>
$k_B$	<i>Constante de Boltzman.</i>	$\tau/\underline{\tau}$	<i>Esfuerzo cortante/tensor de esfuerzo.</i>
<b>l</b>	<i>Longitud.</i>	<b><math>\theta</math></b>	<i>Angulo.</i>
<b>m</b>	<i>Masa.</i>	<b>U</b>	<i>Vector velocidad.</i>
$\dot{m}$	<i>Flujo de masa</i>	<b>V</b>	<i>Volumen.</i>
$m_{vc}$	<i>Razón de cambio dentro de las fronteras de volumen.</i>	<b>v</b>	<i>Velocidad Media.</i>
$\mu$	<i>Viscosidad dinámica.</i>	<b><math>v^A</math></b>	<i>Potencial de interacción entre asperezas.</i>
$\mu_1, \mu_2$	<i>Momentos dipolares.</i>	$\nu$	<i>Energía libre/ Coeficiente de Poisson.</i>
<b>NPSH</b>	<i>Altura Neta Positiva en la Aspiración.</i>	<b>Vd</b>	<i>Interacción de Debye.</i>
<b>W</b>	<i>Trabajo.</i>	<b>VI</b>	<i>Interacción de London.</i>
<b>Wp</b>	<i>Trabajo realizado por la bomba.</i>	<b>Vk</b>	<i>Interacción de Keesom.</i>
<b>z</b>	<i>Número de lóbulos.</i>	<b><math>V_{vdW}</math></b>	<i>Fuerza de Van Der Waals.</i>
<b>Z</b>	<i>Altura manométrica.</i>		

---

## RESUMEN

La toracotomía, pleurodesis o el drenaje del espacio pleural es una práctica clínica frecuente de valor diagnóstico y terapéutico, que tiene como objetivo drenar los fluidos (aire, sangre, linfa, líquido pleural, pus y otros), que se acumulan en la cavidad pleural con la consecuente obstrucción y reducción de la reexpansión de los pulmones. El mal funcionamiento del sistema de drenaje, puede acarrear complicaciones graves, y presentar repercusiones en el paciente, tales como: lesiones, enfisemas, edemas pulmonares e infecciones secundarias (empiemas); condiciones que van acompañadas de un dolor extremo. Este último, generalmente se provoca por una presión negativa dentro del pulmón a causa del proceso de drenado, y que en ocasiones provoca el colapso pulmonar.

Considerando lo arriba mencionado, en este trabajo se presenta el diseño de una microbomba de desplazamiento positivo, que permite mantener la presión en la succión constante. Esta bomba basa su diseño en un par de lóbulos que además de mantener la captura de líquido constante, se aplican las fuerzas adhesivas en su superficie para desplazar aún más fluido a través de fricción. Se muestra el diseño analítico, y su funcionamiento se comprueba a través del método de elementos finitos. El diseño se comprueba satisfactorio.

---

## ABSTRACT

Thoracotomy, pleurodesis or drainage of the pleural space is a frequent clinical practice of diagnostic and therapeutic value, which aims to drain fluids (air, blood, lymph, pleural fluid, pus, and others) that accumulate in the pleural cavity with the consequent obstruction and reduction of the re-expansion of the lungs. The malfunction of the drainage system can lead to serious complications and present repercussions in the patient, such as: injuries, emphysema, pulmonary edema and secondary infections (empyema); conditions that are accompanied by extreme pain. The latter, generally there is provoked by a negative pressure inside the lung because of the process of draining, and that in occasions provokes the pulmonary collapse.

Considering the aforementioned, this paper presents the design of a positive displacement micropump, which allows maintaining the pressure in the suction constant. This pump bases its design on a pair of lobes that besides to maintaining constant liquid capture, adhesive forces are applied on its surface to displace even more fluid through friction. The analytical design is shown, and its operation is verified through the finite element method. The design is proven satisfactory.



---

## CONTENIDO

NOMENCLATURA.....	IV
RESUMEN .....	V
ABSTRACT .....	VI
LISTADO DE FIGURAS .....	IX
LISTADO DE TABLAS.....	X
INTRODUCCIÓN.....	11
REFERENCIAS .....	14
CAPÍTULO 1.....	15
1 INTRODUCCIÓN.....	15
1.1 ESTRUCTURA PLEURAL.....	16
1.1.1 <i>Pleura</i> .....	17
1.1.2 <i>Presión Pleural</i> .....	18
1.2 DERRAME PLEURAL.....	19
1.2.1 <i>Clasificación del derrame pleural</i> .....	19
1.3 DRENAJE TORÁCICO.....	20
1.4 MICROBOMBAS.....	25
1.5 BOMBAS DE DESPLAZAMIENTO POSITIVO.....	26
1.5.1 <i>Bombas Rotativas</i> .....	27
1.5.1.1 <i>Bombas Peristálticas</i> .....	27
1.5.1.2 <i>Bombas de Engranaje</i> .....	29
1.5.1.3 <i>Bombas de Lóbulos</i> .....	31
1.6 CARGA NETA DE ASPIRACIÓN O NPSH.....	33
1.7 PRUEBAS DE TOXICIDAD.....	34
1.7.1 <i>Métodos de Esterilización</i> .....	36
1.7.1.1 <i>Esterilización por óxido de etileno (OE)</i> .....	36
REFERENCIAS .....	38
CAPÍTULO 2.....	41
2 INTRODUCCIÓN.....	41
2.1 LEY DE VISCOSIDAD DE NEWTON.....	42
2.1.1 <i>Fluidos Newtonianos</i> .....	43
2.1.2 <i>Fluidos No Newtonianos</i> .....	44
2.1.3 <i>Movimiento de un fluido</i> .....	45
2.2 ECUACIONES GOBERNANTES DE FLUIDOS.....	45
2.2.1 <i>Ecuación de Conservación de Masa</i> .....	45
2.2.2 <i>Ecuación de Conservación de Cantidad de movimiento</i> .....	47
2.2.3 <i>Ecuación de Conservación de Energía</i> .....	49
2.3 TRANSPORTE DE FLUIDOS.....	50
2.3.1 <i>Flujo Volumétrico</i> .....	51
2.3.1.1 <i>Tipos de flujo</i> .....	51
2.3.2 <i>Ecuación de Bernoulli</i> .....	52
2.3.3 <i>Cálculo de Potencia</i> .....	53
2.4 BOMBAS DE ENGRANES ANCHOS O MULTILÓBULOS.....	54
2.4.1.1 <i>Número de lóbulos</i> .....	54
2.4.1.2 <i>Capacidad Ideal</i> .....	55
2.5 PERFIL DEL LÓBULO.....	57
2.6 ANÁLISIS DE ENERGÍA LIBRE SUPERFICIAL.....	60
2.6.1 <i>Energía Libre Superficial</i> .....	60
2.6.2 <i>Fuerzas de Van Der Waals entre moléculas</i> .....	60

---

2.6.2.1	Interacción de Keemson.....	60
2.6.2.2	Interacción de Debye. ....	61
2.6.2.3	Interacción de London.....	61
2.6.2.4	Fuerzas de Van Der Waals. ....	62
2.7	ENERGÍA SUPERFICIAL Y CONSTANTE DE HAMAKER. ....	62
2.8	CONDICIÓN DE DESPLAZAMIENTO EN LA INTERFASE SOLIDO-LÍQUIDO. ....	64
	REFERENCIAS .....	65
	CAPÍTULO 3.....	66
3	INTRODUCCIÓN.....	66
3.1	BASES PARA EL DISEÑO DE LA MICROBOMBA PDP.....	67
3.1.1	<i>Modelo conceptual</i> .....	67
3.1.2	<i>Tamaño</i> . ....	67
3.1.3	<i>Diseño de lóbulos y distancia de separación</i> . ....	68
3.2	ANÁLISIS SUPERFICIAL Y TRABAJO DE ADHESIÓN.....	70
3.2.1	<i>Reología de los Fluidos</i> . ....	70
3.2.1.1	Sangre. ....	70
3.2.1.2	Aire. ....	71
3.2.1.3	Líquido Pleural. ....	72
3.2.2	<i>Material Biocompatible</i> . ....	74
3.2.2.1	Biopolímero.....	75
3.2.2.2	Policarbonato (PC).....	76
3.2.3	<i>Cálculo de fuerzas superficiales</i> . ....	77
3.2.4	<i>Elecciones de motor y elementos motrices</i> . ....	80
3.3	PROPIEDADES DEL MATERIAL. ....	81
3.4	MODELADO DE LA MICROBOMBA PDP.....	82
3.5	PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS MATERIALES DE TRABAJO.....	83
3.6	MALLADO DEL MODELO.....	84
3.7	CONDICIONES DE FRONTERA. ....	85
	REFERENCIAS .....	87
	CAPÍTULO 4.....	89
4	INTRODUCCIÓN.....	89
4.1	ANÁLISIS ESTÁTICO. ....	90
4.1.1	<i>Modelo para el CASO 1</i> .....	90
4.1.2	<i>Modelo para el CASO 2</i> .....	97
4.2	DISCUSIÓN.....	102
	CAPÍTULO 5.....	104
5	CONCLUSIONES.....	105
5.1	TRABAJOS FUTUROS .....	105
	ANEXOS, APÉNDICE A.....	106

---

## LISTADO DE FIGURAS

### CAPÍTULO 1

Figura 1.1-1. Esquema representativo del Neumotórax, Hemotórax e Hidrotórax.....	17
Figura 1.1-2. Espacio Pleural.....	18
Figura 1.1-3. Presión pleural y sus cambios durante la respiración.....	18
Figura 1.2-1. Esquema representativo del Neumotórax, Hemotórax e Hidrotórax.....	20
Figura 1.3-1. Drenaje torácico de un neumotórax.....	21
Figura 1.3-2. Frasco de Bülow con sello de agua de 2 cm.....	22
Figura 1.3-3. Sistema de tres botellas.....	23
Figura 1.3-4. Sistema de tres cámaras compacto.....	24
Figura 1.5-1. Comparación de manejo de fluidos viscosos.....	26
Figura 1.5-2. Bomba de embolo o pistón (acción recíproca).....	27
Figura 1.5-3. Componentes de una bomba peristáltica.....	28
Figura 1.5-4. Microbomba rotativa basada en un sistema de engranes.....	30
Figura 1.5-5. Bombas rotativas de Lóbulos.....	31
Figura 1.5-6. Principio de trayectoria de la elipse.....	32
Figura 1.5-7. Socavamiento o rebaje en el perfil del rotor.....	32
Figura 1.6-1. Esquema de la entrada de una bomba.....	33

### CAPÍTULO 2

Figura 2.1-1. Esquema de deformación de un fluido sometido a un esfuerzo de cizalla.....	42
Figura 2.1-2. Entrada-salida de flujo másico en un volumen de control en dirección x.....	43
Figura 2.1-3. Fluido Newtoniano.....	43
Figura 2.1-4. Gráfica de esfuerzo de corte VS velocidad de deformación.....	44
Figura 2.2-1. Entrada-salida de flujo másico en un volumen de control en dirección x.....	46
Figura 2.2-2. Fuerzas de superficie de un volumen de control en dirección x.....	47
Figura 2.2-3. Transporte de partículas en un tubo.....	48
Figura 2.2-4. Diagrama de cantidad de energía para un sistema cerrado.....	49
Figura 2.3-1. Transporte de partículas en un tubo.....	50
Figura 2.3-2. Diagramas de los tipos de flujos.....	52
Figura 2.4-1. Esquema del Roto Multilóbulos.....	55
Figura 2.4-2. Cambio en el par del rotor para motores multilobulos.....	56
Figura 2.5-1. Bomba de lóbulo. ¡Error! Marcador no definido.....	57
Figura 2.5-2. Sistema coordinado del centro del rotor.....	57
Figura 2.5-3. Movimiento Polinomial 3-4-5 de subida completa.....	59
Figura 2.5-4. Movimiento Polinomial 3-4-5 de bajada completa.....	59
Figura 2.7-1. Distancia entre dos centros de una molécula A y una molécula B.....	63
Figura 2.8-1. Indentador sólido sumergido en un líquido.....	64

### CAPÍTULO 3

Figura 3.1-1. Esquema conceptual de la microbomba.....	67
Figura 3.1-2. Esquema de las fases de un drenaje pleural.....	67
Figura 3.1 3. Diagramas del desplazamiento del seguidor de una leva en relación al perfil del lóbulo de la microbomba.....	68
Figura 3.1-4. Perfil y Diagramas del Perfil del Lóbulo.....	68
Figura 3.1-5. Diseño del perfil del lóbulo.....	69
Figura 3.2-1. Esquema de pulmón y la pared torácica.....	73
Figura 3.2-2. Formula y estructura molecular del Policarbonato (PC).....	76

Figura 3.2-3. Esquema de Fuerzas en la superficie del lóbulo.....	77
Figura 3.2-4. Esquema de ángulo con respecto al perfil del lóbulo.....	78
Figura 3.2-5. Variación del coeficiente de fricción con respecto al distancia de separación.....	79
Figura 3.2-6. Variación del coeficiente de fricción con respecto al trabajo de adhesión.....	79
Figura 3.2-7. Especificaciones del motor 304-002.....	80
Figura 3.2-8. Curva de operación del motor 304-002.....	81
Figura 3.4-1. Modelo sólido del Caso 1 de la microbomba PDP.....	82
Figura 3.4-2. Modelo sólido del Caso 2 de la microbomba PDP.....	83
Figura 3.6-1. Elemento tetraédrico usado para el mallado de la microbomba.....	84
Figura 3.6-2. Malla generada para el modelo de la microbomba.....	85
Figura 3.7-1. Definición del material sólido y fluido de trabajo.....	85
Figura 3.7-2. Región de contacto y región libre.....	86
Figura 3.7-3. Condiciones entrada y salida.....	86

#### **CAPÍTULO 4**

Figura 4.1-1 Presiones para el CASO 1 en el plano Z.....	90
Figura 4.1-2. Diagrama de PDP corte transversal referente al eje y VS el eje z.....	91
Figura 4.1-3 Convergencia de malla, CASO 1.....	92
Figura 4.1-4 Curvas de Presión en corte longitudinal, CASO 1.....	92
Figura 4.1-5 Presiones para el CASO 1 en el plano X.....	93
Figura 4.1-6 Curvas de Presión en corte transversal, CASO 1.....	95
Figura 4.1-7 Curvas de Presión en corte transversal, CASO 1.....	95
Figura 4.1-8 Velocidades para el CASO 1 en el plano X.....	96
Figura 4.1-9 Curvas de Velocidad en corte transversal, CASO 1.....	96
Figura 4.1-10 Vectores de Velocidad en corte transversal o longitudinal, CASO 1.....	97
Figura 4.1-11 Presiones para el CASO 2 en el plano Z.....	98
Figura 4.1-12 Curvas de Presión en corte longitudinal, CASO 2.....	98
Figura 4.1-13 Presiones para el CASO 2 en el plano X.....	99
Figura 4.1-14 Curvas de Presión en corte transversal, CASO 2.....	100
Figura 4.1-15 Velocidades para el CASO 2 en el plano X.....	101
Figura 4.1-16 Curvas de Velocidad en corte transversal, CASO 2.....	101
Figura 4.1-17 Vectores de Velocidad en corte transversal o longitudinal, CASO 2.....	102

## **LISTADO DE TABLAS**

#### **CAPÍTULO 1**

Tabla 1 1. Clasificación UPS de dispositivos Médicos.....	35
---	----

#### **CAPÍTULO 2**

Tabla 2.1. Numero de lóbulos (z).....	54
---------------------------------------	----

#### **CAPÍTULO 3**

Tabla 3.1. Parámetros de diseño.....	69
Tabla 3.2. Componentes de la sangre ( $5 \times 10^6$ partículas/mm <sup>3</sup> ).....	71
Tabla 3.3. Propiedades de la sangre.....	71
Tabla 3.4. Composición del aire.....	72
Tabla 3.5. Propiedades del Aire a temperatura de 35°C.....	72
Tabla 3.6. Propiedades del Policarbonato.....	77
Tabla 3.7. Efectos de los Cortantes vs Fuerzas de adhesión en el perfil del lóbulo.....	78
Tabla 3.8. Propiedades mecánicas generales del policarbonato y la sangre.....	81
Tabla 3.9. Propiedades del policarbonato.....	84
Tabla 3.10. Propiedades de la Sangre.....	84

---

## INTRODUCCIÓN.

El derrame pleural (DP) se define como la acumulación anormal de fluido en la cavidad pleural a causa de una producción excesiva de éste o a una incapacidad para su depuración, evitando la reexpansión del pulmón, provocando fuertes dolores y disneas [1,2]. En los Estados Unidos de Norteamérica existe una incidencia anual estimada de DP de 500,000 casos nuevos relacionados con falla cardíaca; los derrames paraneumónicos representan 300,000 casos, los derrames malignos 200,000 casos (debidos en primer lugar, a cáncer pulmonar con 60,000, 50,000 casos a cáncer de mama, a linfoma 40,000 y el resto de casos corresponden a otras enfermedades neoplásicas extrapulmonares). Sólo 2,500 casos son ocasionados por tuberculosis (TB) [1].

En México, la frecuencia de DP se ha descrito únicamente a nivel hospitalario y las principales causas de éste son el derrame por TB, el derrame paraneumónico y cáncer [3]. Con una prevalencia de 400 casos por cada 100 000 habitantes al año [1]. Colocando en la 9° posición con 17,417 decesos por neumonías en el 2013 según el INEGI; 3° puesto, con 79,4376 egresos hospitalarios nacionales debido a enfermedades agudas durante 2012 en instituciones de salud pública y 2° puesto con 10,546 decesos intrahospitalarios nacionales según el SINAIS.

Tomando en cuenta la última cifra poblacional en México, de 112, 322,757 habitantes, cual estima un incremento anual de 1.8% del 2005-2010 INEGI [8]. Se puede determinar un total de 449, 291 casos de incidencias anuales, sin embargo, no existe información precisa de su incidencia. En Estados Unidos la incidencia es de 1 millón de nuevos casos al año [2]. El alto índice de incidencias de DP obliga un correcto control del drenaje torácico por el personal médico y de enfermería, para garantizar la eficacia del mismo, y buena evolución del paciente.

En el ámbito hospitalario la pleurodesis o drenaje torácico es un procedimiento terapéutico utilizado para evacuar un depósito de fluidos en la cavidad torácica, que son principalmente provocados por: insuficiencia cardíaca, patologías pulmonares (neumotórax), tumores y traumatismos en la zona torácica [4]. Sin embargo, las complicaciones durante la aplicación de esta técnica recaen en los cuidados de la succión y su dispositivo para realizarlo;

---

considerando que una falla en el sistema de drenado puede producir complicaciones graves.

Actualmente los cirujanos torácicos usan catéteres tipo Pleurocath®, Blake®, Pleurx®, catéteres Pigtail, para el drenaje de neumotórax o derrames pleurales simples no complicados, principalmente para el drenaje de pequeñas colecciones loculadas, y sondas de Pezzer o de Foley (de caucho); principalmente en los casos de empiemas crónicos, los procedimientos requieren de sesiones prolongadas mediante una bolsa colectora similar a las de orina, demorándose días y varas semanas de tratamiento o drenado [5].

Hasta el día de hoy, el dispositivo Pleur-Evac® de Teleflex sigue siendo la tecnología más avanzada en el drenaje torácico. Basado en el sistema de tres botellas, presentado por primera vez por Deknatel en 1967. Pleur-Evac®, junto con otros sistemas de válvulas, como la Heimlich y la Pneumostat® reciente en el mercado, forman parte de los dispositivos más utilizados para drenajes torácicos [7].

El uso de estos dispositivos, requiere de rigurosos cuidados de parte del personal médico, ya que se requieren sesiones periódicas por horas, días, hasta semana, y por lo coincidente complicaciones post-implante, que van desde lesiones, laceraciones, dolor intenso, neumotórax por fugas de aire, enfisemas subcutáneos e infecciones provocados por: la localización e inserción del tubo o sonda torácica, el punto de fijación del drenaje evitando que este se salga, La permeabilidad del tubo, el monitoreo del sello de agua, las obstrucciones por coágulos o fibrina, acodamientos provocados por el movimiento del paciente o traslado del mismo, la posición del sistema de drenado (vertical y por debajo del nivel del tórax del paciente), conexiones recurrentes a la toma de vacío, dificultad de transporte y movimiento de parte de los pacientes. [6].

Por tanto, en este trabajo se realizó el diseño de una microbomba sumergible de desplazamiento positivo (rotativa), con la capacidad de introducirse en la cavidad pleural para drenar el fluido acumulado en ésta. De tal manera que mantenga la presión constante en la zona de aspiración (presión del pulmón), y se beneficie por sus características de diseño como: la capacidad de trabajar con cualquier fluido, ser autocebante, el sentido de flujo y volumen independiente (constante) a la velocidad de rotación o viscosidad, el drenaje

---

inmediato del fluido de la cavidad pleural por el contacto directo con la bomba, la movilidad del paciente y transporte del mismo a causa de sus dimensiones.

Validando el diseño de la microbomba mediante un software de análisis de elemento finito (análisis estático), simulando las condiciones del entorno pleural y el fluido de trabajo.

El contenido de la tesis se presenta de la siguiente manera:

- **EL Capítulo 1** trata de los antecedentes relacionados con el drenaje torácico o pleurodesis y del uso de bombas de dimensiones pequeñas para el transporte de fluidos.
- **El Capítulo 2** se presenta la teoría básica sobre el padecimiento DP, Reología de los fluidos, Hidráulica y Turbomáquinas.
- **El Capítulo 3** muestra los modelos y diseño de la microbomba DP.
- **El Capítulo 4** se presenta los resultados obtenidos del dispositivo para diferentes fluidos.
- **El Capítulo 5** se presenta las conclusiones y trabajos futuros.

---

## Referencias

- [1] Light RW. Pleural effusions. *Med Clin North Am* 2011;95:1055-1070.
- [2] Sahn SA. Getting the most from pleural fluid analysis. *Respirology* 2012;17:270-277.
- [3] García LP, Salazar-Lezama, MA. Etiología del derrame pleural en el Instituto Nacional de Enfermedades Respiratorias. *Rev Inst Nal Enf Resp Mex* 1999;12:97-100.
- [4] J.R. Griffiths, N. Roberts. Do junior doctor know where to insert drains safely? *Postgrad Med J.* 2005; 81: 456-458.
- [5] Avilés Serrano M., García Díaz M., Jiménez García E., Latorre Marco A., Martínez Álvarez A., Pellús Pardines A., Ramos Vázquez R. Drenaje torácico. *Rev ROL Enf* 2007.
- [6] Merino Peralta A., Herranz Dorremocha A. Dispositivos de drenaje pleural permanente tras cirugía torácica. *Rev. ROL Enf.* 2009.
- [7] Genzyme Biosurgery Laboratorios. Instrucciones del sistema cerrado de drenaje torácico Pleur-Evac
- [8] Censo de Población y Vivienda, " número de casos de incidencias y decesos por enfermedades crónicas". INEGI 2010.



---

# CAPÍTULO 1

## ESTADO DEL ARTE

### 1 Introducción.

En el cuerpo humano podemos encontrar diversas clases de sustancias y fluidos viscosos, como las lágrimas, sudor, saliva, orina, moco, sangre, pus, fluidos excretados o secretados por el intercambio metabólico de otras sustancias. Sin embargo, estos fluidos que son atacados en el ambiente, pueden presentar organismos patógenos (bacterias, hongos, parásitos, virus) o cambios en su estructura, siendo estos los responsables de las enfermedades y funcionamientos anormales del cuerpo humano, resultando que, su estudio sea difícil de analizar, ya que pueden presentar o no, un flujo uniforme, rotacional y viscosidad.

El estudio de los fluidos en el campo médico comprende el conocimiento de la física, la química, la ingeniería y la biotecnología, para la aplicación de diferentes dispositivos, tales como el uso de bombas, ventiladores mecánicos, catéteres, cánulas, tubos de inducción que permitan la administración de fármacos, alimentación parietal, gases vitales, y sustracción de fluidos anormales o para análisis clínicos.

En este capítulo se presenta de la estructura de la pleura, la patología del derrame pleural, complicaciones del procedimiento. Se presentan los antecedentes históricos del drenaje torácico, uso de microbombas para el transporte de fluidos y la reología del fluido de trabajo y biocompatibilidad.

---

## 1.1 Estructura Pleural.

El pulmón es una estructura elástica que se colapsa como un globo y expulsa el aire a través de la tráquea siempre que no haya ninguna fuerza que lo mantenga insuflado. Además, no hay uniones entre el pulmón y las paredes de la caja torácica, excepto en el punto en el que está suspendido del mediastino, la sección media de la cavidad torácica, en el hilio. Por el contrario, el pulmón “flota” en la cavidad torácica, rodeado por una capa delgada de líquido pleural que lubrica el movimiento de los pulmones en el interior de la cavidad. Por lo tanto, los pulmones están sujetos a la pared torácica como si estuvieran pegados, excepto porque están bien lubricados y se pueden deslizar libremente cuando el tórax se expande y se contrae.

Esta estructura que protege al pulmón está compuesta por dos capas, como todas las serosas, una superficial y otra profunda. La capa superficial está formada por células aplanadas y poligonales. La capa profunda sirve de sostén a la superficial y forma una trama de numerosas fibras elásticas.

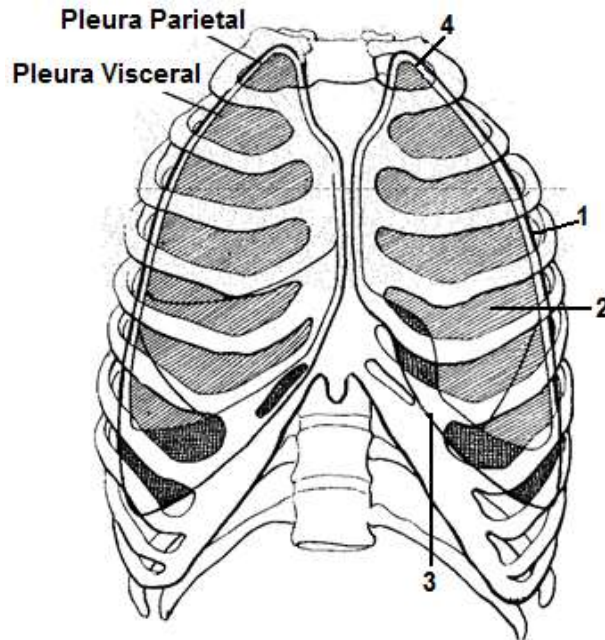
En la Pleura visceral es muy delgada y se adhiere al pulmón, a diferencia de la parietal que es más gruesa y se halla reforzada por una capa conjuntiva más o menos rica en grasa, que constituye la fascia endotorácica y que varía según su región considerada [2].

**Hoja visceral:** Cubre sin interrupción toda la superficie de los pulmones, se adhiere firmemente al parénquima pulmonar y le proporciona un aspecto brillante y pulido.

**Hoja Parietal:** puede subdividirse según las diversas regiones que cubre. Se distinguen en consecuencia, la parte costal, la mediastinal, la diafragmática y la cúpula, que cubre el vértice del pulmón (reviste la pared torácica, diafragma y mediastino).

1. **Pleura Costal:** reviste la cara interna de las doce costillas y de los espacios intercostales.
2. **Pleuras Mediastinales:** derecha e izquierda, limitan por dentro del mediastino. Cubre la cara posterior de los elementos que forman la película pulmonar y se refleja para formar la pleura visceral que cubre posterior de la cara interna del pulmón.

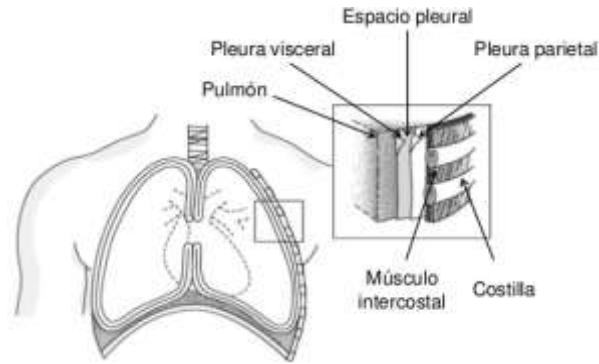
- 
- 3. Pleura Diafragmática:** cubre la parte del diafragma y se adhiere firmemente a este musculo.
  - 4. Cúpula pleural o Pleura cervical:** corresponde al vértice del pulmón y al orificio superior del tórax, sube por delante 2 a 3 centímetros por encima de la primera costilla y por debajo del borde superior de la misma.



**Figura 1.1-1.** Esquema representativo del Neumotórax, Hemotórax e Hidrotórax [1].

### 1.1.1 Pleura.

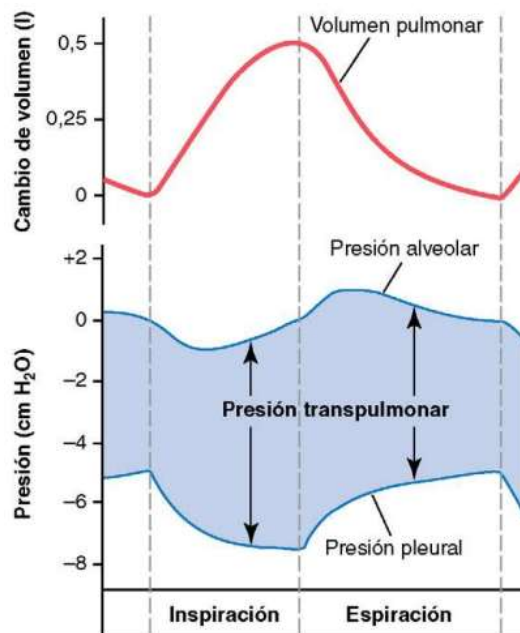
Las pleuras forman la envoltura serosa de los pulmones, destinadas a facilitar sus movimientos; es una fina membrana continua que rodea los pulmones y la caja torácica, como todas las serosas, están compuestas de dos hojas, la visceral, que recubre la superficie de los pulmones y la parietal, que tapiza la cavidad torácica. Limitando un espacio virtual donde en condiciones normales se libera una pequeña cantidad de líquido que se deposita entre ambas capas [1,2]. Cuando la pared torácica se desplaza hacia afuera, para aumentar el tamaño en la cavidad torácica, la pleura parietal le acompaña, haciendo que la pleura visceral expanda a los pulmones, y de este modo permita que ingrese el aire.



**Figura 1.1-2.** Espacio Pleural.

### 1.1.2 Presión Pleural.

Durante la inspiración, la presión intrapleural es  $\approx -8$  cmH<sub>2</sub>O (inferior a la atmosférica), mientras que la espiración es  $\approx -4$  cmH<sub>2</sub>O, esto mantiene el pulmón extendido y ambas pleuras unidas, como también esta diferencia de presión de 4 cmH<sub>2</sub>O a lo largo de la pared alveolar genera la fuerza que mantiene a los pulmones expandidos adheridos a la pared torácica [4]. El espacio pleural, es el área entre las dos pleuras con una amplitud de 10 a 20 micras (espacio potencial). Donde la presión intrapulmonar (presión dentro del pulmón) aumenta y disminuye con la respiración [3].



**Figura 1.1-3.** Presión pleural y sus cambios durante la respiración.

---

## 1.2 Derrame Pleural.

El derrame pleural (DP) es el resultado de la acumulación de fluidos en el espacio pleural, convirtiéndose en un problema médico frecuente, el cual puede ser causado por varios mecanismos, que van desde una enfermedad pulmonar, cardiovascular, pleural o extrapulmonar. Aunque también se ven influenciados por patologías como fallas cardíacas, tumores malignos, neumonías, tuberculosis, tromboembolismos pulmonares y fuertes traumatismos [5,6].

Las sintomatologías del padecimiento más frecuentes son el dolor, la tos seca o la disnea, provocada por la acumulación de fluidos en la cavidad torácica, impidiendo de esta forma la expansión normal de los pulmones en el ciclo respiratorio. El dolor suele ser pleurítico, pero en ocasiones es persistente, como en el mesotelioma pleural. La disnea está relacionada con la cuantía del derrame y con la existencia de posible patología pulmonar previa [7].

### 1.2.1 Clasificación del derrame pleural.

Los derrames pleurales son divididos de una forma inicial como exudados o trasudados para llegar a un diagnóstico apropiado y determinar la necesidad de las pruebas pertinentes [8,9], de tal manera que uno de tipo trasudado, frecuentemente bilateral, ocurre cuando el balance de las fuerzas hidrostáticas es alterado a favor de la acumulación del líquido, esto se puede referir a la acumulación anormal del fluido en la pleura. Mientras que en un derrame exudativo es unilateral y se desarrolla cuando la superficie y/o la permeabilidad son alteradas [10].

Los DP también pueden ser clasificados por el tipo de fluido que esta se albergue en la cavidad siendo estos:

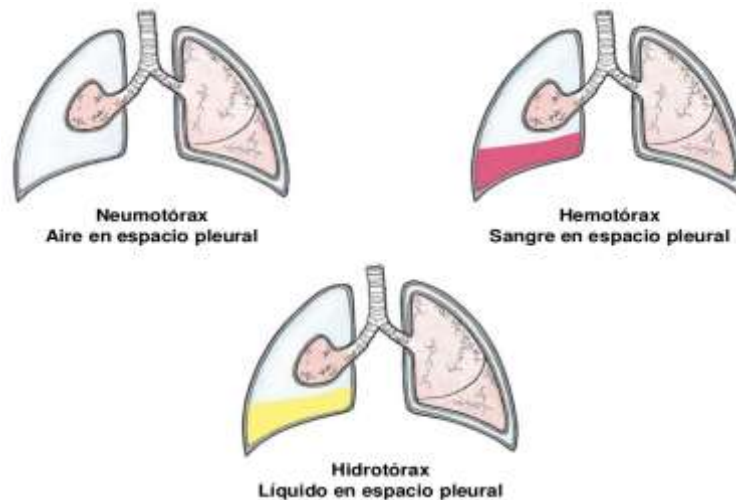
**Empiema:** Es una acumulación de pus en el espacio que se encuentra entre el pulmón y la superficie interna de la pared torácica (espacio pleural). Generalmente es causado por una infección que se disemina desde el pulmón y que lleva a una acumulación de pus en el espacio pleural [10].

---

**Quilotórax e Hidrotórax:** Se denomina quilotórax a la presencia de quilo o líquido linfático en la cavidad pleural. Se produce como consecuencia de la rotura del conducto torácico, por traumatismos, neoplasias como el linfoma o el carcinoma broncogénico, o por la afectación de otras patologías localmente sobre el conducto torácico [11].

**Hemotórax:** Se denomina hemotórax a la presencia de una cantidad significativa de sangre en el espacio pleural. La causa más frecuente son los traumatismos, incluyendo las lesiones yatrogénicas, aunque también puede ser la consecuencia de alteraciones de la coagulación, de patología vascular o, más raramente, tumoral [11].

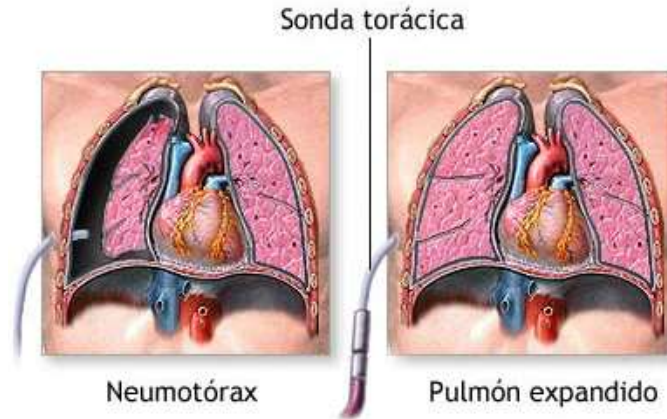
**Neumotórax:** El neumotórax es la presencia de aire en la cavidad pleural, ocurre cuando hay una abertura en la superficie del pulmón, en la pared torácica o en ambas, la abertura permite que el aire entre en el espacio pleural creándose un espacio real. Estos pueden ser abiertos o cerrados, simples o a tensión [10, 11].



**Figura 1.2-1.** Esquema representativo del Neumotórax, Hemotórax e Hidrotórax.

### 1.3 Drenaje torácico.

El drenaje torácico es una técnica que pretende drenar y liberar de manera continuada la cavidad pleural de la presencia de aire o líquido excesivo restaurando así, la presión negativa necesaria para una adecuada expansión pulmonar; De tal manera que el exceso de fluido acumulado regrese a sus parámetros normales en dicha cavidad, para ello se utiliza un sistema de drenaje, que consta principalmente del tubo torácico y el equipo de drenaje.



**Figura 1.3-1.** Drenaje torácico de un neumotórax.

Esta práctica surge de la necesidad de tratar las pleuresías purulentas o empiemas pleurales, teniendo los primeros registros de la descripción escrita sobre el drenaje torácico abierto en unos textos hipocráticos (siglo V a. C.) [12].

En los textos hipocráticos se describe detalladamente el procedimiento del drenaje y resección costal, empezando con incisión en el área afectada, y posteriormente introduciendo un instrumento como para extraer la mayor cantidad de pus, manteniendo la herida abierta con una tira de lienzo de lino asegurada con un hilo. Al décimo día de la operación y cambio diario de la tira de lino para depurar la pus residual, se debe irrigar la cavidad con vino templado y aceite, con el fin de limpiar la superficie del pulmón. Finalmente, cuando el derrame se vuelve fluido y seroso, se coloca pequeños tallos de metal en la herida, usando un tamaño menor hasta que la herida cerrase por completo [13].

En la antigua Roma, Galeno es el primero en notar las diferencias presivas pleurales, descritas en su obra *anatomicis administrationibus* [14]. Mediante la cual cosía una vejiga a la pared torácica previo a la incisión de la pleura, apreciando una expansión en la espiración y compresión en la inspiración.

En el siglo XV, Celsius [12] describió la resección de un segmento costal y el uso de una cánula y trocar de metal para drenar el fluido pleura, instrumentos que se asemejan al trocar de Monod actual. En el mismo siglo, del año 1465 Serefeddin Sabuncuoglu [15] cirujano turco relata diversos accesos de punción de empiemas a través de los espacios intercostales, cauterizando el espacio entre la 5 y 6 costilla, hasta llegar a la zona purulenta.

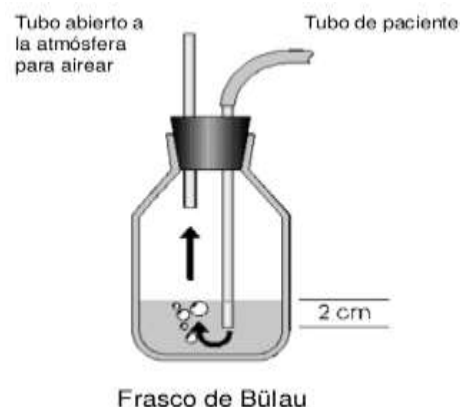
---

Con el inicio de los conflictos bélicos del siglo XVII comúnmente los heridos del campo de batalla se les aplicaban un tratamiento llamado “chupadores de heridas” para las acumulaciones hemáticas o empiemas torácicos, utilizando vainas de sables despuntadas como trocares y aplicando una simple succión.

Pero el panorama en la cirugía a finales del siglo XIX y comienzos del siglo XX la cirugía abdominal había conseguido grandes éxitos y era bastante parecida a la actual. Durante este siglo, en el año de 1815, el cirujano Francisco Romero de España, pionero de la cirugía cardiotorácica, presentó el drenado de cinco casos de hidrotórax y tres derrames pericardios mediante la apertura del tórax, usando el escalpelo en una toracotomía entre las costillas 5 y 6 [16].

No fue hasta el año de 1875 G. E. Playfair [17] describe el sistema de sello de agua por primera vez. Un año más tarde 1876 G. Bülow [18] divulga su uso para el tratamiento de los empiemas. En lugar de dejar un drenaje pleural abierto hacia el exterior, el tubo pleural se conectaba al sello de agua de 2 cm, este sistema unidireccional conseguía la expansión progresiva del pulmón, evitándose así muchas toracotomías y toracoplastias. Los resultados de la nueva técnica de drenaje cerrado fueron tan satisfactorios, que sus principios se siguen utilizando en la actualidad, asociado su nombre en la práctica clínica actual a los drenajes pleurales con sello de agua.

En 1910, S. Robinson [19], expresó la posibilidad de añadir una bomba de succión o bombas de vacío al sistema frasco de Bülow.



**Figura 1.3-2.** Frasco de Bülow con sello de agua de 2 cm, para el drenado del líquido pleural.



---

Dentro de la cavidad torácica hay una presión inferior a la atmosférica (presión intrapleural negativa). Por este motivo, cuando se coloca un drenaje torácico, éste debe conectarse a una válvula para mantener la presión intrapleural negativa. La varilla más corta está abierta a la atmósfera (toma de aire) sin tocar el agua si no tiene aspiración. La oscilación del líquido del sello de agua durante la respiración es útil para evaluar el funcionamiento del tubo. El Bülau debe permanecer por debajo del nivel del tórax para que el líquido de la botella no se vacíe hacia el paciente [18].

Sauerbruch Mikulicz, cirujano de Berlín, ideó en 1904 una habitación llamada “Bunker de Sauerbruch” [20] en donde una primitiva máquina de vacío intentaba crear una presión subatmosférica relativa de 8 a 10 mmHg, que permitiese las operaciones pulmonares sin colapso del pulmón. En esa habitación trabajaban los cirujanos, contra el reloj. Esta cámara con descenso de la presión atmosférica convertía la sala de operaciones en un tipo de cavidad pleural amplia que resolvía el problema del neumotórax abierto. Tras la finalización de la segunda Guerra Mundial en 1945, el ejército norteamericano creó la “Comisión Empiema”. Se generalizó el uso del drenaje cerrado (Bülau) en las toracotomías y cuando se necesitaba evacuar cualquier acumulo aéreo o líquido intrapleural.

En 1967 Deknatel introdujo los sistemas de sello de agua compactos de tres cámaras. Para acelerar la evacuación; con capacidad de conectar la varilla corta del Bülau a una fuente externa de aspiración (vacío de pared). Para regular con exactitud la aspiración, se utiliza el sistema de tres botellas: el primer frasco recoge el líquido intrapleural, el segundo es el sello de agua y el tercero (tres varillas) regula la presión negativa que se transmite al tórax. Esta presión se controla por la longitud de la varilla sumergida en el agua en el tercer frasco.

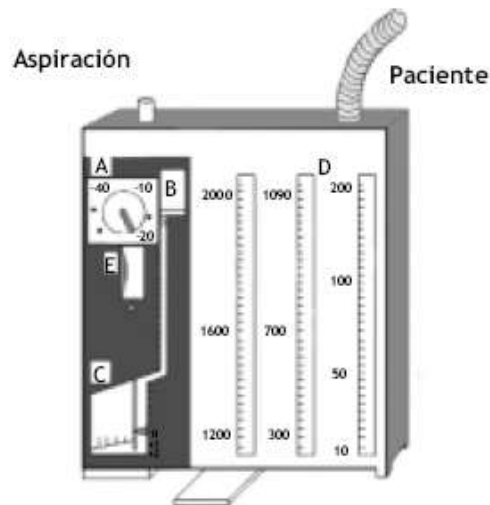


**Figura 1.3-3.** Sistema de tres botellas. El primer frasco hace de recolector, el segundo es el Bülau y el tercero regula la aspiración que se le transmite al paciente, dependiendo de la altura de la varilla sumergida.

---

Un año más tarde Heimlich en 1968 [19] introdujo una válvula tubular unidireccional de goma aplastada que lleva su nombre, conectando a un tubo intratorácico, permite la salida de los fluidos intratorácicos e impide su entrada en el tórax, proporcionando una mayor movilidad e impidiendo que se le conecte a una toma de aspiración.

Finalmente, en 1992 Herweck et al. inventaron un dispositivo de drenaje incluye un recipiente que tiene una pluralidad de sub-cámaras una de las cuales es una cámara de recogida de drenaje regulado, donde se recoge el líquido pleural, controlar el volumen, la velocidad del drenado [23]. Otra cámara contiene el sello de agua, permitiendo la salida del aire desde el tórax del paciente y una tercera cámara de control de aspiración, contando con un regulador giratorio de aspiración, prefijado en  $-20\text{ cmH}_2\text{O}$  (puede ajustarse entre  $-10$  y  $-40\text{ cmH}_2\text{O}$ ) [24].



**Figura 1.3-4.** Sistema de tres cámaras compacto. A: Regulación giratoria de la aspiración; B: válvula anti-retorno; C: sello de agua con medidor de flujo; D: recolector; E: Fuente de comprobación de funcionamiento de la aspiración.

El funcionamiento del sistema de tres cámaras compacto es similar al sistema de tres frascos Bülow y son los sistemas de drenaje utilizados en la actualidad. Sin embargo, las complicaciones más frecuentes en el sistema son las diferencias de presiones presentadas por la obstrucción del drenaje provocado por la presencia de coágulos en el tubo de drenaje o acodamiento del mismo, alterando la presión intratorácica y provocando fuertes dolores, laceraciones, hematomas, lesiones de un vaso o corazón (hemorragia) [25, 26].

---

También se pueden presentar fallas por la permeabilidad del tubo, evaluando la oscilación del líquido en la cámara del sello de agua durante los movimientos respiratorios y evitando que descienda su altura. Finalmente, su posición vertical, y permanencia a nivel del tórax, provocando dificultad de transporte y movilidad en los pacientes [27].

#### **1.4 Microbombas.**

Las turbomáquinas convencionales centrífugas o axiales no son adecuadas para trabajar a escalas micro y nano, donde los números de Reynolds son generalmente pequeños, las fuerzas inerciales y centrífugas son insignificantes, y las fuerzas viscosas dominan el campo del flujo [21].

En la actualidad el uso de la microbombas es cada vez más importante para aplicaciones de gran variedad, principalmente en los sistemas farmacéuticos y biomédicos. En los años 90 comenzó los intentos de miniaturizar bombas.

Sen et al. [22] propusieron por primera vez el uso de fuerzas viscosas en microbombas rotatorias y realizaron algunos experimentos para rotores de sección circular, cuadrada y rectangular.

El desarrollo más temprano de las microbombas fue en 1980 por J. M. Smits, con una microbomba peristáltica, utilizando biomorfas piezoeléctricas [28]. La microbomba de silicio más antigua, que utiliza la pulverización de las películas piezoeléctricas directamente sobre el diafragma de la bomba de silicio, se presentó en 1988 [29]. Desde entonces, se presentaron muchas otras microbombas integradas basadas en silicio, en su mayoría utilizando actuación piezoeléctrica [30, 31].

En general, las microbombas pueden ser clasificadas en mecánicas y no mecánicas, en función de la manera como se convierte la energía mecánica o no mecánica externa en energía cinética; para seleccionar la microbomba con las características de funcionamiento más adecuadas según la aplicación biomédica específica. La microbomba mecánica requiere de un mecanismo de bombeo o actuador físico, mientras que la no mecánica prescinde de este mecanismo [32].

---

Comúnmente, una microbomba mecánica tiene tres componentes básicos: un micro-actuador, una cámara de bombeo y válvulas de entrada y salida. Las microbombas mecánicas tienen un flujo volumétrico mayor que las microbombas no mecánicas [32].

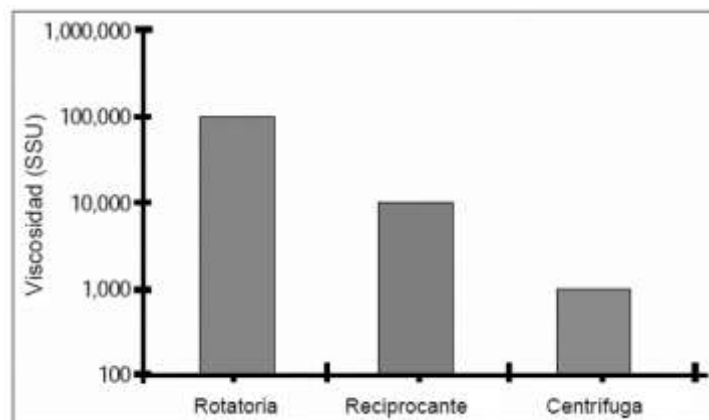
### 1.5 Bombas de Desplazamiento Positivo.

Una bomba de desplazamiento positivo, es una bomba que imparte energía al líquido bombeado al atrapar un volumen fijo en la condición de aspiración (entrada), la compresión de que se descargue la presión, lo empuja en la línea de descarga (salida) [33, 34]. Esto quiere decir que el desequilibrio de presiones hace que el líquido se mueva de un lugar a otro en un intento de equilibrar la presión, causado por la disminución del volumen de una cámara.

Las bombas de desplazamiento positivo principalmente son usadas en aplicaciones de baja capacidad y alta presión, más allá de la potencia de una bomba centrífuga. Debido a que alcanzan altas presiones con bajas velocidades de líquido bombeado, adaptándose a los servicios de abrasivos en suspensión y de alta viscosidad [34].

#### Características principales:

- Son de acción positiva.
- Desplazamiento rotativo.
- Flujo uniforme.
- Construcción compacta.
- Carga alta.
- Descarga relativamente baja.
- Pocas partes móviles.
- Flujo constante dentro de ciertos límites para carga variable.
- Aspiración limitada.

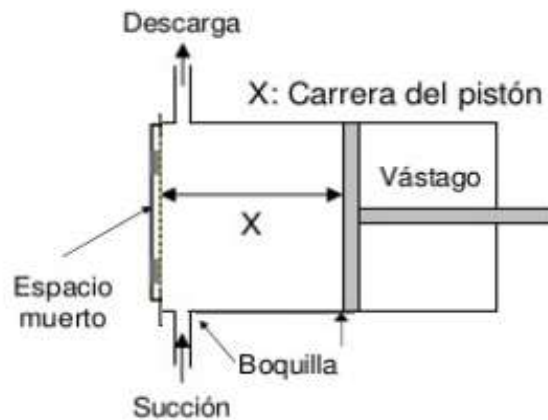


**Figura 1.5-1.** Comparación de manejo de fluidos viscosos para los diferentes tipos de bombas, Fuente: The Pump Handbook series. 1998 [33].

---

### 1.5.1 Bombas Rotativas.

Las Bombas rotativas son bombas de desplazamiento que tienen elementos de bombeo rotativos, tales como engranajes, lóbulos, tornillos, paletas, o peristálticas. Estas no contienen válvulas de retención de entrada y de salida, de la misma forma atrapan pequeños volúmenes entre las paredes de la caja y el dispositivo que rota, desplazando de este modo el líquido de manera similar a como lo hace el pistón de una bomba recíproca (que se mueve hacia atrás y hacia adelante).



**Figura 1.5-2.** Bomba de embolo o pistón (acción recíproca).

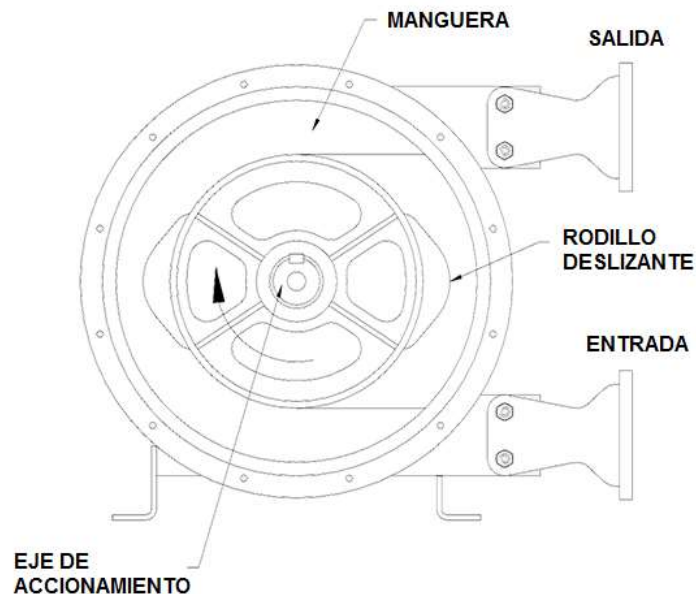
Sin embargo, a diferencia de suministrar un flujo pulsante como ocurre con las de movimiento alternativo, estas descargan un flujo uniforme, por el movimiento de rotación de su elemento rotante, que es bastante rápido [33]. De tal forma que cada tipo de bomba rotativa tiene ventajas sobre otra bomba del mismo tipo.

#### 1.5.1.1 Bombas Peristálticas.

La mayoría de las bombas peristálticas presentadas en la literatura utilizan tres cámaras de bombeo con diafragmas o rodillos deslizantes como actuadores en serie. En esencia, los diafragmas actúan como válvulas que reducen la sección transversal del flujo para proporcionar direccionalidad al flujo. El área aplastada se mueve alrededor de la manguera y empuja el contenido a través de ella. Detrás del área apretada en movimiento se forma un vacío y atrae más contenido que se bombea. Por lo general, hay dos puntos de compresión separados  $180^\circ$  y conducidos a través de una caja de engranajes por un motor. [35]

---

Originalmente fueron diseñados para bombear sangre durante las operaciones, ya que imitan la forma en que el cuerpo humano usa sus músculos internos para empujar los fluidos. También cuentan con la capacidad de actuación inversa del motor, haciendo que las bombas peristálticas sean bidireccionales.



**Figura 1.5-3.** Componentes de una bomba peristáltica.

El uso y aplicaciones de las bombas peristálticas en la industria médica, farmacéutica y alimenticia, ha permitido incursionar en el mundo de la miniaturización de su diseño, encontrando diversos avances.

Por ejemplo, Goulpeau et al. en 2005, [36] realizaron el estudio y modelado de tres microbombas peristálticas de polidimetilsiloxano para una presión neumática de 20 kPa, consiguiendo un caudal de 7,5  $\mu\text{l}/\text{min}$  a 250 Hz; donde el diseño del sistema de actuación, que incluye elementos internos y externos de la bomba, eran cruciales para lograr altos caudales. Ese mismo año, Jeong et al. fabricaron una microbomba peristáltica PDMS, de tres fases, termo neumática, alcanzando 21,6  $\mu\text{l}/\text{min}$ , y solo utilizando 20 V para calentar el aire en una cámara de accionamiento sellada [37].

Más tarde Kim et al. en 2006, diseñó una microbomba peristáltica continua usando fluidos magnéticos. Los fluidos magnéticos también se han considerado como un mecanismo para el bombeo peristáltico. El fluido magnético es atraído y recolectado mediante un imán

---

permanente de un motor paso a paso, que deforma el diafragma de caucho de silicona. Estos eran manipulados por el campo magnético para bombear líquido, dando un caudal máximo de 3.86  $\mu\text{l}/\text{min}$  [38].

Ok Chan Jeong et al. 2010, elaboraron una microbomba de 5 mm x 5 mm totalmente PDMS (polidimetilsiloxano) con actuadores en cascada como válvulas dinámicas. La microbomba consta de tres actuadores neumáticos en serie y un canal microfluídico que conecta dos puertos fluídicos de entrada y salida. Con esta obtuvieron una velocidad de flujo del agua “desionizada” aproximadamente 73,9  $\text{nl min}^{-1}$  a cero contrapresiones [39].

Sin embargo, las desventajas o problemas más comunes recaen en su componente principal “la manguera”, que lejos de que se necesite un ajuste de la cuña para que la manguera se apriete adecuadamente para una operación eficiente. La acción de compresión constante en la manguera de goma que utilizan las bombas peristálticas les permite fallar comparativamente más a menudo que otros diseños de bomba, catalogándolas como dispositivos que no son adecuados para una operación continua. Debido a lo anterior, las fallas en las mangueras provocarían deficiencias en el bombeo y una permanecía limitada del dispositivo [35].

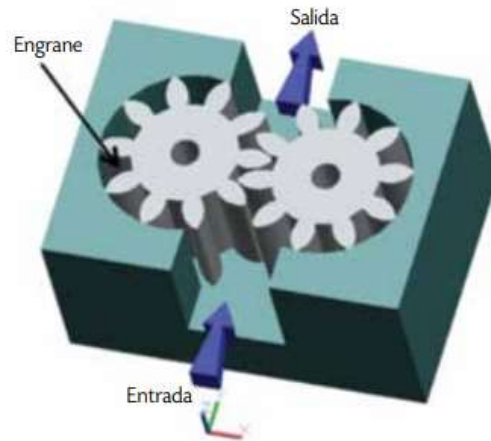
Los usos de estos dispositivos requieren de un lubricante, pero es muy común que las escamas o partículas de caucho que salen de la manguera mientras está aplastada pueden contaminar el lubricante de la manguera. Cuando la manguera eventualmente se rompe, su contenido se filtra al lubricante y puede causar otro daño interno [35]. Finalmente, a pesar de que se pueden ejecutar en seco. Las mangueras pueden aplastarse en vacío sin daños inmediatos si las válvulas no están cerradas, pero los sólidos atrapados en la manguera durante el funcionamiento en seco se incrustarán en la goma, causando problemas de rendimiento [35].

#### **1.5.1.2 Bombas de Engranaje.**

Las microbombas de engranaje funcionan de la misma forma que su homólogo de mayor tamaño, un motor eléctrico para la rotación. El fluido queda atrapado entre los dientes de engranaje mientras gira y, de este modo, es transportado desde la entrada a la salida. Los actuales procesos de micro-fabricación permiten el desarrollo de microestructuras con engranes que funcionan como actuadores mecánicos.

---

Dopper et al. 1997, fabricaron, por medio de un proceso de litografía, electrodeposición y moldeo (LIGA), una microbomba rotativa de engranes de aleación de hierro y níquel con un diámetro de 600 micrómetros y ejes de acero inoxidable. Esta bomba rotativa es accionada por un motor electromagnético miniaturizado que puede bombear una solución de agua y glicerina con un flujo máximo de 180  $\mu\text{l}/\text{min}$ , como se aprecia en la figura 1.5-4.



**Figura 1.5-4.** Microbomba rotativa basada en un sistema de engranes.

Matteucci et al. en 2006, desarrollaron una microbomba dentada de doble engranaje usando la tecnología LIGA, proporcionando velocidades de flujo relativamente grandes (hasta 8,5 ml/min, con tan solo engranajes de 3 mm de diámetro) con capacidad de altas presiones de retorno (hasta 9,8 kPa, con engranajes de 2 mm de diámetro) [40].

Waldschik y Büttgenbach en el año 2012, elaboraron una microbomba de engranes integrados en un sistema fluídico, con una cámara de bombeo y canales de entrada y salida para el suministro homogéneo de nutrientes, que permite el cultivo de bacterias o el crecimiento de células. Los dientes de los engranes de cobre y el volumen interno de los engranes (que actúa como magneto) está fabricado con una mezcla de polímero viscoso y partículas magnéticas. De esta forma, los engranes son accionados electromagnéticamente para producir un flujo volumétrico de 150  $\mu\text{l}/\text{min}$  [41].

Las bombas de engranes pueden parecer la mejor solución cuando tenemos fluidos altamente viscosos. Pero operar este tipo de bombas con fluidos que contengan partículas sólidas o gaseosas, ocasionan un menor rendimiento, y justo en la zona de contacto de los dientes se volverán más sensibles al efecto del esfuerzo tangencial (o de cizalladura) [34].

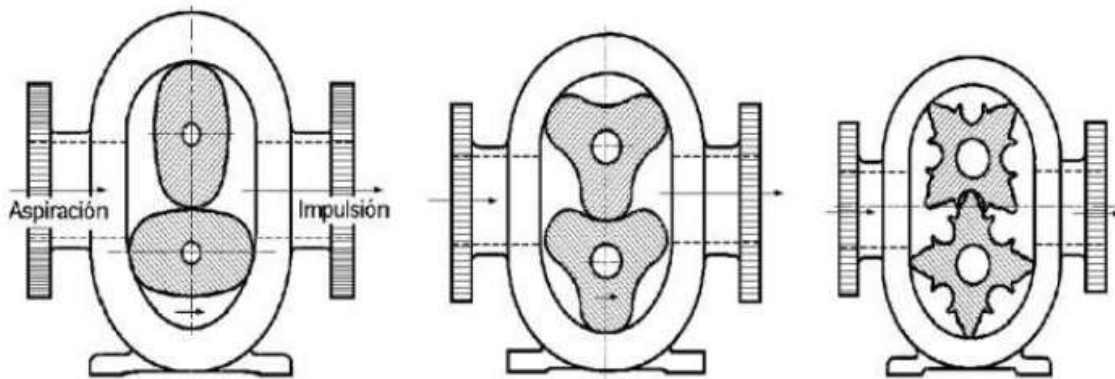


---

### 1.5.1.3 Bombas de Lóbulos.

Las bombas de lóbulos son similares a las bombas de engranajes externas en operación, excepto que los elementos de bombeo o los lóbulos no hacen contacto; esto permite que el desgaste en aplicaciones abrasivas sea mínimo.

Estas bombas pueden ser de lóbulo único o múltiples, transportando fluido entre sus lóbulos del rotor de la misma manera que una bomba de engranajes [34]. Tienen una amplia gama de aplicaciones en la industria de alimentos, medicina para bebidas, biotecnología, etc., de escala muy grande a muy pequeña en tamaño de micra. Además, la bomba del lóbulo puede trabajar con varios materiales de baja viscosidad como el agua a muy alta viscosidad como el aceite, e incluso manejar con sólidos [34].

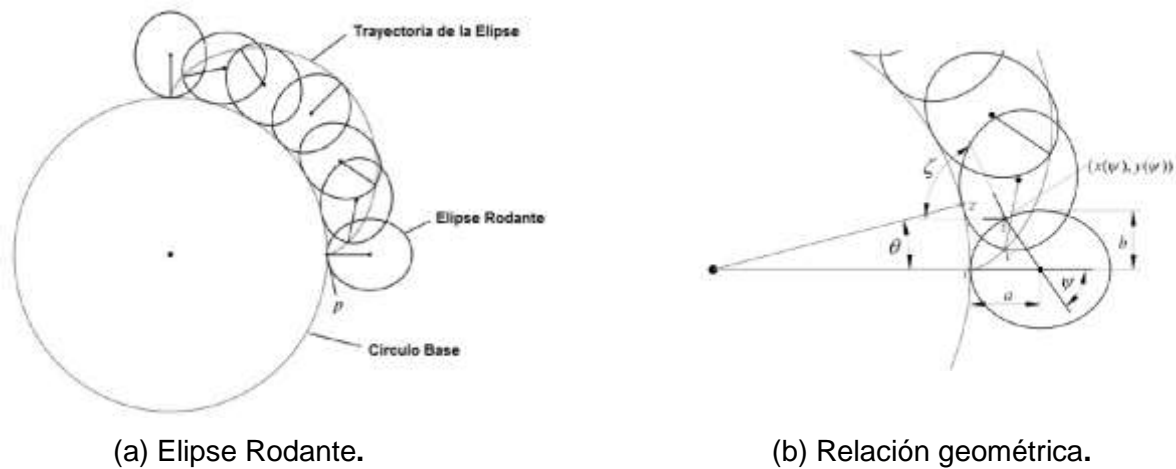


**Figura 1.5-5.** Bombas rotativas de Lóbulos.

N. Huber, J. Aktaa, 2003, elaboró el diseño de una bomba de micro lóbulos internos que consiste en un par de rotores cerámicos  $Al_2O_3$ , y una carcasa como el eje de acero, consiguiendo una fuerza resultante de la diferencia de presión entre entrada y salida de  $Fr = \Delta p = 1 \text{ bar} * 0.5 \text{ mm} * 0.8 \text{ mm} = 0.04 \text{ N}$  [42].

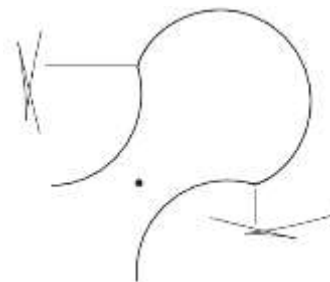
Maruo e Inoue 2006, diseñó una microbomba accionada ópticamente producida por micro-fabricación tridimensional de dos fotones, demostrando que los lóbulos rotativos dobles, movidos cooperativamente por medio del escaneo dividido en tiempo de un único rayo láser, producen caudales muy bajos del orden de 1 pl/min [43].

En la literatura se puede encontrar muchos métodos para trazar el perfil de los lóbulos; comúnmente esto se puede lograr mediante la trayectoria de una elipse rodante, tangente a un círculo base proporcional a la circunferencia del rotor del lóbulo como se puede apreciar en la obra de F.L. Litvin, P.H. Feng [44]. Método de función de derivación, que se utiliza principalmente para diseñar perfiles de rotor para bombas de lóbulos de alto sellado y sintetizar perfiles de bomba de lóbulos con funciones de caudal dadas.



**Figura 1.5-6.** Principio de trayectoria de la elipse [45].

Chiu-Fan Hsieh [45], también propone curvas trazadas por una geometría elíptica, sin embargo, existe un punto singular en el perfil del diente, que se logra derivando ecuaciones de socavación o como él lo denota “Undercutting equations”. Obteniendo diferentes geometrías o rebajes en el punto de contacto de los lóbulos, como se muestra en la figura 1.5-7, permitiendo suavizar el perfil del diente y obtener más caudal atrapado.



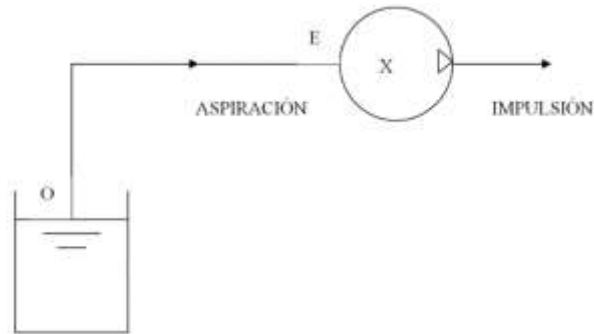
**Figura 1.5-7.** Socavamiento o rebaje en el perfil del lóbulo [45].

Aunque estas bombas tengan características muy similares a una bomba de engranes, su diseño demanda un aumento de tamaño debido al espacio de la cámara de succión.

---

## 1.6 Carga neta de aspiración o NPSH.

La “cavitación” es un fenómeno físico que se produce cuando la presión del agua o cualquier otro fluido disminuye por debajo de la presión de vapor del fluido a la temperatura de proceso, de esta manera las moléculas que componen el fluido pasan de estado líquido a estado vapor y se generan burbujas de vapor que son sumamente dañinas para los equipos de impulsión como hélices y bombas [46].



**Figura 1.6-1.** Esquema de la entrada de una bomba. El punto O es el punto de donde aspira la bomba, el punto E es la entrada de la bomba y el punto X es un punto interior de la bomba donde se produce la mínima presión de aspiración.

Normalmente la cavitación se origina a la entrada de las bombas debido a que en ese punto la presión es bastante baja, por eso es importante que en una bomba se deba comprobar que el fenómeno de cavitación no tendrá lugar en la instalación. Para ello se utiliza el término NPSH (Net Positive Suction Head) que es la carga neta de aspiración positiva, donde el NPSH disponible debe de ser mayor que el requerido para evitar la cavitación [46].

El NPSH disponible a la entrada de una bomba se determina con la siguiente fórmula:

$$NPSH_D = \frac{P_0 - P_V}{\rho \cdot g} + \frac{v_0^2}{2 \cdot g} + z_0 - h_{OE} \quad (1.1)$$

Siendo:

$P_0$  = La presión en un punto O a la entrada de la bomba.

$V_0$  = la velocidad del fluido en el punto O.

$Z_0$  = la altura manométrica del punto O.

$\rho$  = la densidad del fluido.

$g$  = la aceleración de la gravedad.

$h_{OE}$  = la pérdida de carga entre el punto OE.

---

El valor del NPSH requerido se determina mediante ensayos por el fabricante se expresa analíticamente como la presión en la zona del punto de mínima presión más la altura cinética en este punto.

$$NPSH_R = \frac{v_x^2}{2.g} + z_x \quad (1.2)$$

Siendo:

$V_x$  = la velocidad del fluido en el punto X.

$Z_x$  = la altura manométrica del punto X.

$g$  = la aceleración de la gravedad.

De esta manera es importante tener en cuenta esta característica en el diseño de la bomba o elección de su aplicación.

### 1.7 Pruebas de Toxicidad.

En el marco de la selección de los materiales para una aplicación médico-técnica, no sólo se deben cumplir los requisitos técnicos, también es importante si el material es compatible con el organismo del ser humano. La evaluación biológica del material es invariablemente y necesario, si hay contacto directo del material con el medio [50].

Estas pruebas se realizan bajo buenas prácticas de laboratorio como Definido por la FDA en 21 CFR Parte 58. Los sustratos fueron esterilizados por óxido de etileno y radiación gamma antes de la prueba. Estos materiales pueden ser considerados candidatos para aplicaciones que requieren biocompatibilidad [50, 51].

Estas pruebas incluyen:

- Toxicidad aguda en el sistema.
- Toxicidad intracutánea.
- Implantación muscular.
- Citotoxicidad.
- Pruebas fisicoquímicas.
- Estudio de pirógenos.
- Sensibilización (método de maximización).
- Extracto salino.
- Extracto de aceite.

- 95% de extracto de etanol.
- Mutagenicidad.
- Prueba de ames.
- Hemólisis directa y extracción.

El Policarbonato es designado como "Grado médico" mediante el cumplimiento de requisitos de la FDA-Modificado ISO 10993, Parte 1 "Evaluación Biológica de Dispositivos Médicos" pruebas con humanos, como dispositivo de Clase USP Clase VI.

**Tabla 1-1.** Clasificación UPS de dispositivos Médicos [50].

<b>Categoría De Dispositivo</b>	<b>Contacto</b>	<b>Ejemplos</b>	<b>Tiempo De Exposición</b>	<b>Plásticos De Clase USP</b>	
Dispositivo De Superficie	Piel	Incluyen electrodos, prótesis externas, cintas de fijación, vendajes de compresión y monitores de varios tipos.	Corto	Clase I	
			Prolongado	Clase I	
			Permanente	Clase I	
Superficie Mucosa	Membrana Mucosa	Incluyen lentes de contacto, catéteres urinarios, intravaginales, dispositivos intraintestinales, tubos endotraqueales, broncoscopios, Prótesis dentales, aparatos de ortodoncia y DIU.	Corto	Clase I	
			Prolongado	Clase III	
			Permanente	Clase V	
	Superficies Corporales	incluyen úlcera, quemadura y granulación. Apósitos para tejidos o dispositivos de cicatrización y parches oclusivos.	Corto	Clase III	
			Prolongado	Clase V	
			Permanente	Clase VI	
Dispositivos de Comunicación Externos	Vía Sanguínea	Incluyen conjuntos de administración de soluciones, conjuntos de transferencia y conjuntos de administración de sangre.	Corto	Clase IV	
			Prolongado	Clase V	
			Permanente	Clase VI	
	tejido / hueso / dentina	incluyen laparoscópicos, sistemas de drenaje, cementos dentales, rellenos dentales, grapas para la piel, Instrumentos y accesorios quirúrgicos.	Corto	Clase IV	
			Prolongado	Clase VI	
			Permanente	Clase VI	
	Flujo Sanguíneo	Incluyen catéteres intravasculares, electrodos de marcapasos temporales, oxigenadores, tubos oxigenadores extracorpóreos y accesorios hemoabsorbentes.	Corto	Clase VI	
			Prolongado	Clase IV	
			Permanente	Clase VI	
	Dispositivos de Implante	Sangre	Incluyen válvulas, injertos vasculares, catéteres internos de administración de fármacos, y dispositivos de asistencia ventricular.	Permanente	Clase VI

---

### **1.7.1 Métodos de Esterilización.**

Los métodos mediante los cuales se realiza la esterilización pueden ser clasificados de dos tipos: Físicos y Químicos, en dependencia de que el agente utilizado para, así como vapor, calor seco, óxido de etileno (OE), haz de electrones y radiación gamma. Siendo capaces de soportar estas condiciones y aún mantener sus propiedades para el uso previsto [50].

Aunque los polímeros de grado médico son una barrera absoluta contra los microorganismos y el polvo, se recomienda por seguridad utilizar algún método de esterilización, previa. En el caso del Policarbonato, por ser un material termoresistente, es posible utilizar métodos de esterilización por vapor (resistentes aproximadamente hasta 140-1500 C) [50].

#### **1.7.1.1 Esterilización por óxido de etileno (OE).**

Sin embargo, La esterilización por óxido de etileno (OE) utiliza principalmente para esterilizar productos médicos y farmacéuticos que no soportan la esterilización convencional a alta temperatura, como dispositivos que incorporan componentes electrónicos. Un método adecuado para el caso de la microbomba [50].

Restringido a la esterilización de material termosensible (no resiste temperaturas >60°) que no puede esterilizarse por otro procedimiento. Indicado para la esterilización de materiales de plástico, polietileno, catéteres y sondas reutilizables, endoscopios rígidos termosensibles, sistemas ópticos, cables de luz de endoscopios y motores neumáticos termosensibles. Su alta capacidad de difusión facilita la esterilización del material con lumen largo y estrecho.

#### **Ventajas.**

- Útil para material termosensible.
- Buena capacidad de difusión y penetrabilidad.

#### **Inconvenientes.**

- Tóxico.
- Requiere aireación del material una vez esterilizado.
- Los ciclos de esterilización son largos.

---

Es así como la biocompatibilidad de las microbomba con el cuerpo humano es muy importante para conseguir los efectos terapéuticos deseados y prevenir infecciones. Por tanto, se concluye en esta tesis que se diseñara una microbomba con las características de desplazamiento positivo y capacidad para sumergirse, tomando el diseño eficiente de las bombas de lóbulos rotativos, permitiendo un flujo independiente de los cambios en la presión, haciendo que la salida del extremo de descarga es relativamente constante. En su mayor parte, no están influenciados por la presión del sistema y mantendrán un flujo continuo y constante de material.

También, el hecho de que pueden manejar partículas sólidas de tamaño mediano en el fluido de bombeo, a diferencia de las bombas de engranes y peristálticas, los lóbulos no entran en contacto entre sí, y permiten el desplazamiento de partículas sólidas y gaseosa en la cámara de succión, lo cual es ideal para trabajar con los fluidos característicos del derrame pleural, sea el caso de un hemotórax, neumotórax e hidrotórax. Por tanto, mediante la aplicación y selección (número de lóbulos o dientes) de una bomba de lóbulos logrará transportar fluidos característicos del padecimiento pleural de manera eficientemente.

Además, las bombas de lóbulos rotativos son resistentes, a diferencia de muchos otros diseños de bombas, pueden funcionar en seco durante un período de tiempo sin causar daños. Esta característica es muy importante, ya que cuando tiene un pequeño descanso en el material en su extremo de succión, no tendrá que preocuparse por reparar, reemplazar su equipo o presentar daños con ocurre con las bombas peristálticas, significando una caída de rendimiento debido a las partículas de aire presente en la cavidad pleural o a la inactiva de líquido succionado.

Por ultimo su característica sumergible. La colocación de la bomba con el fluido de trabajo directamente, tiene una ventaja adicional porque se coloca dentro del fluido. Les ayuda a bombear el fluido de manera más eficiente, añadirle propiedad autocebante, permitiendo usar presión directa a través de la tubería o manguera para extraer el fluido, cubriendo más distancia e impidiendo que la cavitación se vuelva un problema.

---

## Referencias

- [1] Fernando Quiroz Gutiérrez. Anatomía Humana, Tomo 1. DF, México, Editorial: Porrúa, S.A. México. 1978;40-46.
- [2] Fernando Quiroz Gutiérrez. Anatomía Humana, Tomo 3. DF, México, Editorial: Porrúa, S.A. México. 1978;55-62
- [3] Sahn SA. State of the art. The Pleura. Am Rev Res-pir Dis 1988;138:184-234.
- [4] Light RW. Pleural diseases. 3<sup>rd</sup> edition. Baltimore, Williams and Wilkins, 1995.
- [5] Light RW. Clinical practice. Pleural effusion. N. Engl. J. med 2002;59:405-408
- [6] Yap E, Anderson G, Donald J, Wong CA, Lee YC, Sivakumara P. Pleural effusion in patients with pulmonary embolism. Respirology 2008; 13:832-836.
- [7] Javier De Miguel Diez. Manual de Neumología Clínica (2<sup>a</sup> ED.) España, Editorial: ERGON 2009.
- [8] Gonlugur U, Gonlugur TE. The distinction between transudates and exudates. J. Biomed Sci. "2005;12:985-990.
- [9] Knight JA, Kjeldsberg CR. Cerebrospinal, sinovial, and serous body fluids. In: McPherson Ra, Pincus MR, eds. Henry's clinical diagnosis and management by laboratory methods. 21st ed. China Saunders Elsevier. 2007: 426-454.
- [10] Light RW. Diagnostic principles in pleural disease. Eur Respir J. 1997; 10: 476-481.
- [11] Sahn SA. The diagnostic value of pleural fluid analysis. Semin Respir Crit Care Med 1995; 16:269-278.
- [12] Hochberg LA. Thoracic surgery before the 20th century. New York. Vantage Press, 1960 p. 9-12.
- [13] Knight JA, Kjeldsberg CR. Cerebrospinal, sinovial, and serous body fluids. In: McPherson Ra, Pincus MR, eds. Henry's clinical diagnosis and management by laboratory methods. 21st ed. China Saunders Elsevier. 2007: 426-454.
- [14] Lindskog GE. A history of pulmonary resection. Yale. J. Biol Med 1957;30:187-200.
- [15] Batirel H, Yüksel M. Thoracic surgery techniques of Serefeddin Sabuncuoglu in the fifteenth century. Ann Thor Surg 1997;63:575-7.
- [16] Romero F. Sur l'hydrothorax et l'hydropericarde. Bull Fac Med Paris 1815;4:373-6.
- [17] Playfair GE. Case of empyema treated by aspiration and subsequently by drainage: recovery. BMJ 1875; 1: 45.
- [18] Bülow G. Für dies Heber-Drainage bei Behandlung des Empyems. Zeit Klin Med 1891; 18:31-45.
- [19] Scannell JG. Historical perspectives of the American Association for Thoracic Surgery. J Thor Cardiovasc Surg 1998; 115: 737-8.
- [20] Sauerbruch. Cirugia del torax. Tomo I. Barcelona: Labor, 1926.
- [21] Gad-El-Hak M. The Fluid Mechanics of Microdevices - The Freeman Scholar Lecture. J Fluid Eng 1999; 121:5-33.



- 
- [22] Sen M, Wajerski D, Gad-El-Hak M. A Novel Pump for MEMS Applications. *J Fluid Eng* 1996; 118:624–627.
- [23] Playfair GE. Case of empyema treated by aspiration and subsequently by drainage: recovery. *BMJ* 1875; 1: 45.
- [24] Bülow G. Für dies Heber-Drainage bei Behandlung des Empyems. *Zeit Klin Med* 1891; 18:31-45.
- [25] Erickson, Roberta. Domine los Detalles del Drenaje Torácico. *NURSING*. Volumen 8. Número 2. 1990; 24-33
- [26] Erickson, Roberta. Domine los Detalles del Drenaje Torácico II. *NURSING*. Volumen 8. Número 2. 1990; 30-33
- [27] M<sup>a</sup> Jesús torres, Ana Marcos: Cuidados al Paciente con Drenaje Torácico. *Enfermería Clínica*. Volumen 5. 1995; 51-53.
- [28] J. M. Smits, Piezoelectric micropump with three valves working peristaltically, *Sensors and Actuators A* 21 to 23, 1990; 203-206.
- [29] H. T. G. van Lintel, F.C. M. Van de Pol, S. Bouwstra, A piezoelectric micropump based on micromachining of silicon, *Sensors and Actuators A* 15, 1988; 153-167.
- [30] N. T. Nguten et al., MEMS-micropumps: a review, *Journal of Fluids Engineering*, 124, 2002; 384-392.
- [31] F. E.H. Tray, *Microfluidics and BioMEMS Applications*, Boston, MA: Kluwer Academic, Chapter 1. 2002.
- [32] Pedro Durán Reséndiz y Agustín Leobardo Herrera May, Microbombas para aplicaciones biomédicas, *ciencia* abril-junio de 2016;76-81.
- [33] Eugene A. Avallome y Theodore Baumeister III. *Standard Handbook for Mechanical Engineers*, 10ed, Editorial: McGraw-Hill, S.A. C.V. México, 1998.
- [34] O.E. Bajle. *Turbomachines, A Guide to Design, Selction, and Theory*. Ney york. 1981
- [35] Mike Sondalini, *Problems with Peristaltic (Hose) Pumps*. *Plant Maintenance series* 2016.
- [36] Goulpeau J, Trouchet D, Ajdari A, Tabeling P. Experimental study and modeling of polydimethylsiloxane peristaltic micropumps. *J Appl Phys* 98(4):044914. 2005.
- [37] Jeong OC, Park SW, Yang SS, Pak JJ. Fabrication of a peristaltic PDMS micropump. *Sensors Actuat A Phys* 123– 124:453. 2005.
- [38] Kim E-G, Oh J-G, Choi B. A study on the development of a continuous peristaltic micropump using magnetic fluids. *Sensors Actuat A Phys* 128(1):43–51. 2006.
- [39] Ok Chan Jeong, Sinwook Park, Sang Sik Yang. Fabrication of a peristaltic PDMS micropump, *Sensors and Actuators A Physical* 123:453-458. 2009.
- [40] Matteucci M, Perennes F, Marmioli B, Miotti P, Vaccari L, Gosparini A, Turchet A, Di Fabrizio E. Compact micropumping system based on LIGA fabricated microparts. *Microelectr Eng* 83(4–9):1288–1290. 2006.
- [41] Waldschik, A. y S. Büttgenbach, “Micro gear pump with internal electromagnetic drive”, *Microsystem Technologies*, 16:1581-1587. 2012

- 
- [42] N. Huber, J. Aktaa. Dynamic finite element analysis of a micro lobe pump, *Microsystem Technologies* 9. 465–469. 2003
- [43] Maruo S, Inoue H. Optically driven micropump produced by three-dimensional two-photon microfabrication. *Appl Phys Lett* 89(14):144101. 2006.
- [44] F.L. Litvin, P.H. Feng, Computerized design and generation of cycloidal gearings, *Mech. Mach. Theory* 31 (7). 891–911. 1996.
- [45] Chiu-Fan Hsieh A new curve for application to the rotor profile of rotary lobe pumps, *Mechanism and Machine Theory* 87. 70–81. 2014.
- [46] McKeen LW. *The effect of sterilization on plastics and elastomers*. William Andrew Publishing; 2012.
- [47] Donald G. LeGrand, John T. Bendler. *Handbook of Polycarbonate Science and Technology*. Marcel Dekker, Inc, New York, 10 edition. 2000.
- [48] Y.C Fung, *Biomechanics*, 2<sup>a</sup> edición; *Biomechanics: motion, flow, stress and growth*, 1990.
- [49] Dmitry A. Fedosov et al., “Predicting human blood viscosity in silico,” *PNAS Early Edition*, 5 July 2010.
- [50] Francesco G, Mauro Ferrari and Paolo D. The Transport of Nanoparticles in Blood Vessels: The Effect of Vessel Permeability and Blood Rheology, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 36, No. 2, February 2008 pp. 254–261.
- [51] Alexander Kolbasov<sup>1</sup> et al., *Blood rheology in shear and uniaxial elongation*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2016.
- [52] Agustino, AM., Piqueras, R., Pérez, M. et al. Recuento de plaquetas y volumen plaquetario medio en una población sana. *Rev Diagn Biol*. abr.-jun. 2002, vol.51
- [53] Stewart, D. *Composition of Air*. de Chemicool. 2012.
- [54] Gustavo A. Abraham, et al. Hacia nuevos biomateriales Aportes desde el campo de la química macromolecular. *Anales de las Real Sociedad Española de Química*. 101 (2) pp. 22-32, 2001.

---

# CAPÍTULO 2

## MARCO TEÓRICO

### 2 Introducción.

Cuando una superficie se desplaza sobre otra existe una fuerza que se opone al movimiento, esto se le conoce como fricción. Si la fricción es baja y constante habrá un deslizamiento suave, de lo contrario si fuera alta, el movimiento presentaría dificultades, y en las superficies encontraríamos daños y desprendimiento de material interfacial. Sin embargo, sin la fricción simplemente no ocurriría el movimiento entre las superficies de contacto, ya que sin su presencia las superficies simplemente “patinarían” constantemente y no se llevaría el arrastre constante.

Debido al comportamiento particular que tienen ciertos fluidos, hace interesante su estudio, sobre todo teniendo en cuenta que dicha sustancia posee propiedades, tales como viscosidad y densidad, las cuales juegan un papel importante a la hora de su desempeño y su efecto sobre su entorno, tal como superficies de sólidos o interfaces con otros fluidos. Mediante la Mecánica de los Fluidos, como área de estudio, se procede al entendimiento de las propiedades de los fluidos, a la aplicación de las leyes básicas de la mecánica y la termodinámica.

En este capítulo se describe la teoría básica, los conceptos relacionados con el comportamiento de los fluidos y leyes que los gobiernan. También se hablará de conocimientos de fricción, fuerzas de adhesión, hidráulica, turbomáquinas y mecanismos. Necesarios para elaborar el diseño de la microbomba PDP.

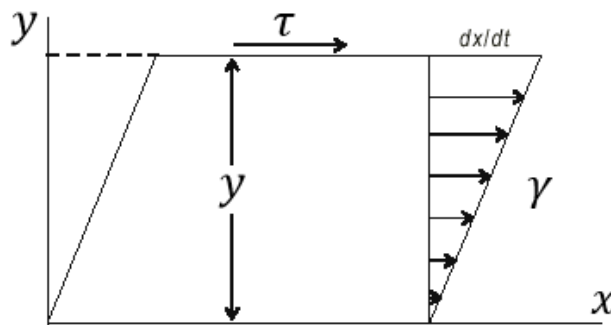
---

## 2.1 Ley de Viscosidad de Newton.

La viscosidad es la propiedad que presenta la resistencia del fluido a la deformación. Dentro de un flujo, la viscosidad es responsable de las fuerzas de fricción entre capas adyacentes de fluidos, capas llamadas esfuerzos cortantes y dependientes del gradiente de velocidad del fluido. La viscosidad dinámica o absoluta es la fuente de fricción en fluidos. Un fluido real puede sostener esfuerzos cortantes cuando está en movimiento [1].

$$\tau = \frac{F}{A} \quad (2.1)$$

$$\gamma = \frac{x}{y} = \frac{dx}{dy} \quad (2.2)$$



**Figura 2.1-1** Esquema de deformación de un fluido sometido a un esfuerzo de cizalla [1].

El eje horizontal representa donde fluya ( $y$ ), representa la distancia desde la base hacia el interior del líquido y es perpendicular al desplazamiento. Las longitudes de las flechas son proporcionales a las velocidades de las partículas. Y el gradiente de velocidad se puede denotar  $dx/dt/dy$ .

La ley de la viscosidad de Newton establece que en movimientos de fluidos laminares existe una relación lineal entre las tensiones tangenciales y los gradientes de velocidad, siendo la constante de proporcionalidad una propiedad física del fluido llamada viscosidad dinámica o absoluta  $\mu$ .

$$\frac{\partial u}{\partial y} = \frac{\tau}{\mu} \quad (2.3)$$

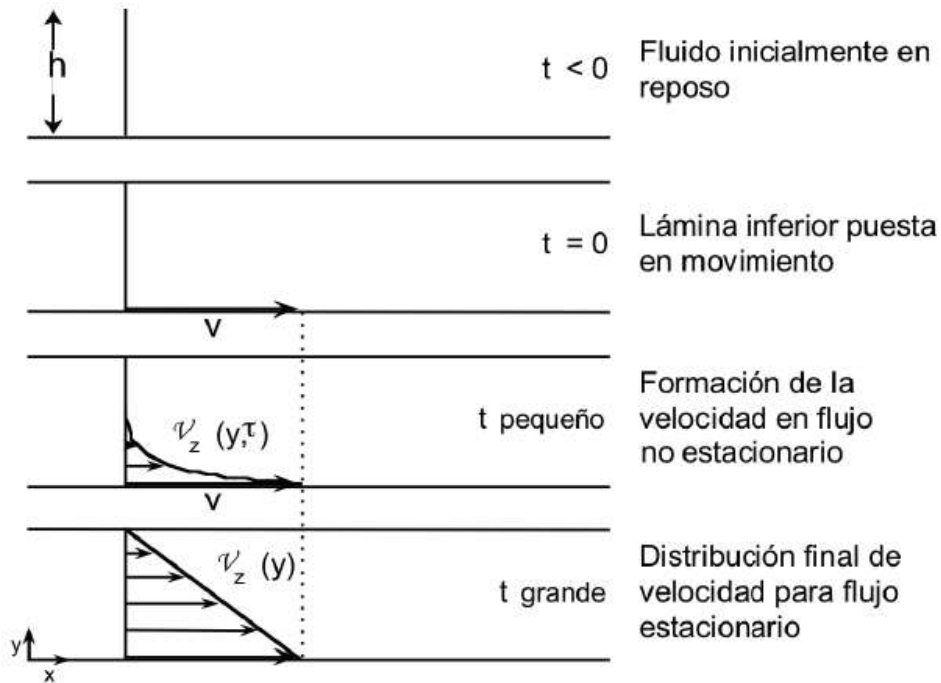


Figura 2.1-2 Desarrollo del perfil de velocidad [2].

### 2.1.1 Fluidos Newtonianos.

Cuando la viscosidad es constante, para cualquier valor de  $\tau$ , el fluido recibe el nombre de Newtoniano (o fluido viscoso lineal). La representación gráfica de  $\tau$  vs  $\dot{\gamma}$ . De un fluido Newtoniano es una recta que pasa por el origen, donde la pendiente es la viscosidad en relación a los  $\tau$  = esfuerzos cortantes y  $\dot{\gamma}$  = la velocidad o cizallamiento [1, 2].

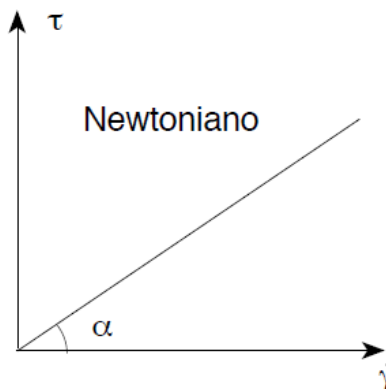


Figura 2.1-3. Fluido Newtoniano.

Los fluidos (Newtonianos o no), también cambian su viscosidad con la presión y la temperatura. En aceites, por ejemplo, el incremento de viscosidad sigue aproximadamente

una función exponencial respecto a la presión (factor a considerar en, por ejemplo, diseño de rodamientos). Ejemplos de fluidos Newtonianos incluyen:

- Agua.
- Leche.
- Solución de azúcar.
- Aceite mineral.
- Solución de glicerina.

### 2.1.2 Fluidos No Newtonianos.

Sin embargo, existen algunas sustancias industrialmente importantes que no se comportan siguiendo la ley de Newton de la viscosidad, ya que su viscosidad a una temperatura y presión dadas es función del gradiente de velocidad o velocidad de deformación [1, 2]. A los fluidos cuya relación entre tensión-- velocidad de deformación no es linealmente proporcional, se los ha denominado fluidos no-newtonianos. Entre estos podemos mencionar:

- Pinturas y barnices.
- Soluciones de polímeros.
- Mermeladas y jaleas.
- Mayonesa y manteca.
- Dulce de leche y la miel.
- Salsas y melazas.
- Soluciones de agua con arcillas y carbón.
- La sangre humana.

Se pueden identificar 4 tipos de fluidos no-newtonianos independientes del tiempo.

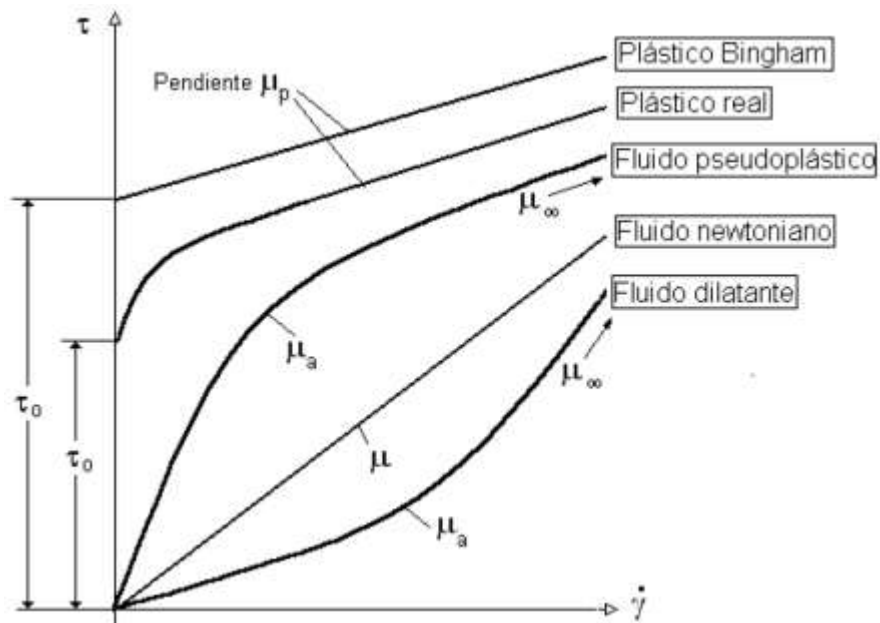


Figura 2.1-4.- Gráfica de esfuerzo de corte VS velocidad de deformación,  $\tau = f(\dot{\gamma})$  [3].

---

El comportamiento de los fluidos indicados en la figura anterior suele expresarse en forma generalizada mediante la siguiente ecuación:

$$\tau = \eta \frac{\partial u}{\partial y} \quad \text{o} \quad \tau = \eta \frac{\partial y}{\partial t} \quad (2.4)$$

$$\tau = f(\gamma) \quad (2.5)$$

### 2.1.3 Movimiento de un fluido.

Para llevar a cabo la descripción de un sistema fluido, es conveniente analizar cada partícula como una masa, las cuales se desplazan a través de un medio como unidad de espacio en función del tiempo. Por tanto, se pueden considerar ecuaciones que describen el comportamiento macroscópico, en este caso, nuestros fluidos de trabajo, llamando estas ecuaciones "Ecuaciones constitutivas". La variación de velocidad de una partícula en cada punto se puede observar de la siguiente manera [4]:

$$\frac{\partial v}{\partial x'} \frac{\partial v}{\partial y'} \frac{\partial v}{\partial z'} \quad (2.6)$$

Y a su vez en cambio de velocidad con respecto al tiempo, es decir:

$$\frac{\partial v}{\partial t} \quad (2.7)$$

## 2.2 Ecuaciones Gobernantes de Fluidos.

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

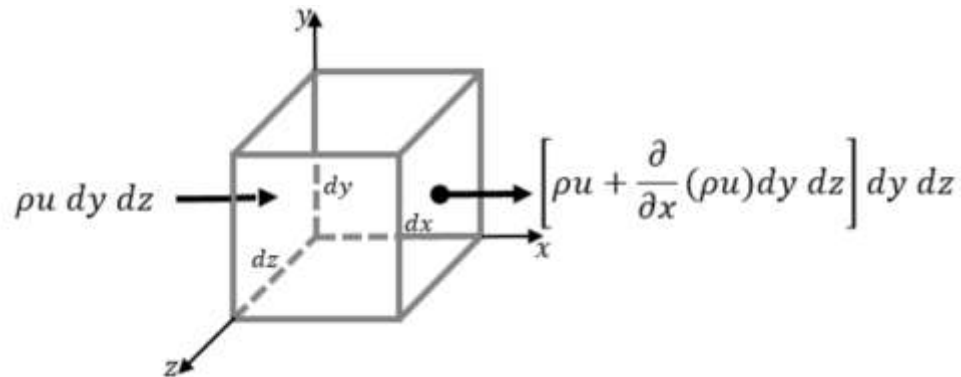
### 2.2.1 Ecuación de Conservación de Masa.

La ley de conservación de masa se cumple independientemente de la naturaleza del fluido o de las fuerzas que actúen sobre de él ( $dx$ ,  $dy$ ,  $dz$ ). La entrada neta del flujo de masa es igual a la rapidez de la variación de la masa, en el elemento, esto quiere decir [5]:

$$\dot{m}_{entrada} - \dot{m}_{salida} = \frac{dm_{vc}}{dt} \quad (2.8)$$

Donde  $m_{entrada}$  y  $m_{salida}$  son los flujos de masa y  $dmvc dt$  son las razones de cambio dentro de las fronteras de volumen. La masa de un volumen diferencial  $dV$  que este dentro del volumen de control es  $dm=\rho dV$ , que con respecto al tiempo se integra como:

$$m_{vc} \int_{vc} \rho dV \quad (2.9)$$



**Figura 2.2-1.** Entrada-salida de flujo másico en un volumen de control en dirección x.

Tomando en cuenta que la densidad puede enunciarse como la razón entre la masa y su volumen ocupado, se puede decir entonces que la Ecuación de conservación tiene la siguiente forma [6]:

$$\frac{\partial}{\partial t} \int_V \rho dV + \int_A \rho (\mathbf{U} \cdot \mathbf{n}) dA = 0 \quad (2.10)$$

Donde:

$\rho$ =densidad.

$V$ =volumen.

$A$ =Area.

$\mathbf{U}$ =Vector velocidad.

$\mathbf{n}$ =La normal al plano.

La cual expresa que “El cambio en respecto al tiempo de la masa que está dentro del volumen de control más la razón neta de flujo de masa a través de la superficie de control es igual a cero” [20].

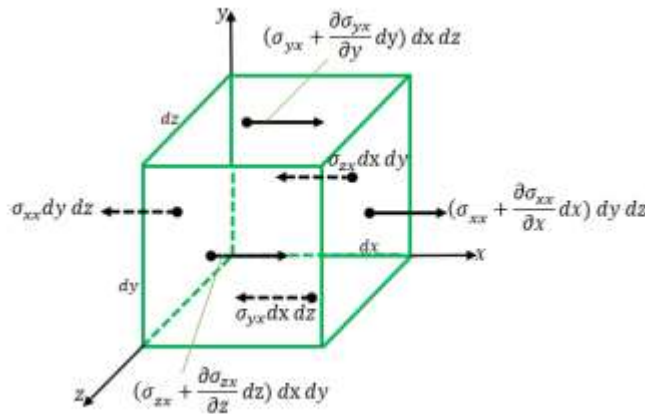


## 2.2.2 Ecuación de Conservación de Cantidad de movimiento.

La cantidad de movimiento, derivada de la segunda ley de Newton que relaciona fuerzas, masas y aceleraciones, así que si se tiene un fluido en reposo no existe difusión de cantidad de movimiento, y por tanto no existe un tensor de flujos. Por tanto, la expresión la cual establece que la variación de movimiento en el tiempo es proporcional a la suma de las fuerzas que actúan sobre el sistema de volumen de control.

$$\sum F = \rho \frac{dV}{dt} dx dy dz \quad (2.10)$$

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



**Figura 2.2-2.** Fuerzas de superficie de un volumen de control en dirección x.

Las fuerzas que actúan sobre un volumen de control, y constan de fuerzas del cuerpo (como la fuerza de gravedad, eléctrica y magnética), y las fuerzas superficiales (como la fuerza de presión y la viscosa, así como las fuerzas de reacción en los puntos de contacto), definido en la ecuación 2.11:

$$F = \sum F_{\text{cuerpo}} + \sum F_{\text{Superficial}} \quad (2.11)$$

La fuerza del cuerpo se muestra sobre un elemento diferencial de volumen y la superficial se muestra sobre un elemento diferencial de superficie, como se muestra en la figura 7 expresada en la ecuación 2.12 mostrada a continuación [21]:

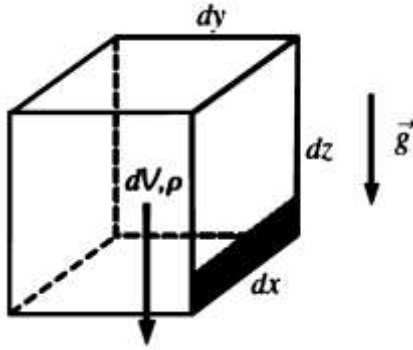


Figura 2.2-3. Transporte de partículas en un tubo.

$$\sum F_{cuerpo} = \int_V \rho g dV = m_{vc} g \quad (2.12)$$

En el producto interior del tensor de esfuerzos generada por la presión y el vector normal unitario hacia fuera  $n$  de un elemento diferencial de superficie  $da$  por resultado un vector cuya magnitud es la fuerza por unidad de área que actúa sobre ese elemento y cuya dirección es la de la fuerza superficial. De forma matemática la ecuación integral que describe el fenómeno se escribe:

$$\sum F_{Superficie} = \int_A \rho F dA = m_{vc} g \quad (2.13)$$

De esta manera se establece que un cambio de cantidad de movimiento en un campo de velocidades  $U$  o rapidez de cambio de un punto de vista Lagangreana, está sujeto a fuerzas superficiales  $F_s$  y de cuerpo  $F_c$  definidas por unidad de masa [7], tomando la siguiente forma:

$$\frac{D}{Dt} \int_V \rho U dv = \int_A P s dA + \int_V \rho F dV \quad (2.14)$$

Donde:

$P s =$  Fuerza superficial.

$V =$  Volumen.

$U =$  Velocidad.

$F =$  Fuerza.

$\rho =$  Densidad.

Implementando el tensor de esfuerzos  $\tau$  y aplicando el teorema de transporte de Reynolds queda:

$$\frac{D}{Dt} \int_V \rho \mathbf{U} dv = \int_A \boldsymbol{\tau} \cdot \mathbf{n} dA + \int_V \rho \mathbf{F} dV \quad (2.15)$$

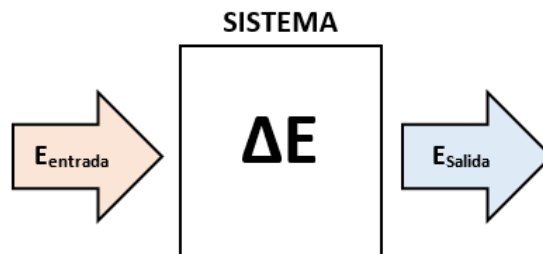
$$\rho \frac{DU}{Dt} = \nabla \cdot \boldsymbol{\tau} + \rho \mathbf{f} \quad (2.16)$$

### 2.2.3 Ecuación de Conservación de Energía.

El cambio de energía de un sistema cerrado es igual a la diferencia de energía, entre la energía de entrada ( $E_{\text{entrada}}$ ) y la salida ( $E_{\text{salida}}$ ) de éste, y a su vez, identifica el calor como una transferencia de energía. Es por ello que la ley de la conservación de la energía se utilice, fundamentalmente por simplicidad, como uno de los enunciados de la primera ley de la termodinámica:

$$\Delta E = Q - W \quad (2.17)$$

Es por ello que la cantidad de energía para cualquier sistema se puede expresar como [7]:



**Figura 2.2-4.** Diagrama de cantidad de energía para un sistema cerrado.

$$E_{\text{entrada}} - E_{\text{salida}} = \Delta E \quad (2.18)$$

La energía de una cantidad fija de masa (un sistema cerrado) se puede definir por medio de dos mecanismos: la transferencia de energía en forma calor  $Q$ , y la transferencia de trabajo  $W$ . Entonces la conservación de la energía para una cantidad fija de masa se puede expresar en la forma de razón como [8]:

$$Q_{\text{entrada neta}} + W_{\text{entrada neta}} = \frac{dE_{\text{sistema}}}{dt} = \frac{d}{dt} \int_{\text{Sistema}} \rho e d \quad (2.19)$$

Donde la razón de transferencia de calor es  $Q_{\text{entrada neta}} = Q_{\text{entrada}} - Q_{\text{salida}}$  y la potencia neta es  $W_{\text{entrada neta}} = W_{\text{entrada}} - W_{\text{salida}}$ .

Comprendiendo que la rapidez de cambio de energía total del sistema es equivalente al trabajo realizado por las fuerzas superficiales y las fuerzas de cuerpo y considerando las pérdidas de calor la ecuación se muestra de la siguiente forma [8]:

$$\frac{D}{Dt} \int_V (\rho e + \frac{1}{2} \rho \mathbf{U} \cdot \mathbf{U}) dv = \int_A \mathbf{P} \mathbf{s} \cdot \mathbf{U} dA + \int_V \rho \mathbf{F} \cdot \mathbf{U} dV - \int_A Q \cdot \mathbf{n} dA \quad (2.20)$$

Donde:

$e$  = Energía total por unidad de masa.

$\rho$  = Densidad.

$\mathbf{U}$  = Velocidad.

$\mathbf{P} \mathbf{s}$  = Fuerza superficial.

$\mathbf{F}$  = Fuerza.

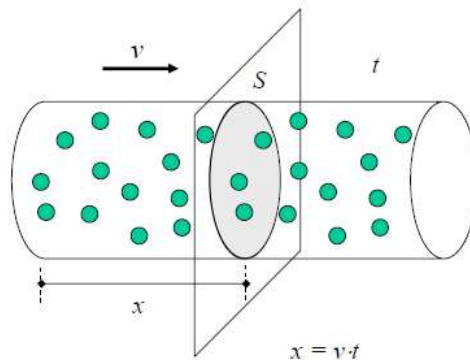
$Q$  = Calor.

Aplicando el tensor de esfuerzos y el teorema de Reynolds se tiene la ecuación de conservación energía en su forma final de la siguiente manera:

$$\rho \frac{\partial e}{\partial t} + \rho \mathbf{U} \cdot \nabla e = \underline{\underline{\tau}} : \nabla \mathbf{U} - \nabla \cdot \mathbf{q} \quad (2.21)$$

### 2.3 Transporte de Fluidos.

Un fluido que fluye a través de cualquier tipo de conducto, como una tubería, contiene energía que consiste en los siguientes componentes interna, este transporte o flujo se ve asociado con el número de partículas transportadas por unidad de tiempo.



**Figura 2.3-1.** Transporte de partículas en un tubo.

---

### 2.3.1 Flujo Volumétrico.

Un fluido se desplaza en el interior de un tubo cuando la presión en el inicio es superior a la existente al final del tubo, moviéndose desde una zona de mayor presión a una de menor presión.

El flujo o caudal depende directamente del gradiente o diferencia de presión entre esos dos puntos e inversamente de la resistencia, en una relación similar a la de Ohm para los circuitos eléctricos.

La energía potencial que posee la masa del fluido; donde; las energías de presión, necesarias para realizar el trabajo de introducir el fluido en los sistemas mediante un diferencial de presión. Con esto se puede deducir el caudal o flujo volumétrico, tomando en cuenta la cantidad de fluido que circula a través de una sección del ducto, en pocas palabras es su área transversal, y la velocidad que fluido que pasa por él, denotando que:

$$\bar{Q} = \frac{\Delta P}{RH} \quad (2.22)$$

El flujo o caudal (volumen/minuto) se define también como el volumen circulante por un segmento transversal del circuito en la unidad de tiempo [6].

$$V = \frac{\bar{Q}}{\pi r^2} \quad (2.23)$$

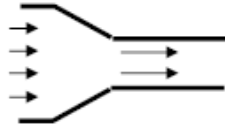
La resistencia depende de las dimensiones del tubo y de la naturaleza del fluido, y mide las fuerzas de rozamiento o fricción entre las propias moléculas del fluido y entre éstas y las moléculas de la pared del tubo.

#### 2.3.1.1 Tipos de flujo.

**Flujo laminar:** En condiciones fisiológicas el tipo de flujo mayoritario es el denominado flujo en capas o laminar. El fluido se desplaza en láminas coaxiales o cilíndricas en las que todas las partículas se mueven sin excepción paralelamente al eje vascular. Se origina un perfil parabólico de velocidades con un valor máximo en el eje o centro geométrico del tubo. En el caso del sistema vascular los elementos celulares que se encuentran en sangre son desplazados tanto más fuertemente hacia el centro cuanto mayor sea su tamaño.

**Flujo turbulento:** En determinadas condiciones el flujo puede presentar remolinos, se dice que es turbulento. En esta forma de flujo el perfil de velocidades se aplana y la relación lineal entre el gradiente de presión y el flujo se pierde porque debido a los remolinos se pierde presión.

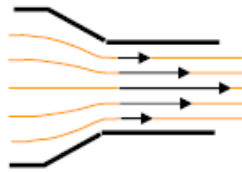
● Régimen ideal (Bernoulli)



● Régimen turbulento (Venturi)



● Régimen laminar (Poiseuille)



**Figura 2.3-2.** Diagramas de los tipos de flujos.

Para determinar si el flujo es laminar o turbulento se utiliza el número de Reynolds (NR), un número adimensional que depende de:

$$NR = \frac{r \cdot v \cdot \rho}{n} \quad (2.24)$$

Donde:

$r$  = radio (m).

$v$  = velocidad media (m/s).

$\rho$  = Densidad (g/cc).

$\mu$  = viscosidad (Pa.s).

### 2.3.2 Ecuación de Bernoulli.

La energía cinética que se encarga del movimiento de este. Entonces mediante el balance de energía de un fluido que fluye en un ducto desde un punto 1 a un punto 2 está dado por la ecuación de Bernoulli [6].

$$P_1 A_1 V_1 = P_2 A_2 V_2 \quad (2.25)$$

---

La ecuación de Bernoulli es aplicable a fluidos no viscosos, incompresibles en los que no existe aportación de trabajo exterior, por ejemplo, mediante una bomba.

De todas formas, a partir de la conservación de la Cantidad de movimiento para fluidos incompresibles se puede escribir una forma más general que tiene en cuenta fricción y trabajo:

$$\frac{P_1}{\rho} + z_1 + \frac{V_1^2}{2g} = \frac{P_2}{\rho} + z_2 + \frac{V_2^2}{2g} + h_f \quad (2.26)$$

$$\frac{P_1}{\rho} + z_1 + \frac{V_1^2}{2g} + mW_p = \frac{P_2}{\rho} + z_2 + \frac{V_2^2}{2g} + h_f \quad (2.27)$$

Toda la fricción  $h_f$  que se produce por unidad de masa de fluido, que tiene lugar para todos los puntos entre las posiciones a y b. El trabajo  $W_p$  realizado por la bomba por unidad de masa del fluido  $m$ , es la eficacia de la bomba y es la relación entre la potencia propiciada al fluido y la entrada total de potencia.

### 2.3.3 Cálculo de Potencia

Para calcular la potencia del motor de la bomba en watts, para una diferencia de presiones, podemos utilizar la siguiente expresión:

$$Pot = \frac{(\Delta P)^2}{RH} \quad (2.28)$$

Donde la diferencial de presión necesaria que se debe efectuar en el sistema es dividida por el flujo, según la Ley de Poiseuille (o de Hagen-Poiseuille) es una ecuación hemodinámica fundamental en la que se establece, haciendo que:

$$RH = \frac{8\mu l}{\pi r^4} \quad (2.29)$$

La Ley de Poiseuille es la ley que permite determinar la relación que existe entre el flujo de un fluido  $F$ , incompresible, de viscosidad  $\mu$ , que pasa a través de un tubo de radio  $r$  y longitud  $l$ , entre cuyos extremos se establece una diferencia de presiones  $\Delta P$  [1,2,].

---

## 2.4 Bombas de engranes anchos o multilóbulos.

Existen un tipo de bombas de engranes, con dientes que son mucho más anchos y más redondeados que los de una bomba de engranajes externos normal, llamados bomba de lóbulos. Este diseño oferta un mejor manejo de fluidos con gases o partículas atrapadas, ofreciendo mayor desplazamiento y capacidad de trabajar con fluidos sensibles al efecto del esfuerzo tangencial o de cizalladura [9].

En esta bomba el líquido se desplaza atrapado en los lóbulos, desde la entrada hasta la salida, es por esto que se requiere la conservación de tolerancias muy precisas entre las superficies de fricción para que la eficiencia volumétrica sea continua [10].

### 2.4.1.1 Número de lóbulos.

Para determinar el número de lóbulos de la bomba de desplazamiento positivo se debe tomar en cuenta la naturaleza del fluido (gas, líquido), sus características físicas (Viscoso o poco viscoso) y la composición (puro, con gases disueltos, con sólidos blandos en suspensión, etc.). De la misma manera es importante que el número de lóbulos deben determinarse las distancias mínimas, o juegos, entre rotor y carcasa, entre rotores [19].

**Tabla 2.1.** Numero de lóbulos  $z$  [19].

Gases	$z=2$ Juegos Mínimos	Líquidos Poco Viscosos	$z = 3 - 4$ Juegos normales
Líquidos Viscosos	$z=2$ Juegos amplios	Líquidos con Solidos Blandos	$z = 2 - 3$ Juegos amplios

Para el cálculo de las distancias mínimas de lóbulo a lóbulo  $S_u$ , y de lóbulo a la carcasa  $S_z$ , decimos que:

$$\lambda = \lambda x$$

$$\lambda x = \frac{r_x}{r_2} \quad (2.30)$$

$$\lambda = \frac{r_h}{r_2} \quad (2.31)$$



$$S_z = (1 - \lambda^2) \quad (2.32)$$

$$S_u = \frac{S_z}{2} \quad (2.33)$$

#### 2.4.1.2 Capacidad Ideal.

Para definir la capacidad de la bomba bastara con referiré a dos términos, el torque desarrollado por la bomba y el caudal que pasa a través de la máquina. Utilizando la figura podemos desarrollar una expresión para calcular el torque en las bombas con rotor de lóbulo, decimos que:

$$Tq = \int_{r_1}^{r_2} \Delta P l r \, dr = \frac{\Delta P l}{2} (r_2^2 - r_1^2) \quad (2.34)$$

Donde  $\Delta P$  indica la diferencia de presión que actúa sobre el lóbulo,  $r$  el radio y  $l$  la longitud del lóbulo.

A un motor de dos lóbulos que descansa en la posición del otro y asumiendo que el punto de contacto entre los lóbulos es A, el rotor de la derecha se encuentra balaceado, así que en un ala o diente de rotor izquierdo desarrollara torque. Suponiendo que la fuga es insignificante, la presión en el lado derecho [10].

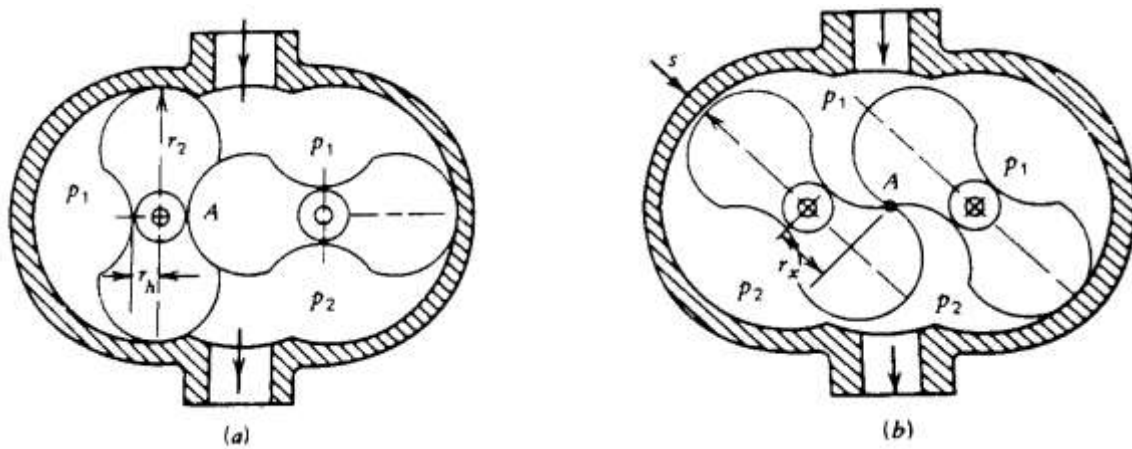


Figura 2.4-1. Esquema del Roto Multilóbulos.

La presión en la cámara es igual a la presión de entrada, mientras que la presión en el dado de aguas abajo es igual a la presión de salida, por tanto, el torque se convierte en:

$$Tq = \frac{\Delta Pl(r_2^2 - r_1^2)}{2} \quad (2.35)$$

Para el rotor en posición b, el punto de contacto entre los lóbulos es el radio  $r_x$  y el torque es:

$$Tq = \frac{LD^2}{8} \Delta Pt' \quad (2.36)$$

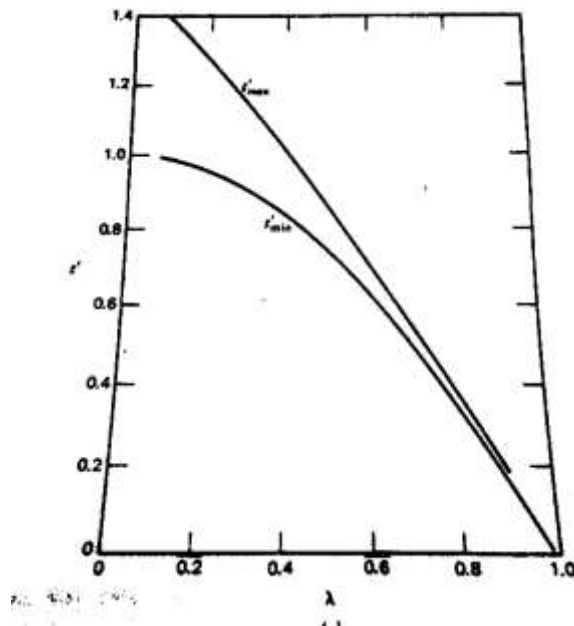
Donde

$$t' = 1 - 2\lambda_x^2 - \lambda^2 + 2(\lambda_x - \lambda + \lambda\lambda_x) \quad (2.37)$$

Para

$$\lambda = \frac{r_h}{r_2} \quad \lambda_x = \frac{r_x}{r_2}$$

Observando que  $\lambda_x$  cambiará desde  $\lambda_x = \lambda$  a  $\lambda_x = 1$  y regresará a  $\lambda_x = \lambda$  durante una media revolución, comprobándolo con la ecuación 2.37. Numéricamente se muestra en la siguiente figura que  $t'$  cambia a un valor mínimo.  $t'_{min} = (1 - 2\lambda^2)$ , Y un  $\lambda_x = \lambda$  y  $\lambda_x = 1$ , a un valor máximo de  $t'_{max} = 1.5 - 0.5\lambda^2 - \lambda$

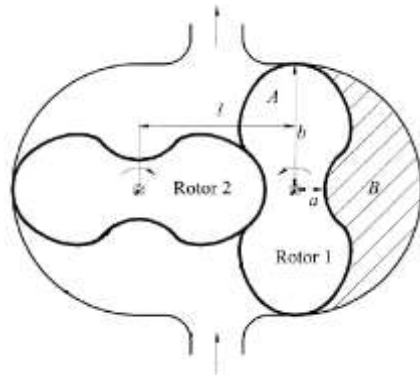


**Figura 2.4-2.** Cambio en el par del rotor para motores multilobulos [9].

---

## 2.5 Perfil del Lóbulo.

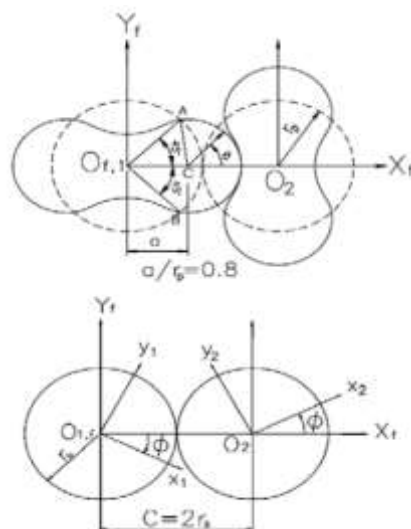
Los pares de lóbulos-rotors idénticos son componentes mecánicos cruciales en bombas lobulares, ya que la configuración básica y la acción de trabajo de desplazamiento positivo del fluido se logra mediante la rotación continua de rotors conjugados, como se muestra en la figura 2.5-1.



**Figura 2.5-1.** Bomba de lóbulo.

Es por esto que la eficiencia del volumen y el nivel de fuga son los puntos clave en el diseño de la bomba, lo que significa que los temas relacionados con el método de diseño geométrico del rotor y el análisis de flujo son importantes.

Para el diseño del perfil del lóbulo, se tradicionalmente se puede partir en una geometría basadas en epicloidales, tomadas como un sistema coordenado  $S_1$ ,  $S_2$  y  $S_f$  aplicados al rotor de accionamiento y rotor impulsado, respectivamente. Como se muestra en la figura:



**Figura 2.5-2.** Sistema coordenado del centro del rotor.

Un sistema de coordenadas fijo  $S_f (X_f - Y_f)$  se establece con su origen coincidente con el centro del rotor de accionamiento, mientras que dos sistemas de coordenadas móviles  $S_1 (x_1 - y_1)$  y  $S_2 (x_2 - y_2)$  se conectan rígidamente al rotor de accionamiento y se accionan rotor, respectivamente. El vector de posición del perfil para conducir el rotor con curva circular,  $R_1$ , se expresa en  $S_1$  de la siguiente manera

$$R_1 = \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_c \cos \theta + a \\ r_c \sin \theta \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.38)$$

La relación entre los parámetros de la curva circular es descrita como:

$$r_c^2 = r^2 + a^2 + 2 arc \cos \frac{\pi}{2n} \quad (2.39)$$

donde  $\theta$  es el ángulo de rotación del rotor de accionamiento,  $n$  es el número de lóbulos,  $a$  es la distancia desde el origen al centro del arco circular,  $a = 0.8r_p$ , y  $r_c$ ,  $r_p$  son los radios de arco circular y círculo de tono, respectivamente.

Sin embargo, también se puede apoyar en los diagramas de desplazamientos de los seguidores de un sistema de levas, refiriéndose a estos como dos levas motrices sin contacto del seguidor, aprovechando al máximo los movimientos de entrada y salida del sistema de leva; considerando el seguidor como una partícula de fluido que se desplaza por perfil de la leva, en este caso el lóbulo, esto es:

$$y = y(\theta) \quad (2.40)$$

Realizando la primera derivada de  $y$  con respecto al ángulo  $\theta$  es:

$$y' = \frac{dy}{d\theta} \quad (2.41)$$

Con esta podemos representar la pendiente del diagrama de desplazamientos en cada ángulo  $\theta$ , volviendo derivada de  $y$  con respecto al ángulo  $\theta$ , tenemos:

$$y'' = \frac{d^2y}{d\theta^2} \quad (2.42)$$

Esta expresión está relacionada con el radio de curvatura de la leva en varios puntos a lo largo de su perfil. Aprovechando los cambios de aceleraciones en sus mínimos y máximos.

$$y''' = \frac{d^3y}{d\theta^3} \quad (2.43)$$

Finalmente, con la última derivada, el jerk que se debe controlar al elegir la forma detallada del diagrama de desplazamientos ya que da la rapidez de cambio de  $y''$  (radio de curvatura), aprovechando eso cambios de rapidez para imprimir el efecto del desplazamiento del fluido entre las alas de los lóbulos.

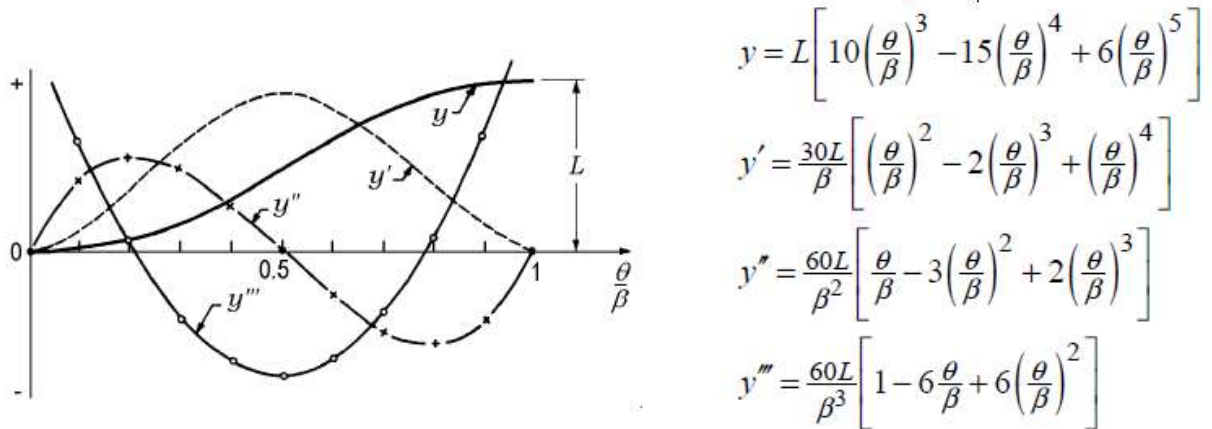


Figura 2.5-3 Movimiento Polinomial 3-4-5 de subida completa.

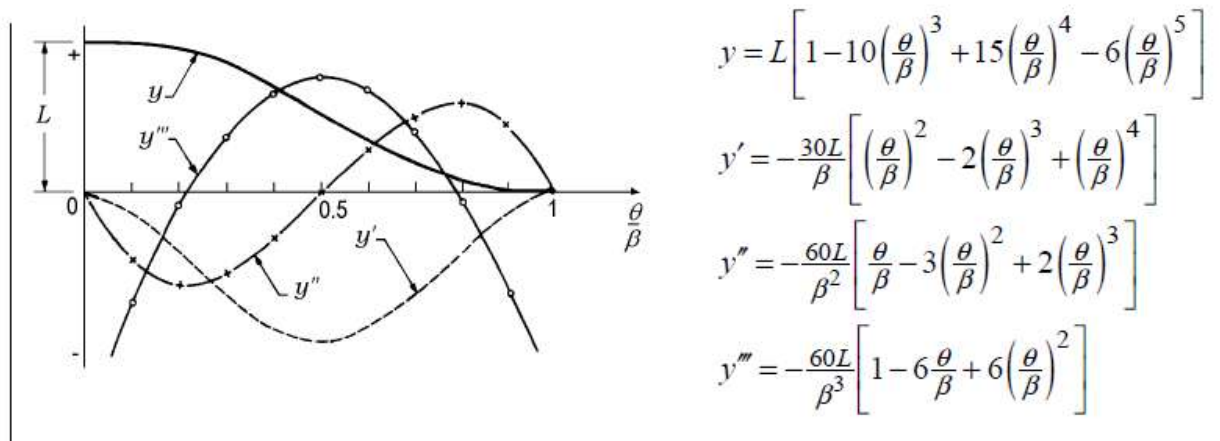


Figura 2.5-4 Movimiento Polinomial 3-4-5 de bajada completa.

---

## 2.6 Análisis de Energía Libre Superficial.

### 2.6.1 Energía Libre Superficial.

La energía libre superficial  $\gamma$  (ELS) es la propiedad de los materiales que se refiere a los átomos situados en la superficie libre. La energía libre superficial se considera en función de la resistencia del material y de la fuerza de los enlaces:

$$\gamma_s = \frac{Ea_0}{10} \quad (2.44)$$

Donde:

$E$  = Modulo de elasticidad.

$a_0$  = Distancia entre centros de iones del material.

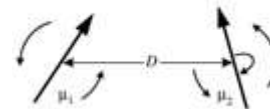
### 2.6.2 Fuerzas de Van Der Waals entre moléculas.

Los átomos se atraen mediante fuerzas de van der Waals. Estas fuerzas siempre están presentes, son como la fuerza de gravitación. Son fuerzas que actúan en grandes separaciones, y son responsables de fenómenos como tensión superficial y adsorción. Las fuerzas entre objetos macroscópicos el resultado de una interacción compleja de la interacción entre las moléculas en los dos objetos y el medio de separación de ello [11].

#### 2.6.2.1 Interacción de Keemson.

Dos dipolos que giran libremente se atraerán entre sí por que se orientan preferentemente con sus cargas opuestas, la energía libre de dipolo-dipolo se referencia a menudo como la energía de Keesom [12]:

$$V_k = -\frac{\mu_1^2 \mu_2^2}{3(4\pi\epsilon_0)^2 k_B T D^6} = -\frac{C_{orient}}{D^6} \quad (2.45)$$



Donde:

$\mu_1$  y  $\mu_2$  = Momentos dipolares.

$D$  = distancia media de separación entre los momentos dipolares.

$\epsilon_0$  = permisibilidad relativa o constante dieléctrica del vacío ( $8,854 \cdot 10^{-12} \text{ C}^2 \cdot \text{J}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$ ).

$k_B$  = constante de Boltzmann ( $1,381 \cdot 10^{-23} \text{ J} \cdot \text{K}^{-1}$ ).

$T$  = temperatura absoluta (K).

---

### 2.6.2.2 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, hay un atractivo 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:

$$Vd = -\frac{Q^2\alpha}{2(4\pi\epsilon_0)D^4} \quad (2.46)$$

Aquí,  $\alpha$  es la polarizabilidad en unidades  $C^2m^2J^{-1}$ . 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  $\text{Å}^{-3}$ . De modo similar, una molécula con un momento dipolar estática va a interactuar con una 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, se llama la interacción de Debye [13]:

$$Vd = -\frac{\mu^2\alpha}{(4\pi\epsilon_0)^2D^6} = -\frac{C_{ind}}{D^6} \quad (2.47)$$

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 (anterior).

### 2.6.2.3 Interacción de London.

Para calcular la dispersión de fuerza, se requiere la teoría de perturbación de la mecánica cuántica. La atracción entre dos moléculas no polares es evidente, porque todos los gases se condensan a una determinada temperatura. Esta atracción es la llamada fuerza de dispersión o interacción de London. Estas fuerzas aumentan con la polarizabilidad de las moléculas y la energía libre entre dos moléculas con energía de ionización  $hv_1$  y  $hv_2$  puede aproximarse por [14]:

$$Vl = -\frac{3}{2} \frac{\alpha_1\alpha_2}{(4\pi\epsilon_0)^2D^6} \frac{hv_1v_2}{(v_1 + v_2)} = -\frac{C_{disp}}{D^6} \quad (2.48)$$

---

#### 2.6.2.4 Fuerzas de Van Der Waals.

Keesom, Debye y London han contribuido en la comprensión de las fuerzas entre las moléculas, los tres tipos diferentes de interacciones dipolo llevan el nombre de ellos. La fuerza de Van Der Waals es la suma de todos los términos que considera interacciones dipolo-dipolo:

$$V_{vdW}(D) = -\frac{C_{vdW}}{D^6} \quad \text{con} \quad C_{vdW} = C_{orient} + C_{ind} + C_{disp} \quad (2.49)$$

#### 2.7 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 determinar la interacción entre las moléculas macroscópicas, se calcula la energía de Van Der Waals entre una *molécula A* y un cuerpo infinitamente extendido con una superficie plana hecha de *moléculas B*.

La constante de Hamaker depende de las propiedades de los materiales, como la densidad y las interacciones dipolo-dipolo [15]. Con ello se puede definir:

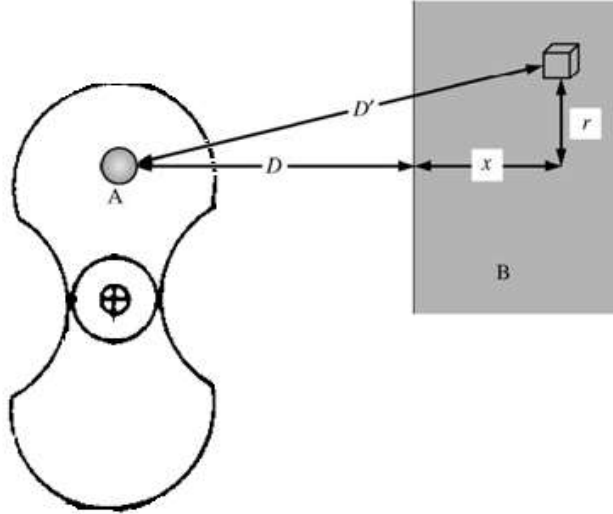
$$A_H = \pi^2 C_{AB} \rho_A \rho_B \quad (2.50)$$

Por tanto, si un cristal se separa en dos partes por una distancia infinita. El trabajo requerido por unidad de área para superar la atracción de van der Waals es:

$$W = -\frac{A_H}{12\pi D^2} \quad (2.51)$$

Donde  $D$  es la distancia entre dos átomos. Sobre la división, dos superficies nuevas son formadas. Con la energía superficial  $\gamma_s$ , el trabajo requerido para la creación de las dos superficies es:





**Figura 2.7-1** Distancia entre dos centros de una molécula A y una molécula B.

$$V_{Mol/plane} = -C_{AB} \iiint \frac{Q_B}{D^6} dV = -C_{AB} Q_B \int_0^{\infty} \frac{2\pi dr dx}{[(D+x)^2 + r^2]^3} \quad (2.52)$$

**Como**  $2\pi dr = d(r^2)$  se tiene;

$$V_{Mol/plane} = -\pi Q_B C_{AB} \int_0^{\infty} \left[ -\frac{d(r^2)}{2[(D+x)^2 + r^2]^2} \right]_0^{\infty} dx$$

$$V_{Mol/plane} = -\frac{\pi Q_B C_{AB}}{2} \int_0^{\infty} \frac{1}{(D+x)^4} dx$$

$$V_{Mol/plane} = -\frac{\pi Q_B C_{AB}}{2} \left[ -\frac{1}{3(D+x)^3} \right]_0^{\infty}$$

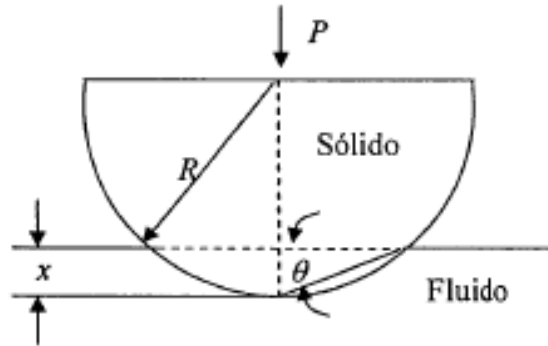
$$V_{\frac{Mol}{plane}} = -\frac{\pi Q_B C_{AB}}{6D^3} \quad (2.53)$$

Si sabemos que la  $\gamma_{ab} = V^A$  sustituimos la ecuación 2.39 y despejando la  $D$  obtenemos:

$$D = \sqrt[3]{\frac{A_H}{6V^A}} \quad (2.54)$$

## 2.8 Condición de Desplazamiento en la Interfase Sólido-Líquido.

De acuerdo con Rabinowicz [16] al considerar una partícula esférica de radio  $R$  que se sumerge dentro de un fluido a una distancia  $x$ , se genera trabajo para llevar la presión del fluido como se muestra en la Figura 2.7-1. En esta se introduce la ecuación de energía superficie libre la cual contiene la suma de las energías libres que interactúan en las superficies, donde la ecuación:



**Figura 2.8-1** Indentador sólido sumergido en un líquido.

$$G = 2\pi Rx(\sigma + \gamma_{ab}) - 22\pi Rx^2P \quad (2.55)$$

Donde  $G$  es el cambio de energía libre sobre la superficie,  $P$  es la presión que se ejerce por el fluido,  $\sigma$  es la tensión superficial,  $\gamma_{ab}$  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 [17]. Al despejar la presión y tomando en cuenta la ecuación de coeficiente de fricción en la Interfase sólido-líquido se obtiene:

$$f = \frac{\tau \cot^2 \theta}{\frac{3}{4} \left( \frac{\sigma + \gamma}{R} \right)} \quad (2.56)$$

Donde  $\tau$  es el esfuerzo cortante,  $\sigma$  es la tensión superficial,  $\gamma$  es la energía de adhesión entre los dos materiales,  $R$  es el radio del Indentador sólido y  $\Theta$  es el ángulo de contacto.

---

## Referencias

- [1] Rojas, O.J., Introducción a la Reología, Cuaderno FIRP 520, ULA Mérida, 1988 y 1992.
- [2] Rojas, O.J. y Villabona, J., Transporte de Fluidos, Cuaderno FIRP 521, ULA Mérida, 1990.
- [3] E. L. Ibarrola, «Introducción a los fluidos No-Newtonianos,» Cátedra de Mecánica de los Fluidos- UNCor, 2009.
- [4] D. Costerelli Santiago, Resolución de las Ecuaciones de Navier Stokes utilizados en CUDA, Universidad Nacional del Litoral, 2011.
- [5] F. W. White, Fluid Mechanics, Mc. Graw Hill. 2009.
- [6] Sosa Solis Sergio Alberto, Aplicación de Modelos Mecánicos para la optimización del diámetro de tuberías flexibles como sargas de velocidad, Universidad Nacional Autónoma de México, 2010.
- [7] Cuchimaque Lugo Julian Eduardo, Evaluación del Efecto Joule- Thomson y el Holdup de líquido en Sistemas de Transporte de Gas Natural, Bucarama, 2006.
- [8] Oliver Olivella Xavier y et, Mecánica de Medios Continuos para Ingenieros, Editorial Edicions UPC, Universidad Politécnica de Catalunya, 2002.
- [9] Eugene A. Avallome y Theodore Baumeister III. Standard Handbook for Mechanical Engineers, 10ed, Editorial: McGraw-Hill, S.A. C.V. México, 1998.
- [10] O.E. Bajle. Turbomachines, A Guide to Design, Selection, and Theory. New York. 1981
- [11] Hans-Jürgen Butt, Karlheinz Graf, Michael Kappl, Physics and Chemistry of Interfaces, ISBN: 3-527-40413-9. 2003
- [12] Keesom, W.H. , 1921, Phys. Z., 22 (129), 364.
- [13] Debye, P. , 1920, Phys. Z., 21, 178 (1921), 22, 302.
- [14] London, F. , 1930, Z. f Phys., 63, 245.
- [15] Hamaker, H.C., 1937, Physica, 4, 1058.
- [16] Rabinowicz E., "friction and Wear of Materials", John Wiley & Sons, INC., New York., 1965.
- [17] Rodríguez Lelis J. M., Vela Arvizo D. " Effect on the film pressure distribution on a hydrodynamic tilting pad bearing caused by the coating of the journal with DCD by triboadhesion" ASME j. 2007.
- [18] Shigley, J.E. Diseño en Ingeniería Mecánica. México, Edit. Mc Graw Hill. Novena edición. 2012.
- [19] Eugenio Valencia Leonardo, Las bombas de rotor lobular, Quaderns d'enginyeria, 1981, p. 371-385.
- [20] Cengel A. Yunus, Mecánica de fluidos. Fundamentos y aplicaciones», Mc Graw Hill, 2006.
- [21] Oliver Olivella Xavier y et, «Mecánica de Medios Continuos para Ingenieros» Editorial Edicions UPC, Universidad Politécnica de Catalunya, 2002.
- [22] F.L. Litvin, Gear Geometry and Applied Theory, Prentice Hall, New York, 1994.

---

# CAPÍTULO 3

## DISEÑO DE LA MICROBOMBA PDP

### 3 Introducción.

El diseño de la microbomba presenta varios puntos en su desarrollo siendo la geometría y tamaño unas de las principales características, la fricción presente en el mecanismo de succión y la presión constante. A su vez se presentan las diferentes condiciones a las que está sometido el dispositivo para simular la interacción que ocurren en el interior de la pleura. Una vez realizado el estudio de los fluidos de trabajo (sangre, aire y líquido pleural) y el material de construcción seleccionado (policarbonato) para el dispositivo de la microbomba PDP, se ofertan el diseño conceptual, tomando en cuenta ciertas consideraciones para su elaboración y validación.

En este capítulo se presentan las variables justificadas para el diseño de la microbomba PDP, desde su conceptualización. También se presentan los modelos CAD de la microbomba y partes que la conforman.

---

### 3.1 Bases para el diseño de la Microbomba PDP.

#### 3.1.1 Modelo conceptual.

El esquema conceptual del diseño de la microbomba se toma en cuenta el diseño de las bombas de lóbulos de desplazamiento positivo que ya está descrito en la literatura [1], y conceptualizándolo como una tubería por la que pasa un fluido, en la cual se pueden encontrar ciertos parámetros descritos por las leyes Gobernantes de Fluidos (Ecuación de la conservación de la masa, energía y movimiento) descritas en el capítulo anterior, así como las propiedades del material, como se describe en la Figura 3.1-1.

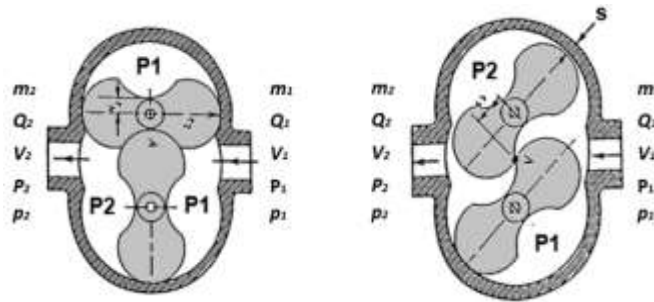


Figura 3.1-1. Esquema conceptual de la microbomba [2].

#### 3.1.2 Tamaño.

Con base a la dimensión a considerar para la microbomba se limita al tamaño de la incisión que se realiza de forma quirúrgica para insertar el tubo de drenaje torácico, que es d 1 pulgada; y el calibre de la sonda o tubo endopleural que se utiliza para drenar el fluido, que van de los 20 a 40 French (1 French equivale a 1/3 de mm) [3]. Por tanto, las dimensiones del dispositivo no deben pasar el valor de 1 pulgada de diámetro.

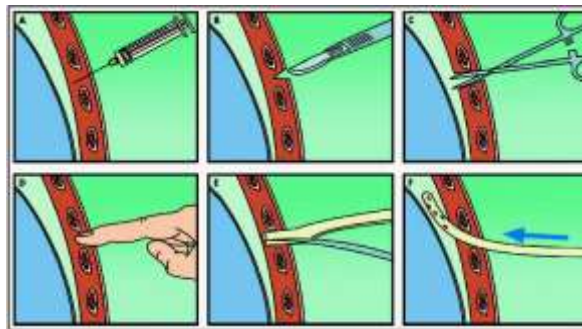
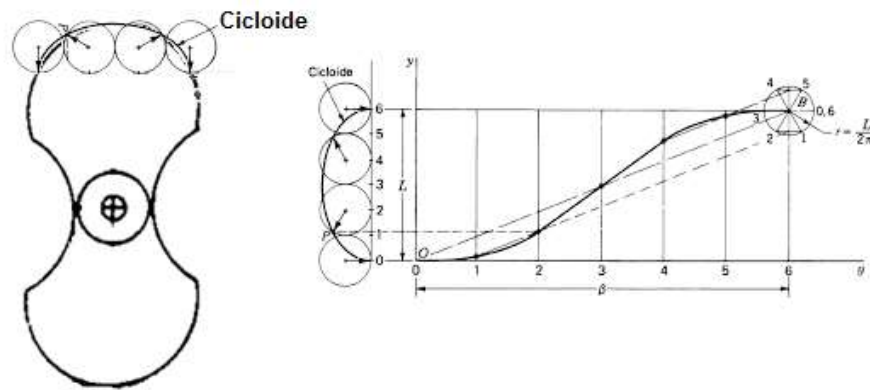


Figura 3.1-2. Esquema de las fases de un drenaje pleural.

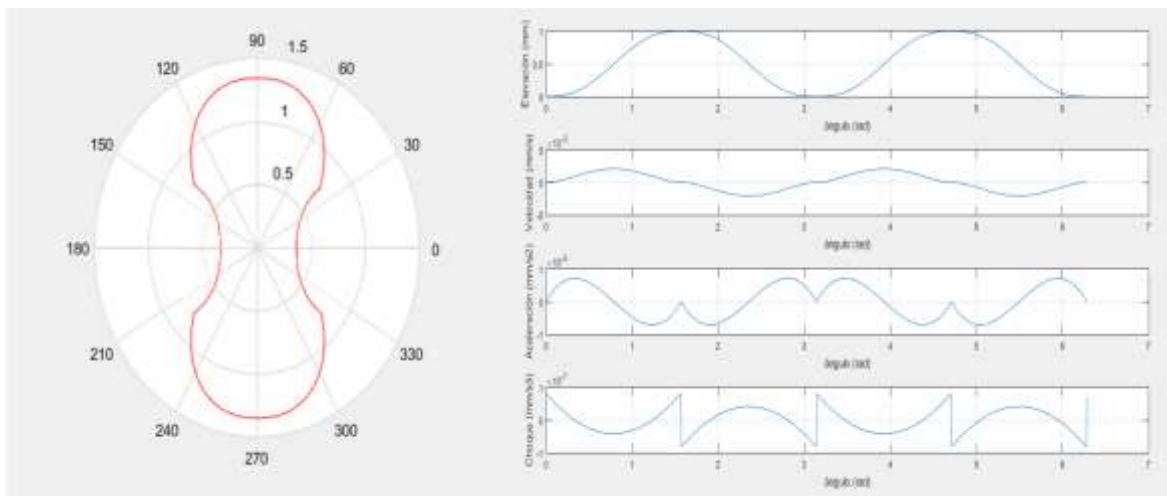
### 3.1.3 Diseño de lóbulos y distancia de separación.

Para el diseño del perfil de los lóbulos de la microbomba se utilizan las ecuaciones de movimiento de un seguidor de una leva descritas en el capítulo 2, ya que mediante estas se describe principalmente del desplazamiento, velocidades, aceleraciones y jerk del seguidor de una leva, podemos relacionar que las fuerzas normales y tangenciales desarrolladas en medida que se efectúa una revolución, donde se puede comparar el seguidor de la leva como el fluido en contacto con el perfil del lóbulo.



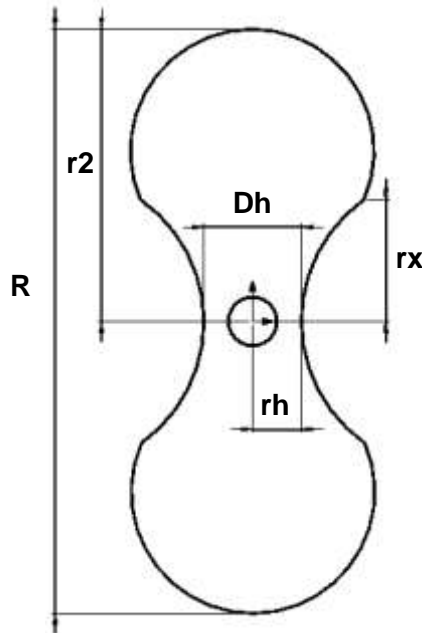
**Figura 3.1-3.** Diagramas del desplazamiento del seguidor de una leva en relación al perfil del lóbulo de la microbomba.

Como se puede apreciar en la Figura 3.1-7 se puede determinar los cambios de aceleración y sobre-aceleración o Jerk en los máximos y mínimos del perfil del lóbulo, obteniendo los efectos de arrastre deseado del fluido a causa de estos cambios y al diseño del lóbulo.



**Figura 3.1-4.** Perfil y Diagramas del Perfil del Lóbulo.

Con lo anterior podemos establecer el modelo CAD del perfil del l6bulo mostrados en la figura 3.1-5. Junto con otros par6metros de dise1o, as6 como las condiciones de entrada y salida del fluido; el valor de espacio libre entre el l6bulo y la c6mara Sz, el valor de espacio libre entre los dos l6bulos Su; espesor de los l6bulos, ara y volumen de la c6mara son los valores mostrados en la tabla 3.2.



**Figura 3.1-5.** Dise1o del perfil del l6bulo.

**Tabla 3.1.** Par6metros de dise1o.

<b>Presi6n de Entrada</b>	<b>8 cm-H<sub>2</sub>O</b>	<b>Di6metro de entrada tobera</b>	<b>6 mm</b>
<b>Presi6n de Salida</b>	<b>1 atm</b>	<b>Di6metro salida de la tobera</b>	<b>5 mm</b>
<b>Su</b>	<b>0.97 mm</b>	<b>Torque</b>	<b>8.18x10<sup>-5</sup> N/m</b>
<b>Sz</b>	<b>0.48 mm</b>	<b>Longitud de canal</b>	<b>23 mm</b>
<b>r<sub>2</sub> = b</b>	<b>3 mm</b>	<b>Ancho de la c6mara</b>	<b>5 mm</b>
<b>r<sub>x</sub> = a</b>	<b>1.25 mm</b>	<b>6rea de la c6mara</b>	<b>52.39 mm<sup>2</sup></b>
<b>r<sub>h</sub></b>	<b>0.5 mm</b>	<b>Volumen de la c6mara</b>	<b>497.22 mm<sup>3</sup></b>
<b>a + b = l</b>	<b>3.5 mm</b>	<b>Dh</b>	<b>1 mm</b>
<b>h</b>	<b>0.85</b>	<b>k</b>	<b>5.5</b>

---

## **3.2 Análisis superficial y trabajo de adhesión.**

### **3.2.1 Reología de los Fluidos.**

Uno de los parámetros que influyen en el funcionamiento de las bombas, es el tipo de fluido que mueven. En el caso de fluidos newtonianos los factores de viscosidad, densidad son significativos a temperatura ambiental. Sin embargo, otros fluidos como la sangre o compuestos de ella sugieren de conocer su comportamiento cuando se desplazan en ductos fijos o con desplazamiento relativo. Es por esto que las condiciones reológicas relacionadas con la sangre deben describirse.

La ciencia de la Reología fue fundada por los pioneros Marcus Reiner y Eugene Bingham hace apenas 80 años, y se define como la rama de la física que estudia el comportamiento de los fluidos sometidos a diferentes tipos de esfuerzos. El campo de la Reología se extiende desde la mecánica de los fluidos Newtonianos, por una parte, hasta la elasticidad de Hooke por otra; desde los gases hasta los sólidos [4,5].

La Reología de fluidos es usada para describir la consistencia de diferentes fluidos, normalmente mediante dos componentes, la viscosidad y la elasticidad. Por viscosidad se entiende la resistencia a fluir o el “espesamiento” y por elasticidad la “pegajosidad” o “estructura” [6]. Por tanto, es importante describir los parámetros y las características de los distintos fluidos que se presentan en el derrame pleural, como es el caso de la sangre, aire y líquido linfático o pleural, los cuales forman un fluido compuesto presente en el padecimiento como se describieron anteriormente.

#### **3.2.1.1 Sangre.**

La sangre es un tejido líquido formado por células o elementos como glóbulos rojos, glóbulos blancos y plaquetas (45% del volumen total, y una parte líquida llamada plasma de color ámbar constituida principalmente por agua (55% del volumen total). Su temperatura normal es de 36,5° C y es 5 veces más viscosa que el agua [3]. De esta composición se deducen dos cosas:

- 1. Las partículas sólidas suspendidas en la sangre, al rozar entre ellas, presentan cierta resistencia al avance del flujo, disipándose energía. Este fenómeno es el origen de que la sangre tenga un comportamiento viscoso mayor que el agua [7].*



2. La gran cantidad de agua, al ser esta incompresible, da propiedades de incompresibilidad a la sangre.

Por tanto, cualquier modelo constitutivo que se proponga a nivel macroscópico, debe presentarse estas dos características: viscosidad e incompresibilidad [9].

**Tabla 3.2.** Componentes de la sangre ( $5 \times 10^6$  partículas/mm<sup>3</sup>) [10].

Elementos celulares	Proporciones relativas
Glóbulos rojos	600
Glóbulos blancos	1
Plaquetas	30
Plasma	Proporción en peso
Agua	0.91
Proteínas	0.07
Solutos inorgánicos	0.01
Otras sustancias orgánicas	0.01

La viscosidad de la sangre depende del número y estructuración de glóbulos rojos que contenidos en ella. En la literatura se puede encontrar varios modelos no-newtonianos que reflejan esta propiedad en la sangre [8].

**Tabla 3.3.** Propiedades de la sangre [6, 7].

Densidad	Módulo de elasticidad	Esfuerzo Ultimo	Viscosidad	Energía Superficial	Coficiente de Poisson
1060 Kg/m <sup>3</sup>	200 MPa	12.8 4MPa	0.005 Pa.s	4.75e <sup>-4</sup> J/m <sup>2</sup>	0.012

### 3.2.1.2 Aire.

El aire es esencial para la vida en el planeta y transparente en distancias cortas y medias. Es una combinación de gases en proporciones ligeramente variables, compuesto por nitrógeno (78%), oxígeno (21%), y otras sustancias (1%), como ozono, dióxido de carbono, hidrógeno y gases nobles (como kriptón y argón) [11]. La presencia de aire en la cavidad pleural es otro de los padecimientos que se denomina Neumotórax.

**Tabla 3.4.** Composición del aire [12].

Componente	Contenido en volumen
Nitrógeno	78,07
Oxígeno	20,95
Anhídrido carbónico	0,03
Hidrógeno	0,01
Argón	0,93
Neón	0,0018

Nuestros pulmones comprenden el acceso de O<sub>2</sub> a las células, su utilización en los procesos de oxidación y su eliminación en forma de CO<sub>2</sub>, proceso que realiza nuestro sistema respiratorio cuando se realiza la “respiración”. En ambientes con temperaturas de entre 10°C y 30°C, el aire se calienta en los pulmones y vías, subiendo dicho gas a valores aproximados de 34°C y 36 °C [11].

**Tabla 3.5.** Propiedades del Aire a temperatura de 35°C [13].

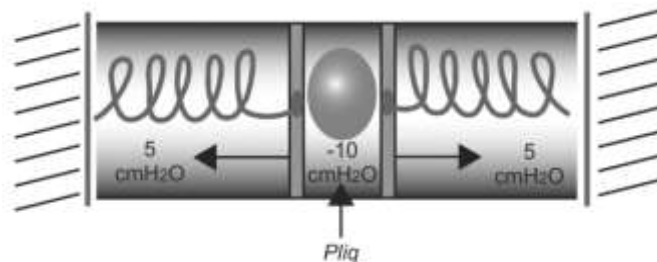
Densidad	Calor Especifico	Viscosidad Dinámica	Viscosidad Cinemática	Energía Superficial	Conductividad Térmica
1.145 Kg/m <sup>3</sup>	1007 J/Kg.K	1.895x10 <sup>-5</sup> Pa.s	1.655x10 <sup>-5</sup> m <sup>2</sup> /s	0.073 J/m <sup>2</sup>	0.02625 W/m.K

### **3.2.1.3 Líquido Pleural.**

El líquido pleural también es uno de los fluidos que se encuentran presentes en el padecimiento, el cual está expuesto a la presión de retroceso de pulmón (~ 5 cm de H<sub>2</sub>O en la capacidad residual funcional) que se equilibra por una presión igual y opuesta ejercida por la pared del pecho como se muestra en la figura. Sin embargo, la presión del líquido pleural (P<sub>liq</sub>) no se limita a reflejar presión de la superficie pleural, sino que también refleja la dinámica de rotación de fluido a través de las membranas pleural y, de hecho, es más sub-atmosférica promedio de -10 cm de H<sub>2</sub>O [14].

El fluido pleural se acumula entre las capas de tejido que recubren los pulmones y la cavidad torácica. Su cuerpo produce líquido pleural en pequeñas cantidades para lubricar las superficies de la pleura. Este es el tejido delgado que recubre la cavidad torácica y rodea los pulmones [11].

- Es claro y ultra filtrado de plasma (originado en la pleura parietal).
- Un pH de 7.60-7.64.
- Contenido de proteínas de menos 2%(12 g/dl).
- Menos de 1000 glóbulos blancos por milímetro cubico.
- Glucosa similar a la del plasma.
- Lactato deshidrogenasa (LDH) de menos de 50% de plasma.
- Volumen normal: 0.1 - 0.2 ml/Kg (7ml-14ml  $\approx$  10 ml).



**Figura 3.2-1.** Esquema de pulmón y la pared torácica ejerciendo entre sí una presión de retroceso de igual módulo, pero de signo opuesto en la cavidad pleural [14].

La existencia de presión negativa tiene claras implicaciones mecánicas: en la cavidad pleural de los pulmones se mantienen bien adherido a la pared del pecho, y en el pulmón del endotelio de la pared capilar está firmemente pegados a la pared epitelial [15, 16].

Las estomas linfáticas de la pleura parietal, se encuentran abiertas de 0,3 a 40 micras de diámetro (ya sea individual o en grupo) y que conecta directamente con el espacio pleural parietal sistema de drenaje linfático [17]. La extensión de la red linfática se desarrolla principalmente en la superficie diafragmática donde la densidad de estomas alcanza el valor considerable de 8000 cm<sup>-2</sup> [18].

Las cantidades de flujo linfático a 3 l · min<sup>-1</sup> · mm<sup>-2</sup>, la velocidad del flujo en los vasos linfáticos iniciales es del orden de 2 mm · min<sup>-1</sup> [14]. En condiciones fisiológicas, una pequeña parte del líquido pleural (<15%) podría ser drenada a través de la pleura visceral en animales, donde la pleura visceral es perfundido por la circulación pulmonar. En este caso hay un gradiente de potencial de absorción como la presión hidráulica en los capilares pulmonares (~ 10 cmH<sub>2</sub>O) es menor que el coloide de plasma a presión osmótica (~ 25 cm de H<sub>2</sub>O) [14].

---

### 3.2.2 Material Biocompatible.

Finalmente, también es importante considerar el material con el cual estará diseñado la microbomba, ya que se encontrará en contacto permanente con los órganos del cuerpo humano y fluidos orgánicos del mismo. De esta manera la biocompatibilidad permitirá el grado de "aceptabilidad biológica", que a su vez constituye el estudio de la interacción de los biomateriales con el medio en contacto con ellos. En la actualidad los dispositivos construidos con biomateriales están adquiriendo gran importancia, de tal manera que se han convertido en factores determinantes de la factibilidad y del éxito en la industria de la médica [19].

Desde su primera aplicación en 1860 con la introducción de las técnicas quirúrgicas asépticas [19], hasta los dispositivos que interactúan con sistemas biológicos con el fin de evaluar, tratar, aumentar o sustituir algún tejido, órgano o función del organismo humano.

Estos pueden ser [20]:

- **Natural:** son complejos, heterogéneos, difícilmente caracterizables y procesables, como lo son colágeno purificado, fibras proteicas (seda, lana), etc.
- **Sintéticos:** metales, cerámicos o polímeros, se denominan materiales biomédicos, para diferenciar de los naturales.

A su vez se pueden clasificar según el tiempo que deben mantener su funcionalidad, Según su tiempo de aplicación [20]:

- **Primer Grupo:** Incluye todos aquellos materiales que deben tener un carácter permanente como lo son los sistemas o dispositivos para sustituir parcialmente o totalmente a tejidos u órganos destruidos como consecuencia de una enfermedad o trauma.
- **Segundo Grupo:** Incluye todos los materiales que deben mantener una funcionalidad durante un periodo de tiempo limitado, ya que el organismo humano puede desarrollar mecanismos de curación o regeneración para reparar la zona o tejido afectado.

---

### 3.2.2.1 Biopolímero.

Entre los materiales que se pueden utilizar para aplicaciones médicas, los polímeros o “**biopolímeros**” como se les suele llamar, resultan ser un buen material biocompatible para el contacto directo con la piel, sangre, proteínas, saliva, diferentes fluidos corporales y órganos en general [21].

Un biopolímero es un implante mecánico, que no produce reacciones alérgicas o efectos secundarios causados por el contacto con el cuerpo humano. Gracias a sus propiedades y al fácil manejo de estos, además de su costo y efectividad, garantiza su uso como biomaterial. Algunas de estas aplicaciones se encuentran en dispositivos para diálisis, catéteres, válvulas de corazón, implantes cutáneos y dispositivos ortopédicos [22].

#### Características

- Ni antiginicidad ni biodegradación
- Atoxicidad Total
- Baja Tensión Superficial
- Estabilidad a varias temperaturas
- Hidro-repelencia
- Capacidad de buen enfibrosamiento
- Permanencia indefinida
- Biofuncionalidad
- Biocompatibilidad

#### Requerimientos para polímeros Biomédicos.

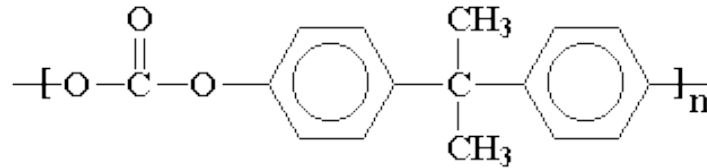
Los aspectos fundamentales a conocer, son el efecto del implante en el organismo y viceversa, que se puede resumir en [22, 23]:

- El material no debe incluir componentes solubles en el sistema vivo, excepto si es de forma intencional para conseguir un fin específico.
- El sistema vivo no debe degradar el implante, exceptuando lo contrario
- Las propiedades físicas y mecánicas del polímero, deben ser las más apropiadas para ejercer la funcionalidad que se les designe, por lo que deben permanecer iguales durante el tiempo de empleo.
- Debe ser biocompatible, siendo específicos la posibilidad cancerígena y a la interacción inmunológica que pueden poseer.
- El implante debe ser esterilizable, libre de bacterias y endotoxinas adheridas a las paredes de las células de las bacterias.

---

### 3.2.2.2 Policarbonato (PC).

El policarbonato es un poliéster con una estructura química repetitiva de moléculas de Bisfenol A ligadas junto a otros grupos carbonatos en una molécula larga [24].



**Figura 3.2-2.** Formula y estructura molecular del Policarbonato (PC).

El Policarbonato PC es ideal para aplicaciones que exigen una alta resistencia impacto y factibilidad estructural. Es un sistema amorfo, transparente, presenta buenas características y propiedades mecánicas junto con estabilidad dimensional; con excelentes capacidades de interacción con el plasma impidiendo la coagulación de esta, drenajes, anestesia, también para equipos de asistencia al corazón, pulmones, incubadoras plásticas, dializadores de riñón, oxigenadores de sangre, conexiones de tubos, unidades de infusión, lentes para una visión correcta, tubo respirador, utensilios esterilizables [24].

Entre las propiedades características del policarbonato, se encuentran [24]:

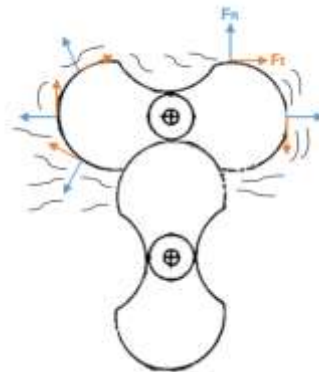
- Buena resistencia al impacto.
- Buena resistencia a la temperatura, ideal para aplicaciones que requieren esterilización.
- Buena estabilidad dimensional.
- Buenas propiedades dieléctricas.
- Escasa combustibilidad.
- Es amorfo, transparente y tenaz, con tendencia al agrietamiento.
- Tiene buenas propiedades mecánicas, tenacidad y resistencia química.
- Es atacado por los hidrocarburos halogenados, los hidrocarburos aromáticos y las aminas.
- Es estable frente al agua y los ácidos.
- Buen aislante eléctrico.
- No es biodegradable.

**Tabla 3.6.** Propiedades del Policarbonato [21, 24].

Densidad	Módulo de elasticidad	Esfuerzo Ultimo	Dureza	Energía Superficial	Coefficiente de Poisson
1200 Kg/m <sup>3</sup>	2.40 GPa	72.0 MPa	0.45 GPa	42-44 mJ/m <sup>2</sup>	0.31 – 0.38

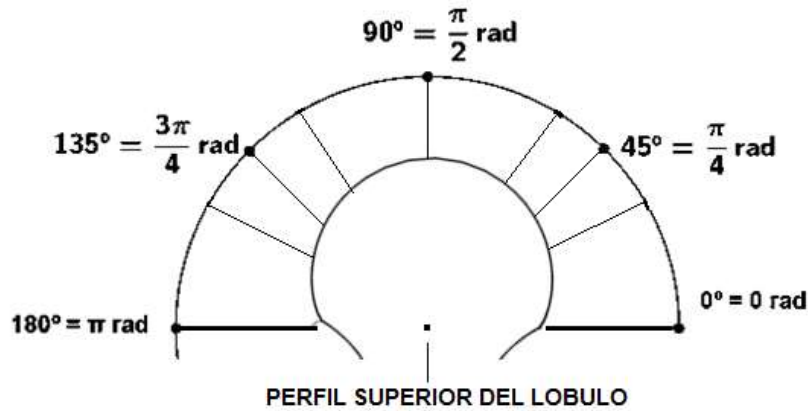
### 3.2.3 Cálculo de fuerzas superficiales.

Las fuerzas superficiales que se presentan en las caras de los lóbulos, se conforman de una componente tangencia y una normal, de tal manera que el efecto provocado principalmente por las fuerzas tangenciales influya enormemente en el desplazamiento del fluido contenido en la cámara succión, provocando que este se arrastre y sea arrojado a las paredes a causa del movimiento rotacional constante de los lóbulos, provocando la aspiración constante de la microbomba, así como se muestra en la Figura 3.2-3.



**Figura 3.2-3.** Esquema de Fuerzas en la superficie del lóbulo.

Es así, como los efectos cortantes se pueden calcular mediante la ecuación 2.56, y se ven afectados por las fuerzas de adhesión y la posición o zona en el lóbulo, esquema referente a la fig. 3.2-4. A medida que el ángulo con respecto al perfil del lóbulo avanza de 0° a 90°, se puede observar como los esfuerzos cortantes van aumentando hasta llegar a los 90°, pero las fuerzas de adhesión disminuyen, y cuando pasa de 90° a 180°, los valores se invierten, como se puede apreciar en la tabla 3.7. De esta manera se comprueba como el fluido será arrastrado, y en las partes picos o más altas o alejadas del diente del lóbulo en conjunto con la cámara de succión, permitirán el desplazamiento constante.



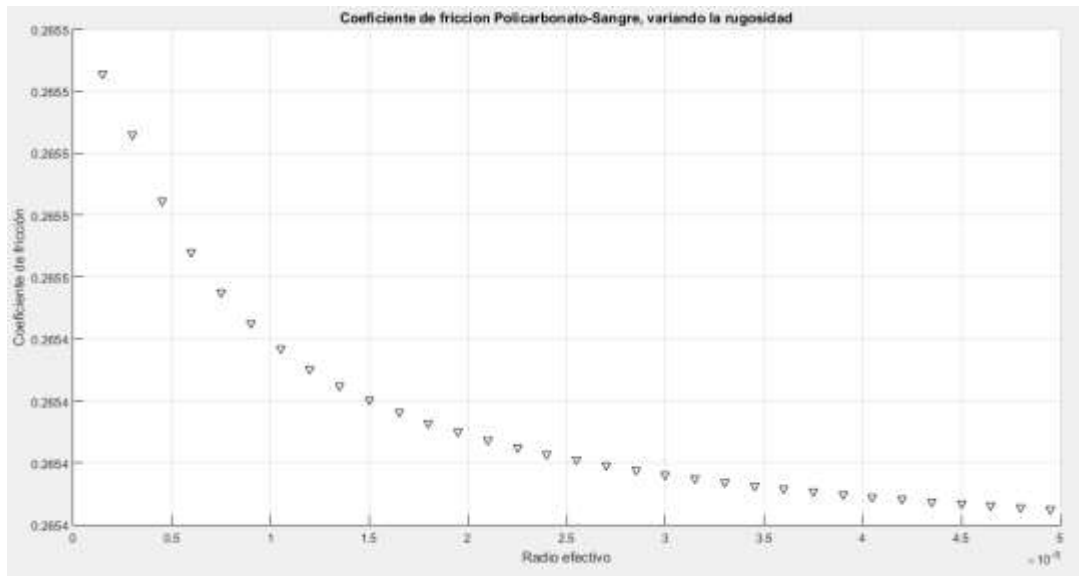
**Figura 3.2-4.** Esquema de ángulo con respecto al perfil del lóbulo.

**Tabla 3.7.** Efectos de los Cortantes vs Fuerzas de adhesión en el perfil del lóbulo.

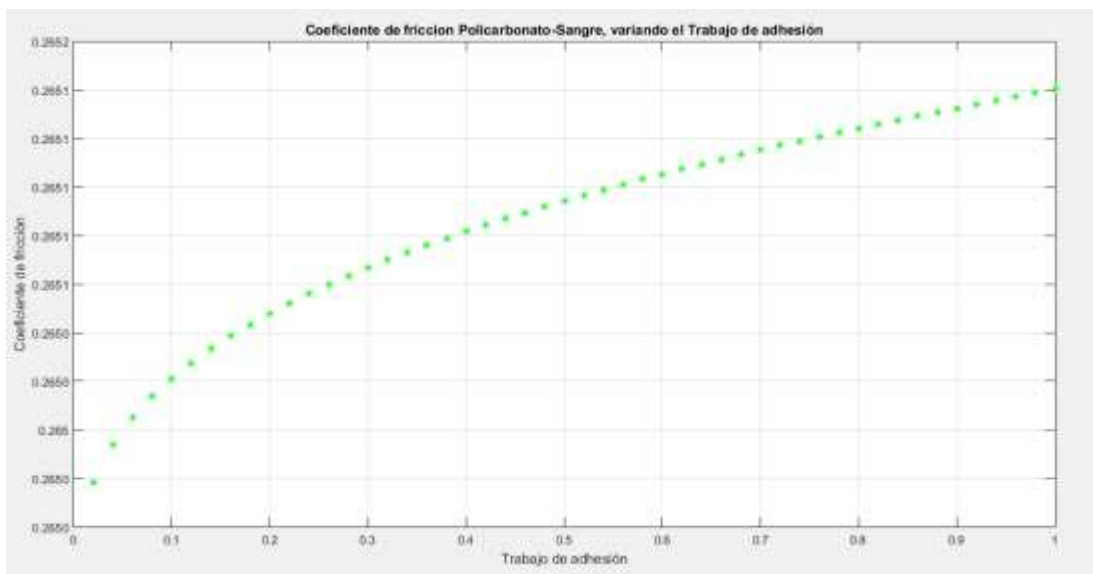
Grados	Fuerza de Adhesión	Esfuerzos Cortantes $\tau$ (Pa)
0	$3.66e^{-06}$	$70.11 \times 10^5$
45°	$1.47e^{-06}$	$11.70 \times 10^5$
90°	$7.89e^{-05}$	$31.20 \times 10^6$
135°	$2.73e^{-06}$	$69.30 \times 10^5$
180°	$3.12e^{-06}$	$17.50 \times 10^5$
225°	$2.46e^{-06}$	$20.66 \times 10^5$
270°	$8.11e^{-05}$	$31.32 \times 10^6$
315°	$6.12e^{-06}$	$45.38 \times 10^5$
360°	$3.66e^{-06}$	$70.11 \times 10^5$

También al calcular la distancia de separación efectiva entre el sustrato (*Polycarbonato*) y fluido, distancia que permite la variación de fricción por el contacto de los materiales se utilizan las ecuaciones 2.48 y 2.51, donde se ve reflejado la importancia que tiene las Fuerzas de Van Der Waals. Al momento de hacer los análisis de fricción con respecto al radio o distancia de contacto entre un sólido-liquido, y a la interacción de las fuerzas de adhesión del efecto molecular entre los lóbulos y el fluido de trabajo es de  $3.66e^{-06}$  N.





**Figura 3.2-5.** Variación del coeficiente de fricción con respecto al distancia de separación. Determinando que entre mayor o menor sea la distancia de separación entre los materiales tendremos una variación en los coeficientes de fricción y a su vez mientras más mayor o menor sea las fuerzas de adhesión de parte de la interacción de los fluidos, tendrá consecuencias en los efectos de fricción.



**Figura 3.2-6.** Variación del coeficiente de fricción con respecto al trabajo de adhesión.

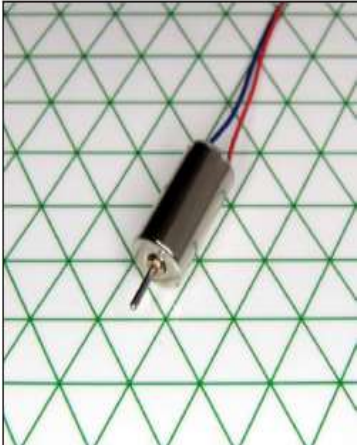
### 3.2.4 Elecciones de motor y elementos motrices.

Para el del motor de la bomba se utiliza las ecuaciones 2.27 y 2.28 del capítulo 2, donde la diferencial de presión necesaria que se debe efectuar en el sistema, es dividida por el flujo, permitiendo determinar la relación que existe entre el flujo de un fluido incompresible, de viscosidad  $\eta$ , que pasa a través de un tubo de radio y longitud, entre cuyos extremos se establece una diferencia de presiones  $\Delta P$ .

Obteniendo una potencia necesaria de 54.62 mWatts para mantener la diferencia presión de 8mmHg en la cavidad pleural.

$$RH = \frac{8(0.005 \text{ pa} \cdot \text{s})(28 \times 10^{-3} \text{ m})}{\pi(3 \times 10^{-3} \text{ m})^4} = 4.40132 \times 10^{-6} \text{ pa} \cdot \text{m}^3 \cdot \text{s}$$

$$Pot = \frac{(490.333 \text{ pa})^2}{4.40132 \times 10^{-6} \text{ pa} \cdot \text{m}^3 \cdot \text{s}} = 0.05462 \text{ Kg} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}^3 \text{ o Watt}$$



<b>Diámetro del motor</b>	<b>6 mm</b>
<b>Largo del motor</b>	<b>12.2 mm</b>
<b>Diámetro de la flecha</b>	<b>0.8 mm</b>
<b>Longitud de la flecha</b>	<b>4.8 mm</b>
<b>Orientación de la flecha</b>	<b>en línea</b>
<b>Voltaje de operación</b>	<b>3 v</b>
<b>Velocidad de carga</b>	<b>14, 000 rpm</b>
<b>Potencia de salida</b>	<b>120 mW</b>

**Figura 3.2-7.** Especificaciones del motor 304-002.

Eligiendo el motor 304-002 para la potenciar los lóbulos de la microbomba, ya que, de acuerdo con los parámetros de operación y especificaciones del mismo, tiene la potencia y capacidad para cumplir con el proceso de succión del dispositivo.

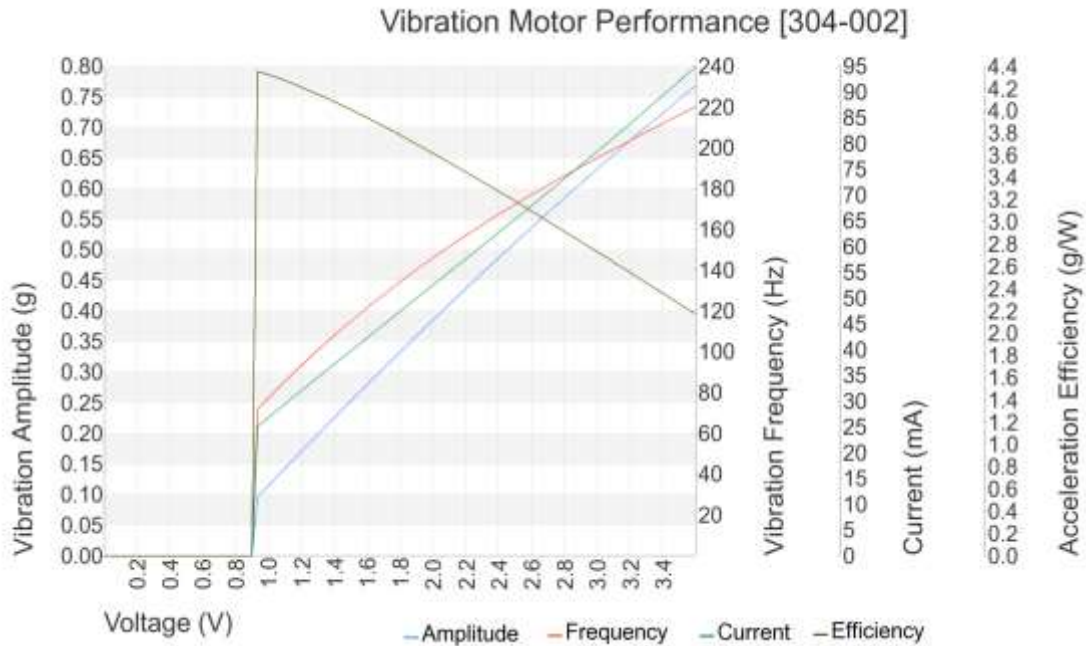


Figura 3.2-8. Curva de operación del motor 304-002.

### 3.3 Propiedades del material.

Un factor importante a considerar en el diseño de la microbomba son las propiedades mecánicas de los materiales que están interactuando. Los materiales para este análisis del diseño son policarbonato para la carcasa, lóbulos y ejes, en el caso del fluido se considerarán las propiedades de la sangre. La tabla muestra las propiedades mecánicas generales.

Tabla 3.8. Propiedades mecánicas generales del policarbonato y la sangre.

Material	Policarbonato	Sangre
<b>Propiedad</b>		
Densidad	1200 Kg/m <sup>3</sup>	1060 Kg/m <sup>3</sup>
Módulo De Elasticidad	2.40 GPa	200 MPa
Esfuerzo Ultimo	72.0 MPa	12.8 4MPa
Dureza	0.45 GPa	-
Viscosidad	-	0.005 Pa.s
Energía Superficial	42-44 mJ/m <sup>2</sup>	4.75e <sup>-4</sup> J/m <sup>2</sup>
Coefficiente De Poisson	0.31 – 0.38	0.012
Calor Especifico	871 J/Kg-K	1006.43 J/Kg-K
Conductividad Térmica	202.4 W/m-K	0.0242 W/m-K

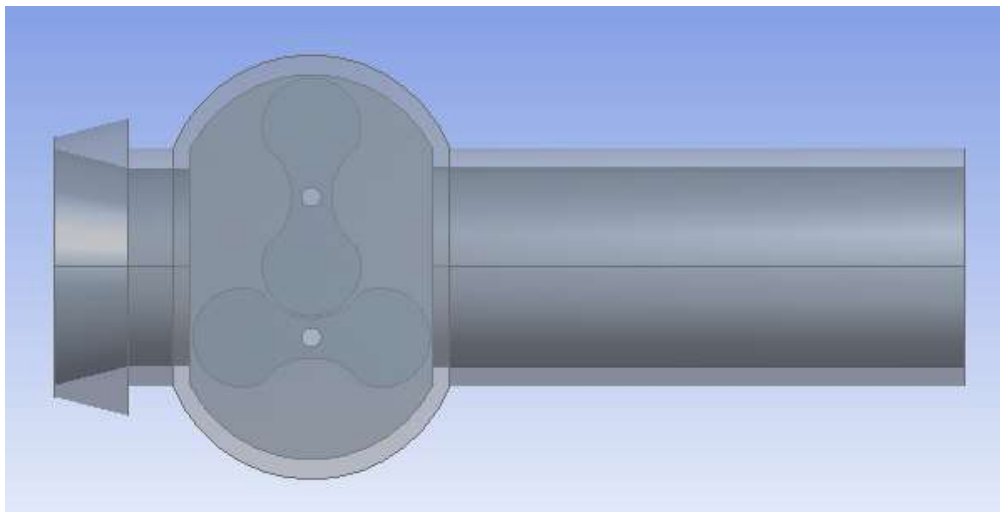
---

### 3.4 Modelado de la Microbomba PDP.

Se realizó un modelo sólido para las posiciones más importantes de los lóbulos de acuerdo con la conceptualización y los diagramas de movimientos descritos anteriormente. El Caso 1: corresponderá a la posición de los lóbulos como se ve en la figura 3.2-1 donde se puede apreciar que uno de los lóbulos se encuentra a  $90^\circ$ , correspondientes a los 1.57 radianes del diagrama de elevación y el otro lóbulo en una posición de  $180^\circ$ , que a su vez son los 3.14 radianes del mismo diagrama; representándola como la posición mínima.

En esta posición también se puede observar que las velocidades serán mínimas como se muestra en el diagrama de velocidad, y los cambios de las aceleraciones y sobreaceleración o Jerk, se verán reflejados en los vectores de velocidad, provocados principalmente por las fuerzas tangenciales que influyen enormemente en el desplazamiento del fluido contenido en la cámara, esperando que la presión en la entrada sea menor en comparación con la presión de salida.

El Modelo del Caso 1 se limita solo a la posición antes descrita, ya que, si invertimos las posiciones de los lóbulos, se puede inferir las presiones serán las mismas en las diferentes secciones de la cámara, solo que en un sentido invertido.

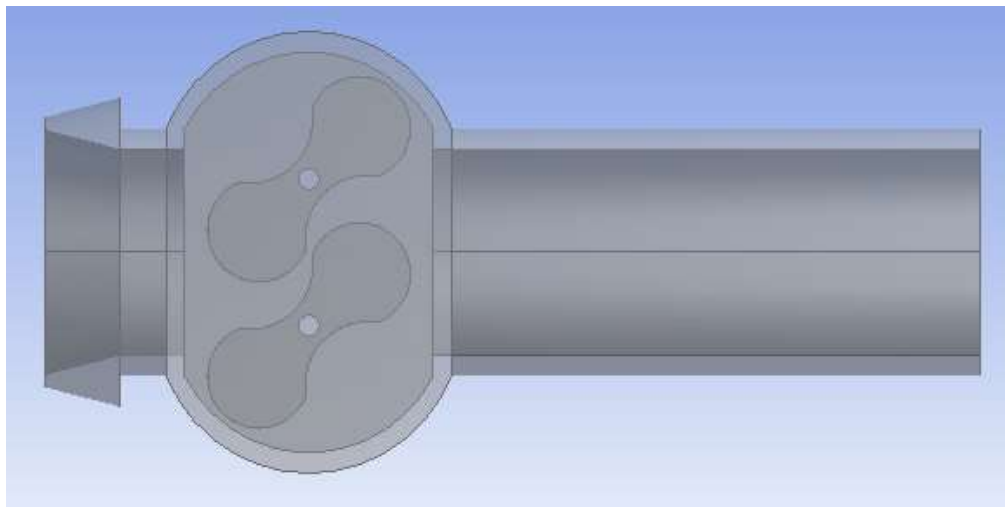


**Figura 3.4-1.** Modelo sólido del Caso 1 de la microbomba PDP.

---

Para el Caso 2: corresponderá a la posición de los lóbulos como se ve en la figura 3.2-2 donde se puede apreciar que ambos lóbulos se encuentran a  $135^\circ$ , equivalentes a los 2.35 radianes del diagrama de elevación, representando la posición máxima. Donde podemos apreciar las velocidades serán máximas de acuerdo con el diagrama de velocidad, representando un incremento en el desplazamiento del fluido.

De la misma manera el estudio del caso 2 se simplifica a la posición antes descrita, ya que se espera que las presiones serán las mismas cuando los lóbulos se encuentran en su posición inversa, ambos lóbulos a  $45^\circ$  o 0.78 Radianes como se aprecia en el diagrama de elevación.



**Figura 3.4-2.** Modelo sólido del Caso 2 de la microbomba PDP.

### **3.5 Propiedades mecánicas de los materiales de trabajo.**

En el capítulo uno se presentaron los materiales de trabajo, en el caso del material para la carcasa, los ejes y los lóbulos de la microbomba, se consideraron con las propiedades del policarbonato descritas en la tabla 3.1, ya que es un material biocompatible de grado médico Clase USP VI y Clase VI [3].

En el caso del fluido de trabajo se consideraron las propiedades de la sangre, como se muestra en la tabla 3.2. Como si consideramos un Hemotórax, con una temperatura de  $36,5^\circ \text{C}$  y es 5 veces más viscosa que el agua [4].

**Tabla 3.9.** Propiedades del policarbonato [3].

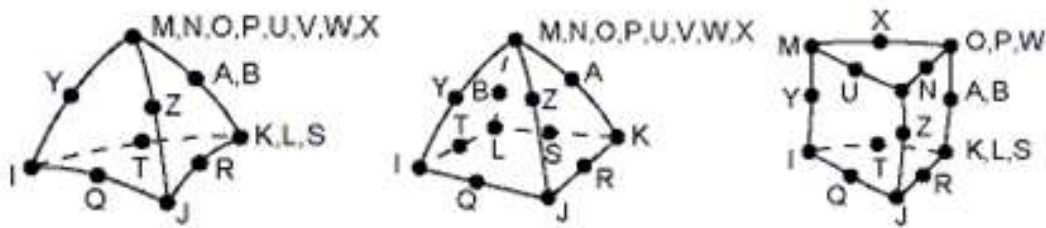
PROPIEDADES			
Policarbonato	Densidad	Calor Especifico	Conductividad Térmica
	1200 Kg/m <sup>3</sup>	871 J/Kg-K	202.4 W/m-K

**Tabla 3.10.** Propiedades de la Sangre [4].

PROPIEDADES				
Sangre	Densidad	Calor Especifico	Conductividad Térmica	Viscosidad
	1060 Kg/m <sup>3</sup>	1006.43 J/Kg-K	0.0242 W/m-K	0.005 Pa.s

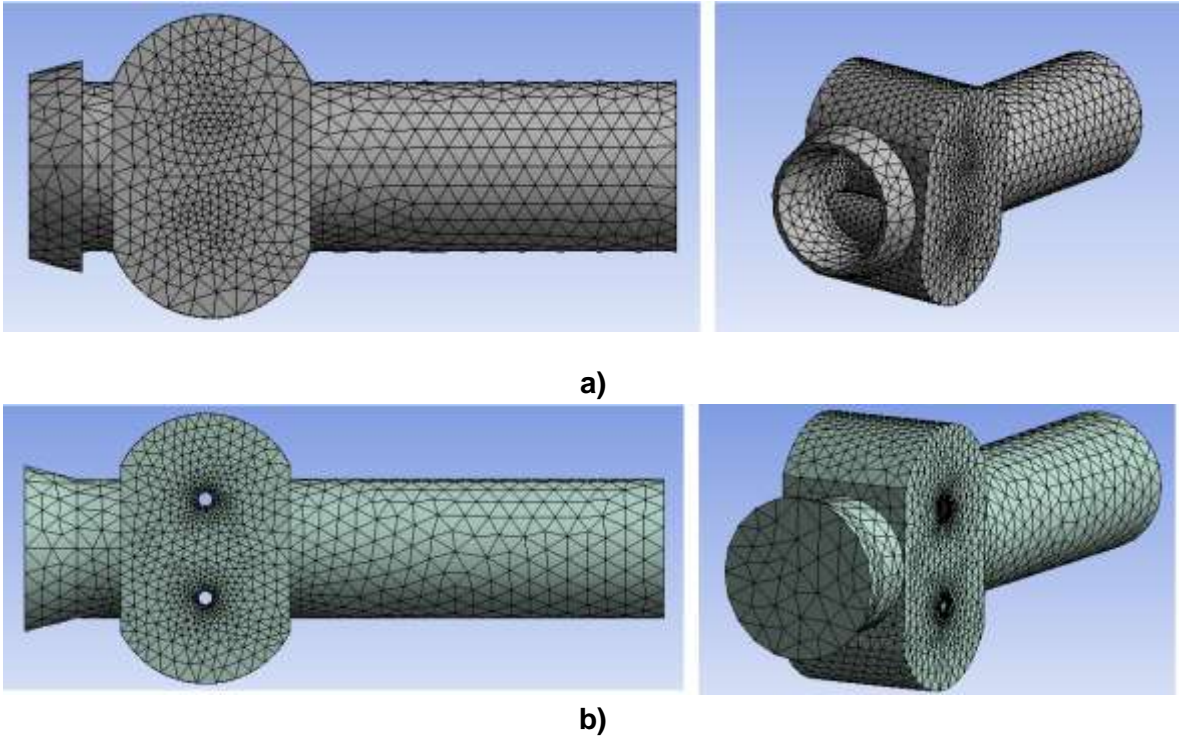
### 3.6 Mallado del Modelo.

Al ser la microbomba un modelo solido el tipo de elemento para la discretización del modelo es el tetraédrico y sus variantes, ya que es el elemento más simple para la teselación en el modelado de geometrías tridimensionales y también es muy adecuado para la generación automática de mallas [5]. También son más versátiles para el modelado de las geometrías solidas complejas o irregulares como en el caso de los lóbulos y carcasa, puesto a que facilita la transición entre regiones de contacto de los ejes contra los lóbulos, y carcasa contra el fluido.



**Figura 3.6-1.** Elemento tetraédrico usado para el mallado de la microbomba.

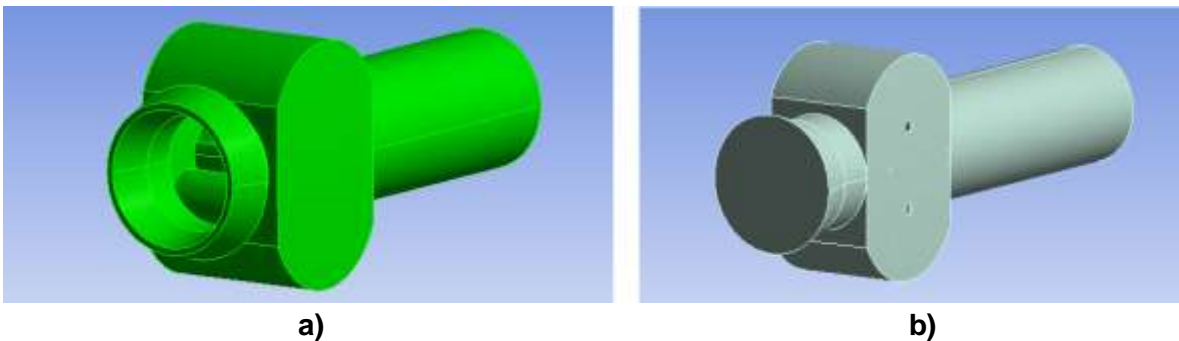
En la figura 3.3-2 (a) se muestra el mallado de la carcasa, los ejes y los lóbulos conformados como un sólido en conjunto, y en (b) muestra la malla generada para el fluido, el tamaño de los elementos fue definido igual para ambas geometrías. El número de elementos en la malla seleccionada es de 102449, 22763 nodos, con un tamaño máximo de elemento 2.63 mm y el tamaño mínimo de elemento 0.0131mm. Para obtener resultados confiables, se buscó la convergencia de la malla de cada caso, escogiendo ente gruesa, normal y fina.



**Figura 3.6-2.** Malla generada para el modelo de la microbomba; a) malla de la carcasa, lóbulo y ejes; b) malla de fluido.

### 3.7 Condiciones de Frontera.

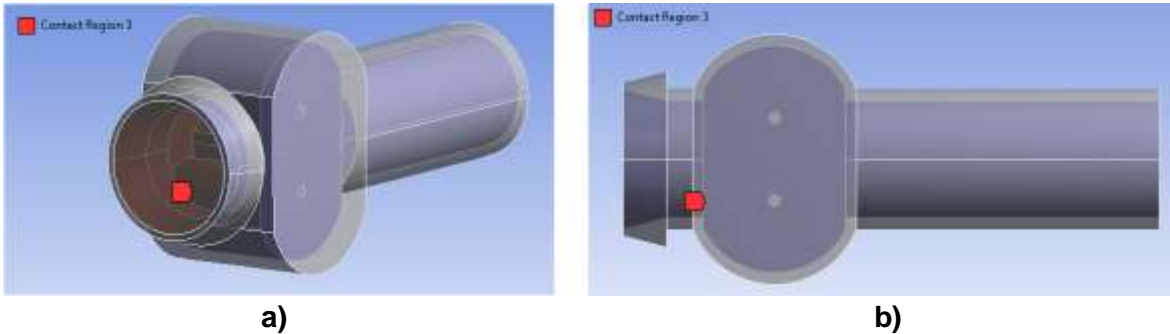
Al tener definidas las características de los modelos de la microbomba PDP para ambos casos, se definen las condiciones de frontera. La figura 3.5-1 muestra la primera condición de frontera, estableciendo (a) como el material sólido y (b) el fluido de trabajo.



**Figura 3.7-1.** a) Material sólido, que comprende el conjunto de carcasa, lóbulo y ejes; b) Fluido de trabajo.

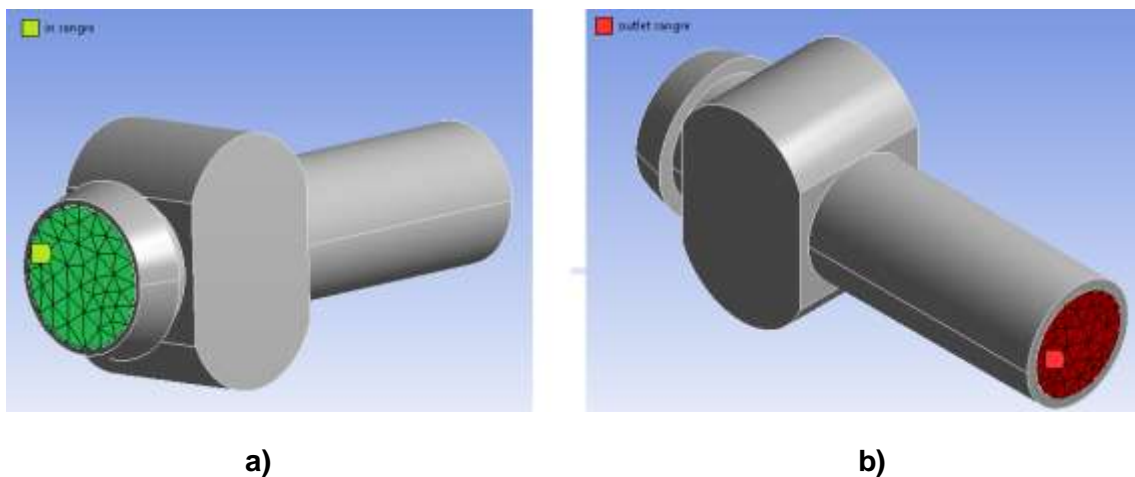
En la figura 3.5-2 se establece las condiciones de contacto en los límites donde se encuentran las paredes, con relación al material libre, como se puede observar en la parte

(b) la región o los contornos de color gris hacen referencia a la carcasa y las circunferencias los ejes que atraviesan los lóbulos y la cámara de la microbomba; la región de azul representa el fluido libre que pasa por toda la geometría de la bomba, de tal manera que los lóbulos se encuentran inmersos o en contacto con el fluido; finalmente en (a) se puede apreciar la región de contacto con un color rojo, donde representa la interacción del fluido, con la geometría de las paredes de la carcasa y de los lóbulos.



**Figura 3.7-2.** a) Región de contacto con las paredes de la carcasa y lóbulos; b) Región libre del fluido.

En la figura 3.5-3 se consideran las condiciones de entrada (a) y de salida (b); En la entrada donde se representa la succión de la microbomba, y la zona de contacto con la región pleural, se estable una presión de entrada de  $8\text{cmH}_2\text{O}$  inferior a la presión atmosférica, con una fuerza de gravedad de  $-9.81$  considerada en el eje Y. En la salida se estable la presión atmosférica, restringe el movimiento del fluido en la cámara de la microbomba de la succión a la salida del dispositivo.



**Figura 3.7-3.** Condiciones a) Entrada del fluido b) Salida del fluido.



---

## Referencias

- [1] Eugenio Valencia Leonardo, Las bombas de rotor lobular, Quaderns d'enginyeria, 1981, p. 371-385.
- [2] O.E. Bajle. Turbomachines, A Guide to Design, Selction, and Theory. Ney york. 1981
- [3] Best y Taylor. Bases Fisiológicas de la práctica médica. Ed. Panamericana, 1993.
- [4] Rojas, O.J. y Villabona, J., Transporte de Fluidos, Cuaderno FIRP 521, ULA Mérida, 1990.
- [5] Rojas, O.J., Introducción a la Reología, Cuaderno FIRP 520, ULA Mérida, 1988 y 1992.
- [6] Y.C Fung, Biomechanics, 2ª edición; Biomechanics: motion, flow, stress and growth, 1990.
- [7] Dmitry A. Fedosov et al., "Predicting human blood viscosity in silico," PNAS Early Edition, 5 July 2010.
- [8] Francesco G, Mauro Ferrari and Paolo D. The Transport of Nanoparticles in Blood Vessels: The Effect of Vessel Permeability and Blood Rheology, Annals of Biomedical Engineering, Vol. 36, No. 2, February 2008 pp. 254–261.
- [9] Alexander Kolbasov1 et al., Blood rheology in shear and uniaxial elongation. Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2016.
- [10] Agustino, AM., Piqueras, R., Pérez, M. et al. Recuento de plaquetas y volumen plaquetario medio en una población sana. Rev Diagn Biol. abr.-jun. 2002, vol.51
- [11] Fernando Quiroz Gutiérrez. Anatomía Humana, Tomo 1. DF, México, Editorial: Porrua, S.A. México. 1978;40-46.
- [12] Stewart, D. Composition of Air. de Chemicool. 2012.
- [13] ÇENGEL, Yunus A. y John M. CIMBALA, "Mecánica de fluidos: Fundamentos y aplicaciones", 1ª edición, McGraw-Hill, Tabla A-9. 2006.
- [14] Miserocchi G, Negrini D. Pleural space: pressures and fluid dynamics. In: Crystal RG, West JB, Weibel ER, Barnes PJ, eds. The Lung: Scientific Foundations. Volume 1. New York, Raven Press, 1997; pp. 1217–1225.
- [15] Miserocchi G, Venturoli D, Negrini D, et al. Model of pleural fluid turnover. J Appl Physiol 1993; 75: 1798–1806.
- [16] Miserocchi G. Physiology and pathophysiology of pleural fluid turnover. Eur Respir J 1997; 10: 219–225.
- [17] Wang NS. Anatomy of the pleura. Clin Chest Med 1998; 19: 229–240.
- [18] Negrini D, Del Fabbro M, Gonano C, et al. Distribution of diaphragmatic lacunae. J Appl Physiol 1992; 72: 1166–1172.
- [19] S. Agathopoulos, P. Nikolopoulos, J. Biomed. Mater. Res. 1995; 421 – 429.
- [20] Gustavo A. Abraham, et al. Hacia nuevos biomateriales Aportes desde el campo de la química macromolecular. Anales de las Real SociedadEspañola de Química. 101 (2) pp. 22-32, 2001.

- 
- [21] Utracki LA. Polymer blends handbook, vols. 12. Springer-Verlag; 2002.
- [22] Selecting Materials for Medical Products: From PVC to Metallocene Polyolefins, Medical Device & Diagnostic Industry, 1996.
- [23] McKeen LW. The effect of sterilization on plastics and elastomers. William Andrew Publishing; 2012.
- [24] Donald G. LeGrand, John T. Bendler. Handbook of Polycarbonate Science and Technology. Marcel Dekker, Inc, New York, 10 edition. 2000.

---

# CAPÍTULO 4

## RESULTADOS

### 4 Introducción.

Este capítulo presenta los resultados obtenidos mediante el software de elemento finito para las dos posiciones los lóbulos de la microbomba, los análisis realizados consisten en un análisis estático, y posteriormente el análisis del flujo para determinar las presiones en los distintos puntos de las cámaras, respecto a las dos posiciones antes descritas, y sus velocidades en ambos modelos.

## 4.1 Análisis Estático.

Una vez asignadas las propiedades del material y las condiciones de frontera descritas en el capítulo anterior, se analizaron los modelos propuestos a fin de determinar o representar las condiciones de trabajo de la microbomba, observando las presiones para cada sección de la cámara, respecto a las dos posiciones antes descritas, y sus velocidades en ambos modelos.

### 4.1.1 Modelo para el CASO 1.

Del análisis estático para el modelo sólido “Caso 1” (posición mínima) se obtuvo la distribución de las presiones para cada sección de la microbomba de acuerdo a las presiones consideradas en la entrada y salida para el análisis.

Como se puede observar en la figura 4.1-1 las presiones obtenidas en un corte longitudinal, se pueden apreciar los cambios de presión que se efectúan en las diferentes secciones de la cámara, enfatizando las reducciones de la geometría, reducciones referentes a las distancias mínimas de lóbulo a lóbulo  $S_u$ , y de lóbulo a la carcasa; determinando un valor de baja presión o presión mínima de 100.521 kPa, este valor se localiza en la entrada de la microbomba o zona de succión y a la mitad de la cámara con referencia del eje Z, esto quiere decir a 2.55mm de los 5mm de ancho de la cámara de los lóbulos; distancia que se puede apreciar en la diagrama de la figura 4.1-2.

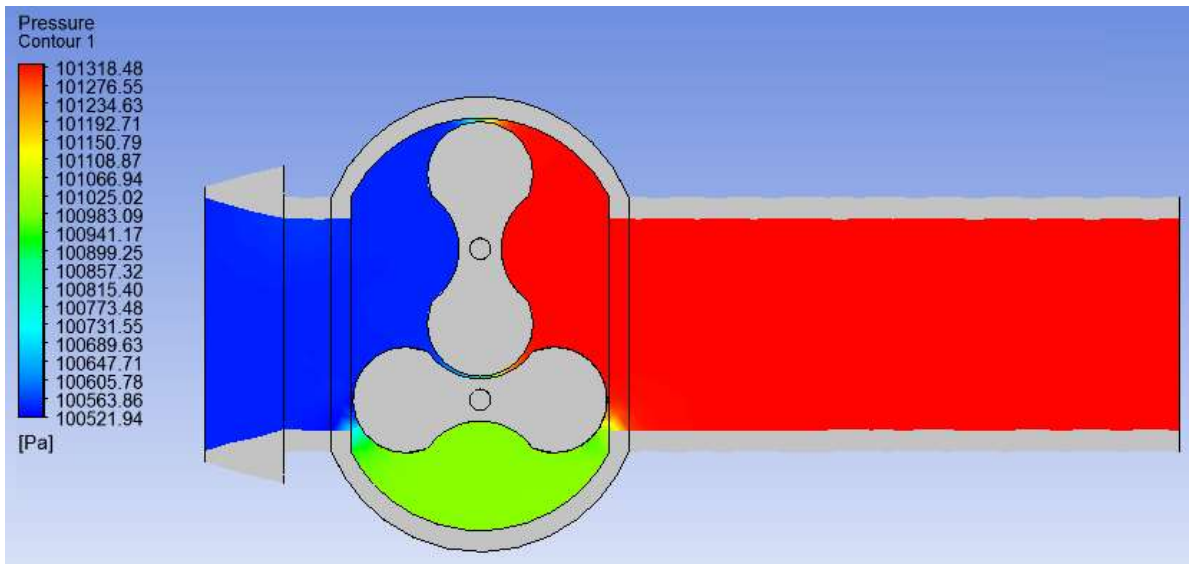
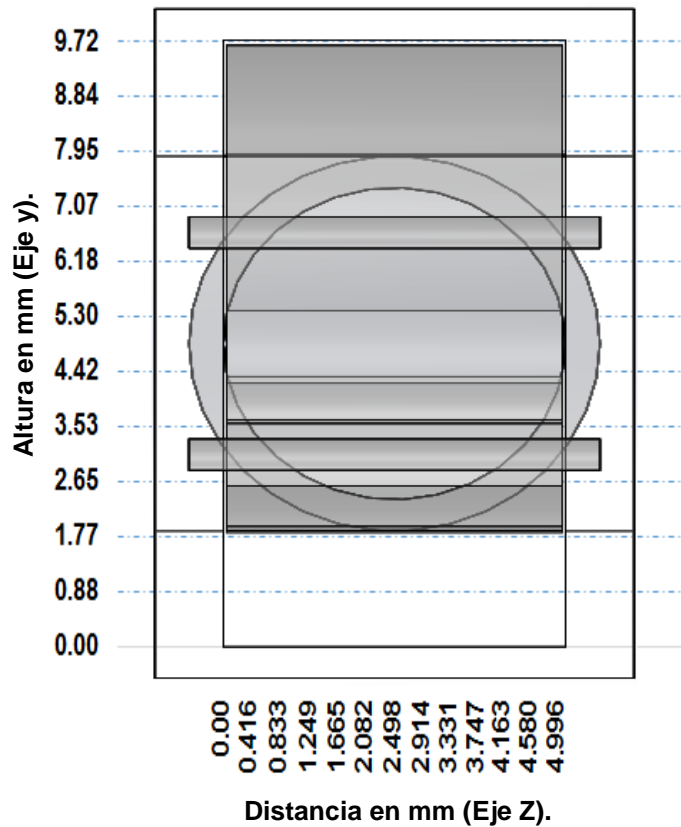


Figura 4.1-1 Presiones para el CASO 1 en el plano Z.



**Figura 4.1-2.** Diagrama de PDP corte transversal referente al eje y (altura de la cámara de succión de la bomba) VS el eje z (ancho de la cámara de succión).

También se observa que la presión máxima o zona de alta presión se encuentra en la salida del dispositivo, con un valor de 101.318 kPa, cumpliendo con las diferencias de presiones características de la bomba de desplazamiento positivo, por tanto, la zona de presión intermedia 100.941 kPa, se encontrará en el volumen atrapado cuando uno de los lóbulos se encuentre en la posición de 180°.

Para obtener el número de elementos óptimos, se realizó el estudio con varios tamaños de malla; la información obtenida se encuentra concentrada en la Figura 3.12. De acuerdo a los valores obtenidos, el número de elementos que se consideró para el CASO 1, es de 126428, elementos equivalentes a una malla media. Es así como, se establecieron las mismas condiciones de mallado para ambos casos, eligiendo un mallado medio y ahorra tiempo de computo.

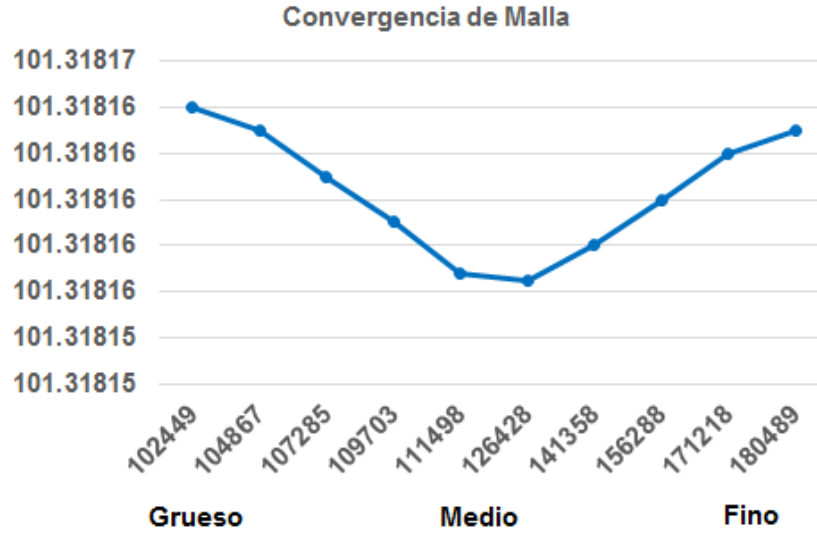


Figura 4.1-3 Convergencia de malla, CASO 1.

En relación a la presión obtenida se pudo determinar las variaciones de las presiones en un corte longitudinal en referencia al eje Z como se muestra en la figura 4.1-3. Donde es evidente que la presión aumenta proporcionalmente o sea mayor para cada sección de la cámara, las reducciones de las distancias entre lóbulos y carcasa, a medida que nos acercamos a los extremos de la cámara de la microbomba, obteniendo un incremento para la zona de baja presión de 100.779kPa, 101.128 kPa para la presión intermedia y 101.619 kPa para la zona de alta presión o presión máxima.

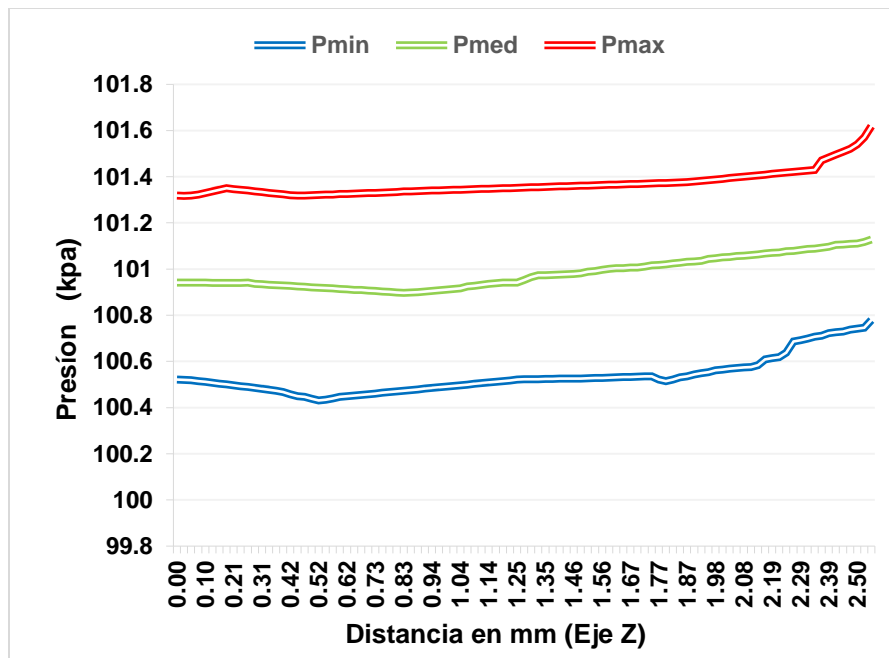
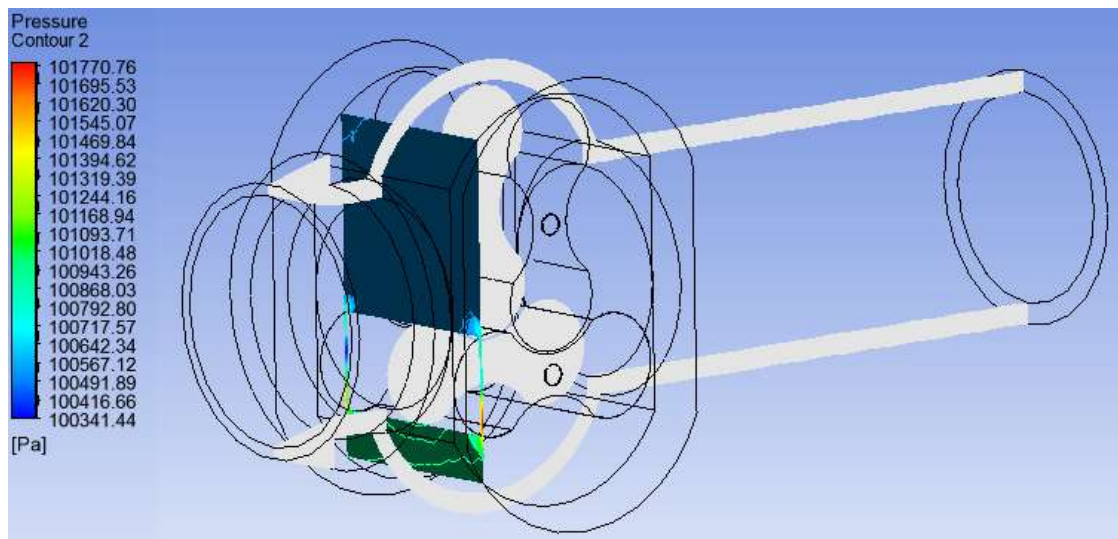
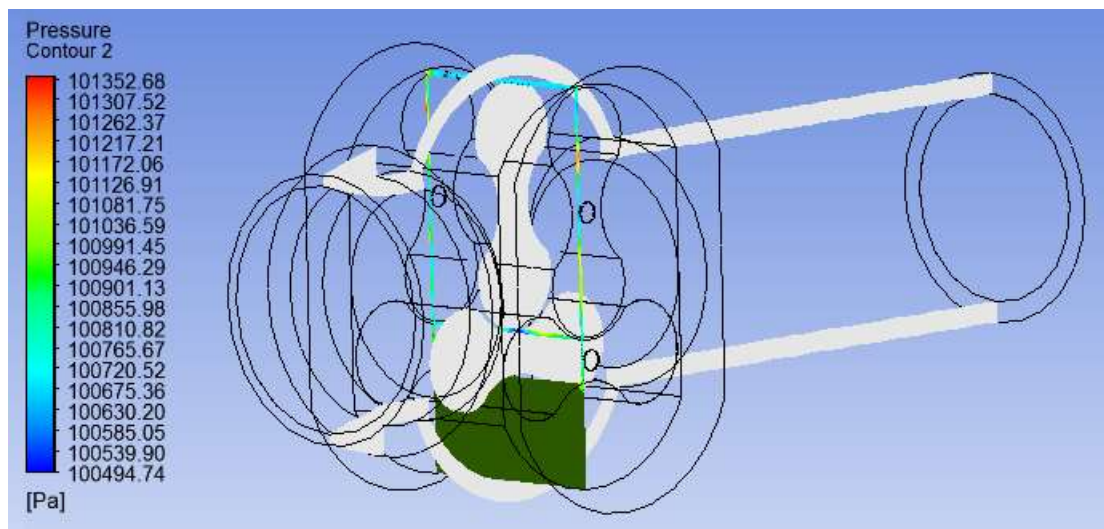


Figura 4.1-4 Curvas de Presión en corte longitudinal, CASO 1.

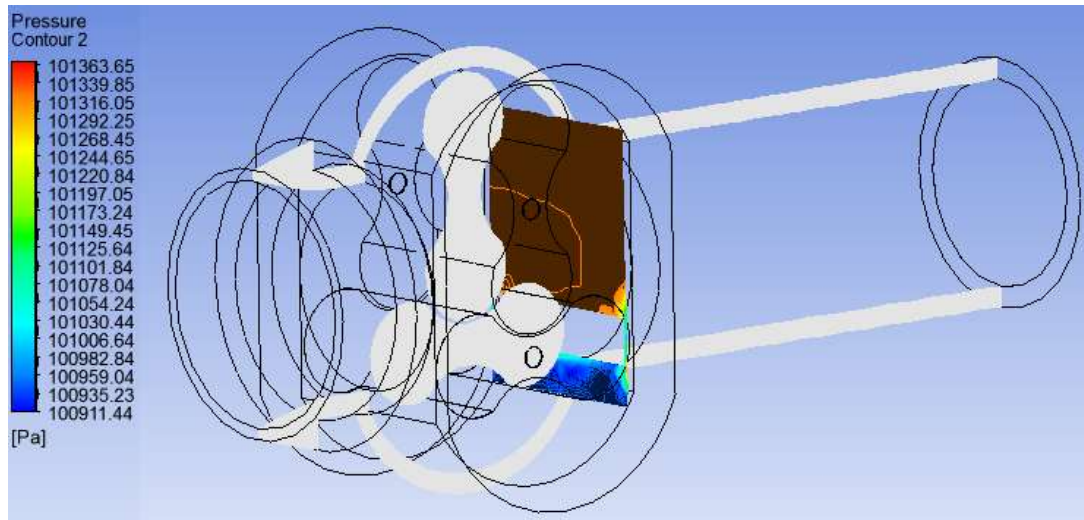
En la figura 4.1-4 se muestra las presiones obtenidas en un corte transversal en el eje x, representando los valores obtenidos a través de los 23 mm de longitud del dispositivo, se observa que las variaciones de presión que se efectúan en los cambios de secciones, principalmente en (a) la transición de las distancias mínimas entre lóbulos a las zonas de baja (entrada) y alta presión (salida), lo cual indica un valor de presión mínima de 100.494 kPa, 101.036 kPa para la presión intermedia y 101.352 kPa presión máxima. A medida que avanza el fluido (b) se puede apreciar que la presión se estabilizará y se volverá constante en el ducto de salida o canal de salida.



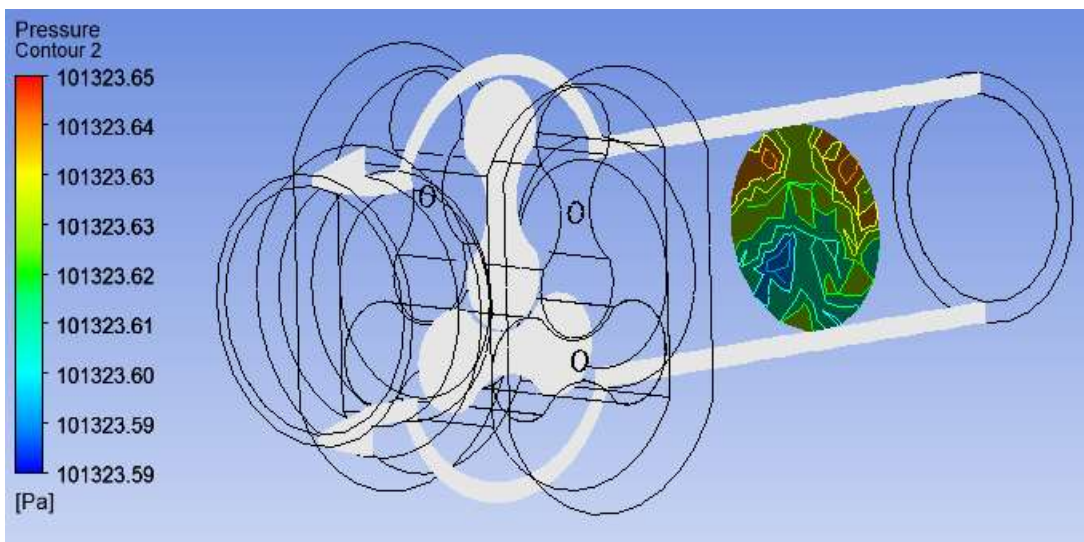
a)



b)



c)



d)

**Figura 4.1-5** Presiones para el CASO 1 en el plano X.

La presión que parte desde la entrada a la salida de la microbomba se puede determinar mediante un corte transversal, como se muestra en la figura 4.1-4. Donde se puede observar que la presión de la entrada 100.540 kPa comienza a variar desde la tobera hasta llegar a la primera sección de la cámara (zona de baja presión); posteriormente cuando llega a las reducciones de las distancias mínimas entre lóbulos que se encuentra a 6.5 mm de la entrada, se observa el cambio de 101.786 kPa cuando llega a la segunda sección de la cámara (zona de alta presión); llegando a estabilizarse con una presión de salida 101.324 kPa en el ducto salida o canal de salida.



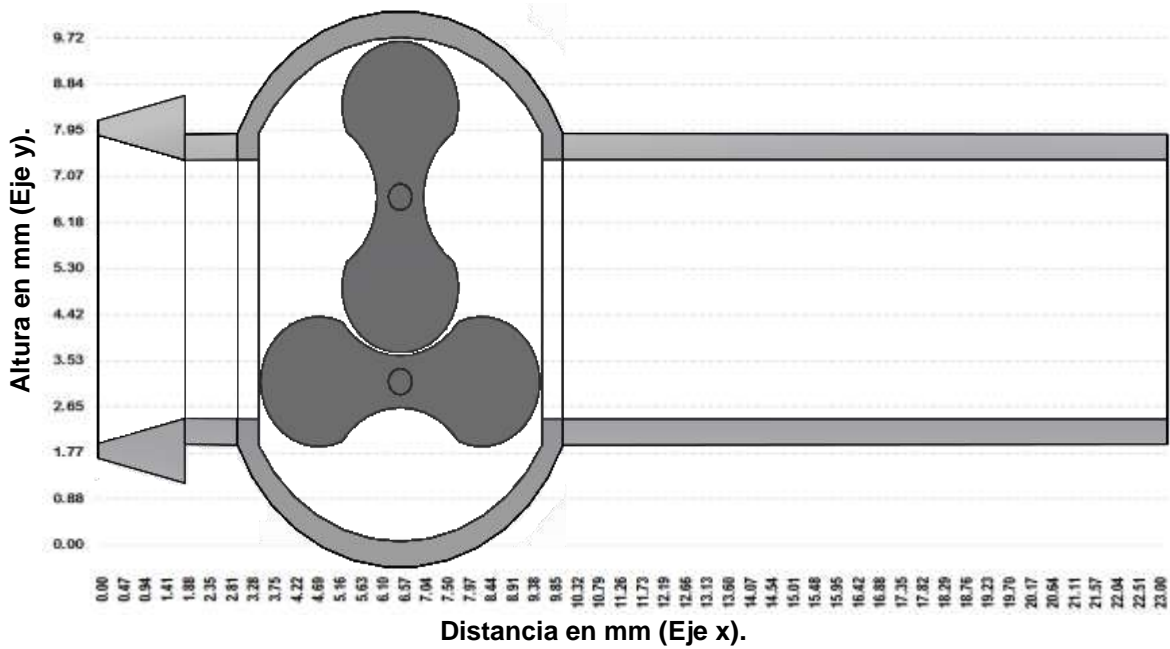


Figura 4.1-6 Curvas de Presión en corte transversal, CASO 1.

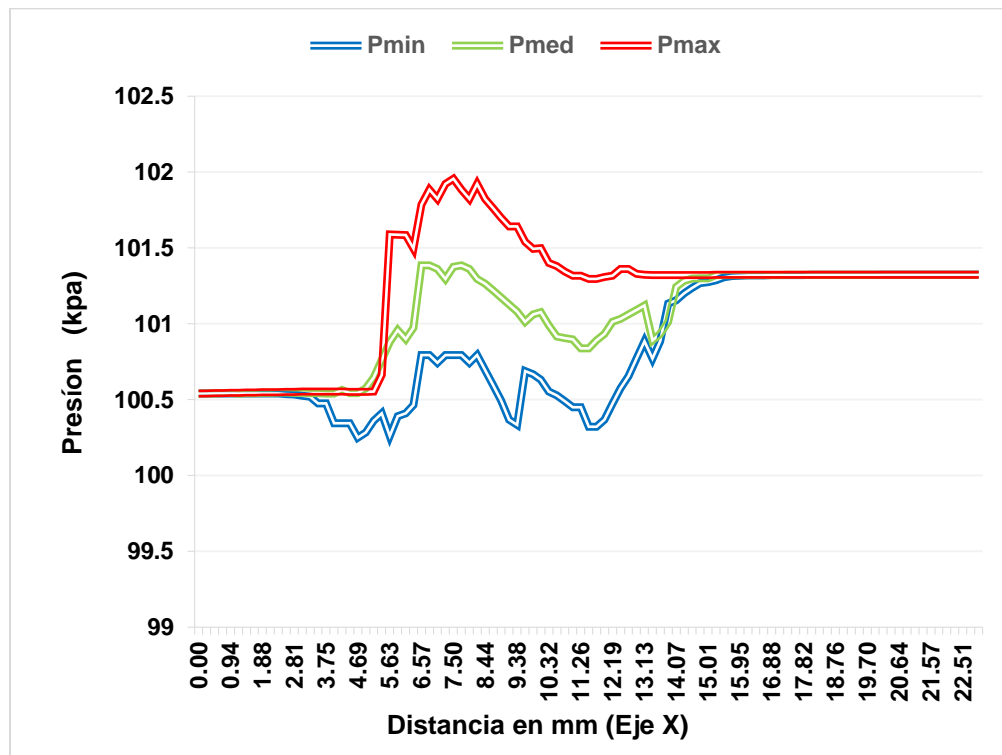
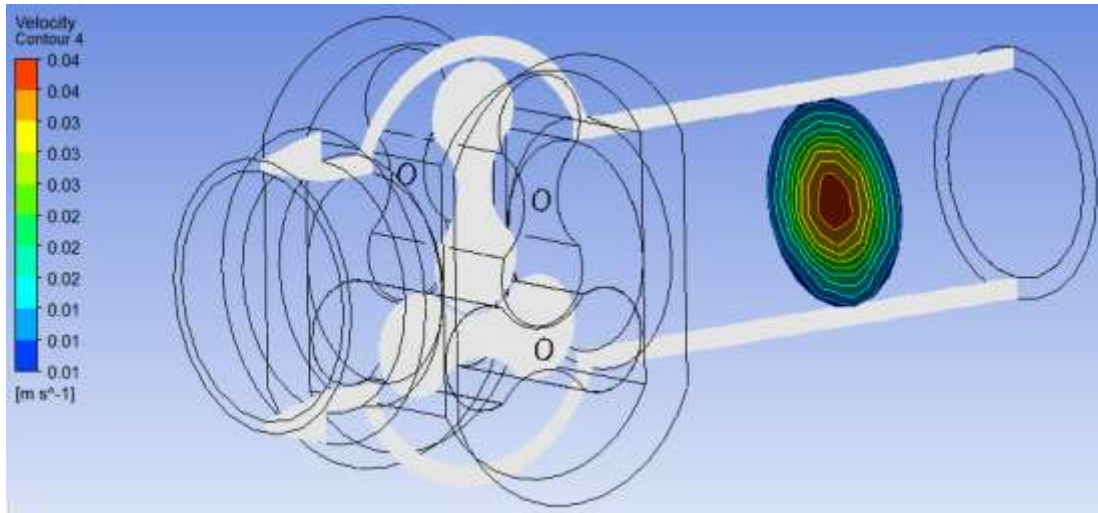
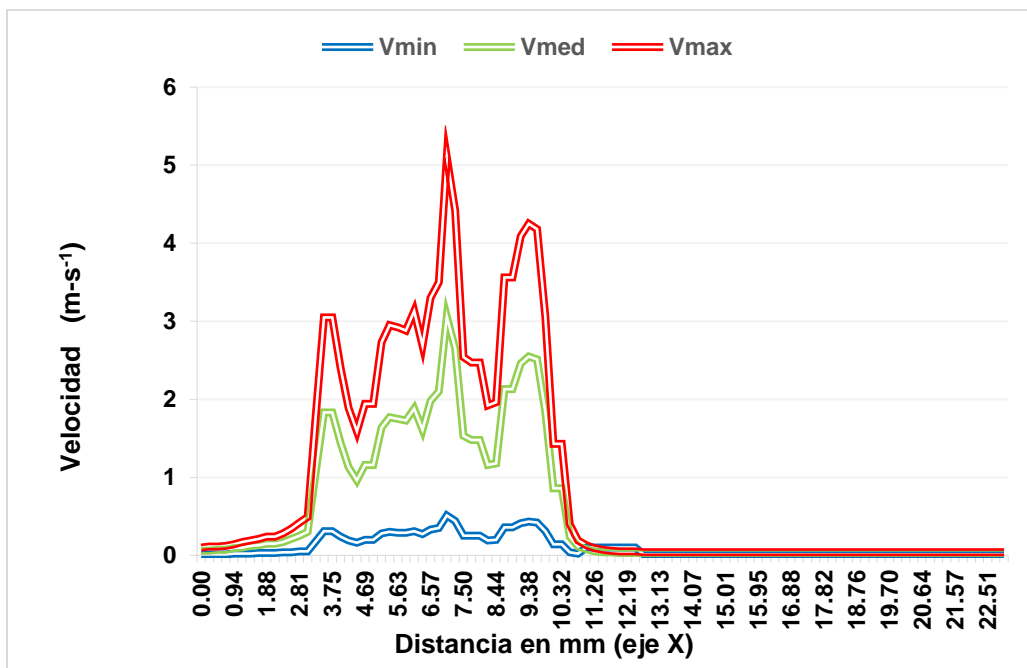


Figura 4.1-7 Curvas de Presión en corte transversal, CASO 1.

En la figura 4.1-8 representa las velocidades obtenidas en un plano transversal en el eje x, a través de los 23 mm de longitud del dispositivo, representado en la figura 4.1-9, en la cual la velocidad en la entrada es  $1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$  comienza a aumentar por la inclusión de la tobera en la entrada, hasta llegar a la primera sección de la cámara (zona de baja presión); cuando pasa las reducciones entre lóbulos su velocidad se vuelve a incrementar a drásticamente  $3.3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$  descendiendo en la segunda sección de la cámara (zona de alta presión); hasta su estabilización de  $0.4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$  en el canal de salida.

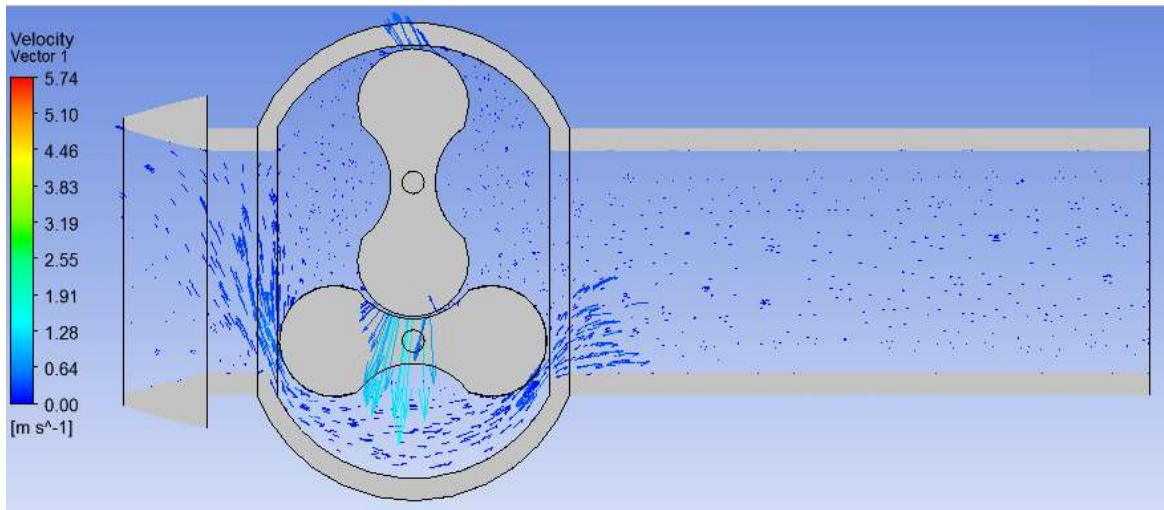


**Figura 4.1-8** Velocidades para el CASO 1 en el plano X.



**Figura 4.1-9** Curvas de Velocidad en corte transversal, CASO 1.

Finalmente, la figura 4.1-10 representa los vectores de velocidades obtenidas en un plano transversal en el eje x, donde se aprecia que los cambios de las aceleraciones y sobreaceleración o Jerk, se verán reflejados en los vectores de velocidad, provocados principalmente por las fuerzas tangenciales, provocando el desplazamiento del fluido contenido en la cámara, en este caso en los puntos impulsados por los lóbulos, como se muestra en la figura.



**Figura 4.1-10** Vectores de Velocidad en corte transversal o longitudinal, CASO 1.

#### 4.1.2 Modelo para el CASO 2.

Para análisis estático del modelo sólido “Caso 2” (posición máxima) se realizó el mismo procedimiento, obteniendo las presiones en una vista longitudinal, como se puede observar en la figura 4.1-11. La presión para la zona de baja presión o presión mínima de 100.410 kPa, la presión máxima o zona de alta presión se encuentra en la salida del dispositivo, con un valor de 101.313 kPa, cumpliendo con las diferencias de presiones características de la bomba de desplazamiento positivo, por tanto, las zonas de reducción de los lóbulos también presentan el mismo fenómeno de variación de presión, a casusa de la diferencia geométricas; las presiones observadas en los lóbulos cuando se encuentren en su posición inversa de 45°, se intuye que los valores serán iguales.

A su vez se determinar las variaciones de las presiones longitudinales en el plano Z como se aprecia en la figura 4.1-12. De igual manera que el “Caso 1” las presiones aumentan proporcionalmente en cada segmento de la cara a medida que nos acercamos a los

extremos de la cámara de la microbomba, obteniendo un incremento para la zona de baja presión de 100.870kPa, y 101.619 kPa para la zona de alta presión o presión máxima.

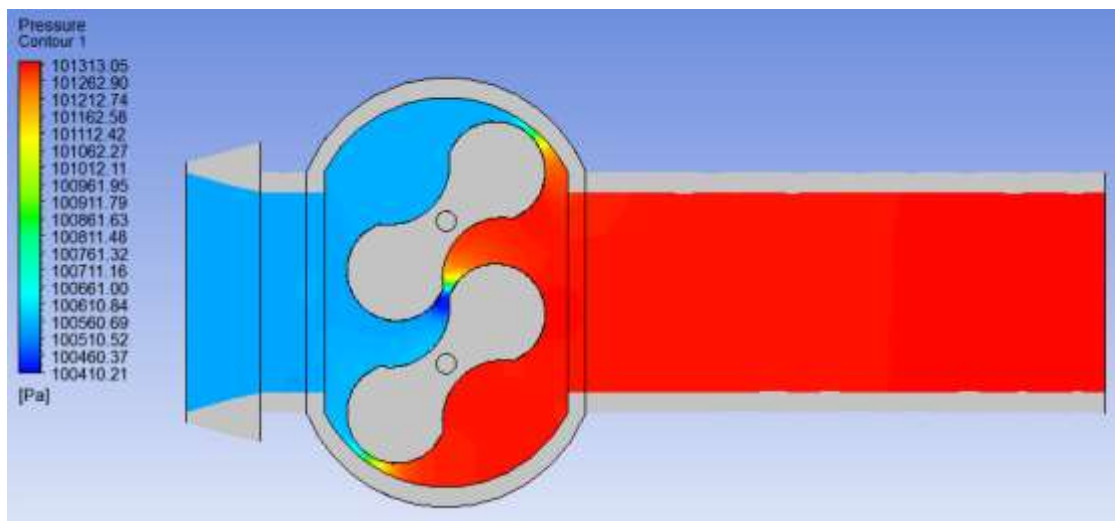


Figura 4.1-11 Presiones para el CASO 2 en el plano Z.

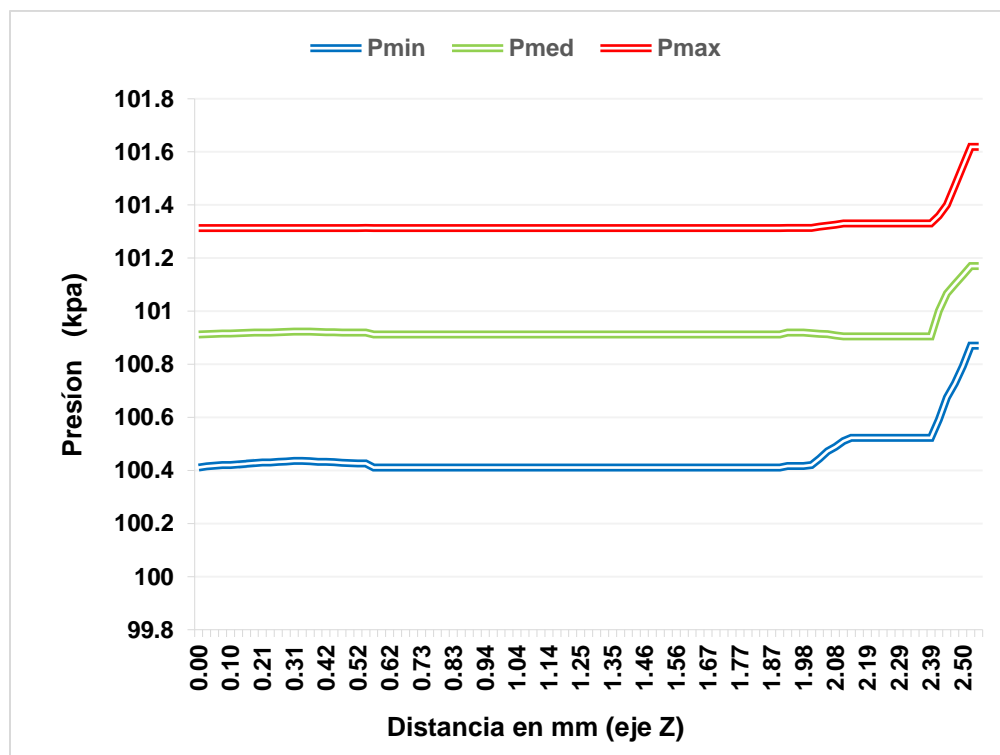
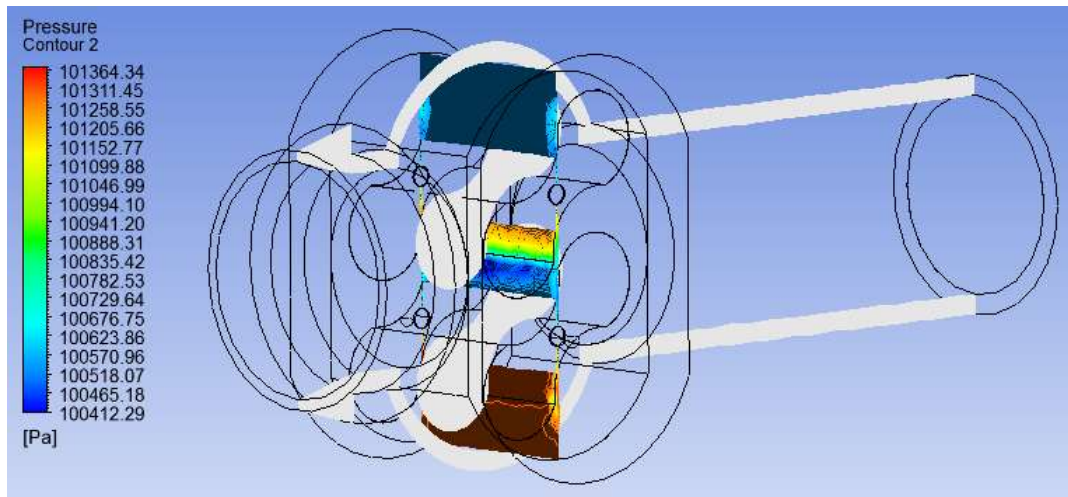
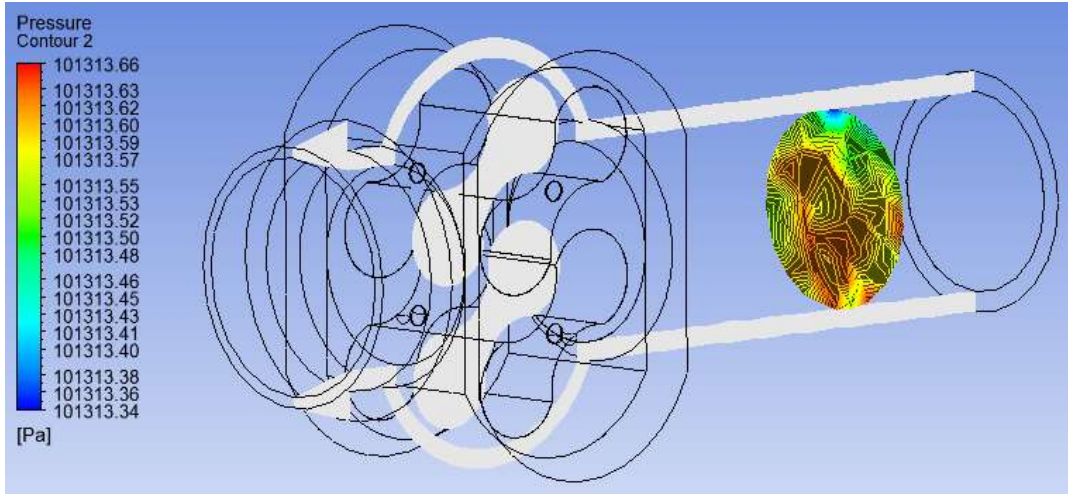


Figura 4.1-12 Curvas de Presión en corte longitudinal, CASO 2.

Las presiones obtenidas transversalmente en el plano x, como se representa en la figura 4.1-13, se observa que en (a) los cambios de geometría entre lóbulos indican valores de presión de 100.412 kPa P-min, 100.941 kPa P-med y 101.364 kPa P-max. De la misma forma que en el “caso 1” a medida que el fluido de trabajo se desplaza (b) se puede apreciar que la presión se estabilizará y se volverá constante en el canal de salida.



a)

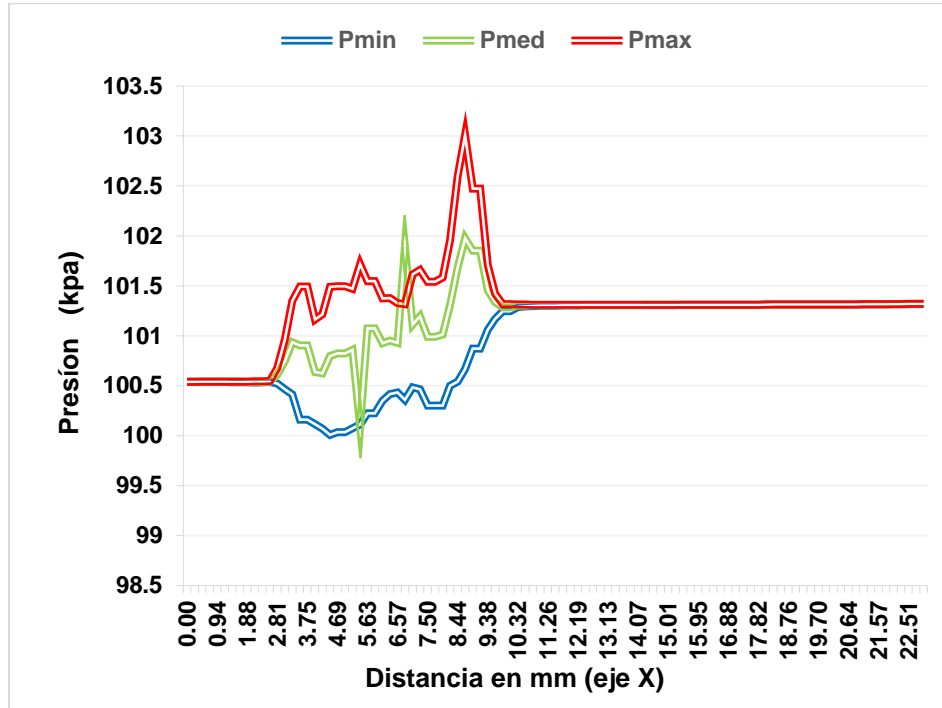


b)

**Figura 4.1-13** Presiones para el CASO 2 en el plano X.

En la figura 4.1-14. Se observar que la presión de la entrada 100.540 kPa comienza a variar como el “caso 1” desde la tobera hasta llegar a los incrementos de presiones en las secciones de baja presión y alta presión, por el aumento de diámetro o geometría, cuando

llega a las reducciones entre lóbulos que se encuentra a 6.5 mm de la entrada las presiones llegan a una detención o un cambio brusco de presión, hasta llegar al canal de salida con una presión constante de 101.324 kPa.

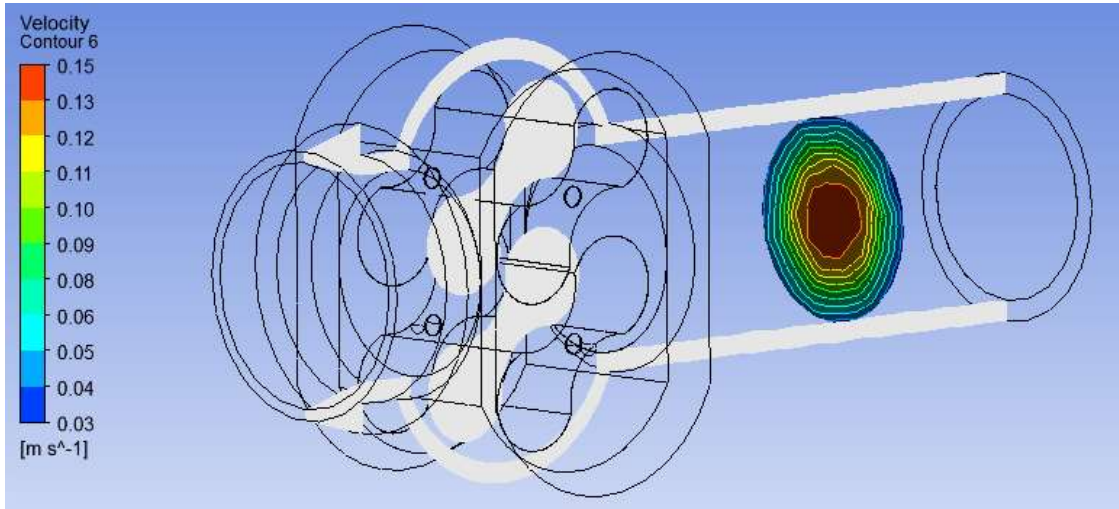


**Figura 4.1-14** Curvas de Presión en corte transversal, CASO 2.

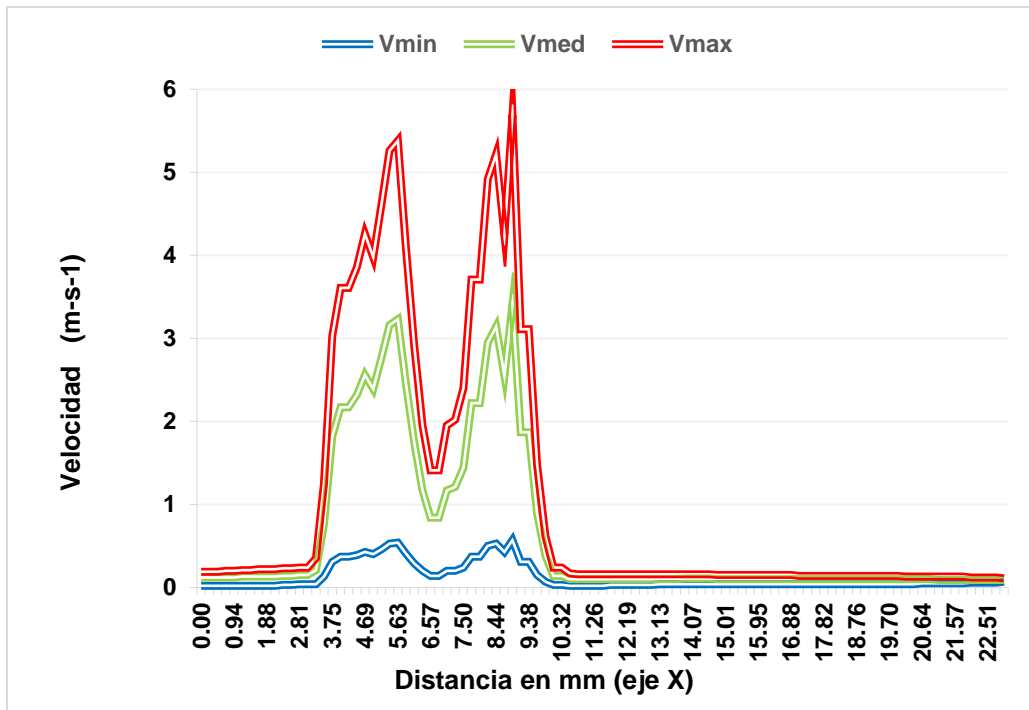
En la figura 4.1-15 muestra las velocidades transversales en el plano x, y en la figura 4.1-16, las velocidades a lo largo de la longitud del dispositivo, donde podemos resaltar que encontramos las velocidades máximas debido a la posición de los lóbulos.

De tal manera que en la entrada la velocidad que comienza con  $1.9 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$  comienza a aumentar como en el “caso 1” a causa de la tobera en la entrada, hasta llegar a la sección baja presión; cuando pasa las reducciones entre lóbulos su velocidad se vuelve a incrementar alcanzando una velocidad máxima de  $5.69 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$  entre la transición o el paso del fluido por el estrangulamiento de diámetros, y volviendo a descender en la zona de alta presión debido al aumento de área que representa el paso de la zona de baja;

Finalmente el fluido vuelve hasta estabilizarse en el canal de salida con una velocidad constante de  $1.4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$

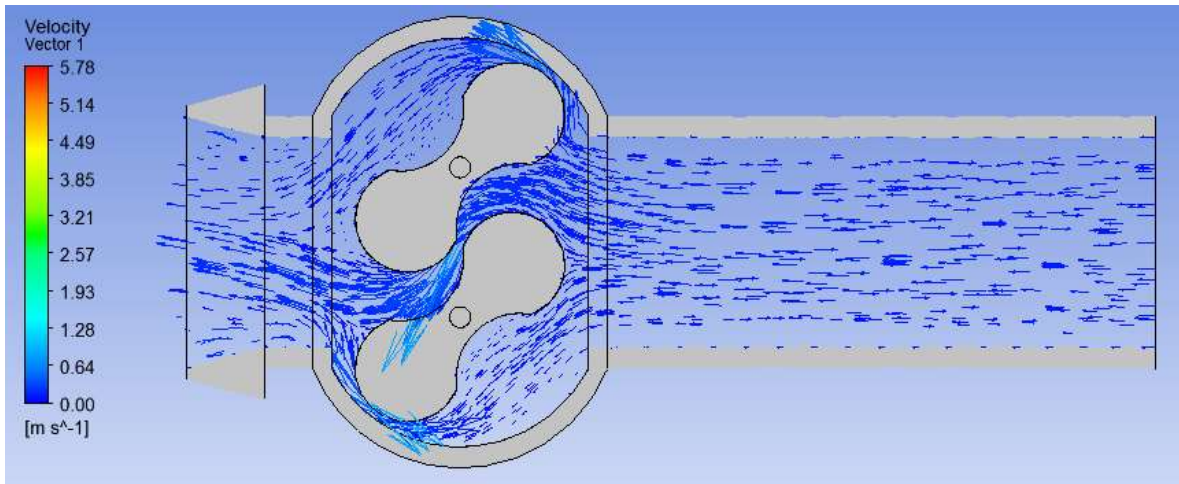


**Figura 4.1-15** Velocidades para el CASO 2 en el plano X.



**Figura 4.1-16** Curvas de Velocidad en corte transversal, CASO 2.

Como el “caso 1” los vectores de velocidades obtenidas, se observa que los cambios descritos con anterioridad y en la teoría del capítulo 2 y diagrama del capítulo 3, los efectos de las aceleraciones y sobreaceleraciones, se reasentaron por vectores de velocidad, donde fuerzas tangenciales, propician el movimiento del fluido contenido en la cámara, garantizando el desplazamiento constante en el dispositivo, como se muestra en la figura., la figura 4.1-17 representa



**Figura 4.1-17** Vectores de Velocidad en corte transversal o longitudinal, CASO 2.

## 4.2 Discusión.

En el inicio del proceso de aspiración o drenado pleural presentado en la simulación de análisis estático para el CASO 1 y CASO 2 de la sección anterior, se puede observar la importancia de la presión que debe de mantener la microbomba en la entrada o zona de succión, pues es crucial para el desplazamiento del flujo volumétrico y la presión interna del pulmón, provocando que regularice parcialmente su funcionamiento natural en el procedimiento de la respiración, de tal manera que re-expansionando de los pulmones, y evitando las presiones negativas dentro del pulmón a causa del proceso de drenado convencional o actual, con la consecuente omitir las complicaciones, dolores o en el peor de los casos el colapso pulmonar.

El Flujo constante se verá influenciado por los cambios o reducciones de geometría, referentes a las distancias entre los lóbulos, las distancias entre el lóbulo y la carcasa, y desde luego a las características de diseño de los lóbulos, de tal manera que, los cambios de presiones en las diferentes secciones de la bomba y posición de los lóbulos, permitirán la captura de líquido constante; aunado a eso la aplicación de las fuerzas adhesivas en su superficie permitirán desplazar aún más fluido a través de fricción. Donde se aprecia que los cambios de las aceleraciones y sobreaceleración o Jerk, se verán reflejados en los vectores de velocidad, provocados principalmente por las fuerzas tangenciales, produciendo el desplazamiento del fluido contenido en la cámara. Con lo anterior, se



---

justifica que la microbomba estará drenando constantemente los fluidos anormales producidos por la pleura o el padecimiento de la pleurodesis.

Finalmente, los resultados del análisis de elemento finito permiten justificar el desempeño del dispositivo aplicado al drenado de la pleurodesis, permitiendo evitar los problemas frecuentes de los dispositivos utilizados actualmente. Enfatizando también, que, gracias a la capacidad de la microbomba DP de sumergirse en el fluido de la cavidad pleural, permitirá el contacto directo en la zona de aspiración con el fluido de trabajo, evitando los efectos de la cavitación causados por los NPSH, y desde luego la biocompatibilidad del implante, garantizando su estancia de forma prolongada o permanente, debido a la elección del material de construcción.

---

# **CAPÍTULO 5**

## **CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS.**

---

## 5 Conclusiones

En el presente proyecto se diseñó una microbomba de desplazamiento positivo con base a las condiciones intrapleurales para realizar el drenado de los fluidos anormales, en este caso un hemotórax (sangre). Se efectuaron pruebas con un modelo en CAD, además se realizaron pruebas en métodos de elementos finitos (FEM) en el caso particular se utilizó ANSYS con el modelo sólido y estático para cada posición de la bomba, los resultados más destacados se presentan en este apartado.

Se logró el diseño de la microbomba PDP y se valida con el análisis de FEM, para su comportamiento en las condiciones de la región pleural, manejando las presiones internas de la misma. Estableciendo el diseño final en el apéndice mostrado al final del trabajo.

El análisis de FEM demuestra las presiones efectuadas en la zona de baja y alta presión, para ambas posiciones de los lóbulos, cumplen con los principios de trabajo de las bombas de desplazamiento positivo una presión baja en la entrada y una presión alta en la salida, garantizando el desplazamiento del fluido mediante los vectores de velocidad, como se aprecia en la Figura 4.1-6 y Figura 4.1-13 del capítulo anterior, provocados por las fuerzas tangenciales impresas por los lóbulos.

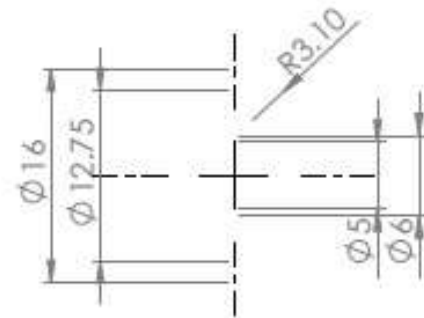
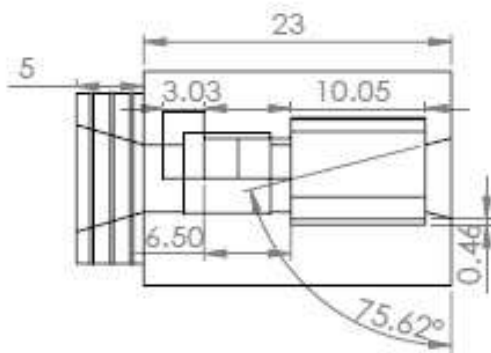
La fuerza de adhesión que existe entre el PC o policarbonato y la sangre es de  $3.67e^{-6}$  N. comprobando una distancia mínima de separación  $S_u$  entre los lóbulos y  $S_z$  la carcasa. determinado si la fricción es baja y constante habrá un deslizamiento suave, ya que sin la fricción simplemente no ocurriría el movimiento entre las superficies de contacto, y no se llevaría el arrastre de las superficies del líquido-sólido constantemente.

### 5.1 Trabajos Futuros

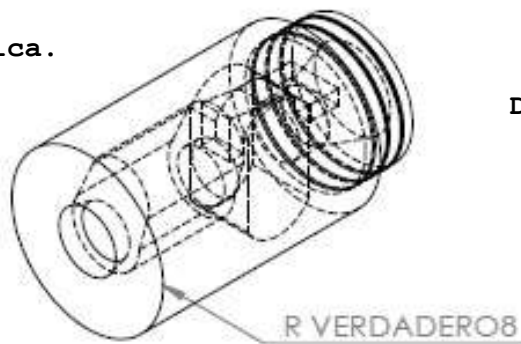
- Realizar un análisis dinámico, para ambos modelos sólidos, Caso 1 y Caso 2.
- Construcción del microbomba y realización de pruebas experimentales con distintos fluidos y pruebas con pacientes.
- La aplicación del diseño de la microbomba para otros procesos médicos como la hemodiálisis.

Anexos, Apéndice A

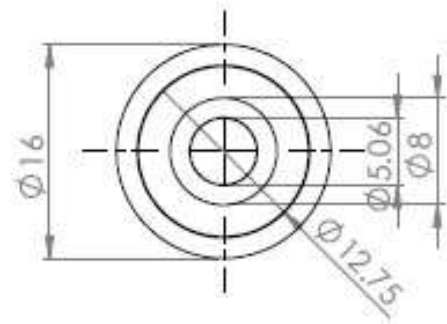
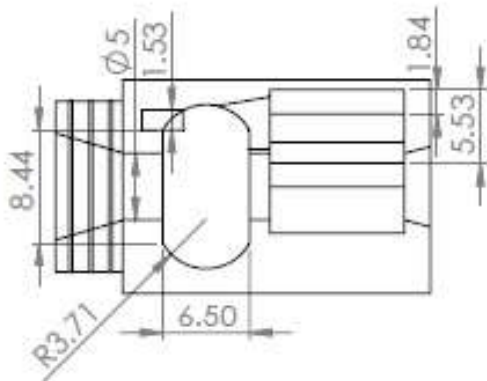
PLANOS #1 "CARCASA CILÍNDRICA"



Vista Isométrica.

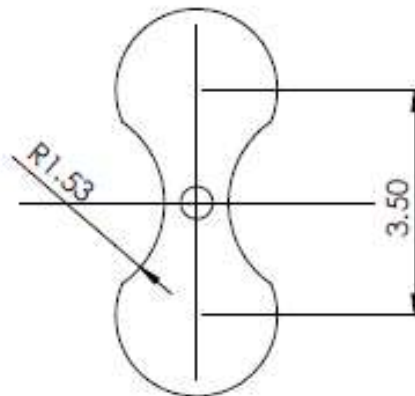
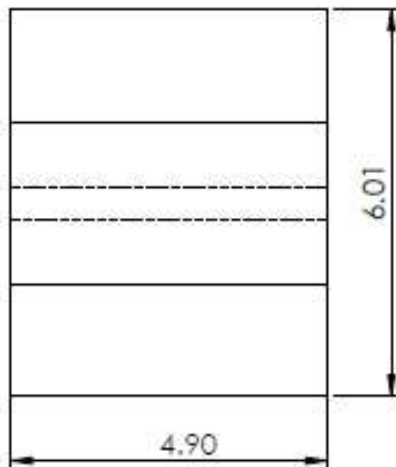
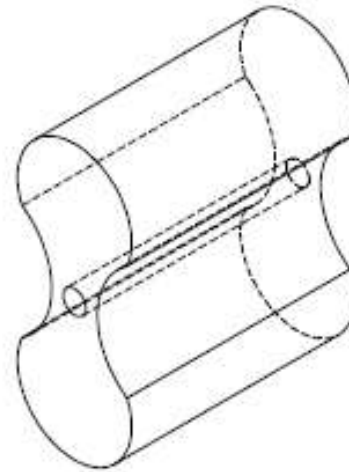
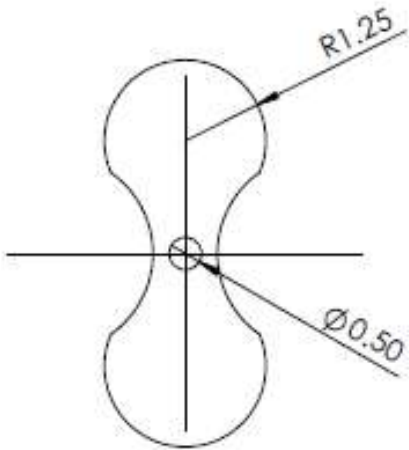


DIMENSIONES mm.



---

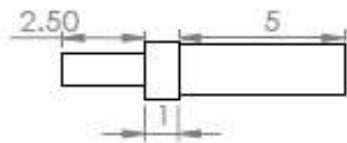
## PLANOS # 2 "LÓBULOS DE LA MICROBOMBA PDP"



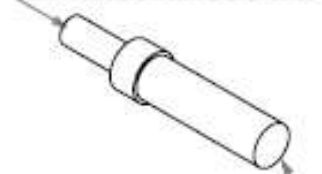
DIMENSIONES mm.

---

## PLANOS # 3 "ELEMENTOS MOTRICES MICROBOMBA PDP"



R VERDADERO 0.50



R VERDADERO 0.75

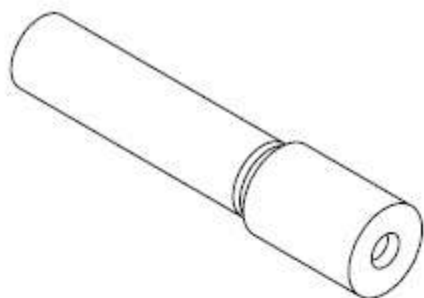


R VERDADERO 0.75

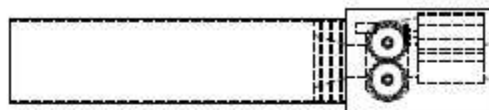
DIMENSIONES mm.

---

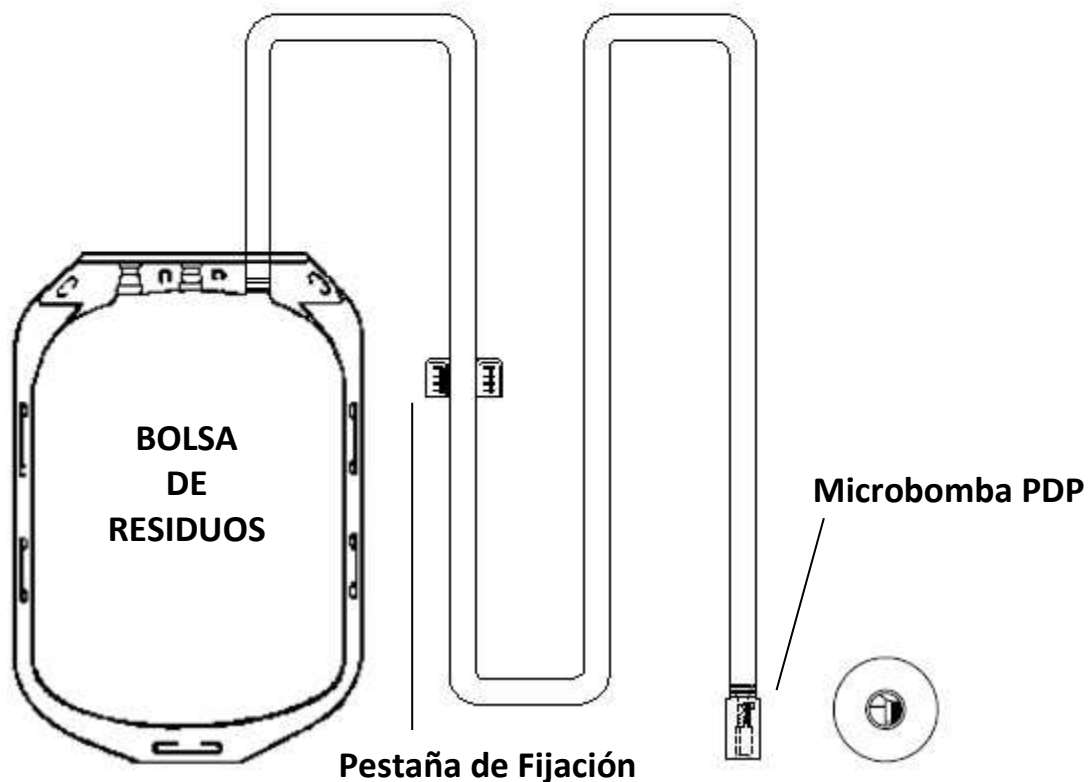
## PLANOS # 4 “MICROBOMBA PARA DERRAME PLEURA (PDP)”



Vista Isométrica.



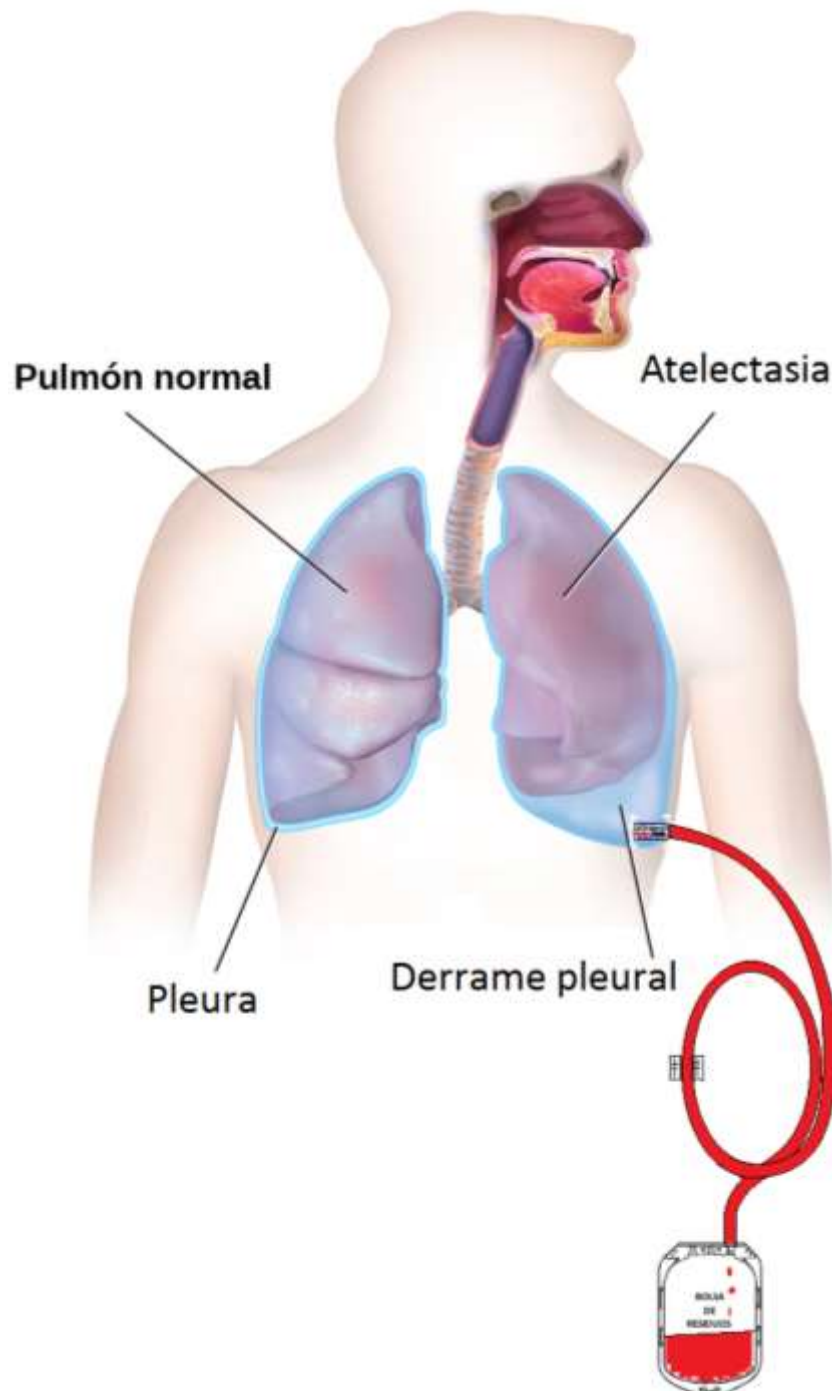
Vista Lateral  
Derecha.



El dispositivo de drenaje se conectaría a una bolsa de residuos, donde se estará almacenado los fluidos removidos por la succión de la microbomba, y contara con un par de pestañas para fijarlo al paciente con suturas.

---

## “ESQUEMA FINAL DE LA INSTALACIÓN DEL DISPOSITIVO PDP”



La **atelectasia** es la disminución del volumen pulmonar. Es causada por una obstrucción de las vías aéreas (bronquios o bronquiolos) o por presión en la parte externa del pulmón. Es el colapso de una parte o (con mucha menor frecuencia) de todo el pulmón.