



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA BOMBA PERISTÁLTICA
PARA LA DOSIFICACIÓN DE SOLUCIONES SALINAS EN
OPERACIONES ARTROSCÓPICAS**

DÁVILA BILLY
RAMOS WILLMER

Noviembre de 2008



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



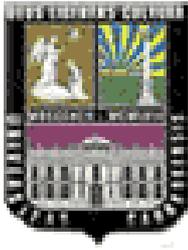
**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA BOMBA PERISTÁLTICA
PARA LA DOSIFICACIÓN DE SOLUCIONES SALINAS EN
OPERACIONES ARTROSCÓPICAS**

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO, PRESENTADO ANTE LA
ILUSTRE UNIVERSIDAD DE CARABOBO PARA OPTAR AL
TÍTULO DE INGENIERO MECÁNICO

Tutor:
Ing. Carlos Morales

DÁVILA BILLY
RAMOS WILLMER

Noviembre de 2008



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



CERTIFICADO DE APROBACIÓN

Los abajo firmantes, miembros del jurado designado para evaluar el Trabajo de Grado titulado: **“Diseño y construcción de una bomba peristáltica para la dosificación de soluciones salinas en operaciones artroscópicas”**, realizado por los bachilleres: Billy Alexander Dávila González, C.I: V-15.863.279 y Willmer Gerardo Ramos Piña. C.I: V-14.192.836, hacemos constar que hemos revisado y aprobado dicho Trabajo de Grado.

Ing. Carlos Morales

Prof. David Ojeda

Prof. Thalía San Antonio

Noviembre de 2008

DEDICATORIA

A Jehová, mi mejor y excelente amigo que siempre me acompaña en las buenas y en las malas y me ha dado la sabiduría necesaria para afrontar los desafíos que se me presentan en la vida.

A mis padres, Reyes Dávila y Xiomara de Dávila, por su ayuda, consejos, y paciencia para conmigo en toda mi carrera.

A mis hermanos, por estar pendientes, darme apoyo y ánimo para cumplir mis metas.

Billy Dávila

A Dios, por estar conmigo en todo momento.

A mis padres, Carmelo Ramos y Guadalupe Piña, por darme apoyo durante todos estos años.

A mis hermanos, especialmente a mi hermano Rubén, por ayudarme económicamente y emocionalmente.

A mi novia, Sardy Campelo, por su apoyo incondicional.

Willmer Ramos

AGRADECIMIENTOS

A nuestro tutor, Carlos Morales, por su excelente guía, en el desarrollo del trabajo de grado.

Al Dr. Rafael Blanco, por ayudarnos a adaptar nuestro diseño a las exigencias y necesidades de la cirugía artroscópica moderna.

Al Sr. Luís, por ayudarnos en la construcción del prototipo

A José Luís Muñoz, Freddy González y Dixon Dávila, por suministrarnos los conocimientos técnicos necesarios para realizar el montaje del sistema eléctrico del sistema propuesto.

A Iván Ramos, por ayudarme a mantener mi buen humor (Willmer)

A nuestros compañeros de la escuela de mecánica, por estar pendientes y darnos ánimo en el desarrollo de nuestro Trabajo de Grado.

RESUMEN

El diseño está referido a un dispositivo para impulsar y sensar presión de suministro de fluidos que provienen de una fuente (bolsa de solución salina), circulan a través de una tubería flexible (macrogotero) y son suministrados en una cavidad (cápsula articular) para ser usados en operaciones artroscópicas de hombros. El propósito de este procedimiento es producir una distensión de la articulación y de esta manera lograr una clara visualización de ésta por parte del cirujano.

Una de las necesidades de la operación artroscópica es que el fluido debe permanecer estéril en todo su recorrido debido a que será suministrado en una articulación humana. Por otra parte se requiere que la dosificación de éste se realice estrictamente entre el rango de presiones estipulado por la técnica artroscópica (60 – 250 mmHg). El mantener la presión dentro de estos límites garantiza que se pueda realizar una limpieza adecuada de la cápsula articular y a la vez evitar daños en la misma por presiones excesivas.

Para impulsar el fluido a través de las mangueras flexibles se ha utilizado un método innovador que consiste en aplicar presión neumática a la fuente que contiene la solución. Esta fuente se sitúa dentro de una cámara hermética construida de un material que garantiza la esterilidad del fluido como lo es el policloruro de vinilo (PVC). A la cámara se le suministra aire comprimido proveniente de un mini compresor y la presión es controlada por un presostato cuyo rango de presiones, de baja y alta, se han fijado previamente dentro de los límites de presión exigidos.

Se le realizaron diversas pruebas al sistema y se obtuvo que este puede generar las presiones y los caudales necesarios en la operación artroscópica en un tiempo adecuado. Así se demostró que es factible satisfacer las necesidades de la artroscopia con el uso de este equipo de bombeo de forma eficaz y a un bajo costo de fabricación, en comparación con los equipos de bombeo utilizados actualmente.

NOMENCLATURA

CMO_{TOTAL}	Costo de mano de obra total. (h)
CMO_{HORA}	Costo de mano de obra por hora. $\left(\frac{Bs}{h}\right)$
D_i	Diámetro interno de la manguera flexible (mm)
e	Espesor de la cámara de compresión (mm)
f	Factor de fricción (Adimensional)
F_s	Factor de seguridad (Adimensional)
g	Aceleración de gravedad $\left(\frac{m}{s^2}\right)$
hf_{ij}	Pérdida de disponibilidad en el tramo i-j (m.c.a)
hf_{total}	Pérdida de disponibilidad total en la trayectoria del fluido (m.c.a)
H_i	Disponibilidad en el punto i (m.c.a)
h_{LLAVE}	Pérdidas en la llave 3/2 vías (m.c.a)
I	Intensidad de corriente (A)
K	Coefficiente de elasticidad del resorte $\left(\frac{N}{m}\right)$
L	Longitud (m)
M	Masa (kg)
$\dot{m}_{líq}$	Flujo másico de solución $\left(\frac{kg}{s}\right)$
\dot{m}_{aire}	Flujo másico de aire comprimido $\left(\frac{kg}{s}\right)$
n	Coefficiente de pérdidas del sistema $\left(\frac{m.c.a}{ml/s}\right)$
N_a	Número de accesorios en un tramo (Adimensional)
N_{HORAS}	Número de horas de fabricación de la cámara (h)

N_T	Número de tramos o mangueras flexibles (Adimensional)
P	Presión interna de la cámara (kPa, mmHg)
P	Carga aplicada en un punto (N)
P_a	Potencia de accionamiento del sistema (W)
$P_{\text{cámara}}$	Peso de la cámara de compresión (N)
$P_{\text{bolsa de solución}}$	Peso de la bolsa de solución (N)
P_d	Presión de diseño (kPa)
P_e	Potencia eléctrica absorbida por la red (W)
P_i	Presión de la cámara en el estado i (kPa, mmHg)
P_o	Presión de operación (kPa, mmHg)
P_{TOTAL}	Peso de la cámara con la bolsa de solución llena. (N)
P_u	Potencia útil del sistema (W)
Q	Flujo volumétrico $\left(\frac{\text{ml}}{\text{s}}\right)$
Q_{ij}	Flujo volumétrico entre los puntos i y j $\left(\frac{\text{ml}}{\text{s}}\right)$
$Q_{\text{mínimo}}$	Flujo volumétrico mínimo requerido en la artroscopia. $\left(\frac{\text{ml}}{\text{s}}\right)$
$Q_{\text{máximo}}$	Flujo volumétrico máximo requerido en la artroscopia $\left(\frac{\text{ml}}{\text{s}}\right)$
Q_{PROM}	Flujo volumétrico promedio $\left(\frac{\text{ml}}{\text{s}}\right)$
R	Constante del aire $\left(\frac{\text{KJ}}{\text{Kg.K}}\right)$
Re	Número de Reynolds (Adimensional)
r	Radio interno de la cámara de compresión (mm)
S_{ADM}	Esfuerzo admisible del material (MPa)

S_{UT}	Resistencia última a la tensión (MPa)
S_y	Límite elástico a la tensión (MPa)
T_i	Temperatura en el estado i (K)
t	Tiempo (s)
V	Velocidad $\left(\frac{m}{s}\right)$
V	Volumen (m^3)
V	Voltaje (V)
V_{AIRE}	Volumen de aire en la cámara de compresión (m^3)
$V_{CÁMARA}$	Volumen de la cámara de compresión (m^3)
V_i	Volumen en el estado i (m^3)
$V_{SOLUCIÓN}$	Volumen de la bolsa de solución salina (m^3)
Z	Altura con respecto a punto de referencia (m)
γ	Peso específico del fluido $\left(\frac{kN}{m^3}\right)$
ΔP	Diferencia de presión de la cámara y la cápsula (KPa, mmHg)
ΔY	Desplazamiento del resorte (m)
η_{comp}	Rendimiento eléctrico del compresor (%)
$\eta\%$	Eficiencia del sistema (%)
ϕ	Diámetro (mm)
ρ	Densidad absoluta $\left(\frac{Kg}{m^3}\right)$
σ_1	Esfuerzo primario (MPa)
σ_2	Esfuerzo secundario (MPa)
ν	Viscosidad cinemática del fluido $\left(\frac{m^2}{s}\right)$

DEFINICIÓN DE TÉRMINOS BÁSICOS

Artroscopia: Es un procedimiento para visualizar el interior de una articulación, con el fin de observar y corregir, si es posible, las patologías presentes. Esto se logra con el uso de un artroscopio, un instrumento parecido al endoscopio, de menor longitud, y adaptado de cierta forma para ser más utilizable en una articulación. Existen dos formas de artroscopia: la quirúrgica y la diagnóstica.

Artroscopio: Es un instrumento que se usa para mirar directamente dentro de las articulaciones. Contiene un conducto para los líquidos y fibras de vidrio recubiertas que enfocan una luz fría intensa dentro de la articulación. Una cámara que está acoplada al artroscopio permite al médico ver en una pantalla una imagen clara de la mayoría de las áreas de la articulación.

Bomba peristáltica: Es un tipo de bomba de desplazamiento positivo usada para bombear una variedad de fluidos. En las bombas convencionales el fluido es contenido dentro de un tubo flexible empotrado dentro de una cubierta de la bomba. Un rotor con un número de 'rodillos', 'zapatos' o 'limpiadores' unidos a la circunferencia externa comprimen el tubo flexible. Mientras que el rotor da vuelta, la parte del tubo bajo compresión se cierra (o se ocluye) forzando, de esta manera, el fluido a ser bombeado para moverse a través del tubo.

Debridador (“Shaver”): Es un instrumento utilizado en la cirugía artroscópica con el propósito de rasurar o remover los tejidos dañados o indeseables.

Cápsula articular: Es una cavidad en forma de cubierta doble que envuelve a las articulaciones, les da estabilidad y permite una separación de las superficies articulares de hasta 2 o 3 cm.

Enfisema subcutáneo: Es una enfermedad que resulta en la pérdida progresiva de elasticidad de los tejidos, lo que con el tiempo imposibilita acciones motoras.

Expansión articular: Es un proceso mediante el cual, de una forma artificial, se consigue la distensión de los tejidos blandos para su posterior utilización en zonas adyacentes.

Irrigación sanguínea: Es un sangrado muy leve que puede producirse en la cirugía artroscópica cuando el líquido suministrado en la articulación posee una presión inferior a la presión diastólica del paciente.

Macrogotero: Es un equipo de infusión utilizado para hacer circular a través de él soluciones salinas u otros líquidos fisiológicos y luego ser suministrados de forma intravenosa. Posee en un extremo una conexión puntiaguda que se acopla a la bolsa de solución (o suero), un regulador de la velocidad de goteo, un regulador de flujo y una conexión para inyectoras.

Peristalsis: Es una serie de contracciones musculares organizadas que ocurren a todo lo largo del tubo digestivo y que también se observa en los órganos tubulares que conectan los riñones a la vejiga.

Operación poco invasiva: Intervención quirúrgica en la cual la realización de incisiones es mínima y permiten operar sin las pérdidas de sangre ocasionadas por las grandes incisiones.

Presión diastólica: Es la fuerza que ejerce la sangre contra las paredes de las arterias cuando el corazón está relajado (diástole). Normalmente esta presión es cercana los 60 mmHg.

ÍNDICE GENERAL

INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I	
EL PROBLEMA	3
1.1. Planteamiento del problema.....	5
1.2. Objetivos.....	8
1.2.1. Objetivo general.....	8
1.2.2. Objetivos específicos.....	8
1.3. Justificación de la investigación.....	9
1.4. Limitaciones, delimitaciones y alcances.....	10
1.4.1. Limitaciones.....	10
1.4.2. Delimitaciones y alcances.....	10
CAPÍTULO II	
MARCO TEÓRICO	11
2.1. Antecedentes de la investigación.....	11
2.2. Bases teóricas.....	16
2.2.1. La artroscopia.....	16
2.2.1.1. Instrumental básico empleado.....	16
2.2.1.2. Procedimiento.....	17
2.2.2. Bombas peristálticas.....	18
CAPÍTULO III	
MARCO METODOLÓGICO	21
3.1. Nivel de la investigación.....	23
3.2. Diseño de la investigación.....	23
CAPÍTULO IV	
ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA A DISEÑAR	25
4.1. Funciones principales.....	27
4.2. Restricciones.....	28

4.3. Criterios.....	29
4.4. Alternativas de solución para el sistema de bombeo.....	29
4.4.1. Sistema de bombeo peristáltico lineal.....	30
4.4.2. Sistema de bombeo peristáltico giratorio.....	32
4.4.3. Sistema de bombeo peristáltico por compresión neumática directa.....	33
4.4.4. Sistema de bombeo peristáltico por compresión mecánica directa.....	35
4.5. Selección de la mejor solución.....	36

CAPÍTULO V

DISEÑO DEL SISTEMA SELECCIONADO.....	37
5.1. Selección de los elementos del sistema hidráulico.....	39
5.1.1. Bolsas de solución salina.....	39
5.1.2. Macrogotero.....	40
5.1.3. Conexión “Y”.....	40
5.2. Diseño del sistema de compresión neumática.....	40
5.2.1. Cálculos dimensionales de la cámara de compresión.....	41
5.2.1.1.Cálculo del volumen de la cámara de compresión.....	41
5.2.1.2.Cálculo del diámetro y la longitud de la cámara de compresión.....	44
5.2.2. Tipos de fallas considerados para el diseño de la cámara de compresión.....	44
5.2.3. Cálculo de los esfuerzos máximos y preselección del material de la cámara de compresión.....	47
5.2.4. Selección del material para fabricar la cámara de compresión...	49
5.2.5. Selección del perfil comercial de acuerdo al diseño obtenido. Verificación de resultados.....	50
5.2.6. Selección de los elementos que conforman el sistema neumático.....	52
5.2.7. Selección del sistema indicador de vaciado.....	56
5.3. Proceso de fabricación.....	60
5.4. Costos.....	64

CAPÍTULO VI

PRUEBAS REALIZADAS.....	65
6.1. Pruebas realizadas al sistema de bombeo.....	67
6.2. Descripción del sistema mediante una red de flujo.....	69
6.3. Puesta a punto del sistema de bombeo peristáltico.....	71
6.4. Consideraciones iniciales para realizar los ensayos en el sistema de bombeo peristáltico.....	74
6.5. Cálculo del caudal de trabajo con flujo en un solo tramo de manguera.....	75
6.6. Pérdidas de disponibilidad en el sistema.....	76
6.6.1. Cálculo del número de Reynolds (R_e) para determinar el régimen de trabajo.....	76
6.6.2. Cálculo de la pérdida de disponibilidad	78
6.7. Prueba del llenado de la membrana que simula la cápsula articular....	80
6.7.1. Características del ensayo.....	82
6.7.2. Resultados obtenidos.....	83
6.7.3. Comportamiento de la membrana que simula la capsula articular cuando esta irrigando.....	83
6.8. Determinación de la potencia del sistema.....	84
6.9. Curvas de comportamiento del sistema.....	86
6.9.1. Curva de pérdidas disponibilidad y coeficiente de pérdidas del sistema.....	87
6.9.2. Curva de potencia útil, potencia de accionamiento y eficiencia del sistema.....	90
6.10. Análisis de resultados.....	91
6.11. Factores que afectan la eficacia del sistema de bombeo peristáltico por compresión neumática.....	93
CONCLUSIONES GENERALES.....	95
RECOMENDACIONES.....	96
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	97
PLANOS.....	101
Vista isométrica del sistema.....	103
Vistas principales del sistema.....	105

Vista de explosión del sistema.....	107
ANEXOS.....	109
ANEXO 1	
SELECCIÓN DE LA MEJOR SOLUCIÓN DEL SISTEMA DE BOMBEO PERISTÁLTICO.....	111
ANEXO 2	
SELECCIÓN DEL MATERIAL DE FABRICACIÓN DE LA CÁMARA DE COMPRESIÓN.....	116
ANEXO 3	
CÓDIGOS APLICABLES EN EL DISEÑO DE RECIPIENTES A PRESIÓN	120
ANEXO 4	
TEORÍA DE LA MEMBRANA PARA EL DISEÑO DE RECIPIENTES A PRESIÓN.....	122
ANEXO 5	
CONSIDERACIONES EN EL DISEÑO DE RECIPIENTES A PRESIÓN...	124
ANEXO 6	
PROCEDIMIENTO DE LLENADO PARA DISTENDER LA CÁPSULA ARTICULAR EN OPERACIONES ARTRÓSCOPICAS DE HOMBROS.....	127
ANEXO 7	
DEDUCCIÓN DE ECUACIONES UTILIZADAS EN LA DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA MEDIANTE UNA RED DE FLUJO.....	129
ANEXO 8	
SELECCIÓN DEL SISTEMA DE COMPRESION POR OXÍGENO.....	132

ÍNDICE DE FIGURAS

CAPÍTULO I

Figura 1.1. Modelos de artroscopio.....	5
Figura 1.2. Instrumentos utilizados en la artroscopia.....	6
Figura 1.3. Bomba peristáltica rotatoria.....	6
Figura 1.4. Sistema de bombeo peristáltico controlado electrónicamente.....	7
Figura 1.5. Método de infusión por gravedad.....	8

CAPÍTULO II

Figura 2.1. Intervención realizada con un citoscopio.....	13
Figura 2.2. Método de infusión por gravedad.....	14
Figura 2.3. Bomba peristáltica NB100.....	14
Figura 2.4. Bomba peristáltica NB300.....	14
Figura 2.5. Bomba peristáltica NB400.....	15
Figura 2.6. Bomba peristáltica NB400B.....	15
Figura 2.7. Instrumental utilizado en la artroscopia.....	16
Figura 2.8. Preparación del paciente en la artroscopia de hombros.....	17
Figura 2.9. Marcado del hombro.....	17
Figura 2.10. Inserción del artroscopio y el sistema de irrigación.....	17
Figura 2.11. Visualización de la articulación a través del monitor.....	17
Figura 2.12. Bomba peristáltica giratoria.....	18
Figura 2.13. Bomba peristáltica lineal.....	18
Figura 2.14. Bomba peristáltica de alta presión.....	19
Figura 2.15. Bomba peristáltica de control electrónico.....	19

CAPÍTULO IV

Figura 4.1. Sistema de bombeo peristáltico lineal.....	30
Figura 4.2. Sección transversal de la bomba peristáltica lineal, según el corte del plano AA' de la figura anterior.....	31
Figura 4.3. Sistema con válvula de presión hidráulica en la desviación.....	31
Figura 4.4. Sistema de bombeo peristáltico giratorio.....	32
Figura 4.5. Control de presión por válvula de aplastamiento y un transductor de presión.....	33
Figura 4.6. Vista isométrica del sistema de bombeo por compresión neumático directa.....	34
Figura 4.7. Vista interna de los compartimientos sometido a presión.....	34
Figura 4.8. Sistema de bombeo peristáltico por compresión mecánica directa.....	35

CAPÍTULO V

Figura 5.1. Bolsa de solución salina.....	39
Figura 5.2. Macrogotero.....	40
Figura 5.3. Llave 3/2 vías.....	40
Figura 5.4. Estados de la cámara de compresión. Estado inicial: Bolsa de solución llena y estado final: bolsa de solución vacía.....	41
Figura 5.5. Volumen de control del estado inicial.....	42
Figura 5.6. Volumen de control del estado final.....	43
Figura 5.7. Restricciones de las dimensiones de la cámara de compresión.....	44
Figura 5.8. Dimensiones calculadas de la cámara de compresión.....	45
Figura 5.9. Esfuerzos inducidos en la cámara de compresión.....	47

Figura 5.10. Compresor de corriente directa seleccionado.....	53
Figura 5.11. Transformador de corriente.....	53
Figura 5.12. Especificaciones del transformador.....	53
Figura 5.13. Presostato.....	54
Figura 5.14. Presiones máximas y mínimas de los hombros, compresor y presostato.....	54
Figura 5.15. Manómetro.....	55
Figura 5.16. Elementos conductores de fluido y conectores seleccionados...	56
Figura 5.17. Indicador de peso.....	57
Figura 5.18. Funcionamiento del indicador de peso.	58
Figuras 5.19. Cámaras con las bolsas de solución ausentes o completamente vacías.....	59
Figuras 5.20. Cámaras con las bolsas de solución llenas.	59

CAPÍTULO VI

Figura 6.1. Ensayo N° 1. Obtención de caudales.....	67
Figura 6.2. Esquema de distribución del flujo.....	69
Figura 6.3. Tapa desconectada de la Cámara de compresión.....	71
Figura 6.4. Conexión del macrogotero a la tapa de la Cámara de compresión.....	71
Figura 6.5. Cámara sellada después de introducir la bolsa de solución.....	72
Figura 6.6. Sistema armado listo para operar.....	72
Figura 6.7. Circulación del flujo de aire con respecto la posición de la llave de paso.....	73
Figura 6.8. Llave 3/2 vías para permitir el flujo de la solución salina.....	73
Figura 6.9. Llave 2 pasos para darle dirección al flujo de fluido a las Cámaras de Compresión.....	74

Figura 6.10. Cambio de la bolsa de solución vaciada.....	74
Figura 6.11. Variación de las pérdidas con respecto a la diferencia de presiones.....	79
Figura 6.12. Suministro de aire comprimido manteniendo un régimen permanente.....	79
Figura 6.13. Bolsa de silicón que simula cápsula articular.....	80
Figura 6.14. Interruptor de encendido del compresor.....	80
Figura 6.15. Expansión e irrigación de la bolsa que simula la cápsula articular.....	81
Figura 6.16. Ensayo de capacidad de respuesta del sistema.....	82
Figura 6.17. Esquema de la bolsa de silicón que simula la capsula articular.	83
Figura 6.18. Curva caudal (Q) vs. Pérdida de disponibilidad (hf).....	87
Figura 6.19. Curva Caudal (Q) VS Constante “n”.....	89
Figura 6.20. Potencia útil y potencia de accionamiento del sistema.	90
Figura 6.21. Curva de Eficiencia del sistema.	90
Figura 6.22. Curva (h, Q) del sistema de bombeo.	91
Figura 6.23. Curva de potencia de accionamiento del sistema.....	92
Figura 6.24. Curva de eficiencia del sistema.....	92

ANEXO 7

Figura A.7.1. Descripción del sistema mediante red de flujo equivalente...	129
--	-----

ANEXO 8

Figura A.8.1. Compresión con cilindro de oxígeno medicinal.....	132
Figura A.8.2. Esquema de la válvula reguladora de presión.....	133

ÍNDICE DE TABLAS

CAPÍTULO IV

Tabla 4.1. Posibles soluciones del sistema de bombeo a diseñar.....	36
---	----

CAPÍTULO V

Tabla 5.1. Valores de diámetros y longitudes del proceso iterativo.	45
--	----

Tabla 5.2. Análisis de esfuerzos para diversos espesores comerciales.....	48
---	----

Tabla 5.3. Propiedades de cedencia de los materiales preseleccionados.....	49
--	----

Tabla 5.4. Diámetros y espesores comerciales.....	50
---	----

Tabla 5.5. Dimensiones definitivas de la cámara de compresión.....	51
--	----

Tabla 5.6. Propiedades del manómetro seleccionado.....	55
--	----

Tabla 5.7. Hoja de ruta Cámara de Compresión.....	60
---	----

Tabla 5.8. Hoja de ruta Sistema Neumático.....	61
--	----

Tabla 5.9. Hoja de ruta de ensamblado de las Cámaras con el Sistema Neumático.....	63
---	----

Tabla 5.10. Costos del sistema de bombeo peristáltico.....	64
--	----

CAPÍTULO VI

Tabla 6.1. Obtención del caudal con una presión dentro de la cámara de 70 mmHg.....	75
--	----

Tabla 6.2. Caudales obtenidos a las distintas presiones de trabajo.....	75
---	----

Tabla 6.3. Resultados obtenidos en los ensayos para las restantes diferencias de presiones.....	77
--	----

Tabla 6.4. Pérdidas de disponibilidad con descarga de solución a presión atmosférica.....	78
--	----

Tabla 6.5. Valores obtenidos en el proceso de llenado utilizando una bolsa de silicón.....	83
Tabla 6.6. Resultado obtenido en el proceso de irrigación utilizando un macrogotero conectado a la bolsa de solución.....	84
Tabla 6.7. Potencia útil del sistema para cada caudal de bombeo.....	85
Tabla 6.8. Potencia útil, potencia de accionamiento y eficiencia del sistema.....	86
Tabla 6.9. Valores de la constante de proporcionalidad “n”.....	89

ANEXO 1

Tabla A1.1 Listado de restricciones aplicadas al sistema a diseñar.....	111
Tabla A1.2. Listado de restricciones aplicadas a las posibles soluciones del sistema.....	111
Tabla A1.3. Listado de criterios para la evaluación de las posibles soluciones.....	112
Tabla A1.4. Ponderación de criterios.....	112
Tabla A1.5. Ponderación de soluciones con respecto a costo de fabricación.....	113
Tabla A1.6. Ponderación de soluciones con respecto a su tamaño.....	113
Tabla A1.7. Ponderación de soluciones con respecto a su ergonomía.....	113
Tabla A1.8. Ponderación de soluciones con respecto al grado de seguridad de su funcionamiento.....	114
Tabla A1.9 Ponderación de soluciones con respecto a su factibilidad de obtención de repuestos y/o reparación.....	114
Tabla A1.10. Ponderación final de soluciones con respecto a todos los criterios de selección.....	115

ANEXO 2

Tabla A.2.1. Listado de soluciones.....	116
Tabla A.2.2. Listado de criterios para la evaluación de posibles soluciones...	116
Tabla A.2.3. Ponderación de criterios.....	117
Tabla A.2.4. Ponderación de las soluciones con respecto al peso.....	117
Tabla A.2.5. Ponderación de las soluciones con respecto a su confiabilidad...	117
Tabla A.2.6. Ponderación de las soluciones con respecto a su disponibilidad...	118
Tabla A.2.7. Ponderación de las soluciones con respecto al costo.....	118
Tabla A.2.8. Ponderación de soluciones con respecto a su maquinabilidad....	118
Tabla A.2.9. Ponderación final de las soluciones con respecto a todos los criterios de selección.....	119

INTRODUCCIÓN

Este trabajo especial de grado se ha desarrollado bajo la dirección de la línea de investigación de bioingeniería de la Escuela de Mecánica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Carabobo. El objetivo fundamental de esta línea de investigación es la aplicación de los conocimientos adquiridos en el área de la ingeniería en el área de la medicina, en todas sus especialidades y posibilidades, para satisfacer las necesidades específicas de la técnica médica moderna. Entre estas necesidades se destaca la de contar con equipos e instrumentales de alta calidad para garantizar mejores resultados en la aplicación de los procedimientos médicos, generando, según sea posible, bajos costos.

En los últimos años se han incrementado los conocimientos científicos, relacionados con el estudio de las articulaciones del cuerpo humano. Esto ha permitido el surgimiento de una técnica quirúrgica moderna, denominada artroscopia. Con esta técnica se pueden inspeccionar el interior de la mayor parte de las articulaciones y aplicar una cirugía poco invasiva.

La eficacia de la intervención quirúrgica por artroscopia depende en gran parte del funcionamiento del instrumental del quirófano. La bomba de dosificación de soluciones salinas facilita la realización de dichas intervenciones. Ésta le permite al cirujano suministrar al paciente solución salina a presión para incrementar el espacio disponible entre los tejidos de la articulación logrando así una mayor maniobrabilidad y observación.

Este trabajo se enfoca en el diseño y la construcción de una bomba de dosificación que, con la ayuda del resto del instrumental quirúrgico, sirva de apoyo al médico traumatólogo para visualizar, diagnosticar y tratar problemas en la articulación del hombro.

CAPÍTULO I
EL PROBLEMA

1. EL PROBLEMA.

1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

La artroscopia es una técnica quirúrgica que permite al cirujano ortopédico diagnosticar y tratar diferentes alteraciones en una articulación del cuerpo; tales como las rodillas, los hombros, los tobillos, entre otras (Bollini, 2007). El acceso a estas articulaciones se hace a través de pequeñas incisiones en la piel y utilizando un instrumento denominado artroscopio (ver figura 1.1).

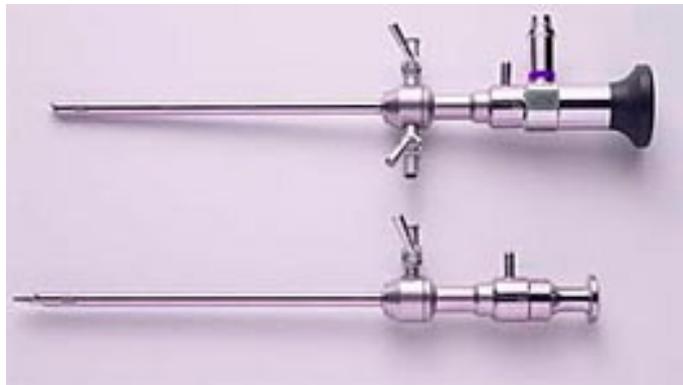


Figura 1.1. Modelos de artroscopio. (Rabat, 2007).

El artroscopio contiene fibras ópticas que transmiten la imagen a una pequeña cámara que va conectada a un monitor de televisión. La observación de este monitor le permite al cirujano examinar detalladamente el interior de la articulación y determinar en la mayor parte de los casos el origen del problema. Durante este procedimiento el cirujano puede introducir otros instrumentos en el interior de la articulación para tratar la patología.

Adicionalmente, la cirugía artroscópica requiere del uso de un sistema de irrigación para inyectar una solución salina a presión en la cápsula articular, produciéndose así una distensión en la misma. El propósito de este procedimiento es generar un campo visual nítido y disminuir el sangrado. Durante la cirugía el flujo puede pasar directamente a través del artroscopio o de una entrada separada por medio de un instrumento de irrigación, señalado en la figura 1.2.

Generalmente se conecta una bomba peristáltica al sistema de irrigación a través del extremo de una manguera flexible. Una sección de esta manguera está insertada en la bomba. Su otro extremo se dirige hacia la fuente de solución. El principio de funcionamiento de la bomba se basa en comprimir la manguera para impulsar al fluido a través de ella. Cuando la manguera se extiende se induce internamente una presión de vacío ocasionando la succión del líquido proveniente de la fuente de solución (CENETEC, 2004). La bomba peristáltica, mostrada en la figura 1.3, permite que el fluido no esté en contacto directo con los componentes internos de la bomba evitando su contaminación.

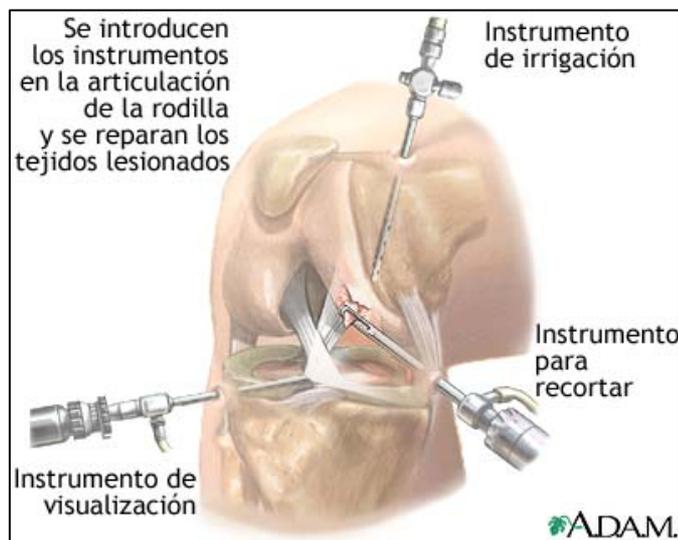


Figura 1.2. Instrumentos utilizados en la artroscopia. (Health Illustrated Enciclopedia, 2007)

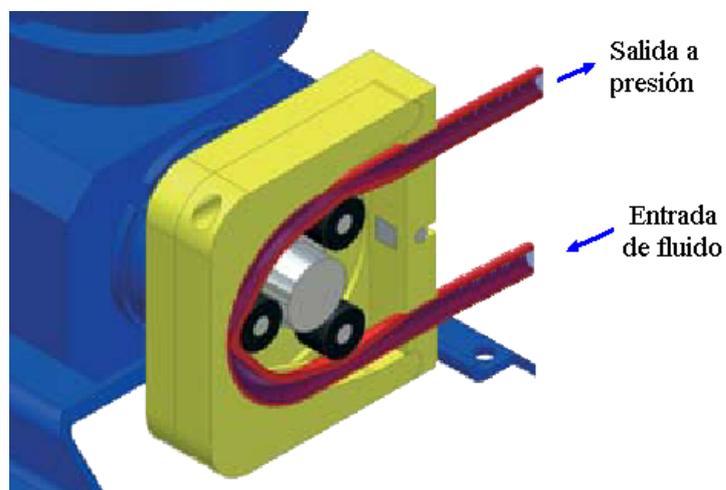


Figura 1.3. Bomba peristáltica rotatoria. (Boyser, 2008)

Específicamente en la artroscopia de hombros se debe controlar la presión del fluido en la línea de descarga. Si esta presión es insuficiente no habrá una limpieza articular apropiada (debido al sangrado) y la imagen en el monitor se verá afectada. La mayoría de los cirujanos subsana esta situación aplicando un torniquete para disminuir el sangrado. (Andrews y Timmerman 2001). En el caso contrario, si la presión es excesiva, se puede producir la ruptura en la cápsula articular. Lo último trae como consecuencia que el tiempo de recuperación del paciente después de la cirugía se extiende. (Bollini, 2007)

La práctica de la artroscopia requiere el uso de sistemas de monitoreo e instrumentales. En la figura 1.4 se muestra un sistema de bombeo peristáltico controlado electrónicamente. La adquisición de estos equipos, no fabricados en el país, implica una inversión económica considerable. Por lo cual, en la mayoría de los casos, los cirujanos optan por suministrar la solución por el método de infusión por gravedad en lugar usar un sistema de bombeo peristáltico (Wojnarowski y Mora, 2006), como lo muestra la figura 1.5. Con este método se obtienen presiones limitadas, que dependen de la distancia entre la fuente de solución y la articulación. Además existe un poco control del flujo o la presión.



Figura 1.4. Sistema de bombeo peristáltico controlado electrónicamente. (Wojnarowski y Mora, 2006)

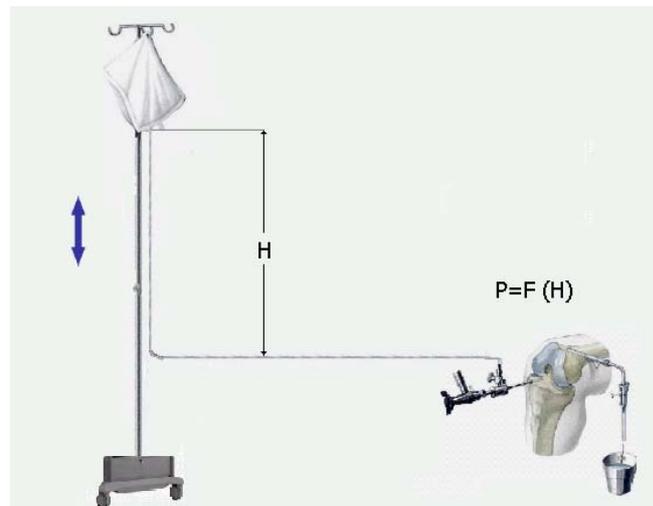


Figura 1.5. Método de infusión por gravedad.

En síntesis, debido a los altos costos de las bombas peristálticas comerciales y a la necesidad de poseer un equipo de bombeo que suministre magnitudes de presiones óptimas para la realización de la cirugía artroscópica y a la vez posea un sistema de control de presión, se desea diseñar y construir una bomba peristáltica para la dosificación de soluciones salinas con las características antes descritas.

1.2. OBJETIVOS.

1.2.1. OBJETIVO GENERAL.

Diseñar y construir una bomba peristáltica para la dosificación de soluciones salinas en operaciones artroscópicas.

1.2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

1. Evaluar el principio de funcionamiento de las bombas peristálticas actuales.
2. Seleccionar los materiales de los distintos componentes del sistema mecánico.
3. Diseñar el sistema mecánico de la bomba peristáltica.
4. Seleccionar el sistema de control de flujo y presión.
5. Construir un prototipo del sistema diseñado.
6. Realizar ensayos y pruebas al prototipo.

1.3. JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN.

Cada año miles de personas tienen que ser operadas por problemas presentados en las articulaciones de los hombros y de las rodillas. El creciente auge tecnológico ha permitido el desarrollo de equipos cada vez más sofisticados para realizar operaciones quirúrgicas poco invasivas, pero el costo operatorio asociado a estas intervenciones es cada vez más elevado debido a la inclusión de estos nuevos equipos. La mayoría de los hospitales públicos nacionales no cuentan con bombas peristálticas que le dan al médico cirujano las herramientas necesarias para poder realizar la intervención quirúrgica sin mayor dificultad. Por otro lado, el equipo de bombeo para la distensión articular no es de fabricación nacional.

Por otra parte, como se mencionó anteriormente, el método mayormente utilizado en la artroscopia es la infusión por gravedad y no el bombeo peristáltico. No obstante con este método se obtienen valores limitados de presión y existe poco control del flujo.

Con el uso de una bomba peristáltica de construcción nacional se obtienen las siguientes ventajas:

- Contar con un sistema de bombeo económico para ser utilizado en operaciones artroscópicas.
- Efectuar un óptimo llenado y distensión de la articulación.
- Mejor control del sangrado en los tejidos, disminuyendo la necesidad de utilización de un torniquete.
- Controlar la presión de suministro de la solución salina para evitar valores insuficientes o excesivos.

1.4. LIMITACIONES, DELIMITACIONES Y ALCANCES.

1.4.1. LIMITACIONES

Para realizar un prototipo de un sistema de bombeo peristáltico, que cumpla con las especificaciones del diseño, se presentan las siguientes limitantes:

1. Dificultad para encontrar en el país un sistema adecuado que permita censar la presión de suministro sin contaminar la solución salina.
2. Dificultad de obtener todos los materiales en el mercado nacional.
3. El no poder realizar pruebas directamente sobre cápsulas articulares humanas.

1.4.2. DELIMITACIONES Y ALCANCES.

Se diseña y construye un sistema que cumple con los siguientes principios de funcionamiento:

1. El sistema se diseña para ser utilizado en operaciones artroscópicas de hombros.
2. El sistema succiona el fluido directamente de la bolsa o botella de solución salina.
3. El sistema suministra la solución salina a una membrana que simulará a una cápsula articular
4. El sistema censa y regula la presión de la solución salina que existe en la línea de descarga.

CAPÍTULO II
MARCO TEÓRICO

2. MARCO TEÓRICO

2.1. ANTECEDENTES DE LA INVESTIGACIÓN.

La cirugía ortopédica comenzó con el primer procedimiento artroscópico de carácter diagnóstico llevado a cabo en Japón en 1918 en la Universidad de Tokio (1933). Se experimentó con las rodillas de cadáveres utilizando un citoscopio Charriere. La distensión de la rodilla se llevó a cabo con la irrigación de solución salina para tener mayor facilidad de acceso y visibilidad al interior de la misma, como se observa en la figura 2.1.

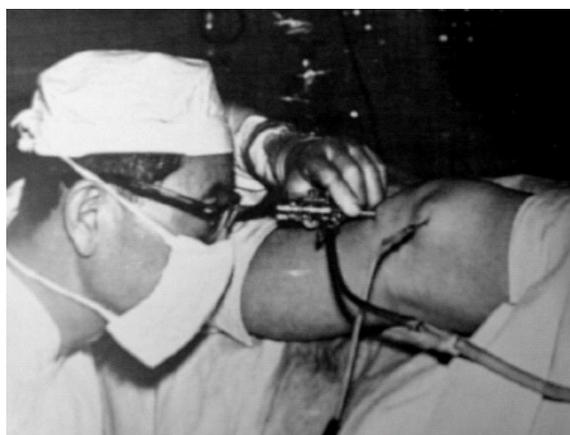


Figura 2.1. Intervención realizada con un citoscopio. (WOJNAROWSKI y MORA 2006)

Para 1921 el cirujano suizo Bircher, ya había logrado aplicar la técnica a las rodillas de pacientes. El citado autor distendía las articulaciones con gas (oxígeno, nitrógeno, monóxido o dióxido de carbono). Se empleaba gas en vez de líquido porque se obtenía una imagen con mejor contraste. El problema que presentaba su empleo es que se necesitaba un mecanismo regulador de presión, un sistema especial de insuflación de gas y éste debía pasar por un filtro impermeable a bacterias para asegurar las condiciones de esterilidad. Otro problema era el escape de gas que se producía por las vías de entrada a la articulación con el resultado de un enfisema subcutáneo. Por tal motivo en los años siguientes se optó realizar la artroscopia con un sistema de dosificación de líquidos, siendo el método de infusión por gravedad el más utilizado. (Figura 2.2) Este método ofrecía presiones de suministro menores a 13 kPa (100 mmHg). Se

podía percibir la velocidad de suministro mediante observación de las burbujas que se producía en la fuente de solución y de la velocidad de goteo en el macrogotero.

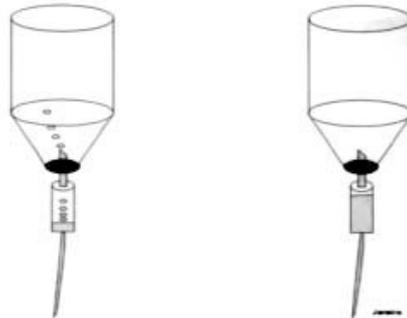


Figura 2.2. Método de infusión por gravedad

En 1992 la empresa **NB electrónica** se planteó el objetivo de fabricar un modelo de bomba peristáltica que ofreciera calidad mediante la utilización de un sistema de infusión de control electrónico. (NB Electrónica, 2008). Con esta premisa, presentó el modelo NB100 que permitía programar el régimen de infusión en gotas/minuto y el volumen a infundir en número de gotas. (Figura 2.3). El diseño continuó su evolución y en 1996 se presentó el nuevo modelo NB300, mostrado en la figura 2.4. En este caso la programación del régimen de infusión se expresaba en ml/hora y el volumen total a infundir en ml.



Figura 2.3. Bomba peristáltica NB100
(NB electrónica, 2008)



Figura 2.4. Bomba peristáltica NB300
(NB electrónica, 2008)

En 1997 se terminó de rediseñar totalmente el mecanismo y el programa de control, agregándose nuevas funciones de alarma, posibilidades de calibración y con un sensor de gotas más preciso y seguro. Los dos modelos anteriores (NB100

y NB300) se unificaron y transformaron en la primera versión de la Bomba peristáltica NB400, mostrada en la figura 2.5. Desde mediados del 2004 se incorporó un moderno teclado con teclas en relieve y se agregó una función que realiza los cálculos de dosificación; de esta manera, se reducen los errores de cálculo y se mejora la exactitud de la dosificación. Además, se expandió el rango de calibración posible para permitir el uso de cualquier tipo de macrogotero común. Este modelo se denominó NB400B, mostrado en la figura 2.6.



Figura 2.5. Bomba peristáltica NB400
(NB electrónica, 2008)



Figura 2.6. Bomba peristáltica NB400B
(NB electrónica, 2008)

En la actualidad son diversas las industrias a nivel mundial que se dedican a la fabricación de los instrumentos para poder llevar a cabo una operación artroscópica de calidad, entre los más necesarios son los instrumentos para lograr la distensión articular. Meter Toledo en el año 2006 desarrolló una bomba peristáltica digital diseñada para bombear una gran diversidad de fluidos, con una precisión, ratios de flujo constantes y pulsaciones mínimas con un microprocesador y la tecnología de motor abrupta que se utiliza para controlar la velocidad de la bomba. Un año más tarde, Watson Marlon (2007), fabricante de bombas peristálticas, introducen al mercado un nuevo modelo de bombas que no poseen válvulas ni sellos mecánicos. El fluido contacta sólo la parte interior de la manguera y sus conectores. Las bombas están destinadas a aplicaciones quirúrgicas, bio-farmacéuticas y científicas.

2.2. BASES TEÓRICAS.

2.2.1. La artroscopia

La artroscopia es un procedimiento quirúrgico usado por los cirujanos ortopédicos para visualizar, diagnosticar y tratar problemas en las articulaciones. Durante la cirugía artroscópica el cirujano hace una pequeña incisión en la piel del paciente y luego inserta un instrumento del tamaño de un lápiz, que contiene de un pequeño lente y un sistema de luces para magnificar e iluminar la estructura dentro de la articulación. Luego al conectar este artroscopio con una cámara de televisión miniatura, el cirujano puede observar el interior de la articulación a través de una incisión muy pequeña.

La cámara de video conectada con el artroscopio muestra la imagen de la articulación en un monitor, permitiendo así que el cirujano vea por ejemplo dentro de la rodilla, los cartílagos o ligamentos, o debajo de la rótula. Así, el cirujano puede determinar la cantidad o el tipo de daño.

2.2.1.2. Instrumental básico empleado

El instrumental básico en artroscopia se muestra en la figura N° 2.7.

- | | |
|------------------------|------------------------|
| 1. Monitor | 5. Bomba Peristáltica |
| 2. Disco Duro | 6. Debridador (Shaver) |
| 3. Receptor de video | 7. Cámara |
| 4. Fuente de Luz Xenón | 8. Artroscopio |



Figura 2.7. Instrumental utilizado en la artroscopia. (Mevepa, 2007)

2.2.1.3. Procedimiento realizado en la artroscopia de hombro

En primer lugar se prepara al paciente para la intervención, se limpia cuidadosamente el brazo con jabón quirúrgico especial y se le cubren las partes del cuerpo dejando expuesto sólo el brazo cuyo hombro será intervenido, como se observa en la figura 2.8.



Figura 2.8. Preparación del paciente en la artroscopia de hombros (Medical Internet Solutions, 2001)

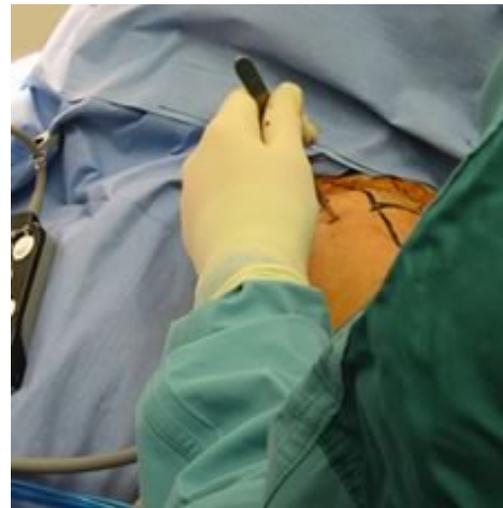


Figura 2.9. Marcado del hombro (Medical Internet Solutions, 2001)



Figura 2.10. Inserción del artroscopio y del sistema de irrigación (Medical Internet Solutions, 2001)



Figura 2.11. Visualización de la articulación a través del monitor (Medical Internet Solutions, 2001)

Luego se sigue el procedimiento mostrado en la figura 2.9; el marcado de las zonas del hombros, para la ubicar correctamente los tejidos a explorar y determinar la ubicación de las incisiones a realizar. Una pequeña incisión, de aproximadamente un cuarto de pulgada, será realiza para poder insertar el artroscopio. Otras incisiones pueden ser hechas para ver otras partes de esa articulación o insertar otros instrumentos. Luego de introducir el artroscopio, tal como se observa la figura 2.10, se inyecta una solución salina a una presión superior a la presión diastólica del paciente para expandir la articulación y ayudar a controlar el sangrado. Por último, al activar el artroscopio, este enviará las imágenes de la articulación a un monitor, que podrá ser visualizado por el cirujano, como se muestra en la figura 2.11.

2.2.2. Bombas peristálticas

Una bomba peristáltica es un tipo de bomba de desplazamiento positivo usada para bombear una variedad de fluidos. El fluido es contenido dentro de un tubo flexible empotrado dentro de una cubierta circular de la bomba, como se muestra en la figura 2.12. También existen bombas peristálticas lineales, como la que se muestra en la figura 2.13.



Figura 2.12. Bomba peristáltica giratoria.

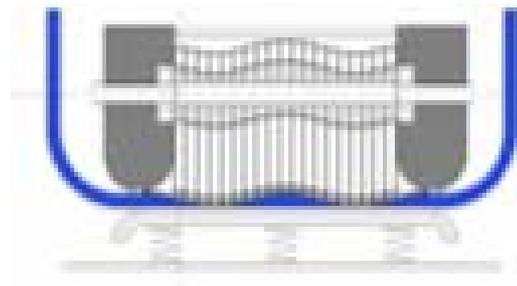


Figura 2.13. Bomba peristáltica lineal

En la bomba peristáltica giratoria un rotor con un número de rodillos unidos a la circunferencia externa comprimen un tubo flexible. Mientras que el rotor gira, la parte del tubo bajo compresión se cierra (o se ocluye) forzando, de esta manera, el fluido a ser bombeado para moverse a través del tubo. Mientras el tubo se vuelve a abrir a su estado natural después del paso del rodillo

('restitución'), el flujo del fluido es succionado de la fuente de solución hacia la bomba. Este proceso es llamado peristalsis y es usado en muchos sistemas biológicos como el aparato digestivo.

Las bombas peristálticas son típicamente usadas para bombear fluidos limpios o estériles o para bombear fluidos agresivos; esto debido a que el fluido no puede contaminar la bomba. Algunas aplicaciones comunes incluyen bombear productos químicos agresivos, mezclas altas en sólidos y otros materiales donde el aislamiento del producto del ambiente, y el ambiente del producto, son críticos.

Las bombas peristálticas de más alta presión, que típicamente pueden operar hasta con 1600 kPa, usualmente usan rodillos y tienen cubiertas llenas con lubricante para prevenir la abrasión del exterior de la manguera y para ayudar en la disipación del calor. Un caso típico de una bomba de alta presión se puede observar en la figura 2.14, la cual es de uso industrial.



Figura 2.14. Bomba peristáltica de alta presión.
(Boyser, 2008)



Figura 2.15. Bomba peristáltica de control electrónico (Delphi Medical Sistem, 2008)

Las bombas peristálticas de más baja presión, tienen cubiertas secas y también usan rodillos. Usan mangueras no reforzadas, y esta clase de bomba es llamada bomba de tubo o bomba de tubería. Este tipo se usa para la infusión de soluciones en tratamientos médicos. La mayoría de las bombas utilizadas en la artroscopia poseen un control electrónico, lo que permite una regulación de

presión o flujo muy precisa, como se observa en la figura 2.15. Poseen las siguientes especificaciones técnicas:

- Ritmo de flujo entre 0,1 y 999 ml/h
- Múltiples funciones de diagnóstico, alarmas programables y cierre
 - Límites de presión de oclusión variables
 - Alarma de detección de aire en la línea
 - Alarma de detección de derramamiento de líquido por ruptura en la manguera.
 - Alarma que indica que la fuente de solución está vacía.
 - Alarma de batería baja
 - Alarma de batería gastada
- Memoria de eventos e historia.
- Visualización continua en la pantalla de información sobre las variables manejadas (presión, caudal).

Entre las ventajas que ofrecen este tipo de bombas es que las superficies internas son fáciles de esterilizar y limpiar, debido a que la única parte de la bomba en contacto con el fluido que es bombeado es el interior de la manguera. Asimismo, su carencia de válvulas, de sellos y de arandelas, y el uso de mangueras, hacen que tengan un mantenimiento de bajo costo comparado a otros tipos de bombas.

CAPÍTULO III
MARCO METODOLÓGICO

3. MARCO METODOLÓGICO

3.1 NIVEL DE LA INVESTIGACIÓN

Se trata de una investigación de tipo proyecto factible. Se verifica si es factible la implantación de este diseño luego de realizarse una evaluación técnica y económica a un prototipo a construir.

3.2. DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN.

3.2.1. Plantear soluciones y esquemas posibles de cómo resolver el problema, basándose en la observación de prototipos ya realizados y productos comerciales similares, o sea que trabajen bajo el mismo principio de bombeo.

3.2.2. Realizar un estudio y selección de la mejor solución por medio de criterios de comparación, estudio económico, eficacia del prototipo y compaginar la solución escogida con los criterios y las restricciones mencionadas.

3.2.3. Diseñar el prototipo de la solución escogida, incluyendo los cálculos y planos.

Se procede de la siguiente manera:

Establecer las variables conocidas y las consideraciones adecuadas al proceso.

Establecer un volumen de control en el sistema para la aplicación de principios de la física, termodinámica, mecánica, etc.

Determinar el valor de las variables involucradas en el proceso por medio de la aplicación de los principios mencionados.

Determinar las dimensiones del sistema relacionando los datos obtenidos con los principios del diseño de máquinas.

Calcular los esfuerzos aplicados en el sistema y determinar el de máximo valor.

Preseleccionar materiales de fabricación del sistema tomando como referencia el esfuerzo máximo calculado.

Mediante la aplicación de criterios seleccionar el material óptimo para la fabricación del sistema.

Tomando como base los datos obtenidos en los pasos anteriores seleccionar los elementos del sistema utilizando catálogos comerciales.

Realizar los planos del sistema (Vista isométrica y vistas principales)

3.2.4. Construir el prototipo.

3.2.5. Realizar las pruebas necesarias para evaluar el prototipo.

3.2.5.1. Verificar que el sistema sea capaz de suministrar los caudales y las presiones requeridas en las operaciones artroscópicas.

3.2.5.2. Realizar el estudio de las pérdidas de disponibilidad de presión en las mangueras flexibles.

3.2.5.3. Realizar pruebas en una membrana que simule la cápsula articular.

3.2.6. Recomendaciones para mejorar el prototipo.

CAPÍTULO IV
ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA A
DISEÑAR

4. ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA A DISEÑAR.

El objetivo de este capítulo es describir detalladamente el sistema que se diseña. En primer lugar se plantean las funciones principales que se espera que el sistema ejecute, de acuerdo al planteamiento del problema descrito en el capítulo I. Después se presentan las restricciones que deben aplicarse al diseño y se detallan los criterios que se utilizarán para comparar a las posibles soluciones entre si. Por último se aplica el método de ponderación de criterio y soluciones propuesto por Vilchez (2002) para seleccionar a la mejor solución.

4.1 Funciones principales

Esencialmente, el sistema debe efectuar las tres funciones que se detallan a continuación.

- 1. Bombear el fluido, desde la fuente de solución hacia el instrumento quirúrgico, a través de una manguera flexible, mediante un sistema de bombeo peristáltico.**

Se desea que el bombeo a utilizar sea de tipo peristáltico. Su principio básico de funcionamiento consiste en la contracción de un elemento para impulsar y expulsar un fluido contenido dentro de éste.

- 2. Sensar la presión del fluido a la salida del sistema.**

Este sistema debe detectar cambios de presión que experimenta el fluido a la salida del sistema, en cualquier instante de la operación.

- 3. Permitir la regulación de la cantidad de líquido que se suministra al paciente.**

Debe incorporarse un sistema que regule el caudal del líquido a ser suministrado, de tal forma que le permita al cirujano controlar la inflamación en los tejidos, reducir el sangrado y obtener una imagen nítida en el monitor.

4.2. Restricciones

Se aplican restricciones al diseño con el propósito de obtener un sistema que, además de cumplir con las funciones principales, satisfaga los requerimientos específicos de la cirugía artroscópica y pueda funcionar utilizando los insumos médicos que se obtienen en el mercado nacional.

1. El fluido no debe contaminarse durante su recorrido

Suministrar un fluido con impurezas puede generar efectos adversos en el paciente, por tal motivo el sistema debe garantizar que este conserve su esterilidad. Se sabe que algunos materiales metálicos, al estar en contacto con medios acuosos, reaccionan y producen óxidos o desprenden partículas que contaminan la solución salina. Por ello sólo se permite el contacto del fluido con superficies que puedan esterilizarse adecuadamente y que no presenten riesgos de contaminación con el paso del tiempo. Igualmente el sistema sensado de presión debe cumplir su función sin que exista el riesgo de contaminación de éste.

2. El sistema no debe permitir escapes accidentales de líquido.

Se debe cuidar que los esfuerzos a los que estarán sometidas las mangueras flexibles o la fuente de solución del sistema no sean de tal magnitud que ocasionen rupturas en ellas, produciéndose escapes accidentales de líquido.

3. El sistema debe funcionar con bolsas de solución salina de 500 ml.

Las soluciones salinas pueden obtenerse en el mercado nacional en bolsas de 500 ml. Aunque también pueden obtenerse variedad de volúmenes de solución en botellas de plástico, estas no tienen la elasticidad adecuada para comprimirlas y vaciarlas completamente utilizando un bombeo peristáltico. Si se requiere manejar un volumen mayor, se pueden acoplar estas bolsas por pares.

4. El sistema debe permitir que el operario pueda regular la presión del fluido en la salida, ante cambios bruscos de presión en la articulación.

La regulación será posible por medio de una acción de control que el operario aplicará directamente sobre el sistema, en cualquier instante, para aumentar o disminuir la presión del fluido en la salida.

4.3 Criterios para la selección de la mejor solución

Se han establecido criterios para evaluar a las posibles soluciones y así seleccionar una solución óptima. Estos son los siguientes:

1. Menor costo de fabricación.

El sistema debe ser elaborado en el país sin incurrir en elevados gastos de producción.

2. Menor tamaño del sistema.

Se desea el menor tamaño posible. No debe abarcar un área extensa al ser utilizado en un quirófano, limitando el espacio disponible para la operación.

3. Mayor ergonomía del diseño.

Que el cirujano pueda adaptarse fácilmente a su principio de funcionamiento y operarlo sin complicaciones.

4. Mayor seguridad de operación.

Deberá proporcionar seguridad tanto al paciente como al cirujano, reduciendo las posibilidades de riesgos durante la intervención.

5. Mayor factibilidad de obtención de repuestos y/o reparación.

Al presentar alguna falla debe ser factible repararlo y obtener sus repuestos en el mercado nacional.

4.4. ALTERNATIVAS DE SOLUCIÓN PARA EL SISTEMA DE BOMBEO.

A continuación se describen las posibles soluciones del sistema de bombeo peristáltico a diseñar.

4.4.1. Sistema de bombeo peristáltico lineal

En el sistema de la figura 4.1, el fluido contenido en dos bolsas de solución salina (12) circula por la acción de la gravedad hacia unas mangueras flexibles (1) que se conectan directamente a cada bolsa. Se utiliza una conexión en “Y” (13), para acoplar las dos mangueras y así tener una sola salida de líquido. De esta

salida, el fluido circulará a través de la manguera, hasta llegar a la sección en donde la bomba ejercerá presión.

La bomba peristáltica lineal está conformada por un conjunto de levas de disco de retorno positivo (**10**) situadas dentro del orificio de un número igual de placas rectangulares planas (**11**). Las levas están unidas a un eje o árbol de levas (**9**) que es impulsado por un motor (**16**). Cuando se enciente este motor, el eje principal gira y desplaza cada placa verticalmente hacia arriba o hacia abajo, dependiendo de la posición de la leva respectiva acoplada a ésta.

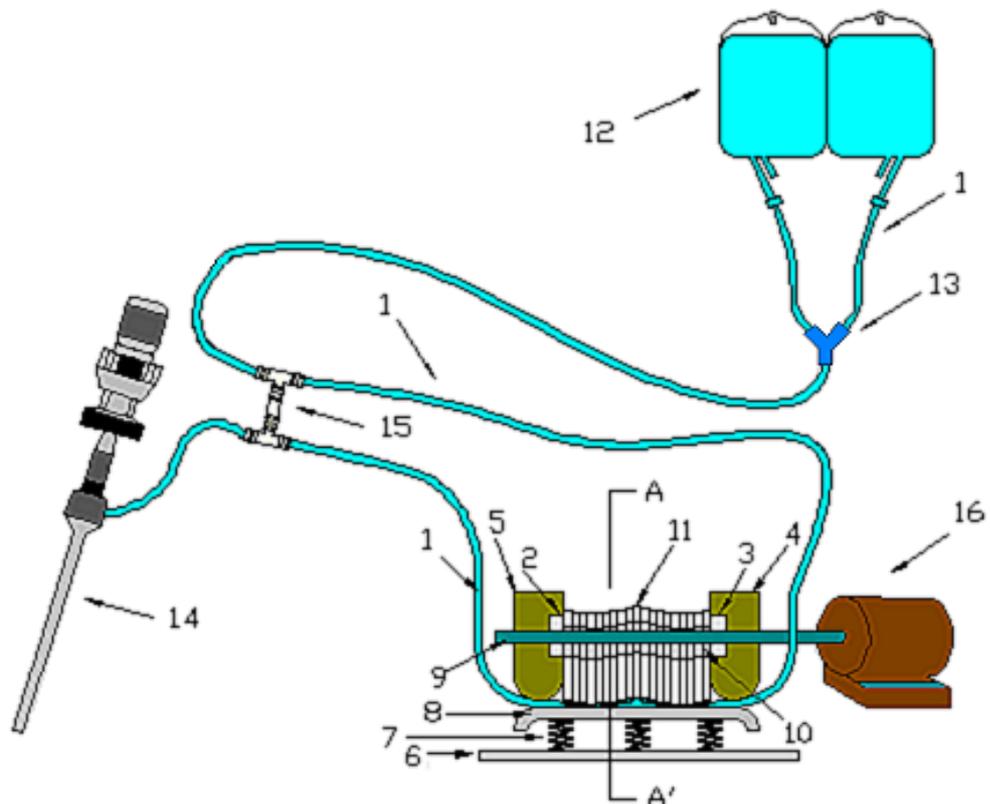


Figura 4.1. Sistema de bombeo peristáltico lineal

El movimiento del eje de levas permite que se desplace el fluido desde la fuente de solución (**12**) hasta el instrumento quirúrgico (**14**). En la figura 4.2 se puede observar de manera detallada la sección transversal de la bomba, definida por el corte del plano AA', señalado en la figura 4.1.

Los soportes (**4 y 5**) y las tuercas (**2 y 3**) ajustadas al eje mantienen al conjunto de levas en su posición impidiendo un desplazamiento axial. Los resortes

(7) ubicados entre las bases (8) y (6) amortiguan las cargas sobre la manguera para evitar su ruptura.

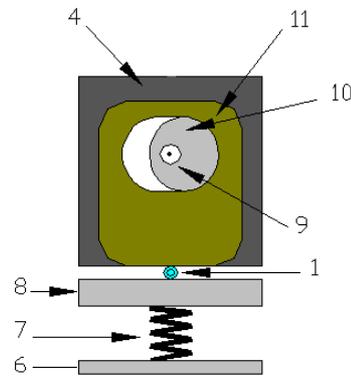


Figura 4.2. Sección transversal de la bomba peristáltica lineal, según el corte del plano AA' de la figura anterior. (Conserva la misma numeración de la figura 4.1)

El control de la presión se puede realizar por medio de la colocación de una sección de desviación (15), entre la sección de la manguera que proviene de la fuente de solución y la sección que sale de la bomba. La desviación provee un camino de circulación del fluido para reducir la probabilidad que se genere una alta presión en la manguera (1) o en la articulación del paciente. Sin embargo, para controlar la presión en la línea de descarga es necesario incorporar en el tramo de desviación un accesorio adicional: una válvula de presión hidráulica. Esta válvula de presión hidráulica es normalmente cerrada. Cuando una presión diferencial a través de la válvula excede un límite predeterminado, esta se abre, permitiendo la circulación del fluido por el tramo de desviación, disminuyendo así la presión en la descarga. (Figura 4.3)

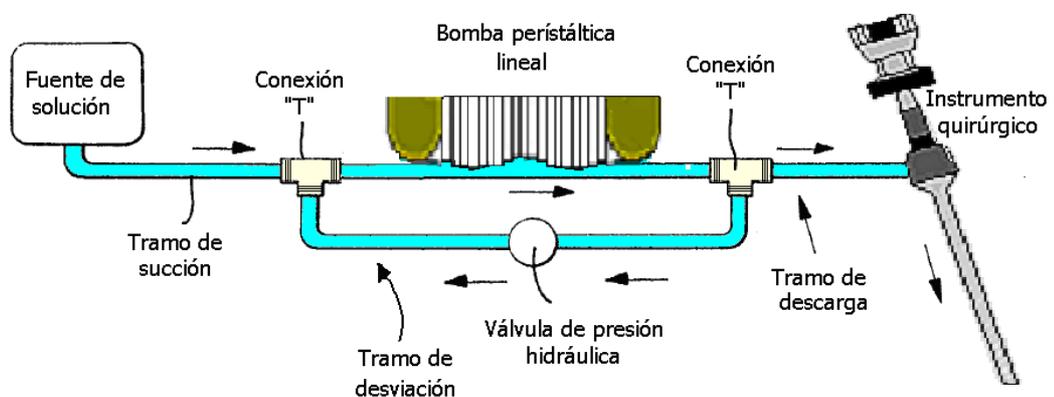


Figura 4.3. Sistema con válvula de presión hidráulica en la desviación

4.4.2. Sistema de bombeo peristáltico giratorio

Los principales componentes de este sistema se muestran en la figura 4.4. De manera similar al sistema de bombeo explicado anteriormente, el líquido proviene de bolsas de solución salina (8) unidas por medio de una conexión “Y” (9) a un conjunto de mangueras flexibles (1). Una sección de manguera es comprimida por una bomba peristáltica giratoria que impulsará al fluido hasta el instrumento quirúrgico (10).

La bomba peristáltica giratoria posee un disco circular (3) que posee un par de rodillos. Este disco está acoplado a un motor de corriente continua (7) por medio de un eje (4). Las mangueras se sujetan a la cámara de soporte (2) usando elementos fijadores (5 y 6). Cuando el disco gira y los rodillos aplastan la manguera se impulsa al líquido desplazando una cantidad determinada por cada revolución del sistema.

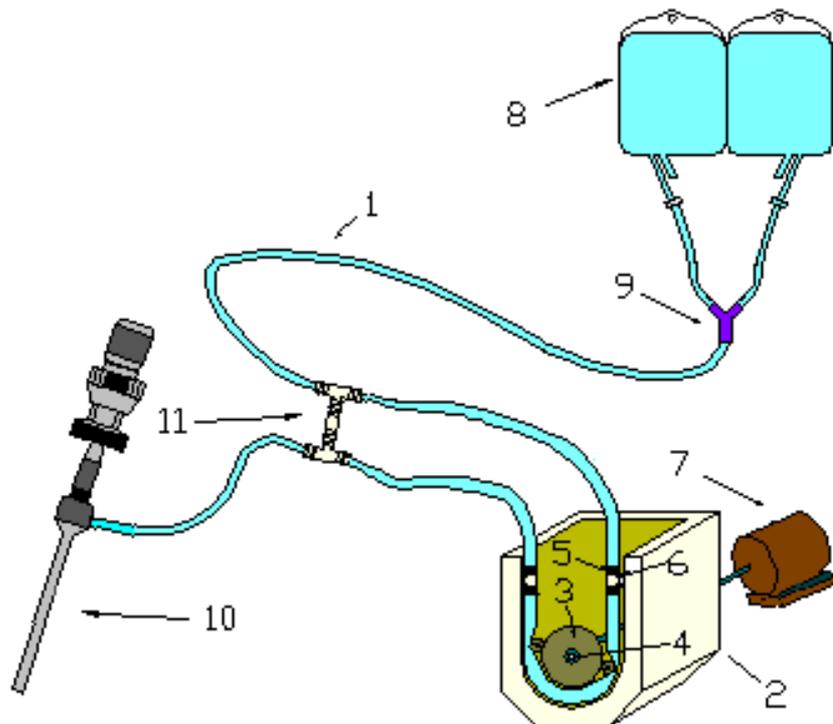


Figura 4.4. Sistema de bombeo peristáltico giratorio

El control de la presión se efectúa, regulando la presión a la descarga por medio de la recirculación del fluido a un tramo de desviación. En este tramo se

incorpora una válvula de aplastamiento que está asociada a un transductor de presión externo. Este transductor puede colocarse externamente en la línea de descarga y ajustarse a una presión de referencia. Dependiendo de la presión ajustada este transductor emitirá una señal que accionará la válvula de aplastamiento, y esta apretará hasta un grado necesario. La figura 4.5 muestra el principio de funcionamiento de este control de presión.

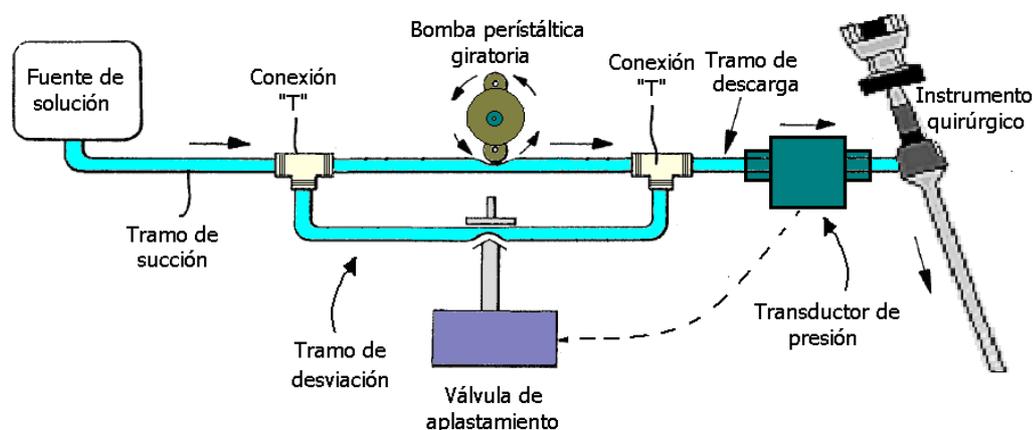


Figura 4.5. Control de presión por válvula de aplastamiento y un transductor de presión

4.4.3. Sistema de bombeo peristáltico por compresión neumática directa

En este tipo de bombeo se impulsa el fluido al ejercer presión sobre la fuente de solución y no sobre las mangueras flexibles. Como se ve en la figura 4.6 se ubican las bolsas de solución dentro de un compartimiento cerrado (4) y se suministra aire comprimido a éste, desde un compresor (1). En la línea de alimentación de aire comprimido se ubica un presostato (2). Las fugas de aire serán nulas o casi nulas debido a que el compartimiento se cierra con bisagras de presión (3). Cuando se alcanza un nivel de presión adecuado en el compartimiento, indicado por un manómetro (5), se produce la contracción de las bolsas de solución y la expulsión del fluido hacia unas mangueras flexibles (6). A los extremos de ambas mangueras se acopla una conexión en "Y" (7) para así tener una sola línea de flujo dirigida hacia el elemento irrigador (8).

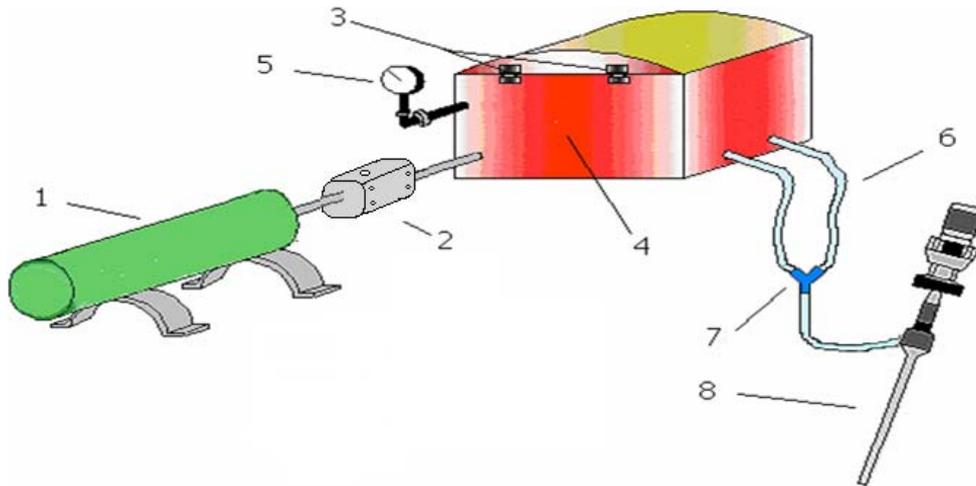


Figura 4.6. Vista isométrica del sistema de bombeo por compresión neumático directa

En la figura 4.7 se pueden ver detalles de los compartimientos. En su parte externa posee una conexión (5) unida a la línea de alimentación del compresor y un manómetro (6) que indicará la presión que se alcanza internamente. En la parte interna están ubicadas las bolsas de solución salina (1) sujetadas a un soporte (2). Estas bolsas están conectadas a mangueras flexibles (3) que se dirigen hasta el exterior del compartimento, pasando a través de conexiones internas (4).

El presostato, en la línea de alimentación del compresor, permite regular la presión dentro del compartimento, indicada por el manómetro, y ajustarla a un valor determinado.

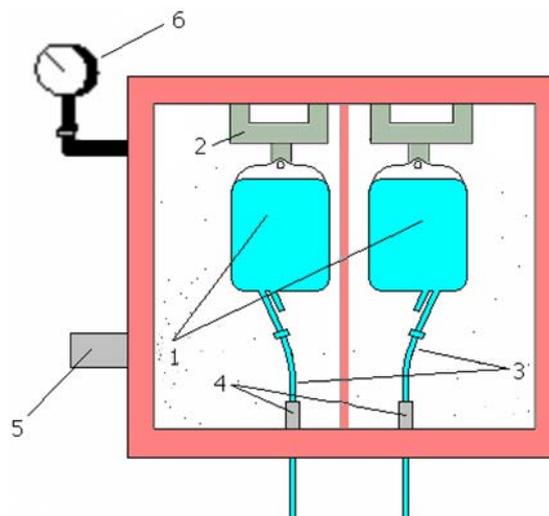


Figura 4.7. Vista interna de los compartimientos sometido a presión.

4.4.4. Sistema de bombeo peristáltico por compresión mecánica directa

Este sistema que se muestra en la figura 4.8 tiene como finalidad alimentar con aire comprimido un pulmón (4) por medio de un compresor (1). El flujo de aire circulará por una válvula de paso (2) y una válvula check (3) que cumplen la función de mantener este flujo en un rango de presiones, según las especificaciones técnicas del compresor. El pulmón, a su vez, regulará la presión del aire que alimentará dos pistones (5). La presión del pulmón es mostrada por el presostato (12), que posee un reloj indicador de presión. Los dos pistones tienen en sus extremos unos aplastadores (6), los cuales ejercerán presión sobre las bolsas de solución salina (7) a medida que se le inyecta aire a los pistones.

Las bolsas de solución salina, ubicadas sobre unos soportes (8) son aplastadas contra una pantalla fija (9). Luego del aplastamiento se acciona una válvula de bloqueo de suministro (13) que extrae el aire de los pistones, llevándolos a su posición original. El aplastamiento permitirá que la solución salina circule desde la fuente hasta el instrumento quirúrgico (14), circulando por mangueras flexibles (10) que se acoplan por medio de conexiones “Y” (11).

El sistema permite regular la presión de los aplastadores por medio del ajuste del flujo de aire en el compresor.

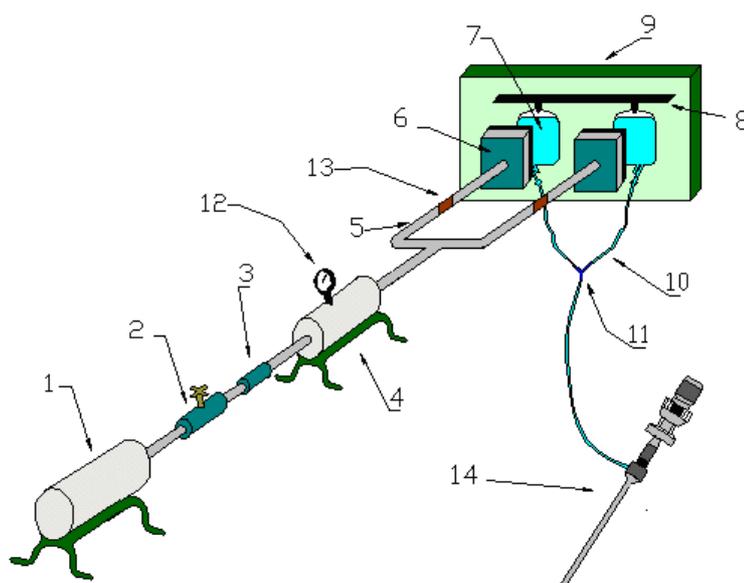


Figura 4.8. Sistema de bombeo peristáltico por compresión mecánica directa

4.5. Selección de la mejor solución.

Aplicando las restricciones mencionadas se procede a evaluar los cuatro modelos descritos y así se generan las soluciones. En la tabla 4.1 se muestra el listado de las soluciones del sistema de bombeo peristáltico. Allí se indican las siglas S1, S2, y S3 que identifican a los tres sistemas descritos, en su orden respectivo.

Tabla 4.1. Soluciones del sistema de bombeo a diseñar.

PS(i)	S(i)	NOMBRE DE LA POSIBLE SOLUCIÓN
PS2	S1	SISTEMA DE BOMBEO PERISTÁLTICO GIRATORIO
PS3	S2	SISTEMA DE BOMBEO PERISTÁLTICO POR COMPRESIÓN NEUMÁTICA DIRECTA
PS4	S3	SISTEMA DE BOMBEO PERISTÁLTICO POR COMPRESIÓN MECÁNICA DIRECTA

Para la selección de la mejor solución se emplea el método de ponderación de soluciones, presentada por el profesor Nelson Vilchez en su trabajo “Estrategias creativas del Diseño mecánico”. Al analizar las cuatro posibles soluciones (Ver Anexo 1) resultó que la mejor opción corresponde a la solución 2: el sistema de bombeo peristáltico por compresión neumática directa (Ver figuras 4.6 y 4.7). Las principales ventajas del sistema son las siguientes:

Menor costo de fabricación: Debido a que posee un sistema de bombeo sencillo al utilizar aire comprimido, en vez de discos, levas o rodillos de presión. También posee un sistema de control de presión simplificado (sólo un presostato) comparado con el sistema de compresión mecánica, (contiene diversas válvulas para el control de la presión), y el sistema de bombeo giratorio (posee una válvula de aplastamiento y un transductor de presión ajustado a la manguera flexible).

Mayor seguridad de operación: Con este sistema existe menor riesgo de rompimiento de mangueras y fuente de solución por no haber partes mecánicas en contacto con estas. Asimismo existe menos posibilidad de contaminación del fluido por no haber materiales metálicos en contacto directo con las mangueras y la fuente.

CAPÍTULO V
DISEÑO DEL SISTEMA
SELECCIONADO

5. DISEÑO DEL SISTEMA SELECCIONADO

En este capítulo se realiza el diseño del sistema de bombeo peristáltico por compresión neumática directa seleccionado en el capítulo anterior. Este sistema consta de dos sub-sistemas, los cuales son.

1. Sistema hidráulico.
2. Sistema de compresión neumática.

Los elementos del sistema hidráulico no serán objeto de diseño, sólo de selección. Para el diseño del sistema neumático se toma como referencia la presión máxima de operación de la bombas peristálticas durante una artroscopia de hombro, la cual es de 33,3 kPa (250 mmHg) (Flores, 2008). Con esta presión se diseña el compartimiento cerrado donde se colocan las bolsas de solución. De aquí en adelante este compartimiento es llamado cámara de compresión.

5.1. SELECCIÓN DE COMPONENTES DEL SISTEMA HIDRÁULICO.

En esta sección se seleccionan los elementos que conforman el sistema hidráulico de la bomba peristáltica.

5.1.1 BOLSAS DE SOLUCIÓN SALINA.



Figura 5.1. Bolsa de solución salina

La figura 5.1. muestra la bolsa de cloruro de sodio de 500 ml. Tiene dos conexiones, la primera, con un obturador de goma, va directamente a la entrada del macrogotero. El obturador debe retirarse y colocar allí la punta del macrogotero ejerciendo presión hasta acoplar. La segunda conexión está adaptada para introducir, por medio de inyectoras, otras soluciones necesarias. Sus dimensiones en estado de reposo son 0,22 m de largo y 0,1 m de ancho, con espesor variable entre 0,05 a 0,08 m.

5.1.2. MACROGOTERO.



Figura 5.2. Macrogotero.

En la figura 5.2 se pueden observar las características del macrogotero que fue seleccionado. Posee en un extremo una conexión puntiaguda que se acopla a la bolsa de solución, un regulador de la velocidad de goteo, un regulador de flujo y una conexión para inyectoras. Su manguera flexible es de 4 mm de diámetro externo y 3,5 mm de diámetro interno.

5.1.3. CONEXIÓN “Y”.

Este accesorio se selecciona para conectar dos mangueras provenientes de dos bolsas de solución y tener una sola salida de fluido. El término para denominar esta conexión, que se observa en la figura 5.3, es llave 3/2 vías. Posee tres orificios asociados, dos de entrada y uno salida. Al girar el manubrio de la llave se puede bloquear el flujo de las entradas o el flujo de la salida.



Figura 5.3. Llave 3/2 vías.

5.2. DISEÑO DEL SISTEMA DE COMPRESIÓN NEUMÁTICA

La cámara de compresión es el único elemento del sistema que se diseña, el resto de los elementos del sistema de compresión neumática son seleccionados tomando como criterio la presión de diseño calculada y la sensibilidad del sistema (capacidad presurización de la cámara / tiempo).

5.2.1. CÁLCULOS DIMENSIONALES DE LA CÁMARA DE COMPRESIÓN.

En esta sección se determina el tamaño de la cámara de compresión, (volumen y longitud) necesarios para que cumpla con los requerimientos de diseño.

5.2.1.1. CÁLCULO DEL VOLUMEN DE LA CÁMARA DE COMPRESIÓN.

La especificaciones de diseño de la cámara de compresión sugieren que ésta pueda presurizarse a un valor determinado en el menor tiempo posible y mantenerse operativa, dentro de un rango de presiones, una vez que se le deja de suministrar aire. Adicionalmente se requiere que durante ese intervalo de presiones, donde no hay suministro de aire comprimido a la cámara, el sistema hidráulico descargue completamente la bolsa de solución salina de 500 ml.

Se fija un intervalo de 6,90 kPa (52 mmHg), como la máxima caída de presión permisible en el sistema después de presurizar la cámara al valor máximo operacional. El extremo superior del intervalo será la mayor presión operativa del sistema que en condiciones reales es 33,3 kPa (250 mmHg). De esta manera tenemos dos estados (inicial y final) como se muestra en la figura 5.4.

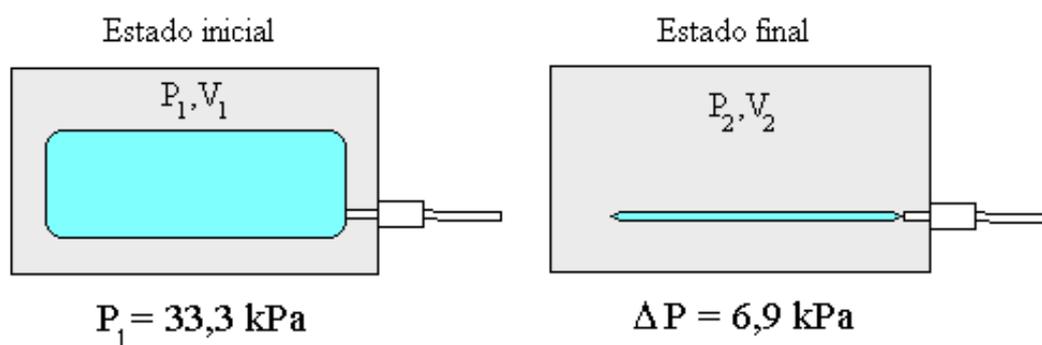


Figura 5.4. Estados de la cámara de compresión.
Estado inicial: Bolsa de solución llena y estado final: bolsa de solución vacía.

Para los estados del sistema se plantea la ecuación de los gases ideales. (Ec. 5.1). Para las condiciones de operación del aire el factor de compresibilidad es igual a uno ($Z=1$).

- **Estado inicial**

Para el estado máximo de presurización 33,3 kPa, se tiene:

$$P_1 * V_1 = m_1 * R * T_1 \quad (\text{Ec. 5.1})$$

Donde P_1 , V_1 , m_1 y T_1 representan la presión, el volumen, la masa y la temperatura absoluta en el estado inicial, respectivamente.

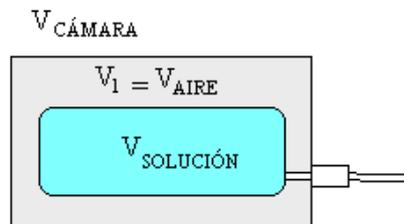


Figura 5.5. Volumen de control del estado inicial.

Como lo indica la figura 5.5, el volumen inicial (V_1) es el que ocupa la masa de aire en la cámara de compresión cuando la bolsa de solución salina está totalmente llena. Éste es el volumen de la cámara menos el volumen de la bolsa de solución totalmente llena, como se plantea en la ecuación 5.2.

$$V_1 = V_{CÁMARA} - V_{SOLUCIÓN} \quad (\text{Ec. 5.2})$$

Por lo tanto se tiene que:

$$P_1 * (V_{CÁMARA} - V_{SOLUCIÓN}) = m_1 * R * T_1 \quad (\text{Ec. 5.3})$$

- **Estado final**

Para el segundo estado del sistema, cuando ya se han vaciado 500 ml de solución, debe existir una presión dentro de la cámara de compresión de 26.4 kPa. Planteando la ecuación de gases ideales para este segundo sistema tenemos:

$$P_2 * V_2 = m_2 * R * T_2 \quad (\text{Ec. 5.4})$$

Donde P_2 , V_2 , m_2 y T_2 representan la presión, el volumen, la masa y la temperatura absoluta en el estado inicial, respectivamente. El volumen final V_2 es el que ocupa la masa de aire después de haberse vaciado 500 ml de solución salina. (Véase figura 5.6).

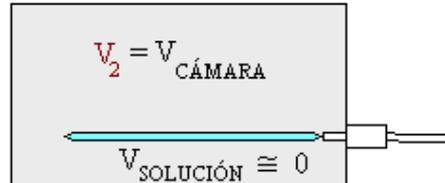


Figura 5.6. Volumen de control del estado final.

$$V_2 = V_{CÁMARA} \quad (\text{Ec. 5.5})$$

Por lo tanto:

$$P_2 * V_{CÁMARA} = m_2 * R * T_2 \quad (\text{Ec. 5.6})$$

Se considera que no existe una variación significativa de temperatura durante el proceso. ($T_1=T_2$) y que las pérdidas de aire son mínimas, de tal manera que la masa de aire permanece constante. ($m_1=m_2$). De allí se pueden igualar las ecuaciones 5.3 y 5.6

$$P_1 * (V_{CÁMARA} - V_{SOLUCIÓN}) = P_2 * V_{CÁMARA} \quad (\text{Ec. 5.7})$$

Despejando el volumen de la cámara de la ecuación 5.7 se tiene una nueva ecuación:

$$V_{CÁMARA} = \frac{(P_1 * V_{SOLUCIÓN})}{P_1 - P_2} \quad (\text{Ec. 5.8})$$

Donde $P_1 - P_2$ es la caída de presiones fijada de 6.90 kPa (52 mmHg).

Transformando las unidades de volumen al sistema internacional y sustituyendo en la ecuación 5.8 se obtiene el volumen de la cámara.

$$V_{CÁMARA} = \left\{ \frac{(33,3kPa * 0,0005m^3)}{6,9kPa} \right\}, \quad V_{CÁMARA} = 0,0024 m^3$$

5.2.1.2. CÁLCULO DEL DIÁMETRO Y LA LONGITUD DE LA CÁMARA DE COMPRESIÓN.

Para la determinación del diámetro y longitud de la cámara de compresión se toma como base la ecuación del volumen de un cilindro que involucra a estas dos variables.

$$V_{cámara} = \frac{\pi * \varphi^2 * L}{4} \quad (\text{Ec. 5.10})$$

Donde φ es el diámetro del cilindro y L es la longitud del cilindro para que cumpla con las especificaciones del diseño.

Para estimar las dimensiones de la cámara se toma con referencia las dimensiones de la bolsa de solución en estado de reposo que se muestran en la figura 5.7. Esto genera restricciones al diseño: la longitud del cilindro debe ser mayor de 0,22 m y su diámetro mayor de 0,1m.

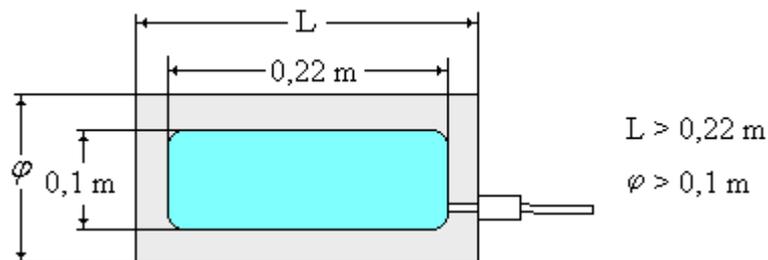


Figura 5.7. Restricción de las dimensiones de la cámara de compresión

Estas dimensiones pueden hallarse mediante un proceso iterativo involucrando la ecuación 5.10 y las restricciones establecidas en el párrafo anterior. Para una mayor precisión se utilizarán valores de diámetros comerciales utilizados en tuberías de diversos tipos (Shigley, 1983) Para cada diámetro se determinará la longitud, por medio de la ecuación 5.11.

$$L = \frac{4 * V_{CÁMARA}}{\pi * \varphi^2} \quad (\text{Ec. 5.11})$$

En la tabla 5.1 se indican los valores de diámetro introducidos y los valores de longitud obtenidos en el proceso iterativo.

Tabla 5.1. Valores de diámetros y longitudes del proceso iterativo.

φ (in)	φ (m)	L (m)
4 ½	0,11	0,25
4 ¾	0,12	0,21
5	0,13	0,18
5½	0,14	0,16
6	0,15	0,14
6½	0,17	0,11

Como se observa en la tabla 5.1, el único diámetro que cumple con las restricciones establecidas es $\varphi=4\frac{1}{2}$ " (0,11m). Las dimensiones definitivas de la cámara se presentan en la figura 5.8.

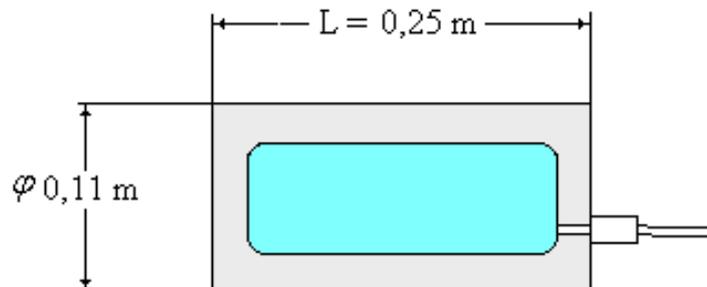


Figura 5.8. Dimensiones calculadas de la cámara de compresión

5.2.2 TIPOS DE FALLAS CONSIDERADOS PARA EL DISEÑO DE LA CÁMARA DE COMPRESIÓN.

Los modos de falla que pueden presentar la cámara de compresión son las siguientes:

1. Deformación plástica excesiva.
2. Inestabilidad elástica.
3. Inestabilidad plástica.
4. Fragilidad.
5. Termofluencia.
6. Fatiga.

El criterio a aplicar para diseñar la cámara de compresión es el expuesto en el tercer modo de falla, (Inestabilidad plástica) debido a que es el de mayor uso para el diseño de recipientes sometidos a presión, (Dávila y Pajón, 1999) porque mantiene los esfuerzos inducidos dentro de la región elástica del material de construcción con el fin de evitar la deformación plástica como resultado de exceder el punto de cedencia. Se considera que el esfuerzo admisible del material es igual a su esfuerzo último y a su vez es igual a su esfuerzo de cedencia.

$$S_{adm} = S_y \quad (\text{Ec. 5.12})$$

El código ASME sección VIII División 1, (Anexo 5) recomienda que los recipientes sometidos a presiones internas deben ser cilíndricos o esféricos ya que con esta geometría las moléculas del gas se distribuyen mejor que en aquellos recipientes de geometría distinta. Por lo tanto se decide realizar un diseño cilíndrico de la cámara de compresión neumática. No obstante, el código plantea como limitación para el diseño un volumen mínimo de 120 galones (0,45 m³) como se indica en el anexo 5. Por ello se descarta el uso de las ecuaciones de este código para realizar el diseño ya que se calculó un volumen de 0,0024 m³. Sin embargo el diseño puede llevarse a cabo usando las ecuaciones para calcular esfuerzos en recipientes cilíndricos sometidos a presión interna propuestas por la “teoría de la membrana”. (Anexo 4).

La presión operacional máxima de la cámara es 33,3 kPa (250 mmHg) considerándose un recipiente de baja presión. Por el criterio de inestabilidad plástica se aplica un coeficiente de seguridad (F_S) sugerido igual a cuatro, manteniendo un rango de seguridad. Así se estará diseñando para que la capacidad de la cámara sea 4 veces su valor operativo. (Dávila y Pajón, 1999)

$$F_S = 4 \quad (\text{Ec.5.13})$$

La presión de diseño viene dada por la siguiente ecuación:

$$P_d = 4 * P_o \quad (\text{Ec. 5.14})$$

$$P_d = 4 * (33,3 \text{ kPa}) = 133,2 \text{ kPa} \text{ (1000 mmHg)}$$

5.2.3. CÁLCULO DE LOS ESFUERZOS MÁXIMOS Y PRESELECCIÓN DEL MATERIAL DE LA CÁMARA DE COMPRESIÓN

Según la teoría de la membrana se deben calcular dos esfuerzos sobre las paredes del material, (esfuerzo primario y esfuerzo secundario). Estos esfuerzos dependen de la presión interna (P), del espesor (e) y del radio interno del cilindro (r). La deducción de las ecuaciones de los esfuerzos (Ver anexo 4) se realiza suponiendo que el recipiente a presión es un cilindro de pared delgada. Por lo tanto se cumple la siguiente relación entre el espesor de pared y el radio:

$$\frac{e}{r} < 0,1 \quad (\text{Dávila y Pajón, 1999})$$

Esfuerzo primario (σ_1):

Tal como lo indica la figura 5.9 el esfuerzo primario corresponde al esfuerzo tangencial aplicado sobre la pared del cilindro. Los radios r_1 y r_2 corresponden a los radios de las posibles formas de curvatura de la superficie rallada cuando está sometida a una presión interna (p). En este caso particular, por ser un recipiente cilíndrico, el radio de curvatura r_2 es de valor infinito.

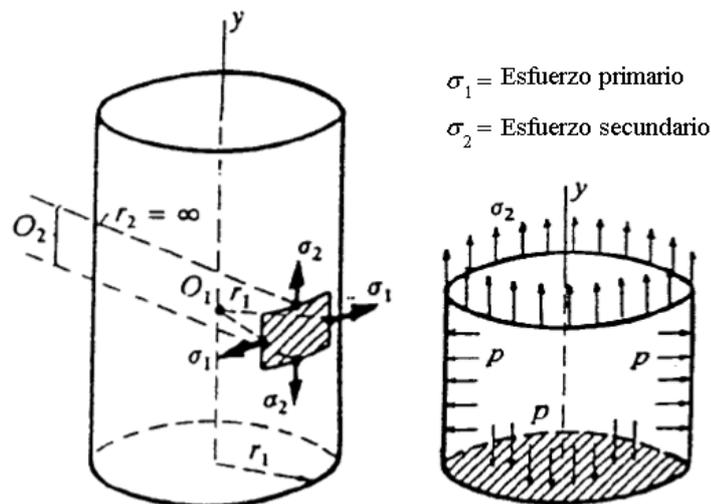


Figura 5.9. Esfuerzos inducidos en la cámara de compresión. (Dávila y Pajón, 1999)

El esfuerzo primario (σ_1) viene definido por la ecuación 5.15.

$$\sigma_1 = \frac{P * r}{e} \quad (\text{Ec. 5.15})$$

Esfuerzo secundario (σ_2):

El esfuerzo secundario corresponde al esfuerzo inducido axialmente por la acción de la presión interna sobre las tapas del recipiente. Este esfuerzo se calcula a partir de la ecuación 5.16.

$$\sigma_2 = \frac{P * r}{2e} \quad (\text{Ec. 5.16})$$

Por otra parte, debido a que se ha considerado que el recipiente es un cilindro de pared delgada, se desprecia el efecto de un esfuerzo inducido en la dirección radial. Adicionalmente, debido a que tenemos una configuración de esfuerzos bidimensional y no existen esfuerzos cortantes, los esfuerzos primario y secundario (σ_1 y σ_2) resultan ser los esfuerzos normales principales (esfuerzos de máximo valor) sobre el recipiente. (Shigley y Mitchell, 1983).

En lo referido a la preselección del material, se tomará en cuenta el esfuerzo primario (σ_1) como referencia por ser el de mayor magnitud. También se considera que el material a elegir es isotrópico, es decir, con propiedades de resistencia uniformes en todas las direcciones. (Norton, 1999)

Se realizará el análisis de esfuerzos para diversos espesores comerciales, como se muestran en la tabla 5.2.

Tabla 5.2. Análisis de esfuerzos para diversos espesores comerciales

e (mm)	e/r	σ_1 (MPa)
2	0,036	3,7
2,5	0,045	2,9
3	0,055	2,4
3,5	0,064	2,1
4	0,073	1,8
4,5	0,082	1,6
5	0,091	1,5
5,5	0,100	1,3
6	0,109	1,2

Considerando condiciones de esfuerzo críticas se preselecciona un espesor (e) de 2 mm.

La relación espesor-diámetro está dentro de los límites establecidos:

$$\frac{e}{r} = \frac{2 * 10^{-3} m}{0,055 m} = 0,036 < 0,1$$

Este espesor genera un esfuerzo primario de la magnitud siguiente:

$$\sigma_1 = \frac{133,2 * 0,055 m}{2 * 10^{-3} m} = 3663 KPa = 3,7 MPa$$

Teniendo como referencia el valor del esfuerzo primario se procede a preseleccionar una serie de materiales cuyo límite de cedencia (S_y) este por encima del valor del esfuerzo calculados. La lista de materiales se encuentra en la tabla 5.3. (Norton, 2000).

Tabla 5.3. Propiedades de cedencia de los materiales preseleccionados.

Denominación del material	Resistencia a la cedencia (MPa)
Polietileno HMW	17,2
PVC (Covenin 656)	12,5
Polipropileno	34,5

5.2.4. SELECCIÓN DEL MATERIAL PARA FABRICAR LA CÁMARA DE COMPRESIÓN.

Para seleccionar el material se evalúan sus características a través de los siguientes criterios:

- Peso.
- Disponibilidad
- Confiabilidad.
- Maquinabilidad.

Para la selección del material se emplea el método de ponderación de soluciones, presentada por el profesor Nelson Vílchez en su trabajo “Estrategias creativas del Diseño mecánico”. (Vílchez, 2002). El proceso de selección de detalla en el Anexo 2.

De acuerdo con los resultados de la ponderación la mejor solución es la N° 2. El material más óptimo para la construcción de la cámara de compresión neumática es el **PVC (Covenin 656)**. Entre las principales ventajas de este material tenemos:

Menor costo: Posee un costo de adquisición mucho mas bajo que los otros polímeros cuyo costo es mayor por tener una composición química más compleja y por ende un proceso de fabricación más complicado.

Mayor disponibilidad: Tiene mayor disponibilidad en el país que los otros polímeros ya que tiene diversas aplicaciones en la industria, la construcción y sistema de distribución de aguas, entre otras.

5.2.5. SELECCIÓN DEL PERFIL COMERCIAL DE ACUERDO AL DISEÑO OBTENIDO. VERIFICACIÓN DE RESULTADOS.

Las especificaciones de la cámara de compresión, obtenidas mediante el diseño realizado son las siguientes:

- Longitud: 25 cm
- Diámetro: 11 cm
- Espesor: 2 mm
- Material: PVC

Con estas especificaciones se selecciona un perfil de PVC (Covenin 656) de un catálogo comercial (Grupo Comercial Samen, 2004). En la tabla 5.4 se muestra la selección realizada (Dn: diámetro nominal, e: espesor)

Tabla 5.4. Diámetros y espesores comerciales.

Dn (mm)	e (mm)	Referencia
32	3.0	–
40	3.0	–
50	3.0	–
75	3.0	0101901
90	3.0	0101902
110	3.2	0101903
125	3.2	0101904
160	3.2	0101905
200	3,9	–
250	4,9	–
315	6.2	–

Las especificaciones definitivas de la cámara de compresión se muestran en la tabla 5.5.

Tabla 5.5. Dimensiones definitivas de la cámara de compresión

Cámara de compresión	
Longitud	25 cm
Diámetro	11 cm
Espesor	3 mm
Material	PVC (Covenin 656)

Cabe destacar que este espesor de 3 mm fue analizado en la tabla 5.2, donde se obtuvieron los siguientes resultados:

$$\frac{e}{r} = 0,055 < 0,1$$

$$\sigma_1 = 2,4 \text{ MPa} > S_Y$$

Con el espesor de 3 mm aún se verifica que la cámara de compresión es un recipiente de pared delgada.

Para determinar el coeficiente de seguridad (F_s) de la cámara en condiciones operativas utilizamos la ecuación 5.17.

$$F_s = \frac{S_y m}{\sigma_1^*} \quad (\text{Ec. 5.17})$$

El valor del esfuerzo máximo operacional (σ_1') se calcula a partir de la ecuación 5.15 para calcular el esfuerzo primario por la teoría de la membrana. En este caso la presión utilizada es la máxima de operación: 33,3 kPa. (250 mmHg)

$$\sigma_1 = \frac{33,3 \text{ kPa} * 0,055 \text{ m}}{3 * 10^{-3} \text{ m}} = 610,5 \text{ kPa}$$

$$F_s = \frac{12500 \text{ kPa}}{610,5 \text{ kPa}} = 20,5$$

Por los resultados anteriores se concluye que la cámara de compresión posee una resistencia adecuada. Esto garantiza que la cámara no falle al aplicarse un rango de presiones de 7,99 a 33,3 kPa. (60 a 250 mmHg)

5.2.6. SELECCIÓN DE LOS ELEMENTOS QUE CONFORMAN EL SISTEMA NEUMÁTICO.

Los resultados obtenidos en el diseño de la cámara de compresión indican que debe seleccionarse un compresor de baja intensidad, tuberías de distribución de aire o mangueras capaces de transportar fluidos a presión, llaves de paso, válvulas check, conexiones, etc. A continuación se presenta el proceso de selección de los elementos más importantes que componen el sistema.

- **Selección del compresor.**

Se requiere de un compresor capaz de presurizar la cámara de compresión en rango de trabajo de 7,99 – 33,3 kPa (60– 250 mmHg). Cualquier compresor con rango de trabajo por encima del diseñado puede ser seleccionado, sin embargo se debe tener en cuenta el criterio de los costos asociados a su adquisición.

Se seleccionó compresor de corriente continua, alimentado por baterías, debido a que el rango de presiones requerido para una operación artroscópica de hombros es bajo en comparación con el rango de presiones de los compresores industriales. Otra razón para la adquisición de este tipo de compresor portátil es su bajo costo con respecto a los compresores comerciales. Se seleccionó el compresor mostrado en la figura 5.10. El rango de presiones generadas es de 0– 344,74 kPa (0– 2586 mmHg)



Marca: Dr. Car
 Presión máxima: 344,7 kPa
 Voltaje: 12 Voltios
 Amperaje: 0,1 Amper.

Figura 5.10. Compresor de corriente directa seleccionado. (Ferretería EPA, 2008)

Sin embargo, a pesar de las ventajas que ofrece este compresor, se presenta la desventaja de usar baterías, que ofrecen una duración limitada de 4 horas y deben recargarse frecuentemente. Este compresor debería funcionar por períodos ininterrumpidos durante la artroscopia, cuya duración máxima aproximada es de 4 horas (Blanco, 2008) y para evitar posibles fallas por descarga de la batería, es necesario adaptar a este compresor un transformador de 110 VCC a 12 VCC, para que pueda tener una toma de corriente alterna y así conectarse a un tomacorriente común. Para esta adaptación se selecciona un transformador de corriente, mostrado en la figura 5.11. Este transformador es seleccionado maneja el mismo voltaje que el compresor (12 VCC) del compresor como se puede observar en la figura 5.12.

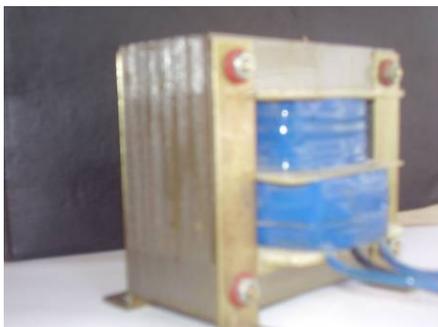


Figura 5.11. Transformador de corriente (Ferretería EPA, 2008)



Figura 5.12 Especificaciones del transformador (Ferretería EPA, 2008)

- **Selección del presostato.**

Se requiere controlar la presión suministrada por el compresor entre dos valores determinados (60 mmHg y 250 mmHg) y mantener operativo el compresor en un rango de presiones seleccionadas. Se selecciona un presostato graduable de baja intensidad con capacidad de controlar la presión en un intervalo máximo de 275,79 kPa (2069 mmHg). (Figura 5.13).

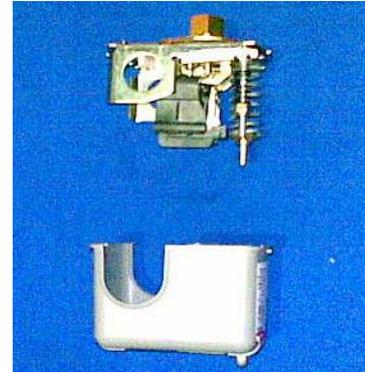


Figura 5.13. Presostato.
(Ferretería EPA, 2008)

El presostato posee dos sistemas de graduación: uno para la presión máxima y otro para la presión mínima. La presión mínima que puede graduar el presostato es 13,8 kPa (104 mmHg), por lo tanto se ajustará a este valor. Debido a que la presión máxima de operación es 33,3 kPa (250 mmHg) el presostato se ajusta a la presión de 26,7 kPa (200 mmHg) por razones de seguridad. Esto proporciona un rango de regulación de presiones (ΔP) de 12,9 kPa (96 mmHg). La relación de las presiones máximas y mínimas de los hombros, compresor y presostato se muestran en la figura 5.14.

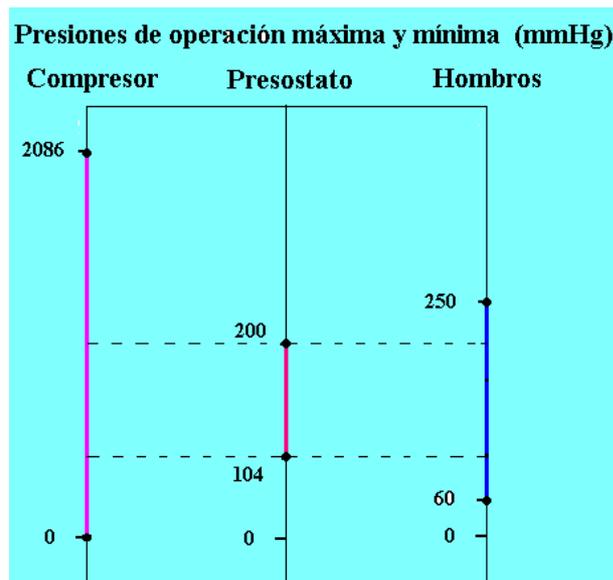


Figura 5.14. Presiones máximas y mínimas de los hombros, compresor y presostato

- **Selección del manómetro.**

Según las necesidades de diseño se debe utilizar un manómetro para sensor el rango de presiones de operación: 7,99 – 33,3 kPa (60 – 250 mmHg). Se selecciona el manómetro mostrado en la figura 5.15. Las características de este manómetro se muestran en la tabla 5.6.



Figura 5.15. Manómetro.
(Ferretería EPA, 2008)

Tabla 5.6. Propiedades del manómetro seleccionado.

<u>Diam. Nominal:</u>	40 mm.
<u>Conexión:</u>	(inferior) Rosca 1/4 BSPT.(Posterior MM1-95)
<u>Escala (psi)</u>	0-15 (0-776 mmHg)
<u>Clase:</u>	(2 %) Grado B. U.S.A.S. B. 40.1.

- **Selección de los elementos conductores de fluido, llaves de paso, elementos conectores**

En el sistema diseñado se requiere para transportar el aire del compresor a la cámara y controlar el flujo de aire con el propósito de alcanzar el valor de presión determinado. Por tal motivo se seleccionaron mangueras de baja presión (en comparación con las presiones que soportan las mangueras en otras aplicaciones) de 0-138 kPa (0-1034 mmHg) para el transporte del aire y una llave de escape rápido (para ser conectadas en la manguera) para el control del flujo. Igualmente se seleccionó una manguera tipo “rabo de cochino” para ser conectada a las cámaras de compresión. Como elementos conectores lo recomendable y técnicamente viable para este caso es utilizar abrazaderas graduables de acero inoxidable. Todos los elementos se seleccionaron para un diámetro interno de manguera de 6,35 mm (1/4 pulgada). Se pueden observar en la figura 5.16.

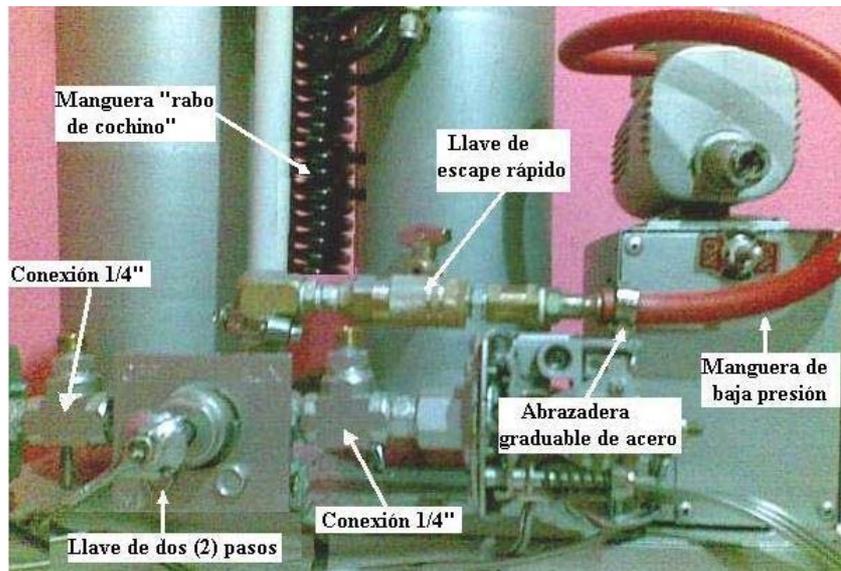


Figura 5.16. Elementos conductores de fluido y conectores seleccionados

5.2.7. SELECCIÓN DEL SISTEMA INDICADOR DE VACIADO

Uno de los requerimientos básicos en una operación artroscópica es determinar cuándo se ha vaciado completamente la bolsa de solución salina y reemplazarla sin detener el suministro de solución. En el sistema propuesto se puede realizar el reemplazo sin inconvenientes debido a que existen dos cámaras con bolsas de solución. Sin embargo no es posible observar la bolsa de solución en el interior de la cámara durante la operación ya que el material de fabricación de la cámara no es traslúcido.

Una manera de precisar cuándo se ha vaciado completamente la bolsa de solución es determinar el peso de la cámara de compresión. Cuando la bolsa de solución está completamente llena se puede definir el peso total de la cámara (P_{total}) a través de la ecuación 5.18.

$$P_{total} = P_{cámara} + P_{bolsa\ de\ solución} \quad (\text{Ec. 5.18})$$

Donde $P_{cámara}$ es el peso de la cámara sin la bolsa de solución o con la bolsa vaciada completamente y $P_{bolsa\ de\ solución}$ es el peso de la bolsa de solución salina completamente llena. Este se puede estimar a través de la ecuación 5.19.

Sabiendo que el volumen de solución (V_{sol}) es 500 ml y su densidad (ρ_{sol}) se estima igual a la del agua se obtiene lo siguiente:

$$P_{bolsadesolución} = V_{sol} \cdot \rho_{sol} \cdot g \quad (\text{Ec. 5.19})$$

$$P_{bolsadesolución} = 500 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3 \cdot 1000 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3} \cdot 9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} = 4,9 \text{ N}$$

Debido a que el peso de la cámara sin la bolsa de solución es considerablemente menor al de la bolsa de solución este puede considerarse despreciable, por lo tanto puede establecerse que:

$$P_{total} = 0 \quad \text{Si la bolsa de solución está completamente vacía.}$$

$$P_{total} = 4,9 \text{ N} \quad \text{Si la bolsa de solución está completamente llena.}$$

Teniendo en cuenta los resultados anteriores se diseña un sistema indicador de vaciado cuyo componente fundamental sería un resorte. El sistema indicaría cuándo la solución estaría completamente vacía mediante la elongación del resorte.

Principio de funcionamiento del indicador de peso.

El indicador de peso está compuesto por un cilindro hueco externo, un cilindro interno macizo, un resorte interno y asas de sujeción a los extremos, como se indica en la figura 5.17.

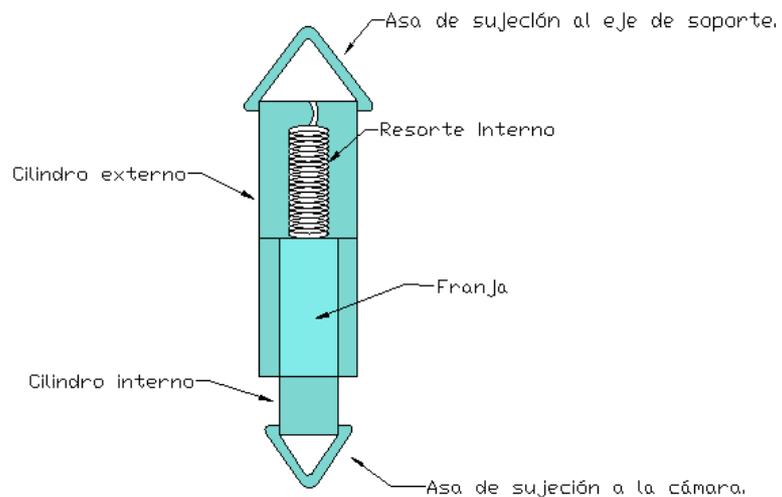


Figura 5.17. Indicador de peso

El cilindro interno posee una franja de color distinto al que posee el resto del sistema. Esta franja se va haciendo visible a medida que el resorte interno se va extendiendo cuando se aplica una fuerza (P) en el asa de sujeción a la cámara, como se observa en la figura 5.18. Esto sucede cuando la bolsa de solución posee líquido.

Cuando la bolsa de solución está completamente vaciada o está ausente en la cámara el resorte interno no presenta elongación y por lo tanto la franja no es visible.

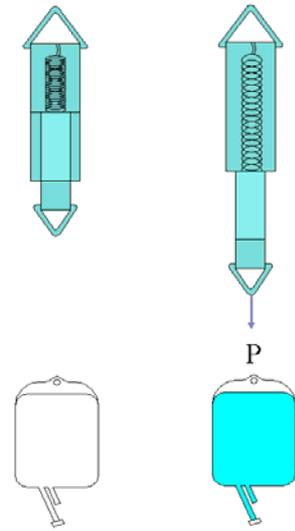


Figura 5.18. Funcionamiento del indicador de peso.

El resorte de este sistema presenta una elongación de 12 mm cuando la bolsa de solución está llena. Por lo tanto se puede calcular la constante de elasticidad de resorte mediante la ley de Hooke planteada en la ecuación 5.20.

$$P = K \cdot \Delta Y \quad (\text{Ec. 5.20})$$

Donde P es la carga aplicada al resorte, K es su constante de elasticidad y ΔY es su desplazamiento. (El desplazamiento ΔY se obtiene experimentalmente al medir el desplazamiento promedio del cilindro interno con respecto al cilindro externo del indicador de vaciado). Despejando K de la ecuación 5.21 se tiene:

$$K = \frac{P}{\Delta Y} \quad (\text{Ec. 5.21})$$

Sustituyendo los valores obtenidos en el sistema:

$$K = \frac{4,9 \text{ N}}{12 \cdot 10^{-3} \text{ m}}, \quad K = 408 \frac{\text{N}}{\text{m}}$$

En las figuras 5.19 y 5.20 se observa el funcionamiento del indicador de peso luego ser instalado en el sistema de bombeo.



Figuras 5.19. Cámaras con las bolsas de solución ausentes o completamente vacías.



Figuras 5.20. Cámaras con las bolsas de solución llenas.

5.3. PROCESO DE FABRICACIÓN.

A continuación se describen los principales procesos ejecutados en la fabricación de la cámara de compresión (tabla 5.7), su correspondiente sistema hidráulico (tabla 5.8) y el ensamble de ambos (tabla 5.9).

Tabla 5.7. Hoja de ruta Cámara de Compresión.

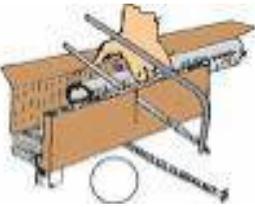
Etapa	Descripciones	Equipo y herramientas	Observaciones	
1	Tronzado de la materia prima Material: TUBO PVC Espesor 3,2 mm Diámetro 4” Longitud 6 m.		<ul style="list-style-type: none"> • Segueta manual # 4 • Hoja de segueta HSS 62 filos. 	Cortar 2 trozos de 258 mm de largo.
2	Refrendado de los bordes		<ul style="list-style-type: none"> • Torno manual. • HSS 1 filo 	Refrentar 1.5 mm por cada lado del tubo de PVC
3	Pegado de las tapas superiores de las cámaras.		<ul style="list-style-type: none"> • Pegamento PVC • Soporte máximo 120 Psig • Brocha 2 pulgada 	Pegar la las tapas De PCV a los extremos del tubo de 330 mm

Tabla 5.7. Hoja de ruta Cámara de Compresión. (Continuación)

Etapa	Descripciones	Equipo y herramientas	Observaciones	
4	Taladrado Diámetro 5/8"		<ul style="list-style-type: none"> • Taladro con soporte • Broca SS 3/4" 	Perforar 4 agujeros pasantes de 5/8". Uno en cada tapa y dos en el cilindro PVC.
5	Roscado 3/4"		<ul style="list-style-type: none"> • Macho 3/4" NPT • Porta macho 	Hacer dos roscas 3/4" NPT: Una en el cilindro PVC y la otra en una tapa
6	Pintado de la cámara		<ul style="list-style-type: none"> • Pintura en aerosol de color verde 	Aplicar capas de pintura hasta recubrir toda la superficie de la cámara
7	Ensamblado del manómetro y válvulas.		<ul style="list-style-type: none"> • Llave ajustable 	Acoplar el manómetro a las cámaras de compresión en las tapas superiores y las válvulas en el cilindro.

Tabla 5.8. Hoja de ruta Sistema Neumático.

Etapa	Descripciones		Materiales y herramientas	Observaciones
1	Adaptación de voltaje del compresor		<ul style="list-style-type: none"> • Diodos y tornillos. • Atornillador de estrías. • Compresor 50 PSI • Transformador 110V 10A - 12V • Cinta adhesiva (Teipe). 	<p>Conectar los diodos a la línea de alimentación de voltaje del transformador.</p> <p>Fijar el compresor a la caja del transformador en la cara superior.</p>
2	Ensamblado del sistema de distribución de aire hacia las cámaras		<ul style="list-style-type: none"> • Llave 2 pasos (1 entrada, 2 salidas) • Presostatos. • Conexión pase rápido. • Conexiones y tes $\varnothing = 1/4''$ • Llave ajustable. 	<p>Conectar una tee a cada salida y la conexión pase rápido a la entrada de la llave 2 pasos.</p> <p>Conectar los presostatos al extremo en línea de la tee y dejar el extremo en ramal libre.</p>
3	Conexión de la manguera de distribución de aire principal.		<ul style="list-style-type: none"> • Manguera $\varnothing = 1/4''$ • Soporte máximo 200 Psig • Abrazaderas de acero. • Atornillador de pala. 	<p>Conectar un extremo de la manguera a la salida de aire del compresor y el otro extremo al conector de la llave 2 pasos.</p>
4	Conexión de las mangueras en espiral		<ul style="list-style-type: none"> • Mangueras flexibles en espiral $\varnothing = 1/4''$. • Soporte máximo 150 psig. • Válvula Check. • Llave ajustable. 	<p>Conectar un extremo de la manguera al en ramal de la tee que sale de la llave 2 pasos y el otro a la válvula check.</p>

Tabla 5.9. Hoja de ruta de ensamblado de las Cámaras con el Sistema Neumático.

Etapa	Descripciones		Materiales y herramientas	Observaciones
1	Fijación del soporte de metal a la base de fibra de madera.		<ul style="list-style-type: none"> • Pernos $\varnothing = 3/16''$ • Soporte cilíndrico hueco $\varnothing = 3/8''$ con base plana. • Base de fibra de madera $e = 1 \frac{1}{2}''$. • Taladro. • Broca Hs $3/16''$. • Llave ajustable. 	<p>Perforar con el taladro dos agujeros en un extremo de la base de fibra de madera.</p> <p>Fijar el soporte con los pernos $3/16''$</p>
2	Fijación del sistema de compresión neumática a la base de fibra de madera y a las cámaras.		<ul style="list-style-type: none"> • Atornillador de estrías. • Llave ajustable. • Taladro. 	<p>Perforar con el taladro 4 agujeros en la base de fibra de madera.</p> <p>Fijar el compresor con los pernos $3/16''$.</p> <p>Conectar las válvulas check a las cámaras de compresión.</p>

5.4 COSTOS.

Los costos asociados a la construcción del equipo se muestran en la tabla 5.10.

Tabla 5.10. Costos del sistema de bombeo peristáltico.

ELEMENTO	Unidad	Cantidad	Costo (Bs.)	PROVEEDOR
Macrogotero	Unidad	5	12,50	EMEVAL, C.A
Llave (Y) 3/2 vías	Unidad	1	9,00	EMEVAL, C.A
Bolsa de sol. (500 mL)	Unidad	3	10,50	EMEVAL, C.A
Tubo PVC	Unidad	1	42,00	Distribuidora. EPA
Tapas para tubo PVC	Pieza	4	24,00	Distribuidora. EPA
Presostato	Unidad	2	100,00	SAER, Maracay
Manómetro	Unidad	2	60,00	IDERCA, Valencia
Compresor	Unidad	1	35,00	Distribuidora. EPA
Transformador de voltaje	Unidad	1	85,00	Ven-kor, C.A
Mangueras de presión	Metro	3	35,00	DIBOMBA, C.A
Llave de paso 3/2 vías	Unidad	1	120,00	DIBOMBA, C.A
Válvulas de espiche	Unidad	2	64,00	IDERCA, Valencia
Abrazaderas	Unidad	10	30,00	Distribuidora. EPA
Indicador de peso	Unidad	2	30,00	Distribuidora. EPA
Mano de obra *	SG	1	440,00	Particular.
Pintura	SG	1	40,00	Particular
Base	m ²	0.8	35,00	Dimaveca, C.A
Pegamento	Unidad	1	85,00	Distribuidora. EPA
Total (Bs.F)			1.257,00	

El costo del sistema de bombeo propuesto, fue de 1.257,00 Bs. Comparando con el valor actual de una bomba peristáltica comercial (mínimo 7.500,00 Bs., suministrado por casa médicas) representa un ahorro significativo (alrededor del 83 %).

* El costo de la mano de obra total (CMO_{TOTAL}) se calculó en base al costo de la mano de obra por hora (CMO_{HORA}) y al tiempo de ejecución de los procesos de fabricación (N°_{HORAS}).

$$CMO_{TOTAL} = 8 \text{ Bs. /hr.} * 55 \text{ hr} = 440 \text{ Bs.}$$

CAPÍTULO VI
PRUEBAS REALIZADAS

6. PRUEBAS REALIZADAS.

En este capítulo se muestran los distintos ensayos realizados para verificar la operabilidad del sistema y de esta manera determinar los caudales de trabajo, las pérdidas de disponibilidad de presión, la capacidad de respuesta, la generación de potencia y la eficiencia del sistema. Estos ensayos del sistema de bombeo peristáltico se realizan de acuerdo a las necesidades requeridas para el llenado de la cápsula articular en operaciones artroscópicas de hombros (Véase el anexo 6).

6.1. PRUEBAS REALIZADAS AL SISTEMA DE BOMBEO.

A continuación se procede a realizar la descripción de las pruebas realizadas al sistema propuesto para verificar su eficacia y su eficiencia.

- **ENSAYO N° 1. DETERMINACIÓN DE LOS CAUDALES DE OPERACIÓN EXPERIMENTALMENTE.**

Se requiere que el sistema de bombeo sea capaz de suministrar entre 300 y 600 milímetros de solución en tres minutos. (Flores, 2008). Esto nos lleva al siguiente rango de caudales.

$$Q_{\text{mínimo}} = \frac{300\text{ml}}{180\text{s}} = 1,67\text{ml/s} \qquad Q_{\text{máximo}} = \frac{600\text{ml}}{180\text{s}} = 3,33\text{ml/s}$$

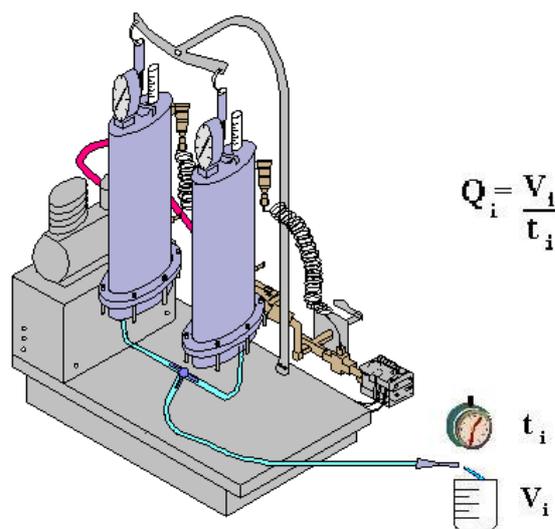


Figura 6.1. Ensayo N° 1. Obtención de caudales.

Mediante la realización del ensayo se pretende verificar que el sistema de bombeo pueda mantener este rango de caudales. Estas pruebas se realizaron con presiones en la cámara desde 9,33 hasta 33,33 kPa con incrementos de 4 kPa. Cada caudal se obtiene a partir de medir en un cilindro graduado el volumen obtenido en un tiempo de 20 s. (Ver figura 6.1). Por cada presión ensayada se tomaron cinco (5) mediciones de caudales y se obtuvo un promedio de los mismos.

- **ENSAYO N° 2. DETERMINACIÓN DE LAS PÉRDIDAS DE PRESIÓN EN EL SISTEMA.**

Es importante estimar cual es la pérdida de presión en el sistema ya que se pueden tomar precauciones a la hora de ubicar el sistema de bombeo. La altura del sistema de bombeo con respecto a la articulación influye en las presiones de trabajo. Cuando se hacen infusiones por bombeo peristáltico hay que considerar la ubicación del equipo de bombeo respecto a la altura del hombro porque puede existir compensación o descompensación de presión, es decir podemos tener mayor o menor presión de la necesaria en la cápsula articular.

Para determinar la pérdida de disponibilidad a diferentes presiones se realizaron cálculos teóricos tomando como base el teorema de Bernoulli y en la ecuación de Darcy – Weisbach. Igual que en el ensayo anterior esta prueba se realiza con presiones en la cámara desde 9,33 hasta 33,33 kPa con incrementos de 4 kPa. Con cada caudal obtenido se aplican las ecuaciones mencionadas y se obtiene las pérdidas de disponibilidad.

- **ENSAYO N° 3. DETERMINACIÓN DE LA CAPACIDAD DE RESPUESTA DEL SISTEMA.**

El sistema de bombeo debe ser capaz de reponer la solución salina que se transfunde por los tejidos de forma rápida y eficaz, al igual que durante el proceso de lavado de la cápsula articular se debe reponer de manera inmediata todo el fluido que se extrae de la misma. Para determinar la eficacia del sistema se procede a llenar una membrana que simulaba la cápsula articular, ya que el prototipo no es probado en un hombro humano.

• ENSAYO N° 4. DETERMINACIÓN DE LA POTENCIA DEL SISTEMA

El objetivo del ensayo es determinar la potencia generada por el sistema para impulsar fluido (P_u : Potencia útil) y compararla con la potencia de accionamiento del compresor (P_a : Potencia de accionamiento). Con estos datos se estiman las pérdidas y se calcula la eficiencia (η %) del sistema.

En esta prueba se calcula la potencia útil del sistema a partir de los valores de caudal y disponibilidad obtenidos en los ensayos anteriores. Adicionalmente se utiliza un amperímetro para medir la intensidad de corriente en el compresor. Se obtendrán valores de esta variable para cada caudal ensayado. Con los resultados obtenidos se obtiene la potencia de accionamiento.

6.2. DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA MEDIANTE UNA RED DE FLUJO

En la figura 6.2 se puede observar la disposición del sistema hidráulico y la distribución del flujo. Una de las características de este sistema es que opera con dos bolsas de solución salina contenidas en dos cámaras de compresión. Los tramos A y B, correspondientes a cada una de las cámaras, pueden operar simultáneamente o cada uno en un momento dado. Es decir, puede circular flujo en el tramo A, mientras que el tramo B no hay flujo y viceversa. Esto permite que se descargue una bolsa a la vez y así pueda ser sustituida cuando se vacíe la primera mientras que la segunda bolsa continúa descargando.

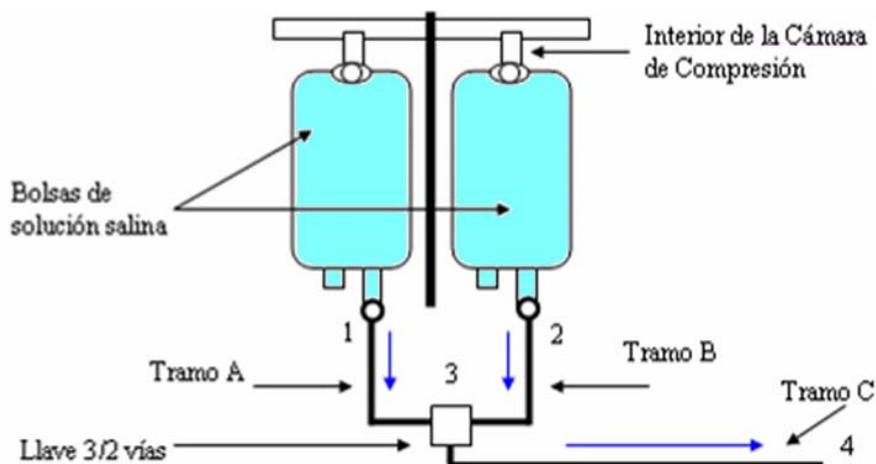


Figura 6.2. Esquema de distribución del flujo

En condiciones iniciales de trabajo, los puntos señalados en la figura 6.2 como 1 y 2 poseen condiciones operativas similares y los tramos A y B tienen las mismas características. En el punto 3 se encuentra una llave 3/2 vías, cuyo coeficiente de pérdida se desconoce. Esta llave conecta los dos tramos de suministro de solución con un tramo de salida. Con esta llave también se puede controlar el tramo a operar, si el de 1 a 3 o el de 2 a 3. El tramo de salida tiene como final de recorrido el punto 4, que es el punto de conexión al artroscopio.

Relación del punto N° 1 Con el punto N° 3

$$H_1 = H_3 + hf_{13} \quad (\text{Ec. 6.1})$$

Debido a que los tramos 1-3 y 2-3 (tramos A y B) tienen las mismas características se tiene que: $H_1 = H_2$ y $hf_{13} = hf_{23}$, siendo H la disponibilidad hidráulica en el extremo del tramo o línea y hf las pérdidas de disponibilidad generadas por la fricción de la manguera y los accesorios.

Relación del punto N° 3 Con el punto N° 4

$$H_3 = H_4 + hf_{34} \quad (\text{Ec. 6.2})$$

Para plantear la ecuación que nos proporciona las pérdidas (hf), hay que determinar el régimen en que este trabajando el sistema (laminar o turbulento). El régimen depende del número de Reynolds (Re), el cual se calcula a partir de la velocidad del fluido (V), del diámetro de la tubería (D) y de la viscosidad cinemática (ν).

$$Re = \frac{V * D}{\nu} \quad (\text{Ec. 6.3})$$

Relación del punto N° 1 Con el punto N° 4

$$H_1 = H_4 + hf_{TOTAL} \quad (\text{Ec. 6.4})$$

Siendo la pérdida de disponibilidad total (hf_{TOTAL}) igual a:

$$hf_{TOTAL} = hf_{13} + h_{LLAVE} + hf_{34} \quad (\text{Ec.6.5})$$

Como todos los tramos tienen las mismas características ($hf_{13}=hf_{34}=hf$) se plantea la siguiente ecuación.

$$hf_{TOTAL} = (N_t * hf) + (N_a * h_{LLAVE}) \quad (\text{Ec 6.6})$$

Donde N_t y N_a son el número de tramos (mangueras) y accesorios (llaves 3-2 vías) respectivamente, que se pueden conectar para tener un mayor alcance desde la bomba hasta el punto de suministro.

El desglose por términos de la ecuación de Bernoulli, para determinar la disponibilidad en un punto del sistema, es el siguiente:

$$H = \frac{P}{\gamma} + \frac{V^2}{2g} + Z \quad (\text{Ec. 6.7})$$

6.3. PUESTA A PUNTO DEL SISTEMA DE BOMBEO PERISTÁLTICO.

En esta sección se indica la puesta a punto del sistema de bombeo peristáltico. El procedimiento es el siguiente:

1. Se retiran las tapas de las cámaras, como se indica en la figura 6.3.



Figura 6.3. Tapa desconectada de la Cámara de compresión

2. Se coloca el macrogotero a presión en la bocina a para evitar fugas de aire y se conecta la bolsa de solución salina al macrogotero. (Figura 6.4)



(Figura 6.5)

Figura 6.4. Conexión del macrogotero a la tapa de la Cámara de Compresión.

3. Se introducen las bolsas de solución en las cámaras y se vuelven a colocar las tapas. (Figura 6.5)



Figura 6.5. Cámara de Compresión sellada después de introducir la bolsa de solución

4. Se suministra un gas comprimido para presurizar las cámaras de compresión hasta la presión requerida. (Figura 6.6)

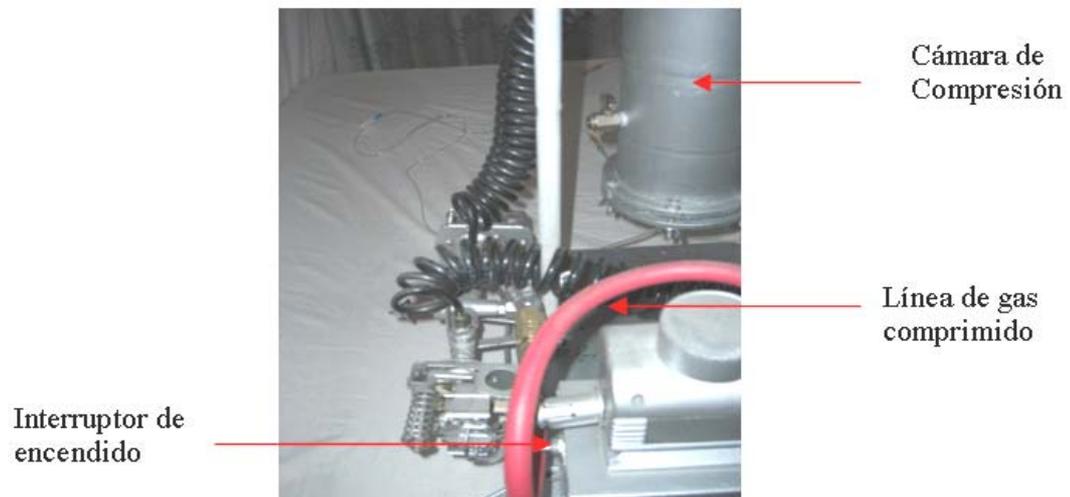


Figura 6.6. Sistema armado listo para operar.

5. Se observa en que dirección circulará el flujo de aire comprimido si se enciende el compresor. Se ajusta la dirección de la llave de paso dependiendo de la cámara que se desee llenar primero. En la figura 6.7. la flecha azul indica la dirección del flujo de aire y la flecha roja el sentido en que debe ajustarse la llave de paso.

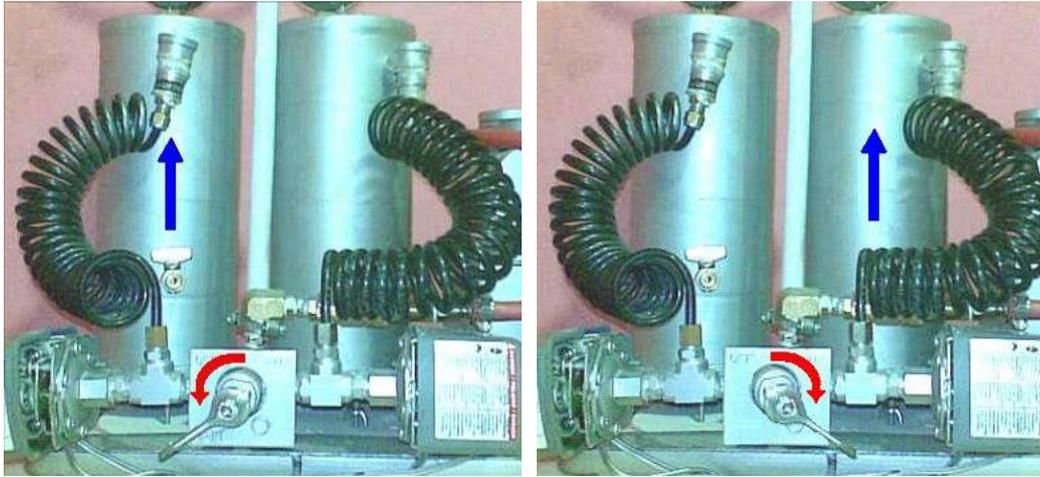


Figura 6.7. Circulación del flujo de aire con respecto a la posición de la llave de paso.

6. Se abre la llave 3/2 vías para dejar circular la solución salina de una sola cámara de compresión hasta que ésta se agote. (Figura 6.8)



Figura 6.8. Llave 3/2 vías para permitir el flujo de la solución salina.

7. Se cierra la llave 3/2 vías. Con la llave de dos pasos se le da dirección al flujo de aire para la otra cámara de compresión y se repite el paso 5 para esta cámara mientras se cambia la bolsa de solución que se vació previamente. (Figuras 6.9 y 6.10)



Figura 6.9. Llave 2 pasos para darle dirección al flujo de fluido a las Cámaras de Compresión

Llave “2 pasos” para dar dirección al flujo de aire comprimido



Figura 6.10. Cambio de la bolsa de solución vaciada.

6.4. CONSIDERACIONES INICIALES PARA REALIZAR LOS ENSAYOS DEL SISTEMA DE BOMBEO PERISTÁLTICO.

Consideraciones iniciales:

- Los puntos de salida de fluido de la cámara de compresión (puntos N° 1 y N° 2) estarán a la misma altura (Z) del punto del sistema al cual se le sensorará la presión (punto N° 4).
- En cada ensayo se calculará el caudal en función del volumen trasegado (L) y del tiempo transcurrido (s).
- El rango de presiones en los cuales se realizarán los ensayos es el que se estima en el protocolo de pruebas (9,33 a 33,33 kPa).
- Para los ensayos se utilizarán mangueras de macrogotero N° 11 de 3.5 milímetros de diámetro interno y longitud de 1.30 metros.
- Para calcular el caudal se realizarán cinco (5) mediciones de caudal por cada diferencia de presión ensayada y luego se tomará el caudal promedio para realizar los cálculos.

Se considerarán las propiedades de la solución salina como las del agua a presión atmosférica y temperatura ambiente (25 °C).

6.5. CÁLCULO DEL CAUDAL DE TRABAJO CON FLUJO EN UN SOLO TRAMO DE MANGUERA.

A continuación se muestran los resultados obtenidos en el ensayo para determinar la capacidad de bombeo del sistema. Los datos extraídos de las cinco mediciones realizadas en el primer ensayo se muestran en la Tabla 6.1.

Tabla 6.1. Obtención del caudal con una presión de 9,33 kPa dentro de la cámara

Mediciones	Volumen (ml)	Tiempo (s)	Caudal (ml/s)
1	58,6	20	2,9
2	61,8	20	3,1
3	59,9	20	3,0
4	58,0	20	2,9
5	56,1	20	2,8

Con estos datos se calcula el caudal promedio como lo indica la ecuación 6.8.

$$Q_{prom} = \sum_1^5 \frac{Q_{13}}{5} = \frac{14,7 \text{ ml/s}}{5} = 2,9 \text{ ml/s} \quad (\text{Ec. 6.8})$$

Los valores obtenidos para el resto de las presiones se encuentran en la tabla 6.2

Tabla 6.2. Caudales obtenidos a las distintas presiones de trabajo.

Diferencia de presión		Caudal promedio (ml/s)
(mmHg)	(kPa)	
70	9,3	2,9
100	13,3	3,3
130	17,3	3,7
160	21,3	4,1
190	25,3	4,6
220	29,3	5,2
250	33,3	5,7

El rango operacional experimental aplicado a la cámara es de 2,9 ml/s – 5,7 ml/s, lo cual es superior al rango operacional teórico de 1,67 ml/s – 3,33 ml/s.

Estos resultados obtenidos muestran que el sistema puede suministrar el caudal necesario de 1,67 ml/s – 3,33 ml/s para distender la capsula articular.

6.6. PÉRDIDAS DE DISPONIBILIDAD EN EL SISTEMA.

En esta sección se muestran los cálculos de las pérdidas disponibilidad en el sistema cuando se descarga la solución a presión atmosférica. Para este cálculo se utilizan los caudales obtenidos experimentalmente y con base a las condiciones de trabajo propuestas en la sección 6.2.1 de este capítulo.

Tomando como base las consideraciones con las que se realizaron los ensayos se puede calcular la pérdida global del sistema haciendo uso de la ecuación 6.9.*

$$hf_{total} = \frac{\Delta P}{\gamma} \quad (\text{Ec. 6.9})$$

6.6.1. CÁLCULO DEL NÚMERO DE REYNOLDS (R_e) PARA DETERMINAR EL RÉGIMEN DE TRABAJO.

En las redes de flujo de fluido pueden existir tres regímenes de trabajo que son; laminar, transición y turbulento. Dichos valores se encuentran entre los siguientes rangos: Laminar: (0 – 2100), transición: (2101 – 4000) y turbulento: 4000 en adelante. Planteando en ecuación 6.10 el número de Reynolds en función del caudal tenemos:

$$R_e = \frac{4 * Q}{\pi * D * \nu} \quad (\text{Ec. 6.10})$$

Evaluando el número de Reynolds con el caudal máximo del sistema se observa que el comportamiento del fluido se mantiene en régimen laminar.

* La deducción de esta ecuación se realiza en el anexo 7.

$$R_e = \frac{4 * (5,7 * 10^{-6} m^3/s)}{\pi * (3,5 * 10^{-3} m) * (1,519 * 10^{-6} m^2/s)} = \frac{22,8 * 10^{-6}}{16,69 * 10^{-9}} = 1350 < 2100$$

Por procedimientos similares y con los caudales ya calculados se obtienen los otros resultados del número de Reynolds (R), los cuales se encuentran en la tabla 6.5.

Tabla 6.3. Resultados obtenidos para las presiones ensayadas

Diferencia de presión (kPa)	Caudal promedio (ml/s)	Número de Reynolds	Régimen del fluido
9,3	2,9	694,6	Laminar
13,3	3,3	790,4	Laminar
17,3	3,7	886,2	Laminar
21,3	4,1	982,0	Laminar
25,3	4,6	1.101,8	Laminar
29,3	5,2	1.245,5	Laminar
33,3	5,7	1.365,3	Laminar

6.6.2. CÁLCULO DE LA PÉRDIDA DE DISPONIBILIDAD.

Haciendo uso de la ecuación 6.9 se calcula la pérdida de disponibilidad del sistema en *m.c.a* (metros de columna de agua) cuando el fluido es descargado a presión atmosférica.

A continuación se muestra el cálculo tipo para una presión de 70 mmHg (9,3 kPa).

$$hf_{total} = \frac{9,3 \text{ kPa}}{9,81 \text{ kN/m}^3} = 0,95m$$

Por procedimientos similares se obtienen el resto de las pérdidas para las distintas presiones ensayadas las cuales se muestran en la tabla 6.4.

Tabla 6.4. Pérdidas de disponibilidad con descarga de solución a presión atmosférica.

Diferencia de presión (kPa)	Pérdida de disponibilidad en el sistema (m.c.a)
9,3	0,95
13,3	1,36
17,3	1,76
21,3	2,17
25,3	2,58
29,3	2,99
33,3	3,39

Existen dos escenarios: el primero es que las pérdidas de disponibilidad del sistema vienen dadas por la diferencia de presiones. Si se descarga solución salina hacia una membrana que simule la cápsula articular, presurizada previamente a una presión inferior a la de la cámara y diferente de cero (manométrico), las pérdidas del sistema disminuyen, como se indica en la figura 6.11. Las pérdidas serían inversamente proporcionales a la presión dentro de la membrana. En

condiciones experimentales la cámara se presurizará hasta que exista un equilibrio entre los dos sistemas.

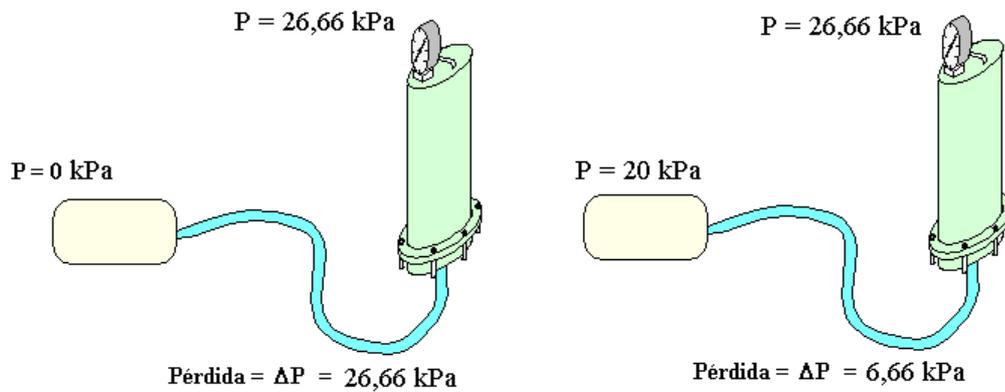


Figura 6.11. Variación de las pérdidas con respecto a la diferencia de presiones.

El segundo escenario se presenta si el suministro de aire comprimido a la cámara se realiza manteniendo un régimen permanente (manteniendo la presión interna de la cámara constante). En este caso no existirá caída de presión dentro de ella, como indica en la figura 6.12.

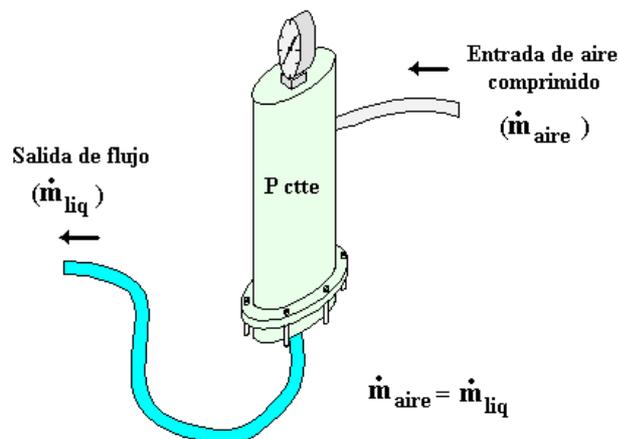


Figura 6.12. Suministro de aire comprimido manteniendo un régimen permanente.

Sin embargo, durante los ensayos la presión es fijada en un valor de trabajo y ésta va disminuyendo a medida que se va descargando solución salina de la cámara hacia la membrana. Cuando ocurre el equilibrio de presiones el flujo se estanca y las presiones se mantienen iguales hasta se presenten irrigaciones de fluido hacia otros “sistemas”. En este caso se debe aumentar la presión en la cámara para mantener la presión constante dentro de la membrana.

6.7. PRUEBA DEL LLENADO DE LA MEMBRANA QUE SIMULA LA CAPSULA ARTICULAR.

Esta prueba se realiza con la finalidad de simular el llenado de la capsula articular con la ayuda de una membrana flexible de silicón y de esta manera verificar la funcionabilidad de la bomba en una situación real. Para lograr ese objetivo se procede de la siguiente manera:

- a. Se simula la capsula articular con una bolsa hermética de silicón. Esta posee una entrada para suministrarle la solución salina y una salida para poder irrigar fluido., como lo indica la figura 6.13.

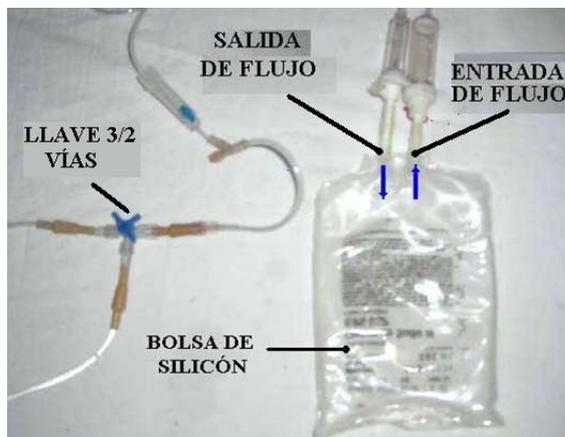


Figura 6.13. Bolsa de silicón que simula cápsula articular.

- b. Se pone en marcha el sistema de bombeo pulsando el interruptor de encendido del compresor como se indica en la figura 6.14.

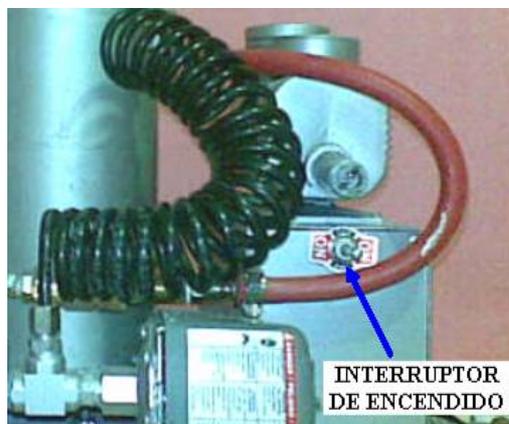


Figura 6.14. Interruptor de encendido del compresor.

- c. Cuando el manómetro indique que se ha alcanzado la presión de trabajo preestablecida se apaga manualmente el sistema de bombeo.
- d. Se conecta la manguera a la bolsa de silicón que simula la cápsula articular para comenzar el llenado de la misma.
- e. Se abre la llave 3/2 vías, mostrada en la figura 6.13, para permitir el llenado de la bolsa que simula la cápsula articular.
- f. Una vez que la bolsa llega a su máxima capacidad (500 ml) se prosigue con el llenado hasta que logre expandirse. Luego se debe comenzar a irrigar solución para determinar si es posible que la bomba mantenga su capacidad de llenado y expansión.



Figura 6.15. Expansión e irrigación de la bolsa que simula la cápsula articular.

- g. Después del proceso de llenado de la cápsula se verifica la caída de presión dentro de la cámara para verificar si es funcional trabajar a una presión determinada con una sola etapa de presurización. Una vez analizados los resultados se fija el rango óptimo de presiones operativas.

Todos los resultados para las diferentes presiones serán tabulados como muestra experimental y analizados según los requerimientos reales operativos.

6.7.1. CARACTERÍSTICAS DEL ENSAYO.

El ensayo se realiza considerando no sobrepasar en la cámara la máxima presión admisible dentro de la capsula articular, es decir, 33,3 kPa (250 mmHg) manométricos, la capsula articular es simulada por una bolsa de silicón con dos accesos, uno para llenar la bolsa y el otro para irrigar fluido, ésta última con el fin de simular el fluido que se transfunde a los tejidos de articulación y de las incisiones realizadas por el cirujano durante las operaciones artroscópicas.

La cámara, responsable de ejercer la presión sobre la solución, se presuriza hasta una presión nominal de 33,3 kPa (250 mmHg). Posteriormente la presión en la cámara va a decaer a medida que se comienza a bombear fluido, por consiguiente la presión en la cápsula estará por debajo de ese valor nominal.

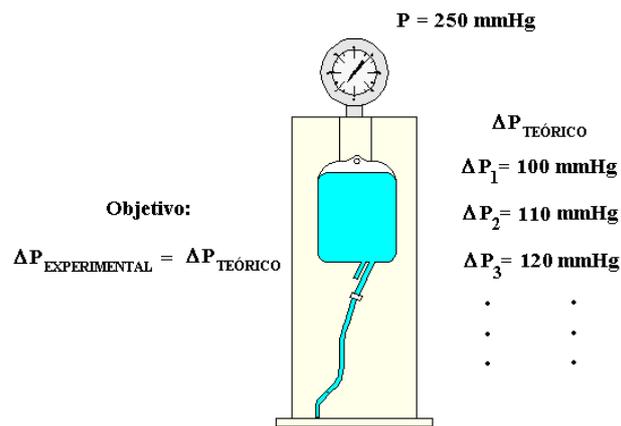


Figura 6.16. Ensayo de capacidad de respuesta del sistema

Para verificar que el sistema opere en un rango de presiones aceptables se establece una caída de presión admisible entre el momento en que se comienza a bombear fluido, hasta el momento que se descarga la bolsa de solución. Ésta variación de presiones que será conocida como (ΔP) o sensibilidad del sistema y se fija de forma tal que el sistema opere entre los rangos de trabajo admisibles. Para esta prueba el ΔP se fija en 100 mmHg, por considerar un caudal de presión aceptable y entre los rangos operativos, favorables para el buen funcionamiento del sistema. Si la caída de presión (la necesaria para vaciar la bolsa de solución completamente) es mayor a el rango establecido se incrementa el ΔP , aumentado sobre el valor inicial 10%, luego 20% y así sucesivamente cada vez que se realice

un nuevo ensayo hasta lograr el objetivo planteado. En caso que la sensibilidad del sistema sea mayor que el rango operativo del sistema se concluirá que no es viable el sistema planteado. (Ver figura 6.16).

- **REGISTRO DE LOS RESULTADOS**

Las tabla 6.5 y 6.6 presentan los valores obtenidos durante el ensayo.

Tabla 6.5. Valores obtenidos en el proceso de llenado utilizando una bolsa de silicón.

Presión inicial en la Cámara de Compresión (mmHg)	Tiempo en alcanzar la presión nominal en la Cámara (s)	Presión final en la Cámara de compresión (mmHg)	Tiempo de vaciado de la bolsa de solución salina (s)
250 (33,3 kPa)	8	190 (25,3 kPa)	86

- **COMPORTAMIENTO DE LA MEMBRANA QUE SIMULA LA CAPSULA ARTICULAR CUANDO ESTA IRRIGANDO.**

Después que la bolsa de silicón que simula la capsula articular se expande y continúa aumentando su volumen, se comienza a extraer líquido de la misma con la ayuda de un macrogotero como se indica en la figura 6.17. Si el caudal de solución irrigada es menor que el inyectado se verifica que sistema de bombeo planteado tiene una capacidad de respuesta aceptable.

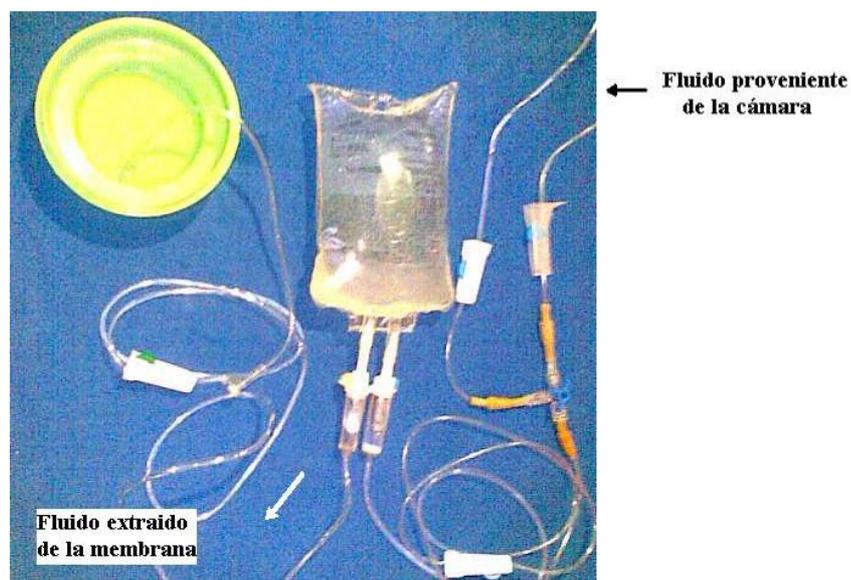


Figura 6.17. Esquema de la bolsa de silicón que simula la capsula articular.

En la tabla 6.6 se muestran los valores de este ensayo.

Tabla 6.6. Resultado obtenido en el proceso de irrigación utilizando un macrogotero conectado a la bolsa de solución

Tiempo irrigando solución (s)	Caudal de solución irrigada (ml/s)	Caudal de solución inyectada (ml/s)
20	2,3	2,9

Visualmente se observa que la bolsa de solución se mantiene expandida y continúa expandiéndose, debido que el caudal suministrado a la bolsa de solución es mayor al caudal extraído. El sistema tiene un comportamiento aceptable en este ensayo porque mantiene la capsula expandida. Es importante destacar que después de expandida la capsula el sistema operará aceptablemente, mientras el volumen de solución extraída sea menor al caudal de solución inyectadas. En casos donde el caudal extraído sea mayor al inyectado el sistema compensará esta pérdida con la velocidad que permita la presión ejercida por la cámara de compresión.

6.8. DETERMINACIÓN DE LA POTENCIA DEL SISTEMA

En esta sección se determina la potencia de accionamiento (P_a) y la potencia útil (P_u) con el propósito de determinar la eficiencia del sistema de bombeo.

La Potencia útil (P_u) es el incremento de potencia que experimenta el fluido en el sistema de bombeo. Esta potencia está en función del peso específico del fluido (γ), el caudal (Q) y la disponibilidad de presión (H) mediante la ecuación 6.11.

$$P_u = \gamma \cdot Q \cdot H \quad (\text{Ec. 6.11})$$

Se considera que el peso específico del fluido es aproximado al del agua y se utilizarán los valores de caudal y disponibilidad de presión obtenidos en los ensayos 1 y 2.

En los ensayos 1 y 2 a una presión de 70 mmHg se obtuvieron los siguientes resultados: $Q=2,9 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3/\text{s}$ y $H=0,95 \text{ m.c.a}$. La potencia útil se calcula de la siguiente manera:

$$P_u = 9,81 \frac{\text{kN}}{\text{m}^3} \cdot 2,9 \cdot 10^{-6} \frac{\text{m}^3}{\text{s}} \cdot 0,95 \text{ m.c.a} = 0,03 \text{ W}$$

A partir de esta ecuación se obtienen el resto de las potencias, las cuales se muestran en la tabla 6.7.

Tabla 6.7. Potencia útil del sistema para cada caudal de bombeo.

Q (ml/s)	H (m.c.a)	P _u (W)
2,9	0,95	0,03
3,3	1,36	0,04
3,7	1,76	0,06
4,1	2,17	0,09
4,6	2,58	0,12
5,2	2,99	0,15
5,7	3,39	0,19

La potencia de accionamiento del motor (P_a) es la potencia suministrada por el compresor y que el sistema absorbe. Esta se define como la potencia eléctrica absorbida de la red (P_e) multiplicada por el rendimiento eléctrico del compresor (η_{comp}) como lo indica la ecuación 6.12.

$$P_a = P_e \cdot \eta_{\text{comp}} \quad (\text{Ec. 6.12})$$

La potencia eléctrica depende de las características nominales del compresor: Voltaje (V) e intensidad de corriente (I). Se obtiene mediante la siguiente relación (Ec. 6.13)

$$P_e = V \cdot I \quad (\text{Ec. 6.13})$$

Las características nominales del compresor son: Voltaje de 12 V e intensidad de corriente de 0,1 A. Por lo tanto:

$$P_e = 12 \text{ V} \cdot 0,1 \text{ A} = 1,2 \text{ W}$$

Se considerará que el compresor posee un rendimiento eléctrico medio. Para compresores de corriente continua (C.C) está alrededor del 80 % (Fraile Mora, 2003). Por consiguiente, la potencia de accionamiento se obtiene de la siguiente manera:

$$P_a = 1,2 \text{ W} \cdot 0,80 = 0,96 \text{ W}$$

La eficiencia del sistema de bombeo ($\eta\%$) viene dada por la ecuación 6.14:

$$\eta\% = \frac{P_u}{P_a} \cdot 100\% \quad (\text{Ec. 6.14})$$

Para una Potencia de accionamiento de 0,96 W, tenemos:

$$\eta\% = \frac{0,03}{0,96} \cdot 100\% = 2,82 \%$$

En la tabla 6.8 se muestran los valores obtenidos para los distintos caudales ensayados:

Tabla 6.8. Potencia útil, potencia de accionamiento y eficiencia del sistema.

Q (ml/s)	Pu (W)	Pa (W)	η (%)
2,9	0,03	0,96	2,8
3,3	0,04	0,96	4,6
3,7	0,06	0,96	6,7
4,1	0,09	0,96	9,1
4,6	0,12	0,96	12,1
5,2	0,15	0,96	15,9
5,7	0,19	0,96	19,8

6.9. CURVAS DE COMPORTAMIENTO DEL SISTEMA.

6.9.1. Curva de pérdidas de disponibilidad y coeficiente de pérdidas del sistema.

Con los resultados obtenidos en los ensayos N° 1 y N° 2 se procede a realizar la curva de pérdidas del sistema (hf) con respecto al caudal (Q), mostrada en la figura 6.18.

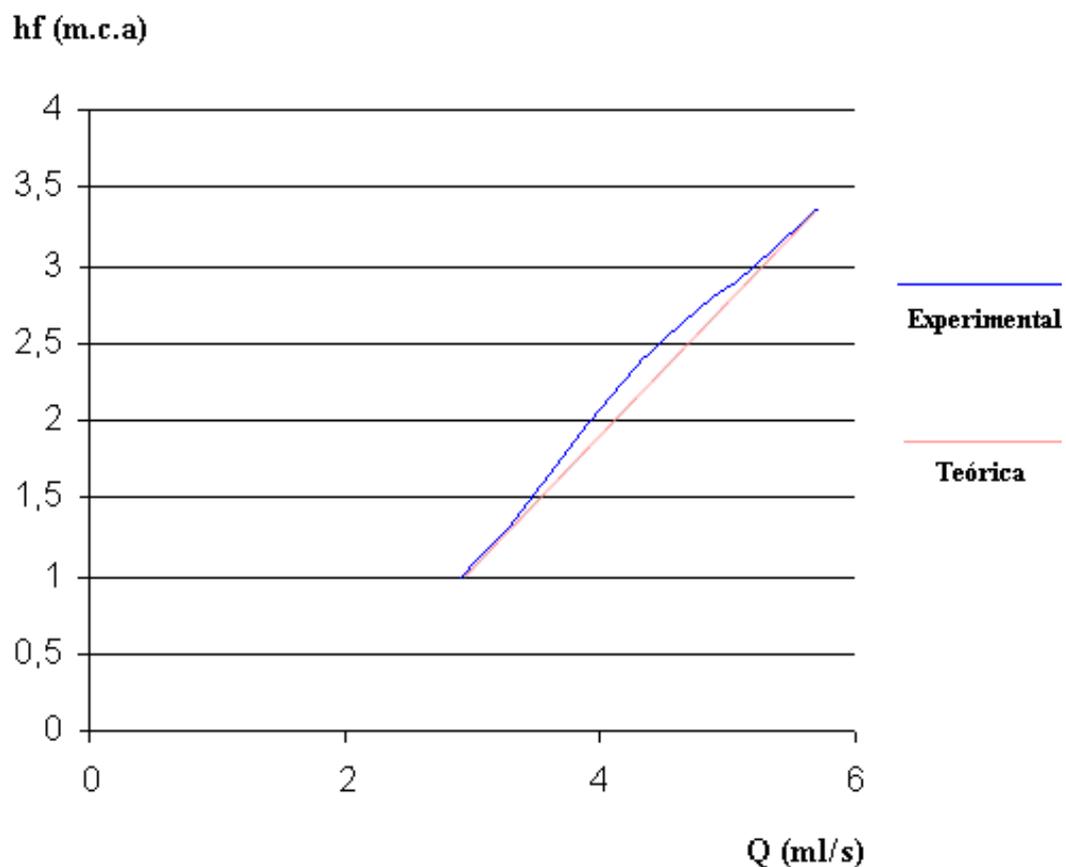


Figura 6.18. CURVA CAUDAL (Q) VS PÉRDIDA DE DISPONIBILIDAD (hf)

La curva de pérdida de disponibilidad versus caudal muestra un comportamiento lineal, lo que confirma que el sistema permanece en régimen laminar para el rango de presiones de estudio. Por ende se deduce que las variables involucradas (Q y hf) guardan la siguiente relación mostrada en la ecuación 6.15.

$$hf = n * Q \quad (\text{Ec. 6.15})$$

Donde n representa el coeficiente de pérdidas del sistema, cuyo valor teórico puede determinarse a través de la ecuación 6.16.*

$$n = \frac{128 \cdot \nu \cdot L}{\pi \cdot g \cdot D^4} \quad (\text{Ec. 6.16})$$

La ecuación 6.14 está en función de la viscosidad cinemática (ν), la longitud de la manguera (L), la aceleración de gravedad (g) y el diámetro interno de la manguera (D)

Para este sistema que está acoplado a un macrogotero N° 11 y cuyo fluido se ha considerado como agua, los valores de las variables de la ecuación 6.14 son los siguientes: $\nu = 1,519 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$, $L = 1,3 \text{ m}$, $g = 9,81 \text{ m/s}^2$ y $D = 3,5 \cdot 10^{-3} \text{ m}$. Sustituyendo estos valores se obtiene:

$$n = \frac{128 \cdot 1,519 \cdot 10^{-6} \frac{\text{m}^2}{\text{s}} \cdot 1,3 \text{ m}}{\pi \cdot 9,81 \text{ m/s}^2 \cdot (3,5 \cdot 10^{-3})^4} = 5,5 \cdot 10^6 \frac{\text{m}}{\text{m}^3/\text{s}}$$

Experimentalmente se puede verificar cual es el valor del coeficiente de pérdida del sistema, calculado a partir de los resultados obtenidos en los ensayos 1 y 2. Despejando “ n ” de la ecuación 6.15 se obtiene la constante de proporcionalidad del sistema planteado. Utilizando los valores de caudal y pérdida de disponibilidad obtenidos para una presión de 250 mmHg (33, 3 kPa) tenemos:

$$n = \frac{hf}{Q} = \frac{0,99 \text{ m.c.a}}{2,9 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3/\text{s}} = 0,34 \cdot 10^6$$

Análogamente se obtienen el resto de los valores representados en la tabla 6.7. En la figura 6.19 se muestra el comportamiento gráfico experimental de la constante “ n ”.

* La deducción de esta ecuación se encuentra en el anexo 7.

Tabla 6.9. Valores de la constante de proporcionalidad “n”

Q (ml/s)	hf (m.c.a)	n $\left(\frac{m}{ml/s}\right)$
2,9	0,99	0,33
3,3	1,33	0,41
3,7	1,76	0,48
4,1	2,17	0,53
4,6	2,59	0,56
5,2	3,00	0,58
5,7	3,36	0,59

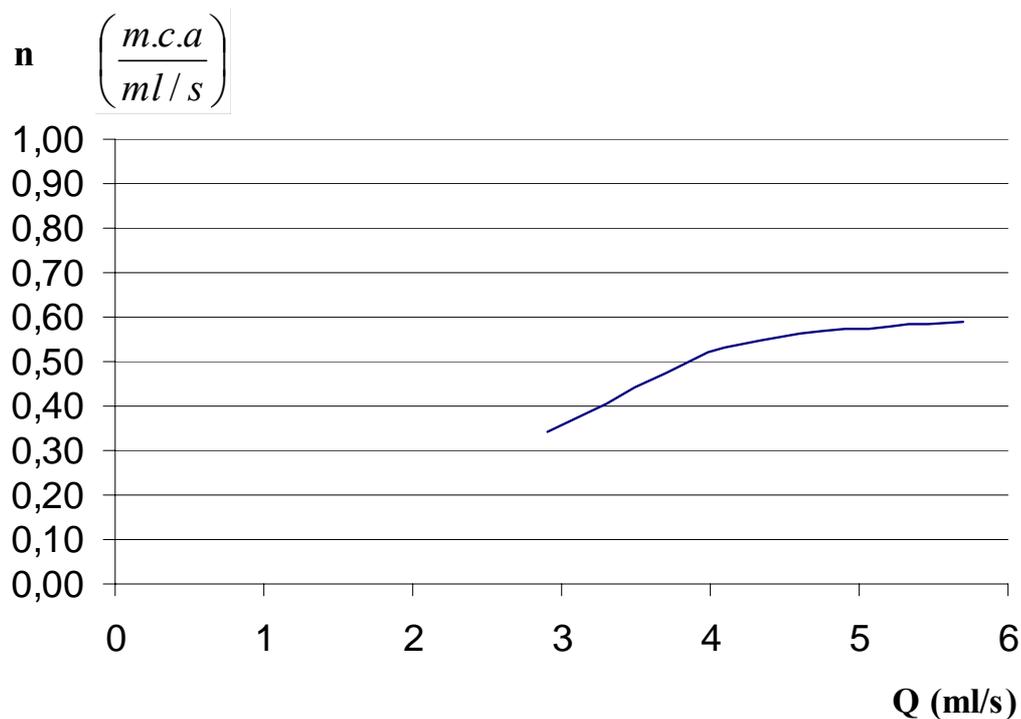


Figura 6.19. Curva Caudal (Q) VS Constante “n”

En la figura se puede observar que la curva tiende a aproximarse a un valor constante de $0,6 \cdot 10^6$ (m/ (m³/s)) al incrementarse el caudal. Este valor es cercano al n teórico: $0,55 \cdot 10^6$ (m/ (m³/s)). Con esto se verifica que las pruebas suministraron resultados con un grado de exactitud aceptable. Esta exactitud es relativamente baja para bajos caudales y se hace mayor al incrementarse el caudal.

6.9.2. Curva de potencia de útil, potencia de accionamiento y eficiencia del sistema.

Con los resultados obtenidos en el ensayo 4 se realizan las curvas de potencia útil, potencia de accionamiento y eficiencia del sistema. Las figuras 6.20 y 6.21 muestran la tendencia de las curvas.

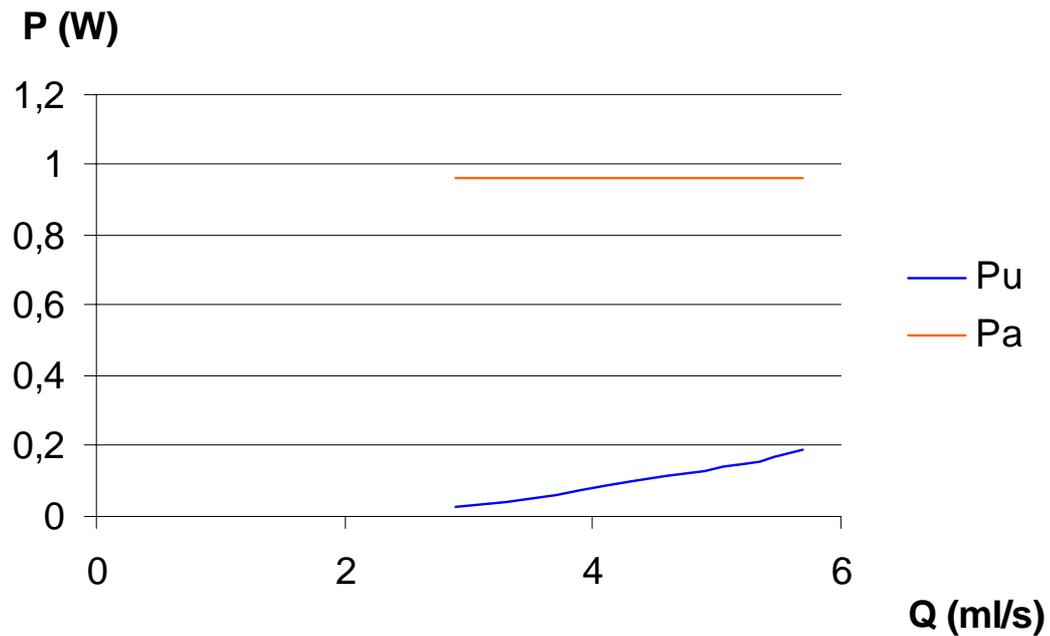


Figura 6.20. Potencia útil y potencia de accionamiento del sistema.

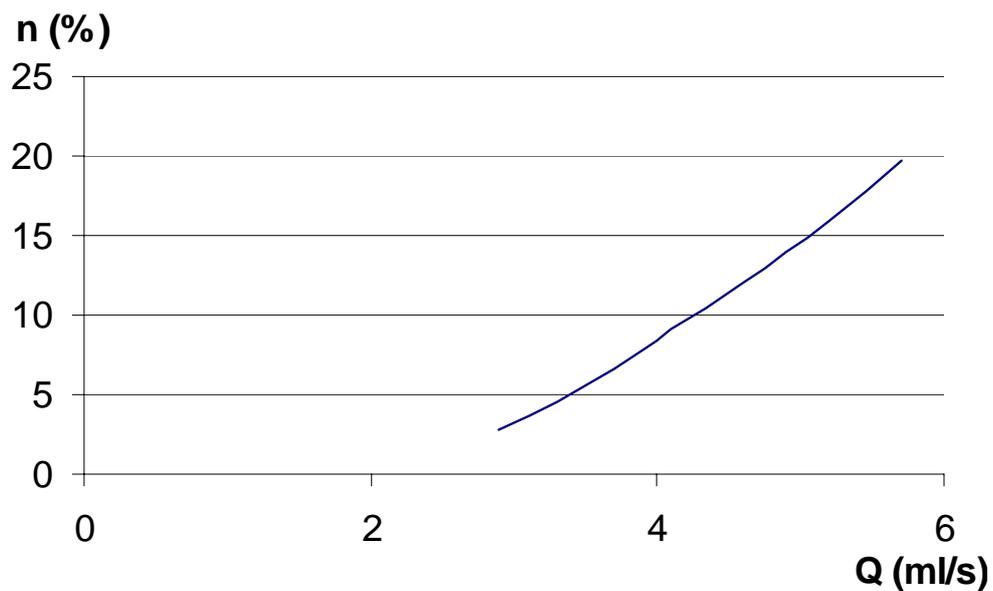


Figura 6.21. Curva de Eficiencia del sistema.

6.10. ANÁLISIS DE RESULTADOS

En esta sección se presentan el análisis de los resultados obtenidos en pruebas realizadas al prototipo construido y se plantean las mejoras que podrían realizarse para obtener un dispositivo más eficiente.

Al observar la tendencia de la curva (h , Q) de la figura 6.22 puede notarse que a medida que aumenta la disponibilidad de presión aumenta el caudal de solución salina bombeada. Para el rango de caudales estudiados no existen caídas abruptas de la presión en la cámara, por lo que el comportamiento de la bomba es **estable** en el rango de operación.

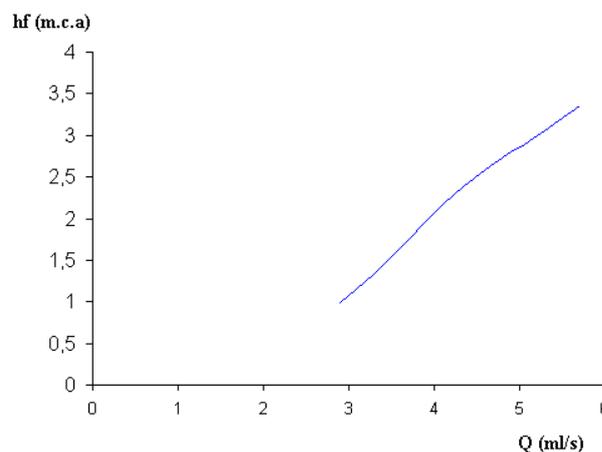


Figura 6.22. Curva de caudal (Q) vs. Disponibilidad (h_f) del sistema de bombeo.

El sistema proporcionó caudales por encima del mínimo requerido en la artroscopia (1,67 ml/s). El mínimo alcanzado fue 2,9 ml/s a una presión de la cámara de 70 mmHg. El máximo caudal requerido (3,3 ml/s) fue alcanzado a una presión de 100 mmHg. Por lo anterior se deduce que el rango óptimo de presiones de la cámara es de **70 – 100 mmHg**.

Asimismo, a través del número de Reynolds y por la tendencia de la curva se pudo verificar que el fluido permanece en **régimen laminar** para los caudales de operación.

En el ensayo de las potencias se pudo observar que la bomba posee un **bajo consumo de potencia de arranque** (para $Q_{\text{mínimo}}$). Se pudo notar que la potencia de accionamiento asciende a medida que el flujo volumétrico impulsado aumenta, como se observa en la figura 6.23. Esta potencia no disminuye para ningún caudal de operación por lo que se puede concluir que bomba **no es autorregulable**.

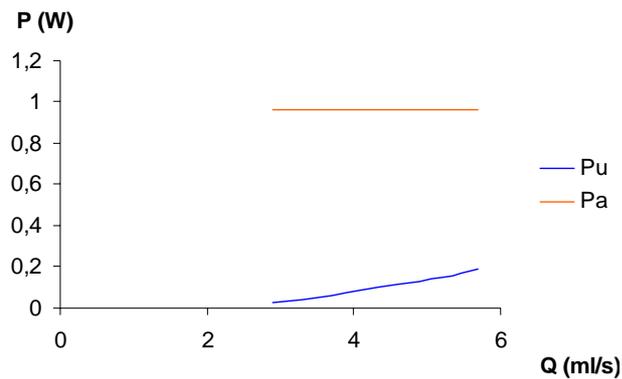


Figura 6.23. Curva de potencia de accionamiento del sistema (P) con respecto al caudal (Q)

A través de la curva de eficiencia, mostrada en la figura 6.24, se pudo notar que la eficiencia del sistema de bombeo ($\eta\%$) es **mínima al arranque** y ésta aumenta a medida que se incrementa el flujo volumétrico. La máxima eficiencia (19,8 %) se alcanza a 250 mmHg (33,3 kPa) con un caudal de 5,7 ml/s. Se observa que las **pérdidas de potencia son significativas en el sistema**, de mayor magnitud al arranque y disminuyen con el aumento del caudal. Estas pérdidas impiden que se aproveche adecuadamente la potencia de accionamiento del compresor para impulsar caudal útil.

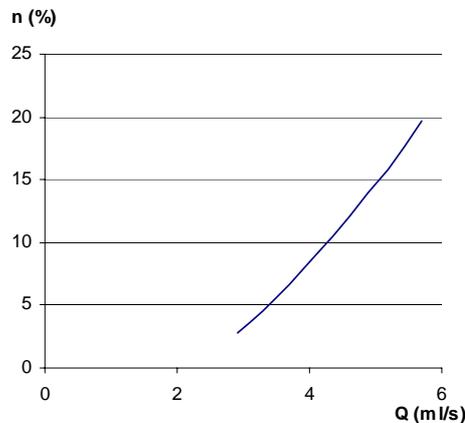


Figura 6.24. Curva de eficiencia del sistema ($\eta\%$) con respecto al caudal (Q)

Se podrían considerar que las principales pérdidas de energía en el sistema provienen de las siguientes partes:

- **Pérdidas por fugas en la cámara**

Debido a las pequeñas fugas que pueden presentarse en las tapas de las cámaras o en las conexiones entre la cámara y los manómetros, válvulas de escape, válvulas check o los macrogoteros.

- **Pérdidas en las conexiones y accesorios**

Por efecto del roce del aire comprimido en las conexiones de ¼”, la manguera de presión de 20 Psi, los presostatos y en la manguera “rabo de cochino”.

6.11. FACTORES QUE AFECTAN LA EFICACIA DEL SISTEMA DE BOMBEO PERISTÁLTICO POR COMPRESIÓN NEUMÁTICA.

Los factores, observados en el prototipo construido, que generan inconvenientes para el funcionamiento óptimo del sistema son los siguientes:

- **Nivel de ruido.**

Aunque no se pudo cuantificar el nivel de ruido por no disponerse de un instrumento adecuado para este fin, se pudo percibir que el nivel de ruido producido por el compresor no es el adecuado para situarse dentro de un quirófano.* El proceso operatorio debe ser silencioso para que exista una total concentración del medico traumatólogo y buena comunicación entre el personal medico – técnico encargado de la artroscopia.

Se plantean dos posibles soluciones para resolver este problema.

- Seleccionar un compresor más silencioso.

* Esta aseveración se realiza tomando como base el ruido producido por otros equipos utilizados en el quirófano al realizar la artroscopia. Se percibe que el compresor produce un sonido más agudo.

- Presurizar la cámara con oxígeno, cuya presentación más común es en bombonas de 40 kilogramos y tanto los hospitales como las clínicas del país cuentan con una dotación del mismo. Estas bombonas pueden ubicarse sin problemas en el quirófano, conectarse a la cámara de compresión a través de una válvula reguladora de presión, eliminando de esta manera el ruido. Esta posible solución tendría como ventaja que no se necesita de un compresor ya que se puede obtener oxígeno a una presión adecuada dentro de la bombona.
- **Dificultad para visualización del vaciado de las bolsas de solución a través de la cámara de compresión.**

La cámara de compresión del prototipo construido es totalmente opaca y no se visualiza el interior, por ende no se puede ver la bolsa de solución conectada al macrogotero durante el procedimiento de vaciado, lo que impide ver en casos de que exista una posible fuga de solución. Una posible solución a este inconveniente sería construir la cámara de un material traslúcido como por ejemplo un material acrílico u otro polímero con estas características.

CONCLUSIONES GENERALES

- Es factible construir una bomba peristáltica por compresión de aire. Es un método seguro debido a que las bolsas de solución presentan muy buena resistencia a la acción del aire comprimido.
- Las pérdidas de disponibilidad en el sistema propuesto no dependen del material de fabricación del macrogotero puesto que para los valores de operación en régimen de flujo es laminar.
- Las pérdidas de disponibilidad en el macrogotero tienen un comportamiento que puede considerarse como lineal respecto al caudal ($hf = n_1 * Q$) debido a que el sistema trabaja en régimen laminar.
- Para descargar un flujo de solución salina significativo al iniciarse el proceso de bombeo, debe presurizarse previamente la cámara de compresión porque sino existe un equilibrio de presiones entre el ambiente y la cámara que no permitiría flujo de fluido.
- Cuando se detiene el flujo de aire en la cámara de compresión ya presurizada, el flujo de solución salina no se detiene y se mantiene hasta lograr un equilibrio de presiones entre la cámara de compresión y el ambiente o hasta vaciarse la bolsa completamente.
- Con este sistema de bombeo, se obtienen presiones, superiores a las obtenidas por el método de infusión por gravedad (presión máxima: 100 mm Hg.), que es el que se pretende reemplazar.
- El control de la presión se puede efectuar sin que el operario realice un esfuerzo considerable (Como por ejemplo comprimir la bolsa de solución manualmente o elevar la altura del soporte de la misma, como se realiza por el método de infusión por gravedad).
- EL costo estimado de este sistema de bombeo (sección 5.4), comparado con el valor actual de una bomba peristáltica comercial representa un ahorro significativo (alrededor del 83%)

RECOMENDACIONES.

- Realizar pruebas con mangueras flexibles de diferentes diámetros y comparar los resultados obtenidos, para verificar como se comportan las variables que influyen en el proceso de bombeo, con los cambios de diámetro de la tubería que transporta la solución.
- Colocar un sensor en el sistema que accione una alarma para indicar que la cámara de compresión ya está presurizada y lista para comenzar el bombeo de solución.
- Continuar con los protocolos de esterilización estipulados por la técnica de la artroscopia con el propósito de utilizar el sistema propuesto en humanos.
- Tomar mediciones del tiempo de vaciado de una bolsa de solución durante la ejecución de un procedimiento artroscópico real para mejorar y adecuar los cálculos teóricos y experimentales.
- Acoplarle al dispositivo manómetros que indiquen la presión en mm Hg., que es la unidad utilizada por el personal médico.
- Seleccionar mangueras conductoras que permita una circulación uniforme del aire comprimido evitando los cambios de dirección del flujo. De esta manera disminuirían las pérdidas de potencia y aumentaría la eficiencia del sistema.
- Verificar la eficiencia y funcionalidad del sistema para diferentes geometrías de la cámara de compresión: esférica, elíptica, redondeada a los extremos (tapas), etc.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ANDREWS, J.R y TIMMERMAN, L.A. Artroscopia. Marbán Libros, S.L.2001
2. BIRCHER, Eugen. Revista Zentralblatt fur Chirurgie. 1921.
3. BLANCO, Rafael. (Médico Traumatólogo y Cirujano Ortopédico del Instituto Docente Urológico, Valencia, Venezuela.) Consulta otorgada el 19 de marzo de 2008)
4. BOLLINI, Carlos. Anestesia para la cirugía de hombro. Conferencias magisteriales. Vol. 30. Sup.1, Abril-Junio 2007. Pp S18-S24 <www.medigraphic.com/pdfs/rma/cma-2007/cmas071c.pdf>
5. BOYSER. Catálogo de bombas peristálticas. Barcelona, España, 2008. <<http://www.ipariszivattyu.hu/pdf/9/Prospektus.pdf>>
6. BURMAN, Michael et al. Practical experience arthroscope. England Medical Journal Orthop Assoc, 1934.
7. CABRITA, Oscar – DOMINGUEZ, Pablo. Electricidad básica. Editorial triángulo, Caracas.
8. CENETEC (Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud) Guía Tecnológica N° 1: Sistemas de infusión GMDN 16495. México, 2004. <http://www.cenetec.gob.mx/guias_tecnologicas_pdf/1gt_bombas.pdf>.
9. DELGADO, Jorge et al. Diseño y Programación: Educación Médica Continua, 2008. <<http://www.drscope.com/pac/gineobs/g2/index.htm>>
10. DÁVILA, Baz – PAJÓN, Permuy. Mecánica aplicada. Teoría básica para el diseño y cálculo de tuberías, elementos de máquinas y recipientes a presión. Universidad de Huelva – E.P.S. de la Rábida, 1999.
11. DELPHI MEDICAL SYSTEMS. Catálogo de equipos médicos. Delphi World Headquarters and Customer Center. Troy, Michigan, Estados Unidos, 2006. <www.delphimedical.com>.
12. FERRETERÍA EPA. Sitio Web de la Ferretería EPA. Sección de catálogos. <www.epaenlinea.com>
13. FINKEISTEIN, H - MAYER, L. Cirugía ortopédica y traumatología. Revista de la Clínica el pilar en Barcelona 1931. Pág. 25-28.
14. FLORES, Hiza. (Lic. en enfermería de la Universidad de Carabobo. Jefe del Dpto. de Pediatría del Hospital Carlos Sanda de Güigüe, estado Carabobo, Venezuela.) Consulta dada el 30 de marzo de 2008.
15. FRAILE, Jesús. Máquinas eléctricas. Quinta edición. Editorial Mc Graw Hill.

16. GRUPO COMERCIAL SAMEN, S.L. Catálogo de tubos de PVC y PE en línea <www.gruposamen.es> España, 2004.
17. HEALTH ILLUSTRATED ENCICLOPEDIA. Enciclopedia Médica en línea.<[http:// www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/encyclopedia.html](http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/encyclopedia.html)>.
18. KREUSCHER, Philip H. Revista Illinois Medical Journal. 1925.
19. LINO, Saburo. La práctica de artroscopia. Asociación Ortopédica, Japón, 1936.
20. MATAIX, Claudio. Mecánica de fluidos y máquinas hidráulicas. Segunda Edición. Ediciones del Castillo, S.A. Madrid, 1993.
21. MEDICAL INTERNET SOLUTIONS, L.L.C. Shoulder Surgery - Shoulder Arthroscopy. http://www.shouldersolutions.com/surgery_2.php (Consulta: 28/03/08).
22. METER TOLEDO. Fabricante de bombas peristálticas. http://ve.mt.com/mt/filtersproductos-aplicaciones_pipetas_pipettes-main_specialt.
23. MEVEPA. Portal de medicina on line. <www.mevepa.cl/modules.php?name=News&file=article&sid=665>
24. MORIZAKI, N. Journal of the American Animal Hospital Association Sep/Oct. 1985 vol 21 623-629
25. NB ELECTRÓNICA. Fabricante de bombas de infusión. Huerta Grande. Sierras de Córdoba. República Argentina, 2008. <www.nbelectronica.com.ar/Home-S/Mains-S/S_Historia_Main.htm>.
26. NOWOSIELSKI, Albert et al. Tubing system for delivering fluid to a surgical site. United States Patent. Patent number 5.605.545.
27. NORTON, Robert L. Diseño de maquinaria. Pearson Education. México, 1999.
28. NORTON, Robert L. Diseño de máquinas. Segunda edición. McGraw Hill. México, 2000.
29. OKARNURA T. Operative Orthopaedics. Séptima Edición. Editado por A.H. Crenshaw 1987, Vol. 4.
30. RABAT. Sitio Web del doctor Rabat. <<http://www.doctor-rabat.net/es/artroscopia.htm>>
31. SHIGLEY, Joseph – MITCHELL, Larry. Diseño en Ingeniería Mecánica. 3ª edición en español. Editorial McGraw – Hill. México, 1983.
32. TAKAGI, Kenji. Experiencia práctica que usa el artroscopio de Takagi. J Jpn Orthop Assoc, 1933.
33. THE HARRIS PRODUCTS GROUP. Gas pressure and flow control equipment catalog. <www.harrisproductsgroup.com> AÑO 2008.

34. VILCHEZ, Nelson. Estrategias creativas en el diseño mecánico. Universidad de Carabobo. Facultad de Ingeniería. Escuela de Ingeniería Mecánica. Edición de 2002.
35. WATANABE, M y TAKEDA, M. Atlas de artroscopia. Segunda Edición. Tokio, Igabun Shin Ltda. 1969.
36. WATSON Marlon. Fabricante de bombas peristálticas.
<<http://www.watson-marlow.com/wm-es/ehatsnew.htm>.>
37. WOJNAROWSKI, Robert – MORA, Gonzalo. Clases de artroscopia. Universidad de Navarra, Pamplona, 2006.

ANEXOS

ANEXO 1.
SELECCIÓN DE LA MEJOR SOLUCIÓN
DEL SISTEMA DE BOMBEO PERISTÁLTICO

A.1. Selección de la mejor solución.

A.1.1. Listado de Restricciones.

En la tabla A1.1 se detallan las restricciones (R (i)) que se aplicarán las posibles soluciones del sistema a diseñar.

Tabla A1.1 Listado de restricciones aplicadas al sistema a diseñar.

R(i)	Restricciones
R1	El fluido no debe contaminarse durante su recorrido
R2	El sistema no debe permitir escapes accidentales de líquido
R3	El sistema debe funcionar con bolsas de solución salina de 500 mL.
R4	El sistema debe permitir que el operario pueda regular la presión del fluido en la salida, ante cambios bruscos de presión en la articulación.

Aplicación de las restricciones a las posibles soluciones.

Se deben evaluar las posibles soluciones para determinar si cumplen con las restricciones establecidas. Con la tabla comparativa A1.2 se realiza la evaluación.

Tabla A1.2. Listado de restricciones aplicadas a las posibles soluciones del sistema

PS(i)/ R(i)	R1	R2	R3	R4	Aprobado
PS1	✓	✓	✓	X	NO
PS2	✓	✓	✓	✓	Si
PS3	✓	✓	✓	✓	Si
PS4	✓	✓	✓	✓	Si

Luego de la evaluación se ha verificado que sólo las posibles soluciones PS2, PS3 y PS4 cumplen con las restricciones establecidas.

A.1.2. Listado de Criterios.

El conjunto de criterios (C(i)) que regirán la selección de la mejor solución del sistema a diseñar se especifican en la tabla A1.3.

Tabla A1.3. Listado de criterios para la evaluación de las posibles soluciones

C(i)	Criterios
C1	Menor costo de fabricación.
C2	Menor tamaño del sistema.
C3	Mayor ergonomía del diseño.
C4	Mayor seguridad de operación.
C5	Mayor factibilidad de obtención de repuestos y/o reparación.

A.1.3. Ponderación de Criterios.

En este paso se evalúan los criterios entre sí por medio de una tabla comparativa (tabla A1.4) para asignarles una ponderación específica.

Tabla A1.4. Ponderación de criterios.

C(i)	C1	C2	C3	C4	C5	Nº de veces	Ponderación (Escala 1-5)
C1						3	4
C2	C1					1	3
C3	C3	C3				4	5
C4	C1	C4	C3			2	2
C5	C1	C2	C3	C4		0	1

A.1.4. Ponderación de soluciones respecto a criterios.

Se evaluarán las posibles soluciones con respecto a los criterios establecidos para así otorgarle a cada una ponderación específica con respecto a cada criterio. En las tablas A1.5, A1.6, A1.7, A1.8, A1.9, se realiza dicha evaluación en los criterios 1, 2, 3, 4 y 5 respectivamente.

- **Criterio N° 1: Menor costo de fabricación.**

Tabla A1.5. Ponderación de las soluciones con respecto al costo de fabricación.

PS(i)	S1	S2	S3	N° de veces	Ponderación (Escala 1-3)
S1				0	1
S2	S2			1	2
S3	S3	S3		2	3

- **Criterio N° 2: Menor tamaño del sistema.**

Tabla A1.6. Ponderación de las soluciones con respecto a su tamaño.

PS(i)	S1	S2	S3	N° de veces	Ponderación (Escala 1-3)
S1				0	1
S2	S2			1	2
S3	S3	S3		2	3

- **Criterio N° 3: Mayor ergonomía del diseño.**

Tabla A1.7. Ponderación de las soluciones con respecto a su ergonomía.

PS(i)	S1	S2	S3	N° de veces	Ponderación (Escala 1-3)
S1				1	2
S2	S1			0	1
S3	S3	S3		2	3

- **Criterio N° 4: Mayor seguridad de operación.**

Tabla A1.8. Ponderación de las soluciones con respecto al grado de seguridad de su funcionamiento.

PS(i)	S1	S2	S3	N° de veces	Ponderación (Escala 1-3)
S1				1	2
S2	S1			0	1
S3	S3	S3		2	3

- **Criterio N° 5: Mayor factibilidad de obtención de repuestos y/o reparación.**

Tabla A1.9 Ponderación de las soluciones con respecto a su factibilidad de obtención de repuestos y/o reparación.

PS(i)	S1	S2	S3	N° de veces	Ponderación (Escala 1-3)
S1				1	2
S2	S1			0	1
S3	S3	S3		2	3

A.1.5. Ponderación final y análisis de los resultados obtenidos.

En la Tabla A1.10. Se muestran los resultados del proceso de ponderación de las posibles soluciones del sistema de bombeo peristáltico a diseñar.

De acuerdo con los resultados de la ponderación la mejor solución la N° 3:
EL SISTEMA DE BOMBEO PERISTÁLTICO POR COMPRESIÓN NEUMÁTICA DIRECTA.

Tabla A1.10. Ponderación final de las soluciones con respecto a todos los criterios de selección.

C(i)		PS2(i)		C(i)*PS2(i)	PS3(i)		C(i)*PS3(i)	PS4(i)		C(i)*PS4(i)
C1	4	PS21	1	$4*1 = 4$	PS31	3	$4*3 = 12$	PS41	2	$4*2 = 8$
C2	3	PS22	1	$3*1 = 3$	PS32	3	$3*3 = 9$	PS42	2	$3*2 = 6$
C3	5	PS23	2	$5*2 = 10$	PS33	3	$5*3 = 15$	PS43	1	$5*1 = 5$
C4	2	PS24	2	$2*2 = 4$	PS34	3	$2*3 = 6$	PS44	1	$2*1 = 2$
C5	1	PS25	2	$1*2 = 2$	PS35	3	$1*3 = 3$	PS45	1	$1*1 = 1$
				23			45			22

ANEXO 2.

SELECCIÓN DEL MATERIAL DE FABRICACIÓN DE LA CÁMARA DE COMPRESIÓN

A.2.1. Listado de soluciones

En la tabla A.2.1. se muestran los materiales preseleccionados.

Tabla A.2.1. Listado de soluciones

S(i)	Denominación del material
S ₁	Polietileno HMW
S ₂	PVC (Covenin 656)
S ₃	Polipropileno

A.2.2. Listado de Criterios.

El conjunto de criterios (C (i)) que regirán la selección de la mejor solución del sistema a diseñar se especifican en la tabla A.2.2.

Tabla A.2.2. Listado de criterios para la evaluación de las posibles soluciones

C(i)	Criterios
C1	Peso
C2	Confiabilidad.
C3	Disponibilidad
C4	Costo.
C5	Maquinabilidad

A.2.3. Ponderación de Criterios.

En este paso se evalúan los criterios entre sí por medio de una tabla comparativa A.2.3 para asignarles una ponderación específica.

Tabla A.2.3. Ponderación de criterios.

C(i)	C1	C2	C3	C4	C5	Nº de veces	Ponderación (Escala 1-5)
C1						3	4
C2	C1					0	1
C3	C1	C3				2	3
C4	C4	C4	C4			4	5
C5	C1	C5	C3	C4		1	2

A.2.4. Ponderación de soluciones respecto a criterios.

Se evaluarán las posibles soluciones con respecto a los criterios establecidos para así otorgarle a cada una ponderación específica con respecto a cada criterio. En las tablas A.2.4, A.2.5, A.2.6, A.2.7 Y A.2.8 se realiza dicha evaluación en los criterios 1, 2, 3, 4 y 5 respectivamente.

- **Criterio N° 1: Peso**

Tabla A.2.4. Ponderación de las soluciones con respecto al peso

PS(i)	S1	S2	S3	Nº de veces	Ponderación (Escala 1-3)
S1				0	1
S2	S2			1	2
S3	S3	S3		2	3

- **Criterio N° 2: Confiabilidad**

Tabla A.2.5. Ponderación de las soluciones con respecto a su confiabilidad

PS(i)	S1	S2	S3	Nº de veces	Ponderación (Escala 1-3)
S1				0	1
S2	S2			1	2
S3	S3	S3		2	3

- **Criterio N° 3: Disponibilidad**

Tabla A.2.6. Ponderación de las soluciones con respecto a su disponibilidad

PS(i)	S1	S2	S3	N° de veces	Ponderación (Escala 1-3)
S1				1	2
S2	S1			0	1
S3	S3	S3		2	3

- **Criterio N° 4: Costo**

Tabla A.2.7. Ponderación de las soluciones con respecto al costo

PS(i)	S1	S2	S3	N° de veces	Ponderación (Escala 1-3)
S1				1	2
S2	S1			0	1
S3	S3	S3		2	3

- **Criterio N° 5: Maquinabilidad**

Tabla A.2.8 Ponderación de las soluciones con respecto a su maquinabilidad

PS(i)	S1	S2	S3	N° de veces	Ponderación (Escala 1-3)
S1				1	2
S2	S1			0	1
S3	S3	S3		2	3

A.2.5. Ponderación final y análisis de los resultados obtenidos.

En la Tabla A.2.9. Se muestran los resultados del proceso de ponderación de las posibles soluciones del material del sistema de bombeo peristáltico a diseñar. Tabla A.2.9. Ponderación final de las soluciones con respecto a todos los criterios de selección.

C(i)		PS1(i)		C(i)*PS1(i)	PS2(i)		C(i)*PS2(i)	PS3(i)		C(i)*PS3(i)
C1	4	PS21	1	$4*1 = 4$	PS31	3	$4*3 = 12$	PS41	2	$4*2 = 8$
C2	3	PS22	1	$3*1 = 3$	PS32	3	$3*3 = 9$	PS42	2	$3*2 = 6$
C3	5	PS23	2	$5*2 = 10$	PS33	3	$5*3 = 15$	PS43	1	$5*1 = 5$
C4	2	PS24	2	$2*2 = 4$	PS34	3	$2*3 = 6$	PS44	1	$2*1 = 2$
C5	1	PS25	2	$1*2 = 2$	PS35	3	$1*3 = 3$	PS45	1	$1*1 = 1$
				23			45			22

ANEXO 3.

CÓDIGOS APLICABLES EN EL DISEÑO DE RECIPIENTES A PRESIÓN.

Referencia tomada del libro diseño y cálculo de recipientes a presión del ing. Manuel Estrada, Páginas 78 – 83. (Versión on line)

1.8. CÓDIGOS APLICABLES

El principal Código utilizado en México, Estados Unidos de Norteamérica y en muchos otros países del mundo, es el “CÓDIGO A.S.M.E. SECCIÓN VIII, DIVISIÓN 1”.

Este Código es publicado por la Asociación Americana de Ingenieros Mecánicos, su edición es trianual; 1965, 1968, 1971, 1974, 1977, 1980, 1983, 1986, 1989, 1992, 1995, etc., sin embargo, la asociación antes mencionada emite adendas trimestrales, las cuales modifican constantemente el Código, manteniéndolo siempre actualizado.

Como una alternativa del Código A.S.M.E, Sección VIII, División 1, existe la División 2. La diferencia fundamental entre las dos divisiones radica en los factores de seguridad, los cuales son mayores en la División 1. A continuación se enlistan los principales Códigos existentes en el mundo para diseño y fabricación de recipientes a presión.

PAÍSES CÓDIGOS

Alemania Occidental A. D. Merkblatt Code

Estados Unidos de Norteamérica A.S.M.E. Code. Section VIII

División 1 y 2

Inglaterra British Code BS 5500

Italia Italian Pressure Vessel Code

Japón Japanese Pressure Vessel Code

Japón Japanese Std. Pressure Vessel Construction

1.10. LIMITACIONES

El **Código A.S.M.E., Sección VIII División 1**, especifica claramente algunas limitaciones, entre las principales tenemos:

1.10.1. Espesor mínimo.- Se establece que para recipientes construidos en acero al carbón, el espesor mínimo será de **3/32” (2.38 mm.)** independientemente de su uso, ya que para algunos usos particulares, se especifican espesores mínimos diferentes.

1.10.3. Los recipientes diseñados y construidos bajo este **Código**, no deberán tener elementos principales móviles, ya sean rotatorios o reciprocantes, razón por la cual se excluyen del alcance del mismo las bombas, compresores, turbinas y cualquier equipo que tenga elementos principales móviles.

1.10.4. El volumen mínimo que deberán tener los recipientes a presión diseñados y construidos bajo este **Código**, deberá ser de **120 galones**.

1.10.5. La presión mínima a que deberán diseñarse los recipientes será de **15 PSIG (1 atmósfera)**.

1.10.6. El diámetro interior mínimo será de **6”**.

1.10.7. La presión máxima de diseño será de **3,000 PSIG**.

1.10.8. Deberán ser estacionarios.

ANEXO 4.
TEORÍA DE LA MEMBRANA PARA EL DISEÑO
DE RECIPIENTES A PRESIÓN.

Referencia tomada del libro Mecánica aplicada, capítulo 4; Teoría básica para el diseño de tuberías, elementos de maquinas y recipientes a presión.

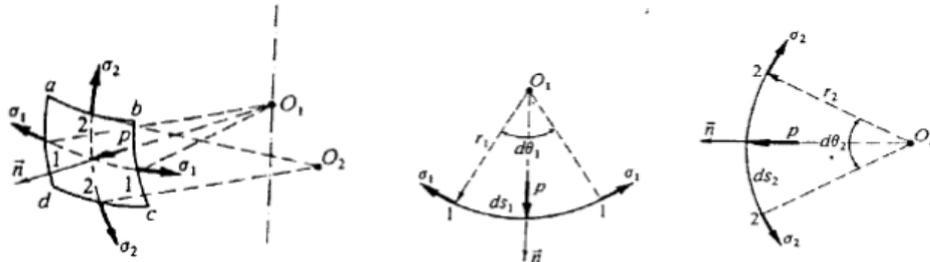
Página 32 y 33 (Dávila y Pajón, 2006)

4-1. CÁLCULO DE RECIPIENTES A PRESIÓN.

1. Depósitos. Teoría de la membrana.

Sea un depósito cerrado que tiene forma de una superficie de revolución y está sometido a una presión interior p . Si el espesor e de su pared es pequeño con relación a sus radios de curvatura, la pared del depósito no tendrá resistencia a flexión comportándose como una **membrana**, en la que los esfuerzos no tienen componente radial y están distribuidos uniformemente a través de su espesor.

Para determinar los esfuerzos en el depósito, aislamos en él un elemento diferencial de pared $abcd$, este elemento de pared estará en equilibrio bajo la acción de las fuerzas originadas por los esfuerzos normales σ_1 y σ_2 y por la presión interior p :



Los esfuerzos σ_1 que actúan sobre las superficies ad y bc de área $ds_2 \cdot e$ originan dos fuerzas cuya suma de proyecciones sobre la normal, n , es;

$$dF_1 = -2\sigma_1 ds_2 e \operatorname{sen} \frac{d\theta_1}{2}$$

Análogamente, los esfuerzos σ_2 que actúan sobre las superficies ab y dc de área $ds_1 \cdot e$, originan dos fuerzas cuya suma de proyecciones sobre la normal, n , es;

$$dF_2 = -2\sigma_2 ds_1 e \operatorname{sen} \frac{d\theta_2}{2}$$

Finalmente, la presión interior p , actuando sobre la superficie de área $ds_1 \cdot ds_2$, origina una fuerza df_3 normal al elemento;

$$dF_3 = p ds_1 ds_2$$

El equilibrio del elemento abcd exige que sea $dF_1+dF_2+dF_3=0$, es decir

$$-2\sigma_1 ds_2 e \operatorname{sen} \frac{d\theta_1}{2} - 2\sigma_2 ds_1 e \operatorname{sen} \frac{d\theta_2}{2} + p ds_1 ds_2 = 0$$

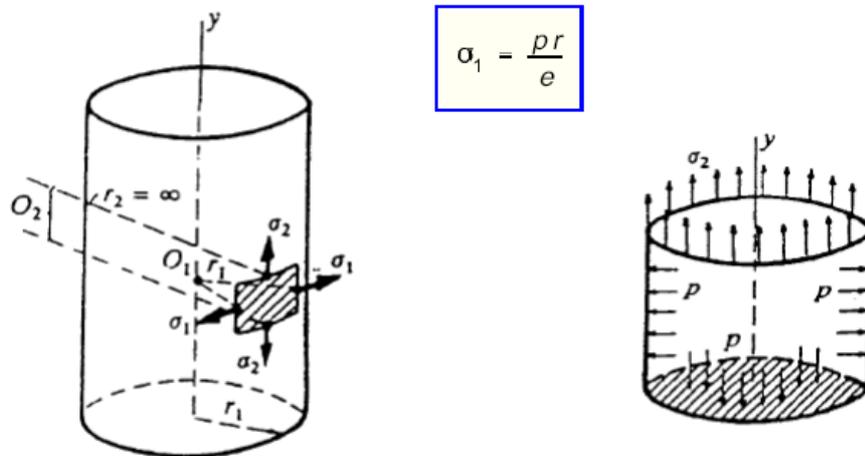
Siendo r_1 y r_2 los radios de curvatura de las líneas 11 y 22, al sustituir en la ecuación anterior $ds_1 = r_1 d\theta_1$ y $ds_2 = r_2 d\theta_2$, se obtiene

$$\frac{\sigma_1}{r_1} + \frac{\sigma_2}{r_2} = \frac{p}{e}$$

En el caso de un **deposito esférico**, $r_1 = r_2 = r$ y $\sigma_1 = \sigma_2$, deduciéndose

$$\sigma_1 = \sigma_2 = \frac{pr}{2e}$$

En el caso de un **deposito cilíndrico**, $r_1 = r$, $r_2 = \infty$, deduciéndose



Para calcular los esfuerzos σ_2 se supone cortado el depósito por una sección perpendicular a su eje. Estableciendo el equilibrio en la dirección del eje y de la parte inferior del depósito cortado, $\Sigma Y=0$, se obtiene

$$\sigma_2 2\pi r e - p \pi r^2 = 0$$

$$\sigma_2 = \frac{pr}{2e}$$

ANEXO 5

CONSIDERACIONES EN EL DISEÑO DE RECIPIENTES A PRESIÓN

TIPOS DE RECIPIENTES

Existen numerosos tipos de recipientes que se utilizan en las plantas industriales o de procesos. Algunos de estos tienen la finalidad de almacenar sustancias que se dirigen o convergen de algún proceso, este tipo de recipientes son llamados en general tanques. Los diferentes tipos de recipientes que existen, se clasifican de la siguiente manera:

POR SU USO:

Los podemos dividir en recipientes de almacenamiento y en recipientes de procesos.

Los primeros nos sirven únicamente para almacenar fluidos a presión y de acuerdo con sus servicios son conocidos como tanques de almacenamiento, tanques de día, tanques acumuladores, etc.

POR SU FORMA:

Los recipientes a presión pueden ser cilíndricos o esféricos. Los primeros son horizontales o verticales y pueden tener en algunos casos, chaquetas para incrementar o decrecer la temperatura de los fluidos según sea el caso.

Los esféricos se utilizan generalmente como tanques de almacenamiento, y se recomiendan para almacenar grandes volúmenes esféricos a altas presiones. Puesto que la forma esférica es la forma natural que toman los cuerpos al ser sometidos a presión interna esta sería la forma más económica para almacenar fluidos a presión sin embargo en la fabricación de estos es mucho más cara a comparación de los recipientes cilíndricos.

Los tipos más comunes de recipientes pueden ser clasificados de acuerdo a su geometría como:

1.- Recipientes Abiertos.

1. Tanques Abiertos.

2.- Recipientes Cerrados.

2.1 Tanques cilíndricos verticales, fondo plano.

2.2 Recipientes cilíndricos horizontales y verticales con cabezas formadas.

2.3 Recipientes esféricos.

Indicaremos algunas de las generalidades en el uso de los tipos más comunes de recipientes:

- **RECIPIENTES ABIERTOS:** Los recipientes abiertos son comúnmente utilizados como tanque igualador o de oscilación como tinajas para dosificar operaciones donde los materiales pueden ser decantados como: desecadores, reactores químicos, depósitos, etc.

Obviamente este tipo de recipiente es más que el recipiente cerrado de una misma capacidad y construcción. La decisión de que un recipiente abierto o cerrado es usado dependerá del fluido a ser manejado y de la operación. Estos recipientes son fabricados de acero, cartón, concreto.... Sin embargo en los procesos industriales son construidos de acero por su bajo costo inicial y fácil fabricación.

- **RECIPIENTES CERRADOS:** Fluidos combustibles o tóxicos o gases finos deben ser almacenados en recipientes cerrados. Sustancias químicas peligrosas, tales como ácidos o sosa cáustica son menos peligrosas si son almacenadas en recipientes cerrados.
- **TANQUES CILINDRICOS DE FONDO PLANO:** El diseño en el tanque cilíndrico vertical operando a la presión atmosférica, es el tanque cilíndrico con un techo cónico y un fondo plano descansando directamente en una cimentación compuesta de arena, grava o piedra triturada. En los casos donde se desea usar una alimentación de gravedad, el tanque es levantado arriba del terreno y el fondo plano debe ser incorporado por columnas y vigas de acero.
- **RECIPIENTES CILINDRICOS HORIZONTALES Y VERTICALES CON CABEZAS FORMADAS:** Son usados cuando la presión de vapor del

líquido manejado puede determinar un diseño más resistente. Varios códigos han sido desarrollados o por medio de los esfuerzos del API y el ASME para gobernar el diseño de tales recipientes. Una gran variedad de cabezas formadas son usadas para cerrar los extremos de los recipientes cilíndricos. Las cabezas formadas incluyen la semiesférica, elíptica, toriesférica, cabeza estándar común y toricoidal. Para propósitos especiales de placas planas son usadas para cerrar un recipiente abierto. Sin embargo las cabezas planas son raramente usadas en recipientes grandes.

- **RECIPIENTES ESFERICOS:** El almacenamiento de grandes volúmenes bajo presiones materiales son normalmente de los recipientes esféricos. Las capacidades y presiones utilizadas varían grandemente. Para los recipientes mayores el rango de capacidad es de 1000 hasta 25000 Psi (70.31 - 1757.75 Kg./cm²).

Y de 10 hasta 200 Psi (0.7031 - 14.06 Kg/cm²) para los recipientes menores.

Cuando una masa dada de gas esta almacenada bajo la presión es obvio que el volumen de almacenamiento requerido será inversamente proporcional a la presión de almacenamiento.

En general cuando para una masa dada, el recipiente esférico es más económico para grandes volúmenes y bajas presiones de operación.

A presiones altas de operación de almacenamiento, el volumen de gas es reducido y por lo tanto en tipo de recipientes cilíndricos es más económico.

ANEXO N 6.

PROCEDIMIENTO DE LLENADO PARA DISTENDER LA CÁPSULA ARTICULAR EN OPERACIONES ARTROSCOPICAS DE HOMBROS.

Este modelo de procedimiento fue suministrado por la Licenciada en enfermería Hiza Flores (2008), actual jefe de enfermeras del Hospital Carlos Sanda, cuya vasta experiencia en la sala de operaciones como asistente y técnico quirúrgico le han permitido recaudar la información necesaria para elaborar el procedimiento a seguir para distender la cápsula articular en operaciones artroscópicas de hombros, explicando cada uno de los procesos y porque son llevados a cabo.

A.6.1. DESCRIPCIÓN DEL PROCESO.

Para realizar un procedimiento artroscópico de calidad es indispensable distender la capsula articular con una solución salina estéril, esto con la finalidad de facilitar el proceso de maniobrabilidad del artroscopio y demás instrumentos quirúrgicos (tijeras, cepillos, pinzas, sierras, etc.) necesarios para curar la patología presentada por el paciente, el procedimiento no es estándar y depende de una u otra manera del tipo de patología a tratar, sin embargo los patrones de operabilidad son similares, independientemente de que se realice un procedimiento de infusión por gravedad o con la ayuda de un sistema de bombeo peristáltico podemos describir el proceso de distensión de la siguiente manera.

1. Realizar el corte en la piel que recubre la cápsula articular del hombro del paciente.
2. Introducir el artroscopio hasta llegar a interior de la cápsula articular.
3. Comenzar la distensión de la capsula articular suministrando solución salina a una presión superior a los 70 mmHg y menor a 250 mmHg, (en las distensiones por gravedad es difícil controlar esta presión, sin embargo el rango máximo de presión alcanzada rara vez supera los 100 mmHg).
4. Se suministran entre 300 a 600 mililitros de solución; (Dependiendo de las dimensiones de la cápsula) únicamente para distender la cápsula, el tiempo

de distensión de la cápsula articular no es una variable que se maneje con rigurosidad, sin embargo es requerimiento del personal medico que este proceso se haga en el menor tiempo posible, se estima como máximo un total de 3 minutos.

5. Luego de distender la cápsula se procede a visualizar el interior de la misma para verificar la visibilidad, si es optima se procede a realizar la cura de la patología presentada por el paciente, si al contrario la visibilidad no es buena se procede a realizar un lavado de la capsula, extrayendo solución de ella y a la misma vez suministrando hasta lograr la visibilidad adecuada.

Durante el proceso artroscópico parte de la solución salina se escapa de la cápsula articular y se transfunde hacia los tejidos de la piel, esta perdida de líquido dentro de la cápsula articular hace que la presión dentro de la misma disminuya, si la presión cae por debajo de la presión arterial diastólica del paciente (entre 50 y 70 mmHg) se tiene como consecuencia que las pequeñas arterias que fueron cercenadas en los tejidos del hombro comienzan a irrigar sangre que entorpecen la visión a través del artroscopio.

Este acontecimiento genera un nuevo inconveniente porque la presión arterial puede ser monitoreada continuamente pero la presión que ejerce la solución salina en la cápsula articular no se monitorea directamente. Como el problema durante la operación es evitar la irrigación sanguínea el cirujano traumatólogo opta por suministrar solución salina según los requerimientos de visibilidad y maniobrabilidad dentro de la cápsula a medida que se va desarrollando la operación.

ANEXO 7.

**DEDUCCIÓN DE ECUACIONES UTILIZADAS EN LA DESCRIPCIÓN
DEL SISTEMA MEDIANTE UNA RED DE FLUJO**

En esta sección se deducen las ecuaciones para el cálculo de las pérdidas disponibles y el coeficiente de pérdidas en el sistema al describir el sistema mediante una red de flujo equivalente, como se muestra en la figura A.7.1.

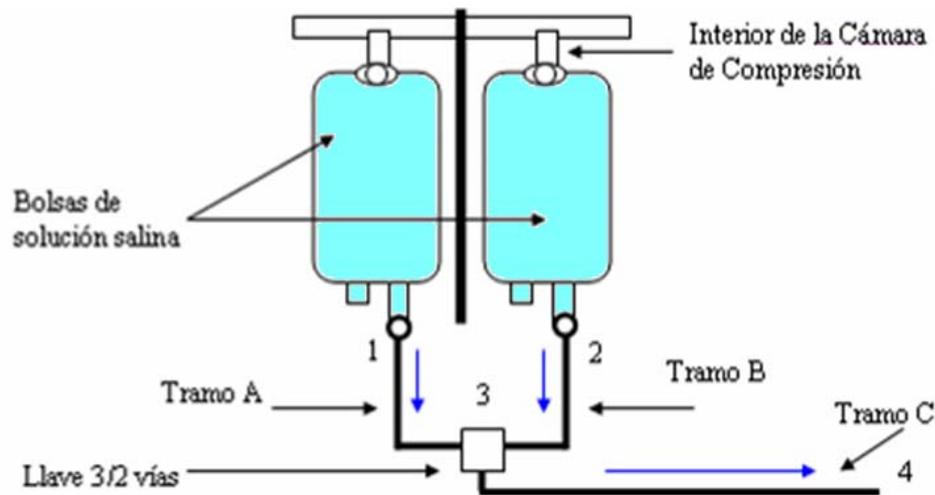


Figura A.7.1. Descripción del sistema mediante una red de flujo equivalente.

Se toman como base las condiciones de trabajo propuestas en la sección 6.4 de este capítulo, de las cuales se aplicarán las siguientes:

- Los puntos de salida de fluido de la cámara de compresión (puntos N° 1 y N° 2) estarán a la misma altura (Z) del punto del sistema al cual se le sensorá la presión (punto N° 4).

Por lo tanto:

$$Z_1 = Z_2 = Z_3 = Z_4 \quad (\text{Ec. A.7.1})$$

- Para los ensayos se utilizarán mangueras de macrogotero N° 11 de 3.5 milímetros de diámetro interno y longitud de 1.30 metros.

Por lo tanto:

$$D_i = 3,5 \text{ mm}, \quad L = 1,3 \text{ m}$$

Se considerarán las propiedades de la solución salina como las del agua a presión atmosférica y temperatura ambiente (25 °C).

Por lo tanto:

$$\gamma = 9,81 \frac{KN}{m^3}, \quad \nu = 1,519 \cdot 10^{-6} \frac{m^2}{s}$$

▪ **Ecuación de pérdida de disponibilidad total en el sistema.**

Planteando la relación de disponibilidad entre los puntos 1 y 4 se tiene:

$$H_1 = H_4 + hf_{14} \quad (\text{Ec. A.7.2})$$

Definiendo H_1 y H_4 mediante la ecuación de Bernoulli se tiene:

$$H_1 = \frac{P_1}{\gamma} + Z_1 + \frac{V_1^2}{2g}, \quad H_4 = \frac{P_4}{\gamma} + Z_4 + \frac{V_4^2}{2g} \quad (\text{Ec. A.7.3})$$

Como ya se estableció:

$$Z_1 = Z_4 = 0$$

Asimismo, debido a que el diámetro de la manguera flexible es constante:

$$\frac{V_1^2}{2g} = \frac{V_4^2}{2g}, \quad \frac{V_1^2}{2g} - \frac{V_4^2}{2g} = 0 \quad (\text{Ec. A.7.4})$$

Las pérdidas del tramo 1-4 quedan expresadas como:

$$hf_{14} = \frac{P_1 - P_4}{\gamma} \quad (\text{Ec. A.7.5})$$

Identificando la diferencia de presiones $P_1 - P_4$, como ΔP y las pérdidas hf_{14} como hf_{total} , se obtiene:

$$hf_{total} = \frac{\Delta P}{\gamma} \quad (\text{Ec. A.7.6})$$

▪ **Ecuación del coeficiente de pérdida en el sistema.**

Las pérdidas por fricción en un tramo de tubería se expresan por la ecuación de Darcy – Weisbach (en función del caudal) de la siguiente manera:

$$hf = \frac{8 \cdot f \cdot L \cdot Q^2}{\pi^2 \cdot g \cdot D^5} \quad (\text{Ec. A.7.7})$$

Adicionalmente, mediante los ensayos se obtuvo que el fluido permanece en régimen laminar. Por consiguiente el factor de fricción (f) puede calcularse a través la siguiente ecuación propuesta por Hagen:

$$f = \frac{64}{\text{Re}} \quad (\text{Ec. A.7.8})$$

El número de Reynolds Re viene dado por la ecuación A.7.9:

$$R_e = \frac{4 \cdot Q}{\pi \cdot D \cdot v} \quad (\text{Ec. A.7.9})$$

Combinando las ecuaciones A.7.8 y A.7.9 se obtiene:

$$f = \frac{64}{\frac{4 \cdot Q}{\pi \cdot D \cdot v}}, \quad f = \frac{16 \cdot \pi \cdot D \cdot v}{Q} \quad (\text{Ec. A.7.10})$$

Sustituyendo la ecuación A.7.10 en la ecuación A.7.7, se obtiene:

$$hf = 8 \cdot \frac{16 \cdot \pi \cdot D \cdot v}{Q} \cdot \frac{L \cdot Q^2}{\pi^2 \cdot g \cdot D^5}, \quad hf = \frac{128 \cdot v \cdot L \cdot Q}{\pi \cdot g \cdot D^4} \quad (\text{Ec. A.7.11})$$

La expresión $\frac{128 \cdot v \cdot L}{\pi \cdot g \cdot D^4}$ corresponde a un valor constante ya que los

valores de sus términos son conocidos y no varían con respecto a las variables de trabajo. Por lo tanto la ecuación A.7.11 puede expresarse como:

$$hf = n \cdot Q \quad (\text{Ec. A.7.12})$$

Donde n es el coeficiente de pérdida del sistema siendo definida como:

$$n = \frac{128 \cdot v \cdot L}{\pi \cdot g \cdot D^4} = \frac{hf}{Q} \quad (\text{Ec. A.7.13})$$

ANEXO 8.

SELECCIÓN DEL SISTEMA DE COMPRESION POR OXIGENO.

En esta sección se selecciona la válvula que regula la presión de suministro hacia la cámara de compresión cuando se utiliza oxígeno medicinal proveniente de un cilindro convencional. (Figura A.8.1)

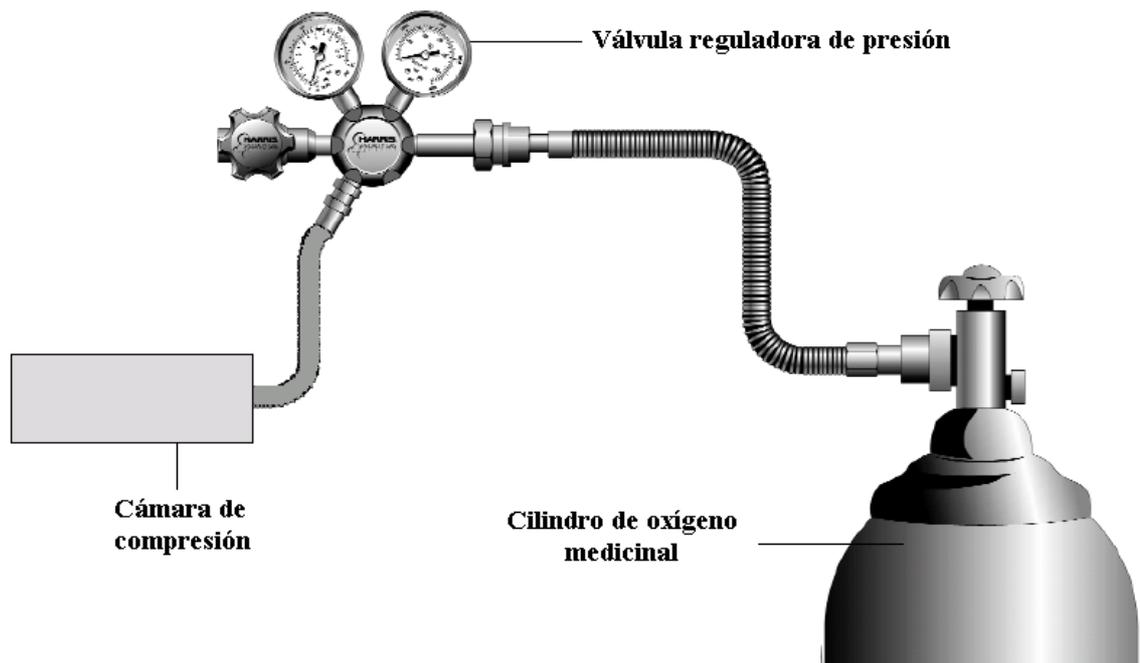


Figura A.8. 1. Compresión con cilindro de oxígeno medicinal.

A.8.1. CRITERIOS DE SELECCIÓN DE UNA VÁLVULA REGULADORA DE PRESIÓN PARA GASES.

El gas puede ser suministrado en cilindros de gases comprimidos de alta presión, cilindros de líquido a baja presión o desde una tubería de suministro de baja presión. Para este trabajo se utiliza un cilindro de oxígeno convencional, considerado como de alta presión. Se requiere que la presión desde la fuente de suministro se reduzca hasta la presión de trabajo deseada (7,99 KPa-33,3 Kpa).

Para lograr esto se necesita seleccionar una válvula reguladora de presión. Estas válvulas sólo controlan presión, no miden ni controlan el flujo. Para tal

propósito debería usarse un dispositivo externo como un flujómetro (caudalímetro) o una válvula de medición diseñada para el control del flujo. Las partes de la válvula se muestran en la figura A.8.2.

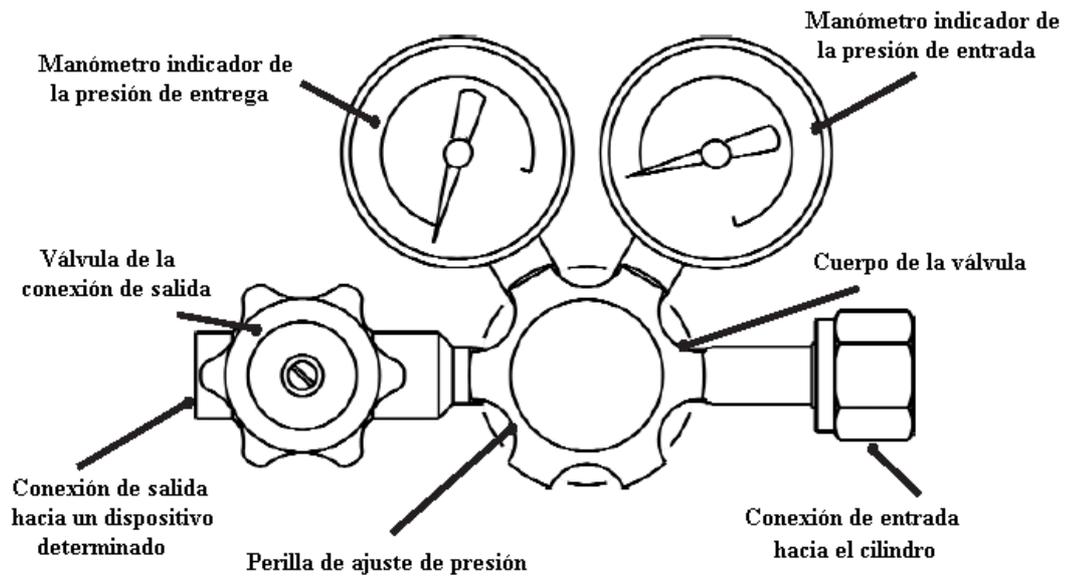


Figura A.8. 2. Esquema de la válvula reguladora de presión.

La selección de una válvula reguladora de presión adecuada envuelve muchas variables. Para realizar una selección adecuada deben tomarse en cuenta las siguientes consideraciones (The Harris Products Group, 2008):

- **Compatibilidad de los materiales.** Los materiales de construcción de la válvula reguladora de presión deben ser compatibles con el gas. Todas las áreas húmedas (partes de la válvula que están en contacto con el gas) deben ser seleccionadas para evitar alguna reacción que pueda causar contaminación del flujo o deterioro de los componentes de la válvula. Para determinar la compatibilidad nos referiremos a la Tabla de Compatibilidad de los Materiales con Gases que se muestra en la página siguiente.

MATERIALS COMPATIBILITY

The compatibility data shown on the following pages has been compiled to assist in evaluating the appropriate materials to use in handling various gases. Prepared for use with the dry (anhydrous) gases at normal operating temperature of 70° (21° C), information may vary if different operating conditions exist.

Directions:

Locate the gas you are using in the first column.

Compare the materials of construction for the equipment you intend to use with the materials of construction shown in the Compatibility Chart. Then use the Key to Materials Compatibility to determine the compatibility.

KEY TO MATERIALS COMPATIBILITY

- Satisfactory for use with the intended gas
- U Unsatisfactory for use with the intended gas
- I Insufficient data available to determine compatibility with the intended gas
- R1 Satisfactory with brass having a low copper content
- R2 Satisfactory with acetylene, however, cylinder gas is dissolved in a solvent (generally acetone) which may be incompatible with these elastomers
- R3 Satisfactory with brass, except where acetylene or acetylides are present
- R4 Generally unsatisfactory, except where specific use conditions have proven acceptable
- R5 Satisfactory below 3000 PSIG (206.9 bar) where gas velocities do not exceed 30 ft./sec.
- R6 Compatibility depends on condition of use

COMPATIBILITY GUIDE		MATERIALS OF CONSTRUCTION										
		METALS					PLASTICS		ELASTOMERS			
		Brass	Stainless Steel	Aluminum	Zinc	Copper	PCTFE	Teflon®	Viton®	Buna-N	Neoprene	Polyurethane
COMMON NAME	CHEMICAL FORMULA											
Acetylene	C ₂ H ₂	R1	•	I	U	U	•	•	R2	R2	R2	R2
Air	-	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•
Allene	C ₃ H ₄	•	•	•	I	U	•	•	•	•	•	I
Ammonia	NH ₃	U	•	•	U	U	•	•	U	•	•	U
Argon	Ar	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•
Arsine	AsH ₃	•	•	R4	I	•	•	•	•	•	•	U
Boron Trichloride	BCl ₃	U	•	U	I	•	•	•	I	I	I	I
Boron Trifluoride	BF ₃	•	•	•	I	•	•	•	I	I	I	I
1,3-Butadiene	C ₄ H ₆	•	•	•	•	•	•	•	•	U	•	U
Butane	C ₄ H ₁₀	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•
1-Butene	C ₄ H ₈	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•
cis-2-Butene	C ₄ H ₈	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•
trans-2-Butene	C ₄ H ₈	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•
Carbon Dioxide	CO ₂	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	U
Carbon Monoxide	CO	•	•	•	•	•	•	•	I	•	•	•
Carbonyl Sulfide	COS	•	•	•	I	•	•	•	•	I	I	I
Chlorine	Cl ₂	U	•	U	U	U	•	•	•	U	U	U
Deuterium	D ₂	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•
Diborane	B ₂ H ₆	•	•	U	I	•	•	•	I	I	I	I
Dichlorosilane	H ₂ SiCl ₂	I	•	I	I	I	•	•	I	I	I	I
Dimethyl Ether	C ₂ H ₆ O	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	I
Ethane	C ₂ H ₆	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•
Ethyl Acetylene	C ₄ H ₆	I	•	•	I	U	•	•	•	I	•	I
Ethyl Chloride	C ₂ H ₅ Cl	•	•	U	I	•	•	•	•	•	•	U
Ethylene	C ₂ H ₄	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	I
Ethylene Oxide*	C ₂ H ₄ O	R3	•	R4	I	U	•	•	U	U	U	U
Ethylene Oxide/Carbon Dioxide Mixtures*		R3	•	I	I	U	•	•	U	U	U	U
Ethylene Oxide/Halocarbon Mixtures*		R3	•	I	I	U	•	•	U	U	U	U
Ethylene Oxide/HCFC-124		R3	•	I	I	U	•	•	U	U	U	U
Halocarbon 11	CCl ₃ F	•	•	R4	I	•	•	•	•	•	U	U
Halocarbon 12	CCl ₂ F ₂	•	•	R4	I	•	•	•	•	•	•	•
Halocarbon 13	CClF ₃	•	•	R4	I	•	•	•	•	•	•	•
Halocarbon 13B1	CBF ₃	•	•	R4	I	•	•	•	•	•	•	•
Halocarbon 14	CF ₄	•	•	R4	I	•	•	•	•	•	•	•

MATERIALS COMPATIBILITY

COMPATIBILITY GUIDE CONT.		MATERIALS OF CONSTRUCTION										
		METALS					PLASTICS		ELASTOMERS			
		Brass	Stainless Steel	Aluminum	Zinc	Copper	PCTFE	Teflon®	Viton®	Buna-N	Neoprene	Polyurethane
COMMON NAME	CHEMICAL FORMULA											
Halocarbon 21	CHCl ₂ F	*	*	R4	I	*	*	*	U	U	*	*
Halocarbon 22	CHClF ₂	*	*	R4	I	*	*	*	U	U	*	U
Halocarbon 23	CHF ₃	*	*	R4	I	*	*	*	I	I	I	*
Halocarbon 113	CCl ₂ FCClF ₂	*	*	R4	U	*	*	*	*	*	*	*
Halocarbon 114	C ₂ Cl ₂ F ₄	*	*	R4	I	*	*	*	*	*	*	*
Halocarbon 115	C ₂ ClF ₅	*	*	R4	I	*	*	*	*	*	*	*
Halocarbon 116	C ₂ F ₆	*	*	R4	I	*	*	*	I	I	I	*
Halocarbon 142B	C ₂ H ₃ ClF ₂	*	*	R4	I	*	*	*	U	*	*	*
Halocarbon 152A	C ₂ H ₄ F ₂	*	*	R4	I	*	*	*	U	*	*	*
Halocarbon C-318	C ₂ F ₈	*	*	R4	I	I	*	*	*	*	*	*
Halocarbon 502	CHClF ₂ /CClF ₂ -CF ₃	I	*	R4	I	I	*	*	*	*	*	*
Halocarbon 1132A	C ₂ H ₂ F ₂	*	*	R4	I	*	I	*	I	I	I	*
Helium	He	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Hydrogen	H ₂	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Hydrogen Chloride	HCl	U	*	U	U	U	*	*	*	U	U	U
Hydrogen Sulfide	H ₂ S	U	*	*	I	I	*	*	U	*	*	*
Isobutane	C ₄ H ₁₀	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Isobutylene	C ₄ H ₈	*	*	*	I	*	*	*	*	*	*	I
Isopentane	C ₅ H ₁₂	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Krypton	Kr	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Methane	CH ₄	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Methyl Chloride	CH ₃ Cl	*	*	U	U	*	*	*	U	U	U	U
Methyl Mercaptan	CH ₃ SH	*	*	U	I	U	*	*	I	I	*	I
Neon	Ne	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Nitric Oxide	NO	U	*	*	I	*	*	*	I	I	*	I
Nitrogen	N ₂	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Nitrogen Dioxide	NO ₂	I	*	*	I	I	*	*	U	U	U	U
Nitrous Oxide	N ₂ O	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Oxygen	O ₂	*	R5	R4	*	*	*	*	R6	R6	R6	*
Perfluoropropane	C ₃ F ₈	*	*	*	I	*	*	*	I	*	*	I
Phosphine	PH ₃	I	*	*	I	I	*	*	I	I	I	I
Phosphorous Pentafluoride	PF ₅	I	*	I	I	I	*	*	I	I	I	I
Propane	C ₃ H ₈	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Propylene	C ₃ H ₆	*	*	*	*	*	*	*	*	U	U	U
Propylene Oxide	C ₃ H ₆ O	I	*	I	I	I	*	*	U	U	U	U
Refrigerant Gases	See Halocarbons											
Silane	SiH ₄	*	*	*	I	*	*	*	*	*	*	*
Silicon Tetrachloride	SiCl ₄	I	*	U	I	I	*	*	I	I	I	I
Silicon Tetrafluoride	SiF ₄	*	*	*	I	*	*	*	*	*	*	*
Sulfur Dioxide	SO ₂	U	*	*	U	U	*	*	*	U	U	*
Sulfur Hexafluoride	SF ₆	*	*	*	I	*	*	*	*	*	*	*
Trichlorosilane	HSiCl ₃	I	*	U	I	I	*	*	I	I	I	I

- **Rango de la presión de entrada.** Las presiones de entrada pueden variar desde una presión baja en una tubería a una presión alta en cilindros de gas comprimido. Los reguladores utilizados en tuberías normalmente poseen un solo manómetro para indicar la presión de entrega mientras que un regulador para cilindros poseerá dos manómetros; uno para mostrar la presión de entrada y otro para mostrar la presión de entrega. Cuando se selecciona una válvula reguladora de presión esta debe ser capaz de manejar la presión de entrada. En un cilindro de gas comprimido la presión puede variar desde 100 psi a más de 6000 psi.
- **Rango de la presión de entrega.** La presión de trabajo deseada para la operación puede variar desde una presión baja por encima de los 15 psi hasta una presión de trabajo mayor (7500 psi). El regulador seleccionado debe ser capaz de suministrar la presión de trabajo adecuada a los requerimientos del proceso.
- **Pureza del oxígeno.** La capacidad de mantener el nivel de pureza el gas es de vital importancia en la selección de la válvula reguladora de presión. Esta debe ser evitar cualquier introducción de contaminantes que puedan perjudicar al proceso.
- **Regulación de presión, en una o dos etapas.** Las válvulas reguladoras de presión puede reducir la presión en una o dos pasos. Una válvula de una etapa reduce la presión en un paso y la válvula de dos etapas en dos pasos. Las válvulas reguladoras de una sola etapa son convenientes en aplicaciones donde no hay inconvenientes en realizar ajustes periódicos de la presión de entrega e igualmente la presión de entrada permanece constante. Las válvulas reguladoras de dos etapas suministran una presión de

entrega constante sin la necesidad de realizar ajustes periódicos. Estas válvulas son muy convenientes en aplicaciones que requieren una presión de entrega constante que proviene de un cilindro que pasa de estar completamente lleno a estar casi vacío.

A.8.2. REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA

El sistema requiere de una válvula que pueda sensar la presión en la bombona de oxígeno y al mismo tiempo poder sensar la presión de suministro a la cámara de compresión, la cual se debe regular a través de algún mecanismo o llave de paso.

Los parámetros a manejar por el sistema son los siguientes:

PRESIÓN DE ENTRADA: 2000 Psi (Cilindro de oxígeno convencional)

PRESIÓN DE ENTREGA: (1,16 PSI -4,8 PSI) (7,99 KPa – 33,3 KPa)

A.8.2.1. Cálculo de la cantidad de oxígeno requerida para realizar la presurización de la cámara de compresión.

La cámara de compresión será presurizada tantas veces como lo requiera el desenvolvimiento de la cirugía artroscópica. Para un máximo de 4 litros de solución por operación se requiere presurizar la cámara 8 veces o cuatro veces cada una.

Se calculará la masa de oxígeno requerida en condiciones críticas de operación. Estas condiciones se presentan cuando se requiere presurizar la cámara a la máxima presión de trabajo que es 3,33 Kpa (250 mmHg) y para el volumen definido de la cámara de compresión $0,0024 \text{ m}^3$, utilizando la ecuación de gases ideales podemos calcular la masa de oxígeno para cada proceso de compresión de la cámara.

$$m = \frac{P * V}{R * T} \quad (\text{Ec. A.8.1})$$

Considerando temperatura del quirófano (25 °C= 298 K) y la constante del oxígeno igual a 0,2598 KJ/(Kg.K) podemos calcular la masa de oxígeno necesaria utilizando la ecuación A6.1

$$m = \frac{(104,33 \text{KPa}) * 0,0024 \text{m}^3}{0,2598 \frac{\text{KJ}}{\text{Kg.K}} * (298 \text{K})} = 0,003 \text{Kg.}$$

De allí se obtiene la masa de oxígeno igual a: 0,003 Kg. (3 g)

Teniendo en cuenta que son máximo 8 procesos de presurización se tiene que.

$$m_{total} = 8 * 0,003 \text{Kg} \quad (\text{Ec. A.8.2})$$

$$m_{total} = 0,024 \text{Kg}$$

El precio del kilogramo (fuerza) de oxígeno es de 1,00 BsF.

Se calcula el peso del oxígeno:

$$P_{\text{OXÍGENO}} = m_{total} * g \quad (\text{Ec. A.8.3})$$

$$P_{\text{OXÍGENO}} = 0,024 \text{Kg} * 10 \text{m/s}^2 = 0,24 \text{Kgf.}$$

De allí el costo asociado al oxígeno para utilizarlo como elemento de compresión en la cámara de la bomba peristáltica viene dado por la ecuación A5.4.

$$\text{Precio} = \frac{1,00 \text{BsF}}{\text{Kg}} * (0,24 \text{Kgf}) = 0,24 \text{BsF} = 24 \text{céntimos} \quad (\text{Ec. A.8.4})$$

A.8.3. Selección de la válvula reguladora de presión de un catálogo comercial

En el catálogo comercial suministrado por la distribuidora de equipos de manejo de gases The Harris Products Group (The Harris Products Group, 2008) (<http://www.harrisproductsgroup.com/pdf/catalogs/SGcatalog2008.pdf>) encontramos 6 modelos de uso frecuente:

- HP 701
- HP 702
- GP 401
- GP 402
- HP 704
- GP 404

Aplicando los criterios mencionados anteriormente, finalmente se seleccionó el modelo HP 702, cuyas características son las siguientes:

RANGO DE PRESIÓN DE ENTRADA: (0 – 3000 PSIG)

RANGO DEL MANÓMETRO EN LA ENTRADA: (0 – 4000 PSIG)

RANGO DE PRESIÓN DE ENTREGA: (0 – 15 PSIG)

RANGO DEL MANÓMETRO EN LA SALIDA: (30" Hg.Vac – 30 PSI/ 2 Bar)

Nº DE ETAPAS DE REDUCCIÓN DE PRESIÓN: 2

MATERIAL: Latón recubierto de cromo y diafragma de acero inoxidable.

A.8.4. ANÁLISIS DE RESULTADOS

De acuerdo con los requerimientos del sistema de bombeo peristáltico ($P_{\text{máx}}$: 33,3 KPa (4,8 Psi) y $P_{\text{mín}}$: 7,99 KPa (1,16 Psi)) se seleccionó la válvula HP 702 por las siguientes razones:

- La presión interna del cilindro está dentro del rango de presiones de entrada que maneja la válvula.
- El rango de presiones requeridas en la cámara está dentro del rango de presiones de salida que maneja la válvula.
- El material de construcción de la válvula tiene un alto grado de compatibilidad con el oxígeno.
- Debido a que la cámara debe presurizarse a una presión constante determinada se seleccionó una válvula de dos pasos. Esta mantiene su presión de entrega independientemente de la presión interna del cilindro.

- Debido a que las presiones requeridas son relativamente bajas, se seleccionó la válvula que, además de cumplir con los requerimientos, posee el menor rango de presiones de entrega.

A.8.5. CONCLUSIONES

El uso de un sistema de compresión por oxígeno satisface los requerimientos de las operaciones artroscópicas por las siguientes razones:

- Permite proporcionar las presiones de suministro necesarias para distender la cápsula articular. Mantiene estas presiones en un rango de valores que puede fijar previamente el operario. De esta manera se garantiza la seguridad de la operación, al no suministrar presiones excesivas en la articulación, y un control adecuado de la irrigación, al mantener el suministro por encima de un valor de presión mínimo prefijado, que depende de la presión diastólica del paciente.
- Conserva la esterilidad del fluido a suministrar debido a que se puede seleccionar una válvula con materiales de fabricación compatibles con el oxígeno.

De acuerdo con los cálculos realizados se determinó que la cantidad de oxígeno requerida para presurizar la cámara en el máximo valor de operación es relativamente baja y por lo tanto, los costos asociados a esto son bajos. Sin embargo, debido a que se requiere de una válvula de dos etapas (para mantener una presión de suministro constante hacia la cámara), la adquisición del sistema implica costos elevados. Estos resultan ser mucho mayores que los costos implicados en el sistema de compresión neumática directa. La diferencia radica en que el costo de la válvula supera con creces al costo del compresor utilizado en el sistema mencionado.