



**UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTÓNOMA DE MÉXICO**

**FACULTAD DE INGENIERÍA
DIVISIÓN DE INGENIERÍA MECÁNICA E
INDUSTRIAL**

***“SISTEMA DUPLICADOR DE FLUJO
PULSÁTIL PARA LA EVALUACIÓN
DE BIOPROTESIS CARDIACAS”***

**TESIS
QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO MECATRÓNICO
PRESENTA:
MIGUEL ÁNGEL ESPINOZA OSORIO**

**DIRIGIDA POR:
DR. LEOPOLDO RUIZ HUERTA**

MÉXICO, D.F. 2010





Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS Y DEDICATORIAS

A mis padres Pilar y Félix

Por su apoyo incondicional en mis estudios.

A mi director de tesis Leopoldo Ruiz

Por su confianza para colaborar en este proyecto.

A mis sinodales:

Dr. Gabriel Ascanio Gasca
Dr. Leopoldo González González
Dr. Alberto Caballero Ruiz
Dr. Vicente Borja Ramírez

Al Dr. José Sánchez Vizcaíno

Un especial agradecimiento por su asesoría en la parte de metrología.

A mis profesores de carrera

Dr. William Vicente Rodríguez
I.Q. Félix Nuñez Orozco
M. I. Antonio Zepeda Sánchez
Dr. Vicente Borja Ramírez
Dr. Leopoldo González González

A mis amigos de carrera

Raúl Castellanos Vera
Fernando López Caamal
Oscar Rojas Sánchez
Alejandra Vieyra Gómez
Sebastián Castelán Méndez

A mis amigos y compañeros del GMM

Angélica Zamora Vázquez
Germán Herrera Granados
Ares Gómez Gallegos
Ricardo Yáñez Valdez
Víctor Alfonso González Téllez

A CONACYT por el financiamiento al proyecto.

Índice:

INTRODUCCIÓN	4
1. ANTECEDENTES	6
1.1 Ciclo cardiaco	6
1.2 Disfuncionalidad en válvulas cardiacas	8
1.3 Prótesis de válvulas cardiacas	10
1.4 Bioprótesis de válvulas cardiacas desarrolladas en el INC	13
1.5 Evaluación de prótesis de válvulas cardiacas	14
2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	16
2.1 Generalidades	16
2.1.1 Duplicador de flujo pulsátil	16
2.1.2 Sistemas desarrollados por el GMM del CCADET	16
2.1.2.1 Sistema electroválvula-ventrículo	17
2.1.2.2 Sistema motor-pistón	18
2.2 Definición del problema	20
2.3 Objetivo	20
2.4 Alcances	21
2.5 Requerimientos y especificaciones	22
2.6 Recursos	22
3. DUPLICADOR DE FUJO PULSÁTIL	23
3.1 SISTEMA TANQUE	24
3.1.1 Diseño conceptual	24
3.1.2 Diseño de detalle	25
3.1.3 Dispositivo de cierre	28
4. SISTEMA DE BOMBEO	37
4.1 Diseño conceptual	37
4.2 Diseño de detalle	38
4.2.1 Propuesta para las compuertas de accionamiento	40
4.2.2 Modelo para una compuerta de esfera	45
4.3 Prototipo bomba de diafragma	48
5. SISTEMA LEVA-SEGUIDOR	58
5.1 Diseño de levas	58
5.1.1 Dimensionamiento de levas	61
5.2 Diseño sistema Leva-seguidor	63
5.2.1 Análisis cinemático de la leva	63
5.2.2 Dimensionamiento y perfil de la leva	69
5.2.3 CAD de la leva	70
5.2.4 CAM y manufactura de la leva	72
5.2.5 Mecanismo leva-seguidor	74
RESULTADOS Y CONCLUSIONES	82

INTRODUCCIÓN

Partiendo del vínculo entre ingeniería y medicina en la colaboración para la investigación, fabricación y aplicación de la tecnología médica en el sector salud, el Instituto Nacional de Cardiología (INC) y la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM) establecieron un convenio para la evaluación de bioprótesis de válvulas cardíacas desarrolladas en el INC. Como resultado de esa colaboración se desarrollaron dos sistemas de evaluación: uno neumático, Sistema Electroválvula-ventrículo, y otro electromecánico, Sistema Motor-pistón.

Dichos equipos emplean la Norma Oficial Mexicana NOM-063-SSA1-1993 que establece las especificaciones sanitarias de las válvulas cardíacas y las condiciones en las que éstas deben ser evaluadas. Así, el INC busca cumplir con dichas disposiciones para certificar las bioprótesis cardíacas que fabrica.

La realización de este trabajo comprende el diseño de un sistema duplicador de flujo pulsátil partiendo de la experiencia de dos duplicadores anteriormente desarrollados por el Grupo de Micromecánica y Mecatrónica (GMM) del Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico (CCADET). Pretendiendo así, investigar alternativas de solución a los inconvenientes detectados en la operación de los mismos.

También, se plantea utilizar una diferente característica de bombeo basada en un mecanismo de leva-seguidor, así como incorporar nuevas propuestas que contribuyan al mejoramiento del proceso de evaluación de las bioprótesis de válvulas cardíacas.

La presentación de este trabajo se desglosa en V capítulos. El capítulo I de antecedentes, describe el funcionamiento del ciclo cardíaco y expone un breve relato histórico de la evolución de las prótesis valvulares cardíacas, así como algunos aspectos de evaluación y aprobación de dichas prótesis en México.

El capítulo II describe el funcionamiento y desempeño de los duplicadores construidos anteriormente, mencionando sus ventajas e inconvenientes, y se explica la necesidad presente para realizar una nueva versión. Así pues, se plantea el problema a resolver, se define el objetivo y los alcances, del mismo modo se enuncian los requerimientos, especificaciones y los recursos utilizados para hacer posible la elaboración de este trabajo.

El capítulo III presenta de manera esquemática el principio de operación del Duplicador de flujo pulsátil, compuesto principalmente por un “Sistema tanque”, un “Sistema de bombeo” y un “Sistema leva-seguidor”.

Asimismo, se describe el trabajo concerniente al Sistema tanque, describiendo su función, configuración, geometría y el material sugerido para su construcción. Además se establece la propuesta para el cierre del tanque basada en un arreglo de broches de tracción, reportando el prototipo construido para la caracterización de los mismos.

El capítulo IV contiene el diseño del Sistema de bombeo. En esta sección se explica la razón de integrar un principio de membrana deformante frente a una configuración de pistón, principios utilizados en los duplicadores anteriores.

Se tiene también el diseño propuesto para las compuertas que controlan el accionamiento de la prótesis dentro del sistema bajo un modelo de esfera, buscando así mejorar la capacidad de respuesta y las características de flujo en el Duplicador. Asimismo, se presenta el prototipo construido para probar el funcionamiento de dicho modelo.

En el capítulo V se plantea el Sistema de accionamiento basado en una configuración de leva-seguidor, exponiendo su cualidad para reproducir trayectorias flexibles y de esta manera ampliar las características de evaluación para diferentes relaciones de la fase sístole y diástole del ciclo cardiaco.

Se expone también los aspectos más relevantes sobre el diseño de levas, mismos a considerar en el análisis y la construcción de la leva para el mecanismo leva-seguidor; haciendo uso del *software* Dynacam para el análisis cinemático y dinámico de la leva y herramientas CAD-CAM para la manufactura de la misma. Posteriormente es presentado el mecanismo leva-seguidor construido para validar su funcionamiento.

Finalmente, se encuentra un apartado de pruebas y resultados, así como las conclusiones correspondientes donde se discuten los resultados obtenidos de este proyecto de tesis y se establece los trabajos a futuro que serán los siguientes pasos para continuar con la línea de desarrollo concerniente a la evaluación de bioprótesis de válvulas cardiacas.

1. Antecedentes

A continuación se describe el ciclo cardiaco del corazón y se presenta una revisión general de los aspectos esenciales para el desarrollo de este trabajo.

1.1 Ciclo cardiaco

El corazón es una bomba muscular cuya función de impulsar la sangre por todo el sistema circulatorio es fundamentalmente mecánica. En el interior del corazón hay cuatro cámaras; un tabique muscular (1 de la figura 1.1) lo divide en un lado derecho y un lado izquierdo [1].

El lado derecho del corazón constituido por la aurícula derecha y el ventrículo derecho (2 y 4, respectivamente de la figura 1.1), reciben sangre desoxigenada o venosa mostrada en color azul, a través de las venas cava inferior y superior (1 y 3), y la bombea hacia los pulmones para oxigenarla.

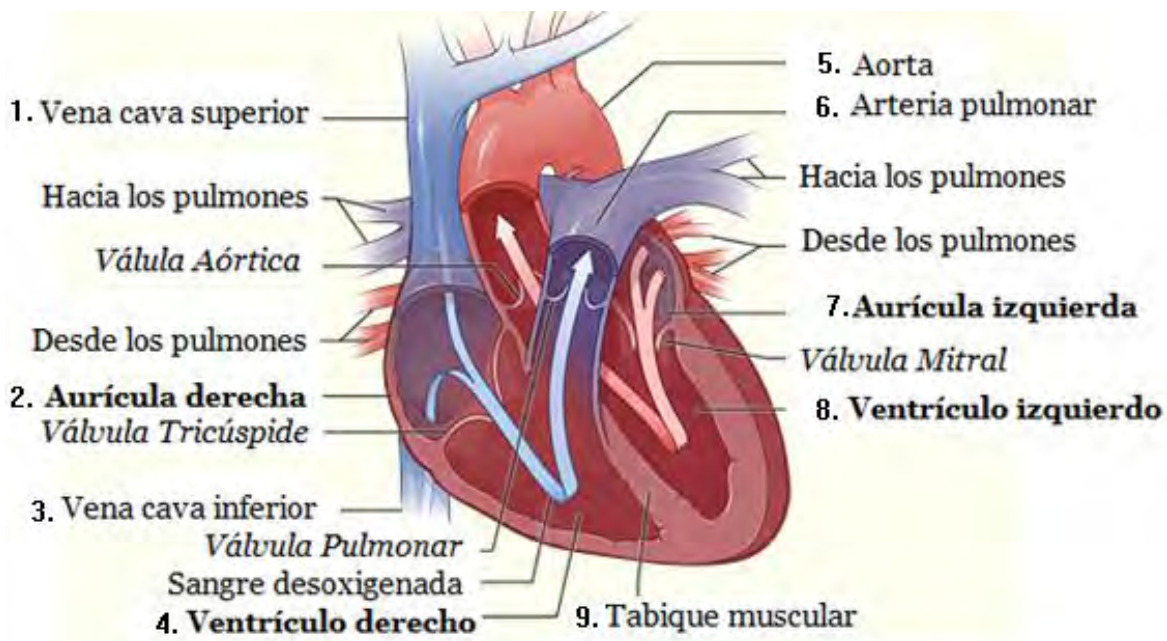


Figura 1.1. Ciclo cardiaco del corazón humano [1].

El lado izquierdo del corazón constituido por la aurícula izquierda y el ventrículo izquierdo (7 y 8, respectivamente de la figura 1.1), reciben sangre oxigenada o arterial, en rojo, a través de las venas pulmonares y la bombea por la aorta (5) para distribuirla por todo el organismo.

El corazón tiene cuatro válvulas: tricúspide, pulmonar, mitral y aórtica (Figura 1.2) que actúan como compuertas y se abren en un solo sentido entre las distintas cámaras; Las hojas de las válvulas son tejidos flexibles que se abren y se cierran a medida que el corazón se contrae o se dilata [1].

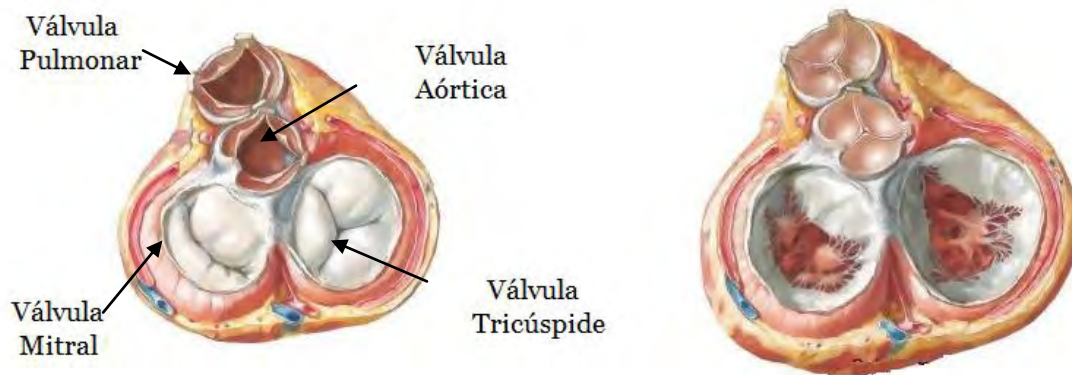


Figura 1.2 válvulas del corazón.

La aurícula y el ventrículo de cada lado presentan comunicación auriculoventricular por medio de las válvulas tricúspide y mitral. Las aurículas son cámaras receptoras que bombean sangre a los ventrículos, los cuales son las cámaras de descarga. Sus capacidades se detallan en la tabla 1 [18].

Cavidad	Capacidad [ml]
Aurícula izquierda	35-45
Aurícula derecha	40-60
Ventrículo izquierdo	40-60
Ventrículo derecho	50-70

Tabla 1. Capacidades de las cavidades del corazón [18].

Las acciones sincrónicas de bombeo de las dos bombas auriculoventriculares del corazón constituyen el ciclo cardiaco. Este comienza con un periodo de relajación ventricular (diástole) y termina con otro de contracción ventricular (sístole) [2].

Una corriente de sangre oxigenada llega a la aurícula izquierda, mientras que en la aurícula derecha, llega otra corriente de sangre desoxigenada, después de lo cual ambas se llenan permitiendo una contracción que produce el paso del flujo sanguíneo por las válvulas mitral y tricúspide, llenando los ventrículos izquierdo y derecho respectivamente [2]. Esta es la fase diástole del ciclo y se corresponde a los pasos a y b de la figura 1.3.

Mediante impulsos eléctricos producidos por el miocardio, las válvulas mitral y tricúspide se cierran y simultáneamente se produce la contracción ventricular, abriéndose las válvulas pulmonar y aórtica para permitir el paso de sangre del ventrículo derecho a la arteria pulmonar y del izquierdo a la arteria aorta [2]. Esta es la fase sístole del ciclo y se muestra en los pasos c y d de la figura 1.3.

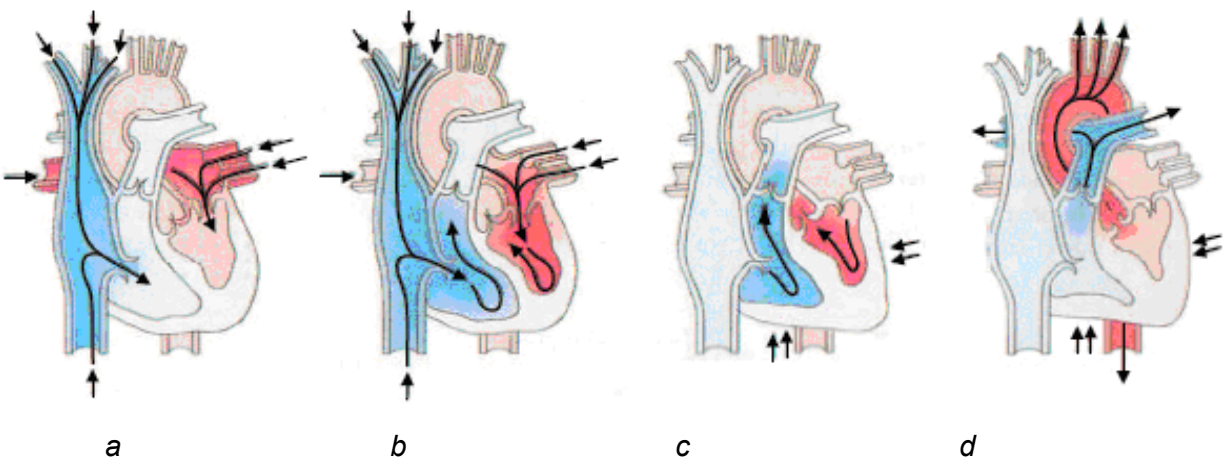


Figura 1.3 Fases del ciclo cardíaco: (a) y (b) Fase diástole; (c) y (d) Fase sístole [18].

El nódulo sinusal es el marcapasos del corazón. Este nódulo regula los impulsos para la contracción y manda aproximadamente 70 pulsos por minuto en la mayoría de las personas bajo condiciones normales.

1.2 Disfunciones de válvulas cardíacas

Las válvulas cardíacas poseen propiedades anatómicas específicas. Cuando una válvula deja de funcionar como originalmente lo hacía en una persona sana, se presentan defectos valvulares y en consecuencia enfermedades sanguíneas.

Las válvulas cardíacas pueden tener una formación anormal por un defecto de nacimiento. Pueden sufrir daños o heridas debido a una fiebre reumática, infección, a condiciones heredadas, al envejecimiento y a los ataques al corazón [1].

Las válvulas aórtica y mitral, son por lo general, las más afectadas. Independientemente de la causa, la válvula cardíaca puede volverse estenótica (la abertura de la válvula se vuelve más estrecha) o incompetente (cuando no se cierra por completo) como se observa en la figura 1.4 [1].

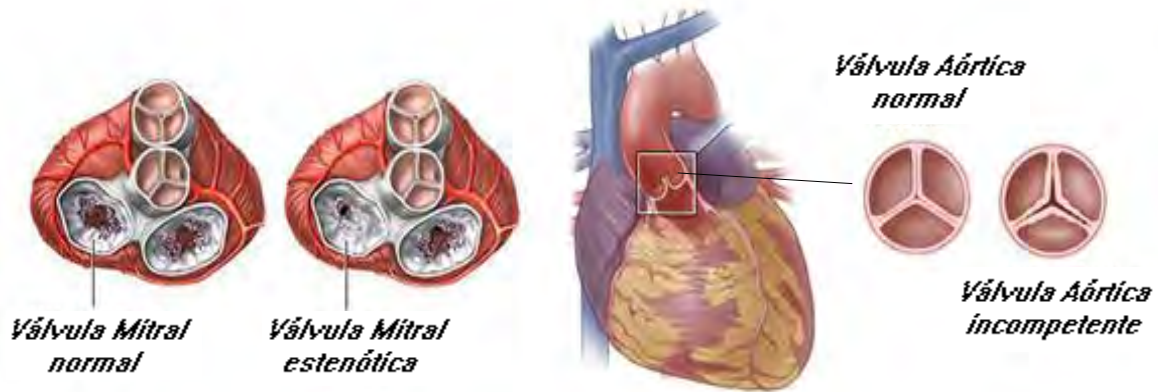


Figura 1.4 Disfunciones de válvulas cardíacas.

La estenosis valvular obliga al corazón a trabajar más para bombear sangre y hacer que pase por la abertura estrecha. Una válvula incompetente, por otra parte, permite que la sangre vuelva hacia atrás a través de ella una vez que se cerró. En ambos casos, el corazón debe esforzarse más para cubrir las necesidades del organismo y compensar las condiciones generadas por la estenosis o la insuficiencia [1].

Este esfuerzo excesivo puede debilitar al corazón y hacer que se agrande y genere diferentes síntomas. Algunos de estos síntomas son dolores de pecho, falta de aire, mareos, desmayos, cansancio crónico e hinchazón de los pies y piernas [1].

Con una cuidadosa supervisión médica, muchas personas que padecen una enfermedad cardíaca llevan una vida razonablemente normal recurriendo a medicación. No obstante, cuando el tratamiento médico no está indicado o es peligroso o ineficaz, el médico, puede recomendarle una intervención quirúrgica para reparar o sustituir la válvula o válvulas dañadas [5].

1.3 Prótesis de válvulas cardíacas

Basándose en el hecho de que las válvulas tienen una función pasiva, es decir, que se mueven con el cambio de presiones de las diferentes cámaras del corazón, se han venido ofreciendo diversos diseños de prótesis. Originalmente se intentó reproducir la anatomía de las válvulas cardíacas con materiales diversos que no fueron resistentes o que no eran compatibles con la sangre. Posteriormente aparecieron los modelos aceptados de válvulas artificiales, primeramente mecánicas y después biológicas.

Prótesis mecánicas:

La Válvula jaula-bola fue la primer prótesis valvular, desarrollada por Charles Hufnagel en el año 1947 [11]. Con el mismo diseño, la prótesis Starr-Edwards (Figura 1.5) consta de jaula y anillo de aleaciones metálicas, bola y revestimiento para sujeción de polímeros sintéticos; el anillo de diámetro menor a la bola permite el cierre al paso de la sangre cuando la bola es arrastrada hacia el extremo del anillo.

Cuando el flujo es en sentido contrario, la fuerza de arrastre mueve a la bola hacia el otro extremo dejando pasar el fluido por los costados de la misma.



Figura 1.5 Prótesis jaula de bola, Starr Edwards [2].

Después apareció la válvula de disco pivotante, con el propósito de mejorar la velocidad de flujo y atenuar el efecto obstrusor del mecanismo jaula-bola.

Esta válvula está compuesta por un anillo con dos sujetadores y un disco de aleaciones metálicas. El disco metálico de diámetro poco menor que el del anillo, se coloca entre los sujetadores del anillo, a los cuales utilizaba como eje de apoyo.

Para el flujo a favor, el disco es empujado por la sangre, la cual fluye por las dos caras del disco, en contra flujo, el disco gira en torno a su eje de apoyo hasta toparse con el anillo y cerrar el orificio valvular.

En la figura 1.6 se muestra el diseño fabricado por Bjork-Shiley en 1969, prótesis retirada del mercado en 1988 por la frecuencia elevada de accidentes por fallos de desprendimiento de la prótesis, aún cuando su movimiento hidrodinámico y su durabilidad parecían adecuados [11].



Figura 1.6 Prótesis de disco pivotante, Bjork-Shiley [2].

La válvula de doble hemidisco se introduce a lo largo de los años setentas con el concepto de flujo central que significa una hemodinámica más parecida a la fisiológica.

Esta cuenta con un anillo y dos semidiscos de aleaciones metálicas, y revestimiento para sujeción de polímeros sintéticos (Figura 1.7) introducida por St. Jude Medical en 1977.



Figura 1.7 Prótesis de doble hemidisco, St. Jude Medical [5].

Prótesis biológicas:

El uso de sustitutos mecánicos de válvulas provoca que los pacientes dependan de anticoagulantes, lo cual ocasiona muchas complicaciones [15].

Los sustitutos biológicos han sido aceptados como alternativas satisfactorias para reemplazar a las prótesis mecánicas, ya que tienen la ventaja de presentar un flujo central sin obstrucción. Esto reduce las complicaciones trombo-embólicas y evita la dependencia de los anticoagulantes; Sin embargo, llegan a calcificarse, principalmente en pacientes jóvenes [15].

Estas prótesis son fabricadas principalmente con un anillo de aleación metálica, tres valvas de pericardio y revestimiento de polímeros sintéticos para su sujeción. El principio de funcionamiento es controlado por la dirección de flujo que rige el cierre o la abertura de las valvas.

Una de las primeras válvulas de este tipo es la válvula de pericardio porcino (Figura 1.8), implantada por primera vez en 1965. Más tarde se observó que presentaban una alta incidencia de degeneración precoz con escasa durabilidad [15].



Figura 1.8 Válvula de pericardio porcino.

En la década de los setenta se desarrollaron las válvulas de pericardio bovino que logra tener una buena hemodinámica y una durabilidad mayor que la válvula de porcino. En la figura 1.9 se muestra una válvula de este tipo llamada de Carpentier- Edwards [15].



Figura 1.9 Válvula de pericardio bovino.

1.4 Bioprótesis de válvulas cardiacas desarrolladas en el INC.

La especialidad de cardiología en México tiene un desarrollo significativo desde la fundación del Instituto Nacional de Cardiología (INC) en 1944. A través de los años se logró desarrollar la técnica en la fabricación de prótesis de válvulas cardiacas, y no fue sino hasta 1973 cuando se adquirieron los instrumentos especializados necesarios para tal fin, convirtiéndose en la única institución que fabrica prótesis del corazón en nuestro país [2].

Actualmente, en México se implementan alrededor de 400 prótesis de válvulas cardiacas de tipo biológico [13]. El INC cuenta con un departamento de Bioprótesis de válvulas cardiacas, en donde se elaboran y evalúan las prótesis biológicas que desarrolla.

Se fabrican a partir de válvulas de corazón de cerdo y pericardio bovino; constan de tres valvas que abren y cierran con cada ciclo. El proceso consiste en adquirir corazones bovinos o porcinos, según sea el caso; en el laboratorio, se extraen las válvulas, se limpian, seleccionan las piezas no dañadas, se realiza un proceso parecido al de curtido de las pieles (tanización); se esterilizan y cortan los segmentos especiales para, finalmente montarlos sobre un anillo metálico, analizarlos y almacenarlos a temperatura ambiente en una base de glicerol para su conservación (Figura 1.10) [13].



Figura 1.10 Bioprótesis de válvula cardíaca.

1.5 Evaluación de prótesis de válvulas cardiacas.

Para garantizar el buen funcionamiento de las bioprótesis de válvulas cardiacas que el INC fabrica, es necesario valerse de equipos capaces de simular las características del ciclo cardíaco en donde estarán operando, para ello, el INC busca cumplir con la Norma Oficial Mexicana NOM-063-SSA1-1993 que establece las especificaciones sanitarias de las válvulas cardiacas.

Esta Norma Oficial Mexicana especifica el método de prueba *in Vitro* y hace recomendaciones con respecto a las características de funcionamiento del equipo que ha de usarse para determinar las propiedades biológicas y mecánicas de los

sustitutos de válvulas cardiacas de todos tipos y los materiales de los cuales están hechas.

Las pruebas *in Vitro*, comprenden el accionamiento de la prótesis por medio de un duplicador de flujo pulsátil, instrumento que se encarga de enviar a la prótesis un flujo pulsátil que simule la actividad del corazón humano estándar [9].

2. Planteamiento del problema

2.1 Generalidades

Hoy en día, el reemplazo de válvulas cardíacas es considerado una práctica común en todo el mundo; por lo que, la evaluación y certificación de las mismas es un factor importante para garantizar un buen comportamiento durante su implante.

Actualmente, el Instituto Nacional de Cardiología y la UNAM mantienen colaboración en el desarrollo de tecnología Mexicana aplicada a la evaluación de bioprótesis de válvulas cardíacas.

2.1.1 Sistema duplicador de flujo pulsátil

El análisis del funcionamiento de los sustitutos de válvulas cardíacas en el cuerpo humano es complejo. Dada esta dificultad sigue considerándose una opción muy conveniente, visualizar y evaluar el funcionamiento de dichas válvulas a través de dispositivos experimentales [17].

Un sistema duplicador de flujo pulsátil es un instrumento que replica el ambiente fisiológico de una válvula cardíaca en el corazón y su funcionamiento consiste en enviar flujo pulsátil a una prótesis valvular cardíaca para su evaluación.

2.1.2 Sistemas desarrollados por el GMM del CCADET.

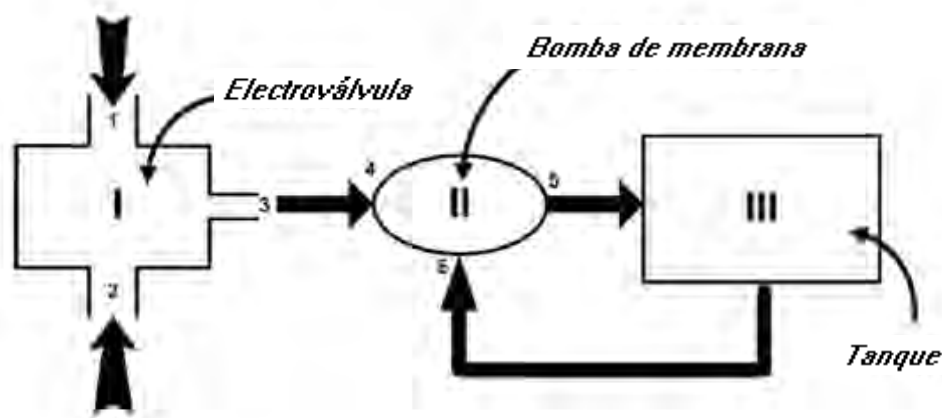
En 2006 se construyeron dos probadores de válvulas protésicas, los cuales fueron diseñados paralelamente con principios de funcionamiento diferente con la intención de evaluarlos y determinar la mejor alternativa. Finalmente, se construyeron los dos probadores ya que de forma conjunta lograban cumplir con las especificaciones de frecuencia y volumen variable establecidas en la NOM.

A continuación se describen los dos sistemas que se desarrollaron, uno neumático: Sistema electroválvula-ventrículo y otro electromecánico: Sistema motor- pistón.

2.1.2.1 Sistema electroválvula-ventrículo.

El Sistema electroválvula-ventrículo mostrado esquemáticamente en la Figura 2.1, tiene como accionamiento de operación, una electroválvula (I), la cual recibe dos diferentes flujos de aire. Uno de impulsión (presión positiva) y otro de vacío (puntos 1 y 2 respectivamente del diagrama). La función de la electroválvula es alternar estos dos flujos de aire de tal forma que en su salida (punto 3) cambie su régimen de vacío a impulsión a una frecuencia específica [4].

Posteriormente, la electroválvula está conectada a una bomba de membrana (II), la cual mediante fluctuaciones de presión negativa y positiva, genera un flujo pulsátil succionando líquido de un tanque de pruebas (III) y enviándolo nuevamente al tanque para accionar la prótesis [4].



2.1. Esquema del Sistema Electroválvula-Ventrículo [4].

La principal ventaja del sistema es variar la frecuencia a una resolución de un latido por minuto. En la figura 2.2 se visualiza el equipo físico electroválvula-ventrículo.

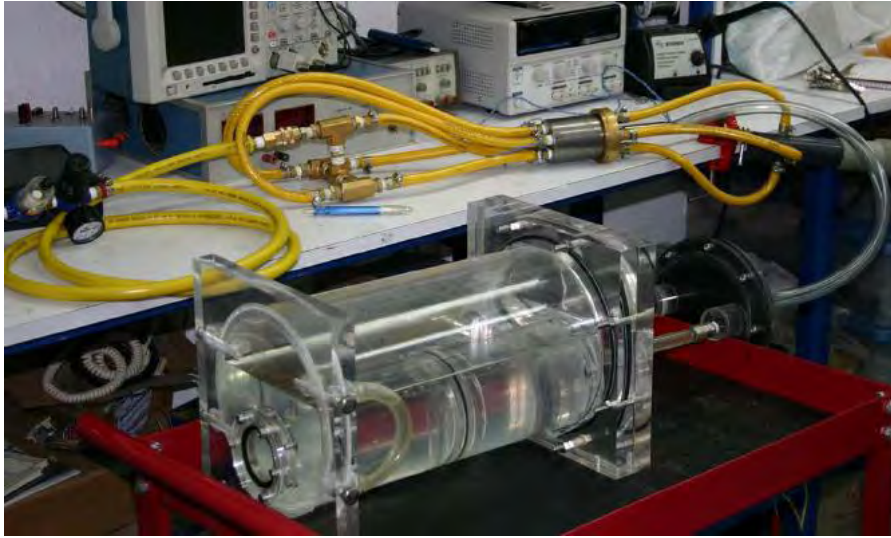


Figura 2.2 Equipo Electroválvula-ventrículo [4].

2.1.2.2 Sistema motor-pistón

El sistema electroválvula-ventrículo carecía de la característica de variar el volumen enviado a la prótesis, por lo que se desarrolló un Sistema motor-pistón que cumpliera con dicha característica mediante un mecanismo de biela-manivela.

En el funcionamiento del Sistema motor-pistón esquematizado en la Figura 2.3, el motor a pasos (I) es el actuador principal; el motor acciona un mecanismo biela-manivela (II), el cual transforma el movimiento circular del motor en desplazamiento lineal que transfiere a la bomba de pistón (III) para producir flujo pulsátil dentro de un tanque (IV). Un movimiento continuo del motor, genera un desplazamiento alternativo del pistón, lo cual se refleja en un volumen desplazado por ciclo. Con la determinación del número de pasos del motor, es posible variar el volumen. [4].

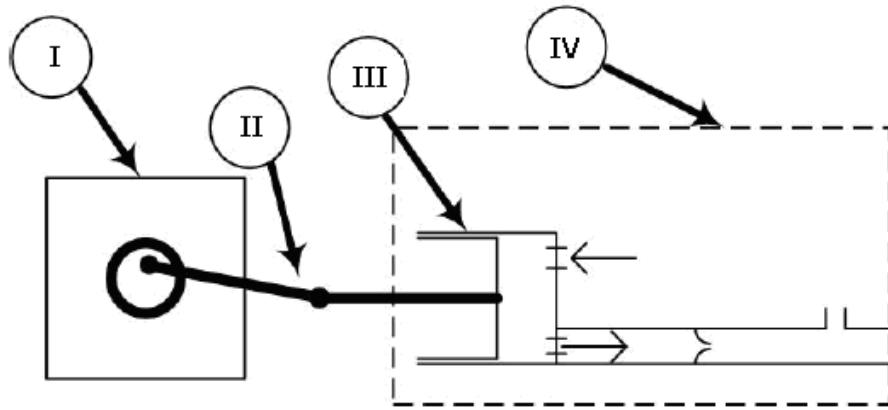


Figura 2.3 Esquema del Sistema Motor-Pistón [4].

En la (Figura 2.4) se muestra el equipo motor-pistón construido.

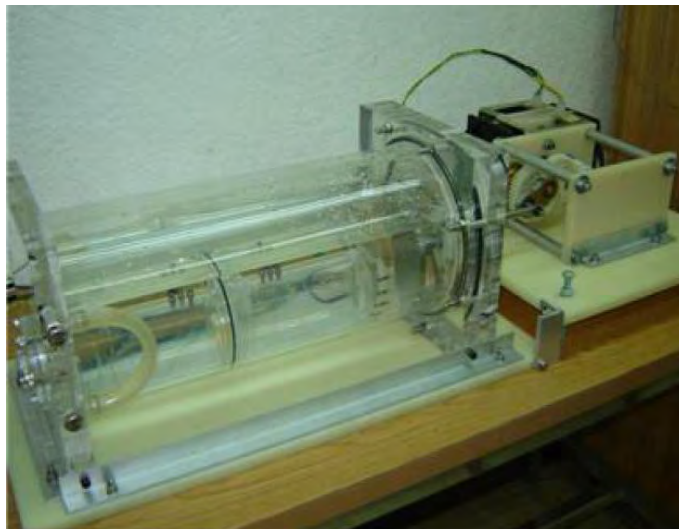


Figura 2.4 Equipo motor-pistón [4].

El Sistema motor-pistón permite la variación de volumen enviado a la prótesis valvular mediante la programación del motor a pasos; para esto se posiciona el mecanismo en un punto de referencia y mediante una tabla de posición se determina el número de pasos necesarios para obtener el volumen de trabajo deseado.

2.2 Definición del problema

El departamento de bioprótesis del INC tiene en sus instalaciones los dos sistemas desarrollados por el GMM del CCADET de la UNAM para evaluar sus bioprótesis de válvulas cardiacas. En el proceso de evaluación se han identificado inconvenientes en el desempeño de los equipos:

- Se ha observado impráctico el sistema cierre del tanque dispuesto mediante tornillos, la operación resulta laboriosa al momento de intercambiar la válvula protésica. Asimismo, los tornillos son elementos vulnerables a la contaminación de partículas que dificultan su proceso de esterilización.
- En ambos sistemas se encuentran inconvenientes en el sellado, la capacidad de respuesta y el reflujo en las compuertas de columpio de impulsión y succión que gobiernan el accionamiento de la prótesis dentro de los tanques.
- Por otro lado, aunque los dos mecanismos de bombeo, electroválvula y biela-manivela, han demostrado tener la capacidad de desarrollar evaluaciones a frecuencias dentro del rango establecido en la NOM, incluso de variar el volumen en el caso del sistema motor-pistón, sus funcionamientos de carga y descarga llevan a la idea de explorar un nuevo mecanismo que reproduzca perfiles de desplazamiento más cercanos al flujo sanguíneo del ciclo cardiaco y que además amplíe los horizontes en la evaluación de válvulas cardiacas, específicamente en la característica de variar la relación sístole-diástole que la NOM establece.

Conociendo así las ventajas y desventajas de los dos duplicadores descritos, es posible explorar nuevas alternativas que conduzcan a una evaluación más fidedigna de las bioprótesis de válvulas cardiacas.

Es de esta manera como surge la necesidad de realizar un nuevo sistema duplicador de flujo pulsátil que conserve los aspectos positivos de las dos versiones anteriores e incorpore nuevas propuestas de solución para los problemas observados en ellos.

2.3 Objetivo

“Proponer y desarrollar un nuevo sistema duplicador de flujo pulsátil para la evaluación de bioprótesis de válvulas cardiacas”

2.4 Alcances

- Identificar áreas de oportunidad en los dos equipos anteriormente desarrollados en el GMM del CCADET.
- Realizar una nueva propuesta para el tanque que se ha venido manejando en los dos equipos anteriores, incluyendo una alternativa de solución para el sistema cierre del mismo.
- Realizar un diseño de sistema de bombeo y proponer una alternativa de solución para el conjunto de compuertas de impulsión y succión que controlan el accionamiento de la válvula protésica.
- Explorar un mecanismo de accionamiento para el duplicador que permita ampliar las características de evaluación de las válvulas protésicas.
- Construir un prototipo para evaluar el funcionamiento de dichas propuestas.

2.5 Requerimientos

- Diseño sencillo, de manufactura y ensamble convenientes a la infraestructura del CCADET.
- Practicidad en el sistema de cierre del Tanque.
- Capacidad de respuesta adecuada en las compuertas de accionamiento a las frecuencias que especifica la NOM.
- Característica en el mecanismo de accionamiento para reproducir perfiles acordes a los desplazamientos del flujo sanguíneo, así como tener la cualidad para variar la relación sístole-diástole del ciclo cardiaco.

2.6 Especificaciones:

- Reducir el tiempo de operación del sistema de cierre del Tanque anterior.
- Variación de ciclos por minuto de la bradicardia severa (20 cpm) hasta la taquicardia severa (200 cpm).
- Variación en la relación sístole-diástole: en la bradicardia de $35 \pm 5\%$ del tiempo total del ciclo para la fase sistólica, de $45 \pm 5\%$ para la frecuencia normal y de 50% para la taquicardia.

2.7 Recursos

- *Software* de diseño asistido por computadora (*SolidWorks*).
- *Software* de manufactura asistida por computadora (*VisiCam*).
- Máquina de control numérico Dyna modelo 1007.
- Máquinas herramienta (torno y fresa).
- Instrumentos de Metrología (vernier, maestro de alturas, etc.).
- Herramientas de Taller en general.
- Financiamiento del proyecto CONACYT N° 103466. Diseño de un Sistema de Bombeo para la evaluación de bioprótesis cardíacas.

3. Sistema duplicador de flujo pulsátil

Como se mencionó anteriormente en 2.1.1, un duplicador de flujo pulsátil es un instrumento que replica el ambiente fisiológico de una válvula cardiaca en el corazón y su funcionamiento, en nuestro caso, consiste en enviar flujo pulsátil a una prótesis valvular cardiaca para su evaluación.

El diseño inicia con la identificación de los sistemas que lo integran, así como la asociación entre cada uno de ellos. De tal manera, para reproducir la fase sístole y diástole del ciclo cardiaco, el duplicador de pulso se encuentra conformado por tres sistemas principales esquematizados en la figura 3.1. Donde (I) representa al Sistema tanque donde se monta y prueba la válvula cardiaca, el accionamiento de la válvula se produce a través del flujo pulsátil realizado por un Sistema de bombeo (II), accionado a su vez por un Sistema leva-seguidor (III) que genera un movimiento alternante.

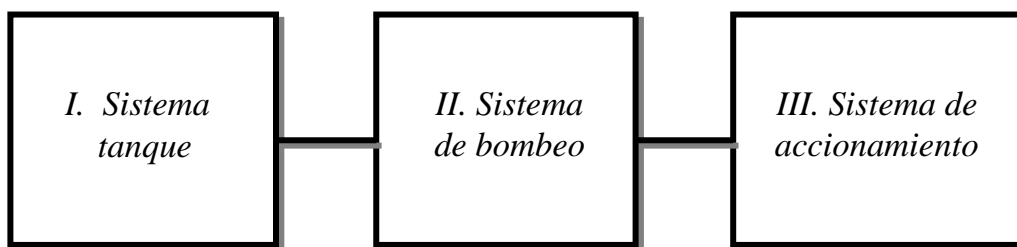


Figura 3.1 Sistemas funcionales del Duplicador de pulso cardiaco.

Cada uno de estos sistemas será expuesto detalladamente en adelante. Primeramente, en este capítulo se presenta el desarrollo del Sistema tanque. Posteriormente, en los capítulos IV y V serán presentados el Sistema de bombeo y el Sistema de accionamiento, respectivamente.

3.1 Sistema tanque

3.1.1 Diseño conceptual

El diseño tuvo como base el tanque desarrollado anteriormente por el GMM. El proceso comenzó con la definición de los parámetros de diseño que buscaría cumplir el nuevo Tanque, los cuales fueron los siguientes:

- Mayor rigidez
- Sistema de cierre de fácil operación
- Empleo de materiales con características de esterilización
- Sencillez en la manufactura y ensamble

En el Sistema tanque se mantiene la configuración con la que se disponía, compuesta de una cámara interna y otra externa como se observa en la figura 3.2, buscando así, conservar un flujo unidireccional para el accionamiento de la válvula cardíaca.

Las compuertas unidireccionales de impulsión y succión (figura 3.2), detalladas en 4.2.1, están dispuestas de tal forma que en la etapa de impulsión, el líquido que ingresa al tanque, lo hace por la cámara interna logrando la apertura de la válvula cardíaca (fase sístole). En la etapa de succión se extrae líquido del tanque en una misma cantidad por la cámara externa, logrando así un circuito cerrado para el líquido de prueba.

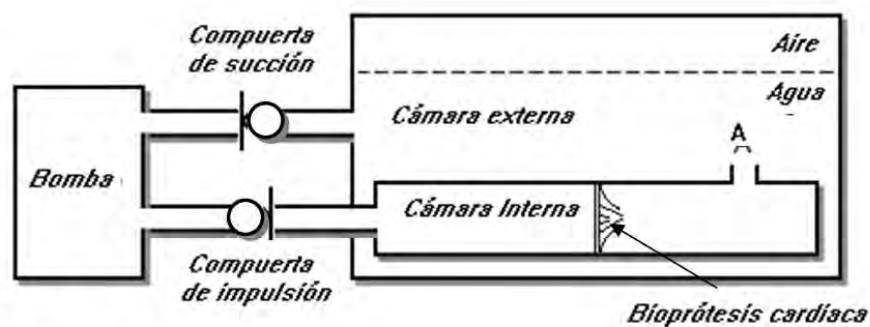


Figura 3.2 Esquema del Sistema Tanque.

Esquemáticamente, dentro del tanque se encuentra una columna de agua que simula la presión estática a la cual estará sometida la válvula cardíaca, además se cuenta con un espacio de aire que hace posible el efecto de complianza,

propiedad que proporciona al sistema la capacidad de almacenar energía y devolverla como lo hacen los grandes vasos sanguíneos [4]. Gracias a la compresibilidad de aire se logra almacenar energía y devolverla con su expansión cuando exista una reducción en la presión. Esta etapa concierne a la fase diástole del ciclo cardíaco en donde se cierra la válvula cardíaca.

3.1.2 Diseño de detalle

Para la realización del modelo en CAD (*Computer Aided Design*) del tanque se utilizó el *software* de diseño SolidWorks. Además, se dispuso de los archivos en CAD concernientes a la versión anterior del tanque.

El resultado del modelo del tanque se muestra en la figura 3.3. En donde se observa la cámara interna y externa, la disposición de las boquillas de impulsión y succión, las mangueras comunicantes que permitirán la regulación de presión dentro del tanque y los sensores para la medición de la presión del flujo antes y después de atravesar la prótesis cardíaca.

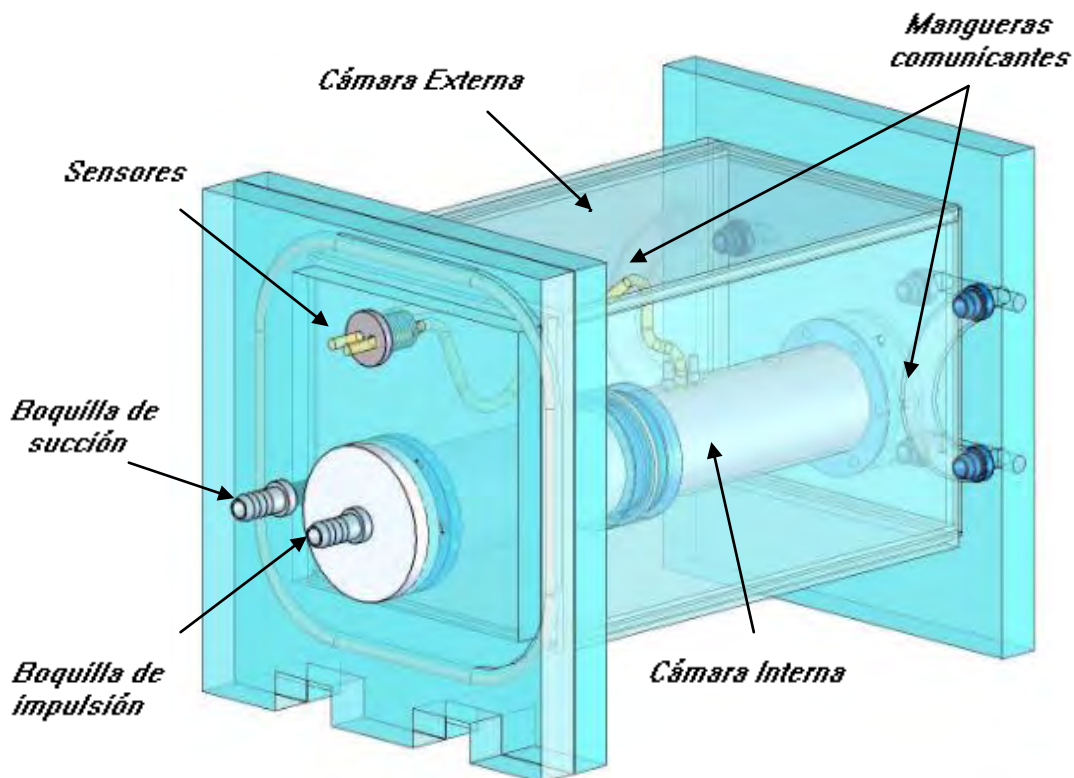


Figura 3.3 Modelo CAD del Sistema tanque

Como se aprecia, la estructura de la cámara externa se diseña de forma cuadrada para facilitar su manufactura y ensamble, y así evitar el proceso de termoformado utilizado en los tanques anteriores de forma cilíndrica, obtenida a partir de una lámina rolada en donde el proceso es delicado y complicado para conseguir una forma cilíndrica uniforme.

En la figura 3.4 se muestra la vista explosionada de la cámara externa constituida por los siguientes componentes: tapa salida (1), tapa frontal (2), sello (3), tapa media (4), pared-cuadrado (5), tapa posterior (6), empaque-lente (7) y mirilla (8).

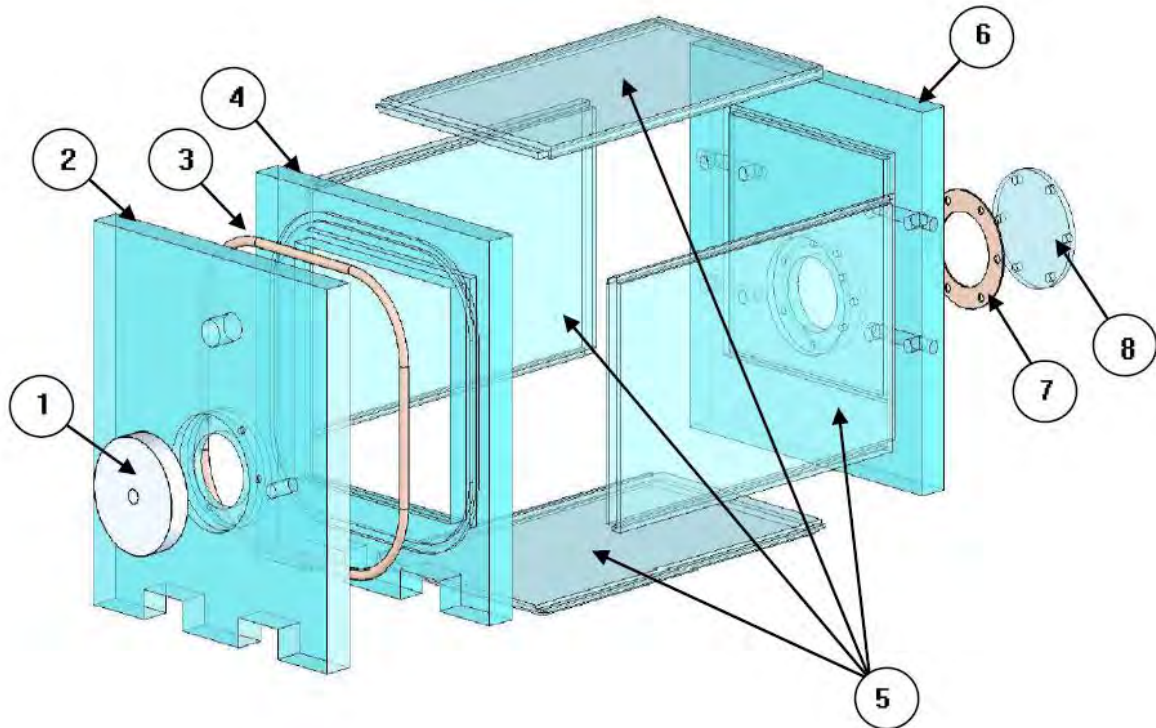


Figura 3.4. Partes componentes de la estructura externa.

El cierre se realiza entre la tapa frontal y la tapa media empleando un arreglo de broches de tracción, los cuales serán detallados en 3.1.3. Las paredes-cuadrado se unen mediante adhesivo (óxido de metilo) para formar una cámara cuadrada, la cual se une también con adhesivo a la tapa media y la tapa posterior. Por otra parte, la mirilla se ensambla a la tapa posterior mediante una configuración de brida, por medio de este elemento será posible visualizar el funcionamiento de la prótesis en todo momento.

En cuanto al sello cuadrado, se diseña para ser adaptado a partir de un sello circular comercial considerando únicamente su perímetro y su diámetro transversal. El material para el sello y los empaques se sugieren de silicón por ser un material con característica de esterilización.

Por otra parte, en la figura 3.5 se muestran las piezas que componen la cámara interna en la cual se coloca la válvula cardíaca para su evaluación, en sus extremos se tienen bridas (9 en la figura 3.5) que se sujetan a la tapa frontal y a la tapa posterior a través de tornillos

La prótesis cardíaca (15) se coloca entre dos tubos (10) y sujeta con dos discos (12) empalmados mediante dos coples (11), una pieza con rosca (14) y un empaque (13).

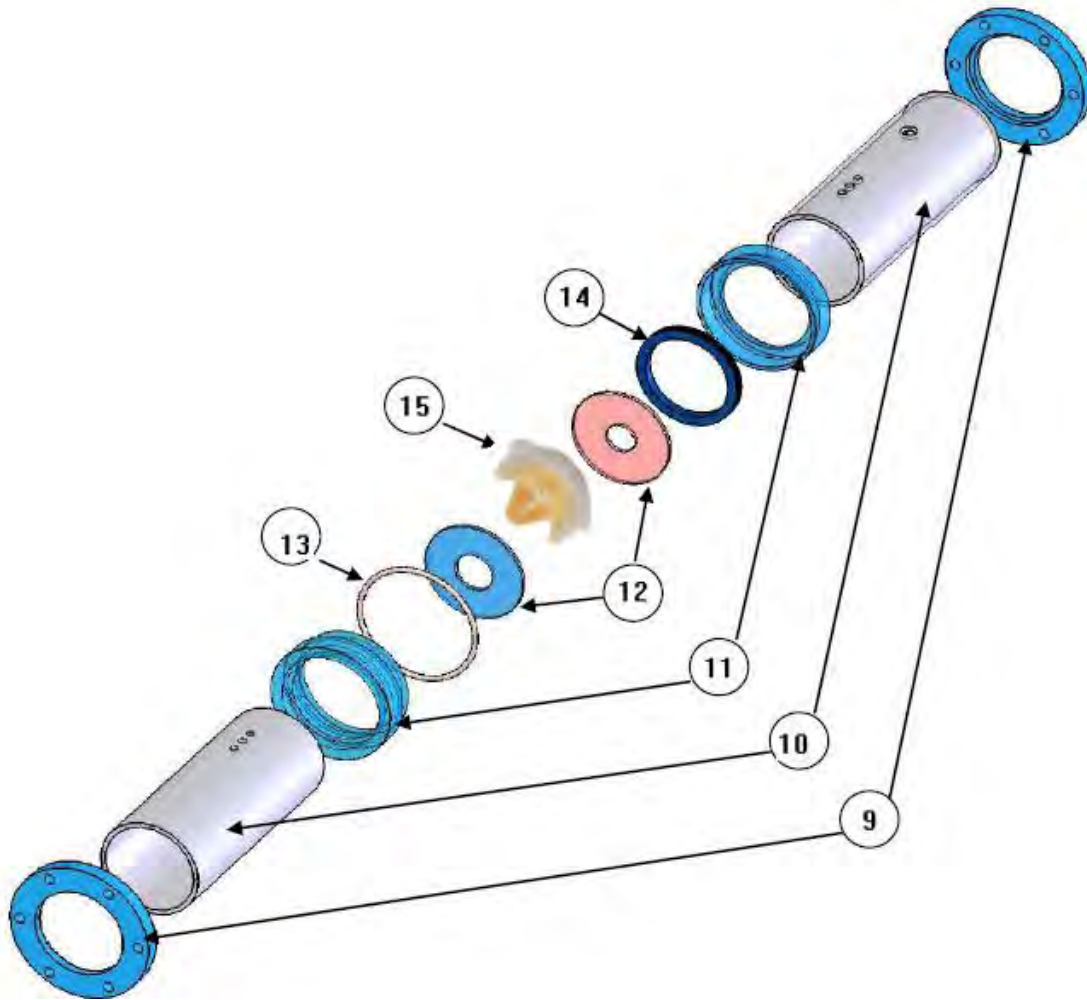


Figura 3.5. Partes componentes de la estructura interna.

3.1.3 Dispositivo para el Sistema Cierre del tanque

Como se mencionó anteriormente, uno de los inconvenientes encontrados en la operación de los tanques anteriores concernía a la configuración de cierre compuesta por un arreglo de ocho tornillos distribuidos de manera uniforme como se muestra en la figura 3.5.



Figura 3.5. Configuración de cierre del tanque mediante tornillos.

Aunque esta configuración tiene ventajas desde la perspectiva del diseño por su simplicidad, resulta una forma impráctica para el operador del equipo en el proceso de vaciado y llenado del tanque al momento de intercambiar la válvula protésica.

Por otro lado, las etapas de montar y desmontar los tornillos se realiza gradualmente siguiendo una secuencia de pares opuestos que requiere un considerable periodo de tiempo para el operador. Asimismo, los tornillos son elementos vulnerables a la concentración de contaminantes que dificultan la esterilización de estos elementos hilo por hilo.

Como solución al problema, se propone un arreglo de broches de tracción que minimizarían sustancialmente el tiempo requerido para el cierre del tanque, además de que su operación resultaría muy práctica. Para probar su funcionamiento, se construyó el dispositivo mostrado en la Figura 3.6.

En el dispositivo se tiene una pieza de aluminio con una cavidad comunicada a una boquilla para la inyección de aire. En la parte frontal se encuentran los cuatro

broches dispuestos como se muestra en la Figura 3.6. Cabe mencionar que se desconocía la fuerza de trabajo de los broches, sin embargo, en su momento resultaron atractivos por su tamaño y su material de acero inoxidable, por lo que se decidió probarlos.

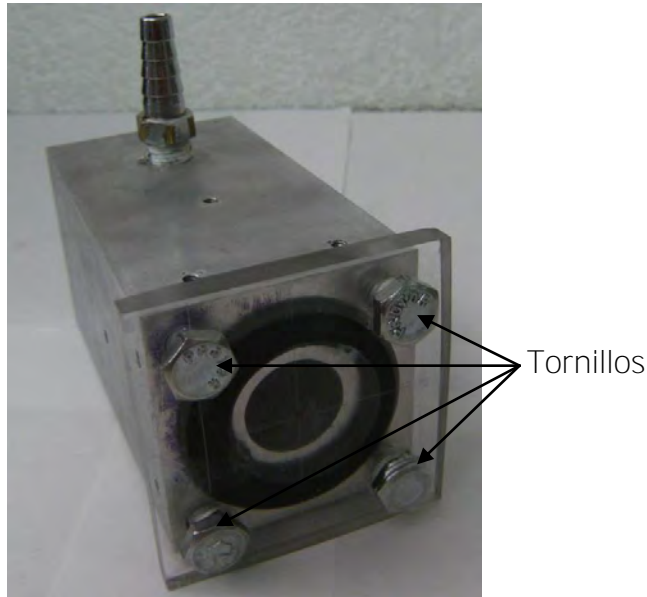
Para evaluar el cierre, se sumergió el dispositivo en agua y se inyectó aire a presión a través de una boquilla. Los resultados de la prueba arrojaron una insuficiencia de fuerza de cierre en los broches y falta de rigidez al observarse fugas; sin embargo, se observó una operación sencilla en este tipo de broches.



Figura 3.6 Dispositivo cierre con broches.

Con la experiencia anterior se decidió buscar un tipo de broche que cumpliera con la fuerza de cierre necesaria para el Tanque. Para conocer las características que se requieren de dichos broches, se decidió modificar el dispositivo con el objeto de cuantificar indirectamente la fuerza para los broches mediante una configuración de tornillos.

El dispositivo con tornillos se muestra en la figura 3.7, en la parte frontal se tienen cuatro barrenos con rosca interna para montar los tornillos y una caja circular para el sello; además, se tiene una pieza de acrílico como tapa.

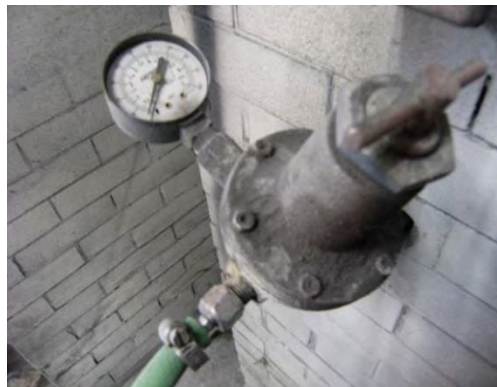


3.7. Dispositivo cierre con tornillos.

La función de este dispositivo consiste básicamente en medir el par de apriete de los tornillos mediante un torquímetro; posteriormente, para evaluar el cierre, se le inyecta al dispositivo aire comprimido a través de una boquilla y se sumerge en agua para asegurar la ausencia de fugas. Finalmente, se determina el par mínimo en el que no se presentan fugas. En la figura 3.8 se muestran las etapas que se realizaron durante esta prueba.



(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 3.8 Prueba del prototipo de cierre con tornillos. (a) apriete de los tornillos con el torquímetro, (b) suministro de aire a presión, (c) fuerza de apriete insuficiente, (d) fuerza de apriete suficiente.

La presión de diseño que indica la NOM es de 16 [KPa] (9). Sin embargo, para asegurar el adecuado cierre, se probó hasta la máxima presión que proporcionaba la toma de aire (276 kPa). De la prueba se obtuvo que el par de apriete de 3.95 Nm era suficiente para conseguir un cierre libre de fugas.

Con el par requerido en los tornillos para evitar fugas, es posible determinar la fuerza ejercida por cada tornillo mediante la teoría de fuerza axial en tornillos, con el fin de determinar el tipo de broche necesario para el cierre del Tanque. El desarrollo se presenta a continuación:

La relación entre el par de apriete y la fuerza axial en un tornillo se define como (14):

$$T = Fd \left[\left(\frac{d_m}{2d} \right) \left(\frac{\tan a + f \sec a}{1 - f \tan a \sec a} \right) + 0.625 f_c \right] \quad (1)$$

Donde para nuestro caso:

T : Torque = 3.95 Nm

d : diámetro del tornillo = 1/4" = 6.35×10^{-3} m

d_m : diámetro medio del tornillo = 0.218" = 5.537×10^{-3} m

a : ángulo de inclinación de los hilos del tornillo = 30°

f : coeficiente de fricción (Acero – Aluminio) = 0.61

f_c : coeficiente de fricción (Acero – Acrílico) = 0.7

Resistencia a la tracción (Acrílico) = 80 MPa

Despejando F :

$$F = \frac{T}{d} \left[\left(\frac{d_m}{2d} \right) \left(\frac{\tan\lambda + f \sec\alpha}{1 - f \tan\lambda \sec\alpha} \right) + 0.625 f_c \right]^{-1} \quad (2)$$

La $\tan\lambda$ se calcula mediante los hilos por pulgada del tornillo (20 hilos por pulgada).

$$\tan\lambda = \frac{l}{\pi d_m N} = \frac{1''}{\pi(0.218'')(20)} = 0.073 \quad (3)$$

Entonces:

$$F = \frac{3.95[Nm]}{6.35 \times 10^{-3} m} \left[\left(\frac{5.537 \times 10^{-3} m}{2(6.35 \times 10^{-3} m)} \right) \left(\frac{0.073 + 0.61(\sec 30^\circ)}{1 - 0.61(0.073)(\sec 30^\circ)} \right) + 0.625(0.7) \right]^{-1}$$

Finalmente:

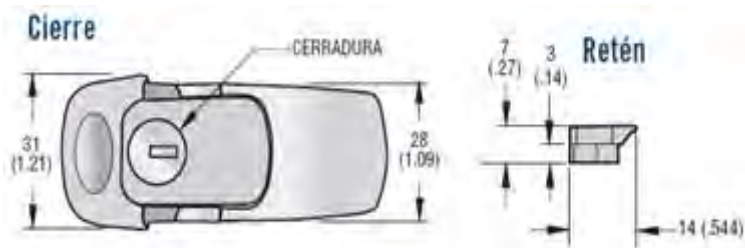
$$F = 759.05 [N]$$

Con la fuerza calculada, se procedió a buscar un tipo de broche que cumpliera con las características requeridas en cuanto a fuerza, tamaño y material. En este proceso se encontró un broche comercial que satisface dichas características. En la figura 3.9 se muestra el broche, su descripción, sus dimensiones y su funcionamiento.

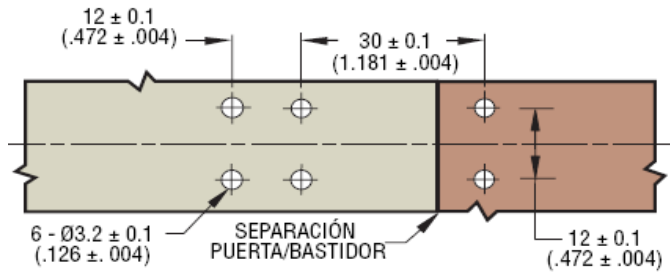
Broche de tracción v7.
Marca: Southco.
Carga de trabajo: 800 N.
Carga de trabajo máxima: 1200 N.
Carga a la ruptura: 2183 N.
Material: Acero inoxidable y fundición de zinc cromado.
Detalles: Cerradura opcional, perfil bajo y resistente a forzaduras.



(a)



(b)



(c)

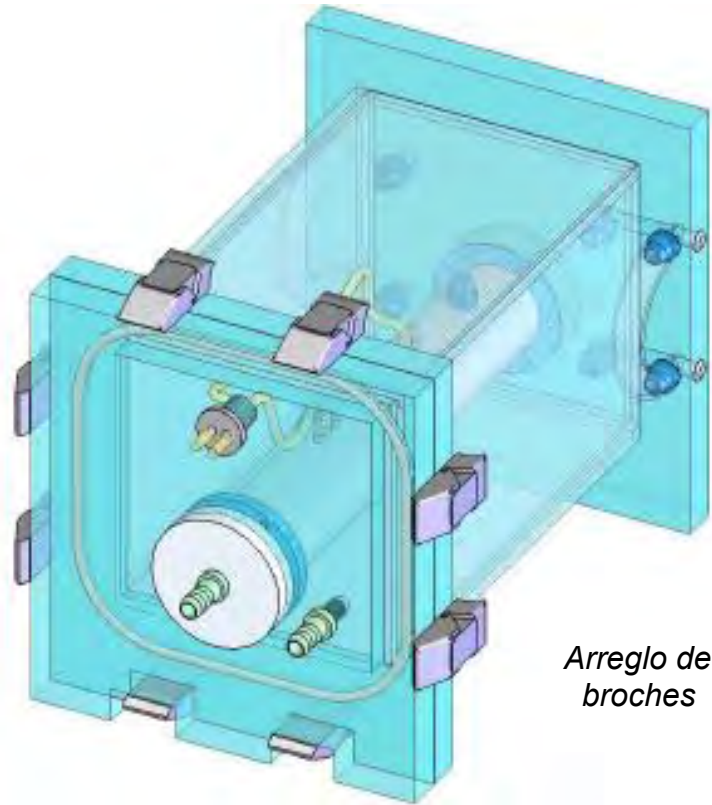


(d)

3.9 Descripción del broche de tracción V7; (a) Imagen; (b) dimensión en [mm], (c) instalación y (d) funcionamiento del broche [20].

En la descripción se aprecia un tamaño adecuado del broche para ser montado entre las dos Tapas delanteras del Tanque, la fuerza de trabajo se encuentra dentro de la requerida; además, el material es adecuado para el proceso de esterilización. Por otro lado la fuerza última de trabajo deja ver una gran resistencia en el broche y su operación se aprecia muy práctica.

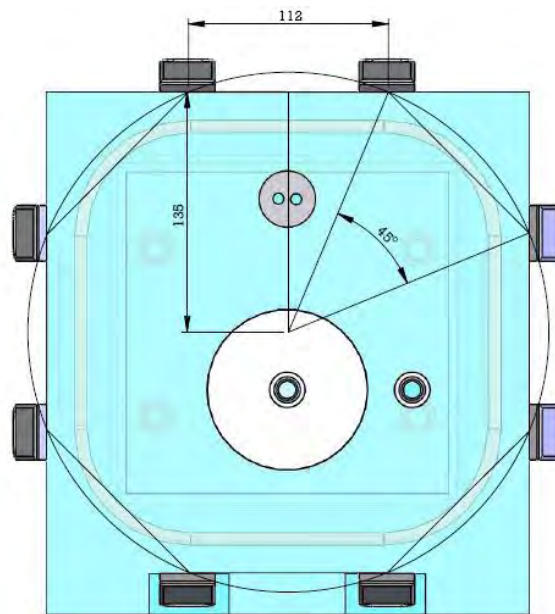
Considerando un arreglo de broches de tracción para el cierre del tanque, se planteó utilizar 8 broches (Figura 3.10) sustituyendo así los 8 tornillos de la configuración anterior.



*Arreglo de
broches*

Figura 3.10 Arreglo de broches para el cierre del tanque.

La distribución de los broches se muestra en la figura 3.11.



3.11 Disposición de los broches de tracción en el tanque.

En cuanto al material, los tanques de los probadores ya construidos tienen como material, acrílico.

En la búsqueda de un material de mayor rigidez para el tanque se ha encontrado al policarbonato como una alternativa ya que presenta propiedades mecánicas mejores que el acrílico, por ejemplo, la resistencia al impacto del policarbonato es 200 veces mayor a la del acrílico; Además de presentar mayor resistencia de compresión que el acrílico (>80 MPa), es también transparente y es idóneo como material esterilizable [20]. El adhesivo que se utiliza para pegar el policarbonato es conocido como óxido de metilo.

Así pues, para analizar el cierre de los ocho broches y conocer las deformaciones y los esfuerzos a los que estarían sometidas las tapas del tanque se realizó una simulación utilizando la herramienta de Cosmos de SolidWorks, considerando una fuerza de tracción de 800 N y al policarbonato como material. La simulación para la tapa frontal se muestra en la figura 3.12, asumiendo el mismo resultado para la tapa media de igual dimensiones.

La simulación se muestra en la figura 3.12, donde se aplican las fuerzas de tracción donde estarán colocados los broches. En la figura se puede observar que las deformaciones y esfuerzos arrojados en la simulación se encuentran dentro de los valores permisibles del material; además, se observa un cierre uniforme y con una continuidad aceptable a lo largo del sello que realiza la función de empaque entre las Tapas.

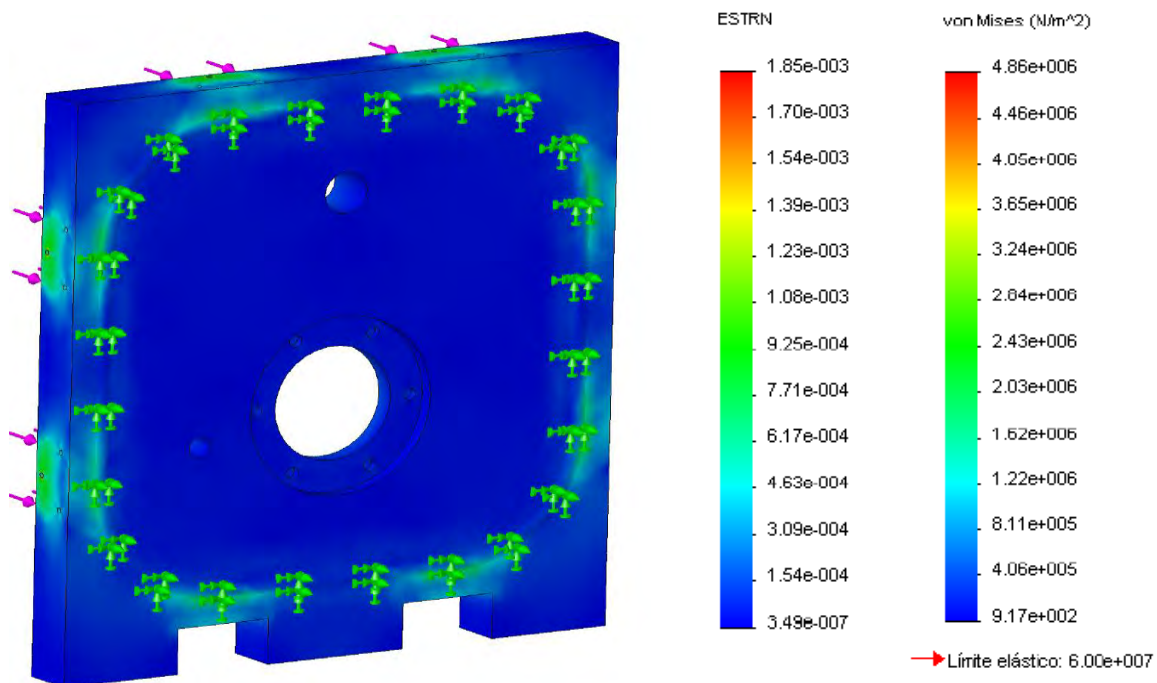


Figura 3.11 Simulación con un arreglo de broches en la tapa frontal.

Dado que se trata de una simulación, se plantea la recomendación de, una vez adquiridos, probar los broches en el prototipo de cierre para observar su funcionamiento y decidir en ese momento sobre la posibilidad de diseñar refuerzos en los lugares donde estarán ubicados los broches.

Lo anterior se plantea por la razón de que la construcción del tanque no se comprende como alcance de este trabajo; sin embargo, cabe decir que en el desarrollo del mismo se recopiló información útil sobre los componentes y los materiales propuestos para su construcción, por lo que quedará puesta a disposición del GMM para los trabajos venideros.

4 Sistema de bombeo

El sistema de bombeo es el encargado de comunicar al sistema leva-seguidor (señal de entrada) con el sistema tanque donde se acciona la prótesis cardiaca (señal de salida). Aquí, la capacidad de respuesta de este sistema es importante para el correcto funcionamiento del Duplicador en donde se debe asegurar que la curva de desplazamiento generada por el sistema de activación llegue oportunamente a la bioprótesis de prueba.

El desempeño de los duplicadores anteriores dejó ver áreas de oportunidad en la capacidad de respuesta para el rango de frecuencias establecido en la NOM que se encuentra entre los 20 y los 200 ciclos por minuto, específicamente en las compuertas tipo columpio que gobiernan el accionamiento de la válvula cardiaca. Por tal motivo, uno de los alcances de este trabajo es proponer una alternativa para estas compuertas que busque solucionar los inconvenientes observados en el modelo anterior de columpio.

Enseguida se presenta el trabajo correspondiente al sistema de bombeo desde el diseño hasta la construcción del prototipo donde será evaluado el modelo de esfera que se propone en la sección 4.2.1 para las compuertas de impulsión y succión del sistema bajo el principio de bombeo basado en una membrana deformante.

4.1 Diseño conceptual

Analizando los principios de operación empleados en los equipos anteriores referidos a este sistema, uno basado en una membrana deformable y otro en una bomba de pistón, se optó por emplear el primero de ellos, buscando evitar inconvenientes de fricción y fugas; además de que, la experiencia que se tuvo dejó ver una mayor precisión de manufactura en una configuración de pistón.

La configuración esquemática del sistema de bombeo basada en un principio de membrana deformable se muestra en la figura 4.1 en donde se tiene una cámara con una membrana en su interior, la cual se deforma según el desplazamiento que tenga la flecha, a la cual estará sujeta; asimismo se observan las compuertas de

impulsión y succión que gobiernan la dirección del flujo hacia y desde el tanque, respectivamente.

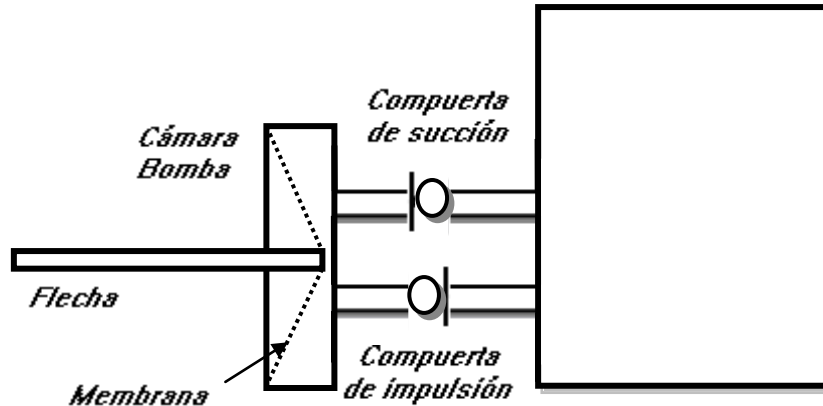


Figura 4.1. Esquema del Sistema bomba de membrana

En la etapa de impulsión, la flecha se desplaza hacia adelante deformando la membrana a manera de cono, abriendo la compuerta de impulsión y permitiendo enviar un volumen de líquido hacia el tanque (fase sístole del ciclo cardiaco). Posteriormente, cuando la flecha se desplace hacia atrás, la membrana regresa a su posición inicial produciendo un efecto de succión en donde la compuerta de succión se abre y permite el ingreso del líquido en una misma cantidad a la cámara (Fase diástole), consiguiéndose así el ciclo cerrado del fluido.

4.2 Diseño de detalle

El modelo del sistema de bombeo se muestra en la Figura 4.2, el cual se diseña para ser colocado en una base. La cámara tipo brida tiene una cavidad circular, está compuesta por dos placas. Un extremo de la flecha se sujeta a la membrana mediante un tornillo. El volumen enviado será el correspondiente a cada uno de los desplazamientos de la flecha.

Al final, las boquillas de la bomba están dispuestas para ser conectadas a las boquillas de impulsión y succión del tanque mediante mangueras como se muestra en la figura 4.3.

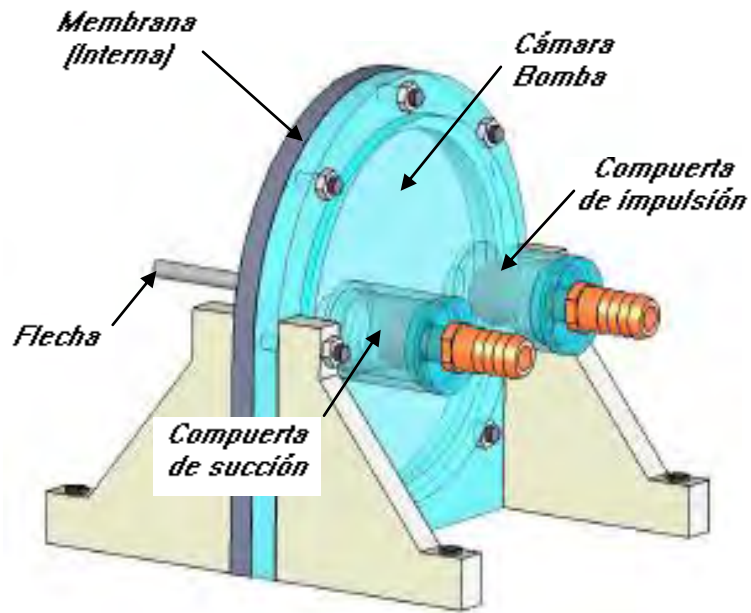


Figura 4.2. Diseño CAD del Sistema bomba de diafragma.

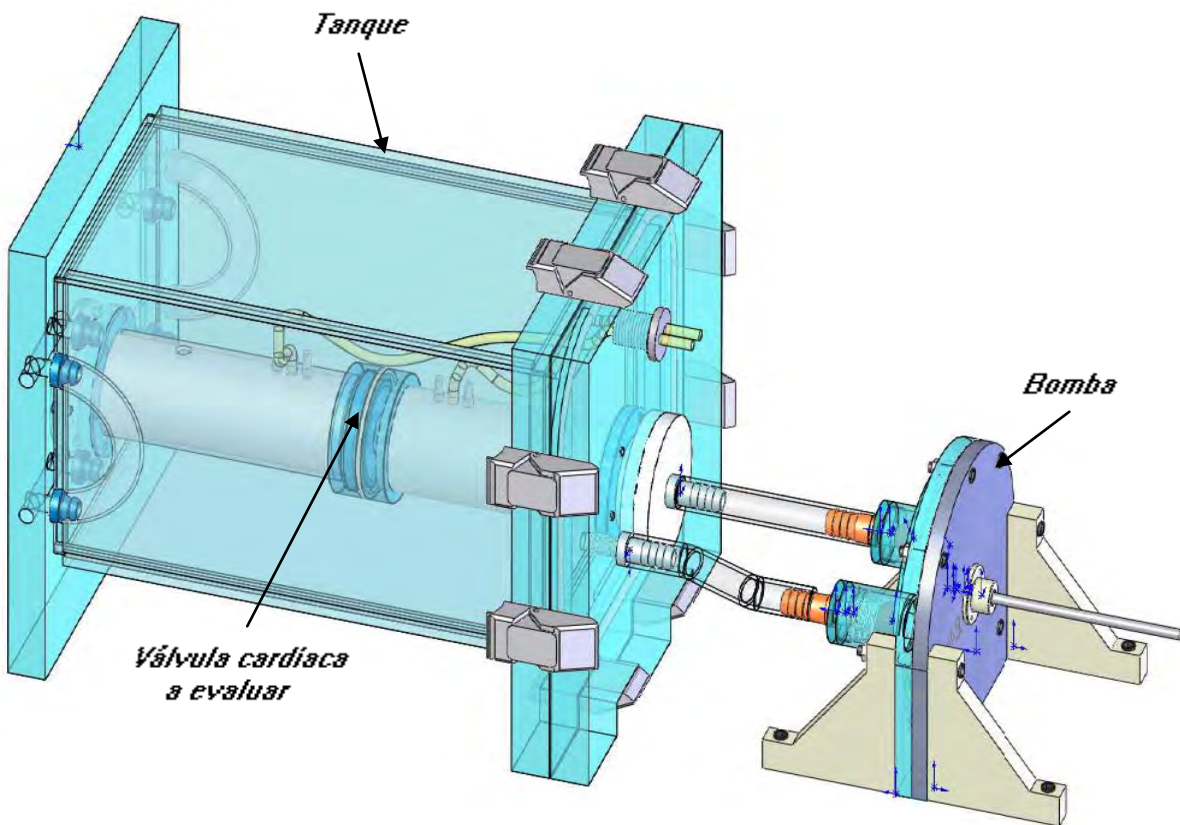


Figura 4.3. Conexión del sistema bomba con el sistema tanque

En cuanto al material para la membrana, se considera al hule natural (látex) de 1/16" de espesor, el cual experimentalmente permitió elongaciones máxima cercanas al centímetro y medio, así, se fijo un desplazamiento (h) de 1.4 cm para un volumen máximo (V) de 70 ml (70 cm^3) para el dimensionamiento de la cámara. Asumiendo que la deformación de la membrana presenta una forma cónica se determinó el diámetro de la cavidad circular (D_c) mediante el siguiente cálculo.

$$V_{cono} = \frac{\pi r^2 h}{3} = 70 \text{ cm}^3 \quad (4)$$

$$h = 1.4 \text{ cm}$$

$$r = \sqrt{\frac{3V_{cono}}{\pi h}} \quad (5)$$

$$r = 6.91 \text{ cm} \rightarrow D_c = 13.82 \text{ cm}$$

Así, la relación del desplazamiento de la flecha con el volumen enviado se observa en la tabla 4.1 para diferentes volúmenes correspondientes a las capacidades de las cámaras ventriculares y auriculares del corazón.

Volumen enviado [cm^3]	Desplazamiento de la flecha [cm]
40	0.8
50	1.0
60	1.2
70	1.4

Tabla 4.1. Desplazamiento de la flecha para diferentes volúmenes de trabajo.

4.2.1 Propuesta para las compuertas de accionamiento.

Como se ha mencionando, uno de los principales problemas detectados en la operación de las dos versiones anteriores del duplicador radicaba en el funcionamiento de las compuertas que gobernaban la dirección de flujo para el accionamiento de la válvula cardiaca protésica. Dichas compuertas deben permitir el flujo de líquido en un solo sentido y deben tener gran sensibilidad para responder a los cambios entre la fase sístole y diástole para el accionamiento correcto y oportuno de la prótesis cardiaca.

La configuración descrita anteriormente para este conjunto de compuertas eran de tipo columpio (Figura 4.4), la cual presentó inconvenientes referidos a: un

insuficiente tiempo de respuesta al momento de cambiar el régimen de impulsión a succión en el ciclo de trabajo; el área de apertura era variable, lo que desembocaba en una trayectoria variable de flujo; carecía de límite de apertura y no sellaban completamente para altas frecuencias, lo que provocaba un retorno considerable de líquido.



Figura 4.4. Compuertas de tipo columpio.

Para el nuevo modelo de compuertas se planteó el objetivo de tener un tiempo de respuesta adecuado para el rango de frecuencias de 20 cpm (bradicardia) a 200 cpm (taquicardia) establecido en la NOM [9], así como buscar obtener un sello adecuado y los mínimos volúmenes de retorno de líquido en la etapa de contraflujo cuando la compuerta se cierra.

Considerando que el modelo a seguir para las compuertas de impulsión y succión es de tipo pasivo y unidireccional, es decir, se mueven bajo el cambio de presiones y restringen el movimiento del líquido en una sola dirección, se realizó una investigación [2, 5, 6, 8] sobre este tipo de compuertas, la cual dejó ver que el modelo buscado se encontraba presente en las diferentes prótesis de válvulas cardíacas mecánicas.

Cabe mencionar que este modelo también es posible encontrarlo en las válvulas hidráulicas tipo *check* comerciales; sin embargo, la mayoría de ellas manejan elevadas presiones, son de gran dimensión y de alto costo; además, no permiten visualizar el mecanismo de la válvula. Concluyendo que difícilmente una válvula comercial se ajustaría a nuestros requerimientos, se decidió diseñar un modelo para las compuertas tomando como base los diseños de las prótesis de válvulas cardíacas mecánicas.

Así pues, se procedió a analizar las tres diferentes configuraciones de las prótesis mecánicas: jaula de bola, disco oscilante y doble hemidisco, aprovechando los diseños que se tienen de estas válvulas y los trabajos desarrollados en la caracterización de las mismas, para así, seleccionar el modelo más conveniente a nuestras necesidades.

En la literatura [6] se encontró datos relevantes de las características de los tres tipos de válvulas mecánicas: Jaula-bola (*Caged ball*), Disco oscilante (*Tilting disc*) y Doble Hoja o Hemidisco (*Bileaflet*) para sus respectivos modelos, la información se muestra en la Tabla 4.2.

In vitro hemodynamic data for common aortic valve prostheses^a (61)

Valve type	Valve	Size	Regurgitant volume (ml/beat)	EOA ^b (cm ²)	PI
Caged ball	Starr-Edwards 1260	27	5.5	1.75	0.30
		25	4.3	1.62	0.33
		21	2.5	1.23	0.36
Tilting disc	Björk-Shiley Convexo-Concave	27	8.5	2.59	0.45
		25	7.3	2.37	0.48
	Björk-Shiley Monostrut	21	5.5	1.54	0.45
		27	9.2	3.34	0.58
		25	7.6	2.62	0.53
		23	6.9	2.00	0.48
		21	5.9	1.45	0.42
		19	5.5	1.07	0.38
	Medtronic-Hall	27	9.6	3.64	0.64
		25	8.4	3.07	0.62
23		7.3	2.26	0.54	
20		6.2	1.74	0.51	
Bileaflet	St. Jude Medical Standard	27	10.8	4.09	0.71
		25	9.9	3.23	0.66
		23	8.3	2.24	0.54
		21	6.8	1.81	0.52
		19	6.8	1.21	0.43
	St. Jude Medical Regent	29	13.5	4.98	0.75
		27	12.3	4.40	0.77
		25	11.2	3.97	0.81
		23	10.3	3.47	0.83
		21	9.0	2.81	0.81
	CarboMedics	19	7.6	2.06	0.73
		17	6.3	1.56	0.69
		27	7.5	3.75	0.65
25		6.1	3.14	0.64	
		23	6.51	2.28	0.55
		21	3.4	1.66	0.48
		19	3.0	1.12	0.40

^aHR = 70 bpm; CO = 5 L/min typical; 120/80 mm Hg aortic pressure.

Tabla 4.2. Volumen regurgitante, Área efectiva del orificio (EOA) e Índice de funcionamiento (PI) para distintos tamaños de los tres modelos de válvulas cardíacas mecánicas obtenidos de una prueba in-vitro [6].

Como su nombre lo indica, el Área Efectiva del Orificio (AEO por sus siglas en inglés) es una medida que determina el área más eficiente para el orificio de una válvula de cierto tamaño, está relacionada con la razón de flujo sístole/diástole y la caída de presión sístole/diástole en la válvula.

Otra medida mostrada es el índice del funcionamiento (Performance Index, PI por sus siglas en inglés) que normaliza el EOA por tamaño de la válvula y es una medida de la resistencia de la misma. Este valor depende del elemento ocluidor de la válvula (componente que se mueve para inhibir el reflujo). Entre menor sea este índice, mayor es la resistencia del ocluidor. En la tabla se aprecia que el elemento ocluidor de bola presenta mayor oposición al flujo de líquido.

La regurgitación se define como el flujo retrógrado durante el movimiento de cierre de la válvula [9]. Es directamente proporcional al tamaño de la válvula y es también dependiente del tipo de ésta. Típicamente, las válvulas de jaula-bola tienen una cantidad baja de regurgitación ya que es menor el orificio de área efectiva. El efecto resulta considerable para una válvula de disco oscilante y más dramático en una válvula de doble hemidisco, encontrándose así un comportamiento similar de este último modelo con el modelo de columpio anteriormente utilizado.

Continuando con la investigación se encontró un estudio sobre las características de flujo en los modelos de jaula-bola y disco oscilante donde se obtuvieron los siguientes resultados.

Los dos tipos de válvula provocan turbulencia, en el caso de la válvula de bola es breve y después el flujo es laminar, para la válvula de disco oscilante, la turbulencia es severa y prolongada como se observa en la figura 4.5; además, la válvula de bola tiene una pérdida de energía del 15% mientras que para la válvula de disco oscilante es 33% [8].

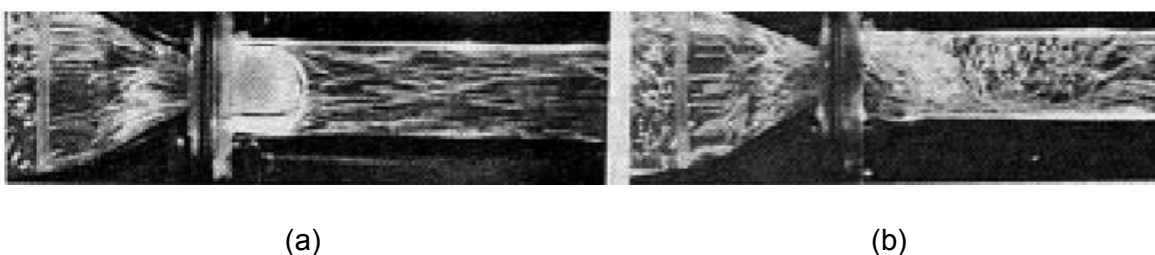
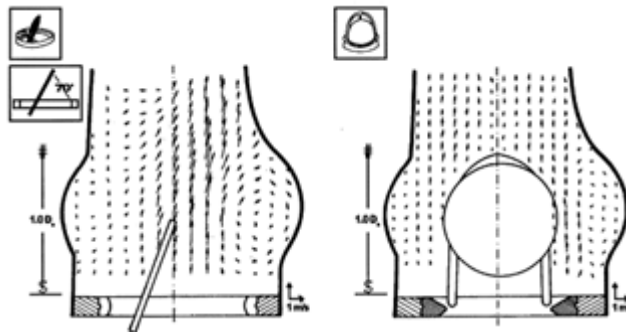


Figura 4.5 Característica de flujo en un modelo Jaula-bola y un modelo disco oscilante [8].

Finalmente, se concluyó que el ocluidor de bola es hidrodinámicamente superior al ocluidor del disco oscilante ya que presenta menor turbulencia. Esto fue demostrado con pruebas hidrodinámicas por el Dr. G. Muñoz en el departamento de física en la Universidad Autónoma Metropolitana. Se demostró

experimentalmente que la bola no produce un flujo turbulento en la velocidad mientras que el disco causa turbulencia considerable [11].

En la figura 4.6 se muestran esquemáticamente las líneas de flujo tanto para una válvula de bola como para una válvula de disco oscilante. Así, se encuentra que el modelo de disco oscilante tiene un comportamiento más cercano al modelo de columpio empleado anteriormente.



4.6 Líneas de flujo en un modelo de Disco oscilante y Jaula-bola [6].

Después de analizar las diferentes opciones, se concluyó que el modelo que mejor satisface nuestros requerimientos es una configuración de bola puesto que presenta menor regurgitación, una menor turbulencia y por ende menor pérdida de energía.

Siguiendo el modelo de una válvula de bola para las compuertas de impulsión y succión, de aquí en adelante llamado modelo de esfera, se procedió a estudiar su comportamiento bajo las condiciones que nos competen. El modelo se muestra en la figura 4.7 en donde se tiene una esfera atrapada entre el orificio de la compuerta y un resorte, el cual se diseña de forma levemente cónica para evitar efectos de fricción.

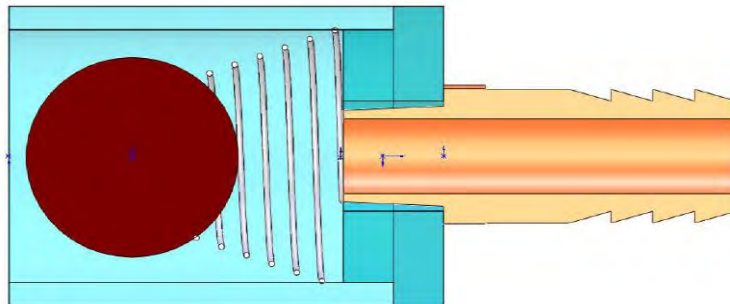


Figura 4.7 Modelo Compuerta de bola

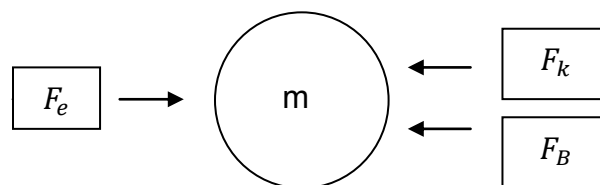
La incorporación del resorte ayuda a cerrar más rápido las compuertas, con lo que se pretende conseguir un tiempo de respuesta casi instantáneo, así como buscar un cierre adecuado en la misma. Mediante este mecanismo, al abrirse la compuerta se comprime el resorte, almacenando energía que posteriormente será descargada al momento de disminuir la presión en el fluido, correspondiente a la etapa de cierre.

A continuación se presenta el modelado de una compuerta de esfera considerando conceptos de mecánica de fluidos que servirán de apoyo para el estudio de la respuesta del sistema en el tiempo. Para fines de análisis se considerará al agua como líquido de trabajo.

4.2.2 Modelo para una compuerta de esfera.

El modelo de esfera propuesto para las compuertas de accionamiento siguen un modelo masa-resorte-amortiguador. A continuación se presenta el modelado de este sistema para conocer su respuesta en el tiempo.

Diagrama de cuerpo libre



Fuerza del resorte $F_k = kx(t)$

Fuerza de fricción viscosa del agua $F_B = B \frac{dx(t)}{dt}$

Fuerza inercial de la esfera $F_m = m \frac{d^2x(t)}{dt^2}$

Fuerza externa F_e

Siendo

m : masa de la esfera

k : Coeficiente de elasticidad del resorte

B : Coeficiente de fricción viscosa del agua

Modelo matemático del sistema:

$$\sum F = ma = F_m = F(t) - F_R - F_B \quad (6)$$

$$m \frac{d^2x(t)}{dt^2} = F(t) - kx(t) - B \frac{dx(t)}{dt} \quad (7)$$

Reordenando queda (7):

$$m \frac{d^2x(t)}{dt^2} + B \frac{dx(t)}{dt} + kx(t) = F(t) \quad (8)$$

La ecuación auxiliar para la ecuación 8 diferencial en términos de s, es:

$$s^2 + \frac{B}{m}s + \frac{k}{m} = 0 \quad (9)$$

Que tiene como soluciones:

$$s_1, s_2 = \frac{1}{2m} (-B \pm \sqrt{B^2 - 4mk})$$

Se pueden diferenciar tres tipos de respuesta según el valor del discriminante $B^2 - 4mk$:

$$B^2 - 4mk = 0 \rightarrow \text{Caso críticamente amortiguado}$$

$$B^2 - 4mk > 0 \rightarrow \text{Caso sobre amortiguado}$$

$$B^2 - 4mk < 0 \rightarrow \text{Caso subamortiguado}$$

Estudiando el caso subamortiguado:

$$B^2 - 4mk < 0$$

Para conocer el coeficiente de amortiguamiento viscoso (B) se necesita atender la teoría de la hidrodinámica de una esfera; determinando dicho valor en función del número de Reynolds, el coeficiente de arrastre y el diámetro de la esfera.

Dado que la hidrodinámica es el estudio de cuerpos en movimiento inmersos en un líquido, un cuerpo en movimiento sumergido en un fluido experimenta fuerzas causadas por la acción del fluido. El efecto total de estas fuerzas es muy complejo;

sin embargo, para propósitos de diseño la fuerza de arrastre resulta la más significativa. El arrastre es la fuerza del fluido sobre el cuerpo que resiste el movimiento en la dirección del recorrido del fluido [13].

La fuerza de arrastre (F_a) se expresa como:

$$F_a = C_D(\rho v^2/2)A \quad (10)$$

donde el término C_D es el coeficiente de arrastre, un factor adimensional. Su magnitud depende básicamente de la forma física del objeto y su orientación con relación a la corriente de flujo. La cantidad $\rho v^2/2$ es la presión dinámica. El término v es la velocidad de la corriente libre del fluido con relación al cuerpo. El término A se refiere al área de la superficie del cuerpo [13].

Dividiendo F_a entre el número de Reynolds R_e y sabiendo que el área de la superficie de la esfera es πD^2 ,

$$R_e = \frac{\rho v D}{\mu} \quad (11)$$

Se tiene:

$$\frac{F_a}{R_e} = \left(\frac{\mu}{\rho v D} \right) C_D (\rho v^2/2) (\pi D^2) \quad (12)$$

Reordenando (12):

$$F_a = \frac{R_e \mu C_D \pi D}{2} v \quad (13)$$

Por lo tanto se puede inferir de (13) que el coeficiente de viscosidad de la esfera en el agua es:

$$B = \frac{R_e \mu C_D \pi D}{2} \quad (14)$$

En la Figura 4.8 se muestra la gráfica que proporciona los valores del coeficiente de arrastre versus número de Reynolds para una esfera.

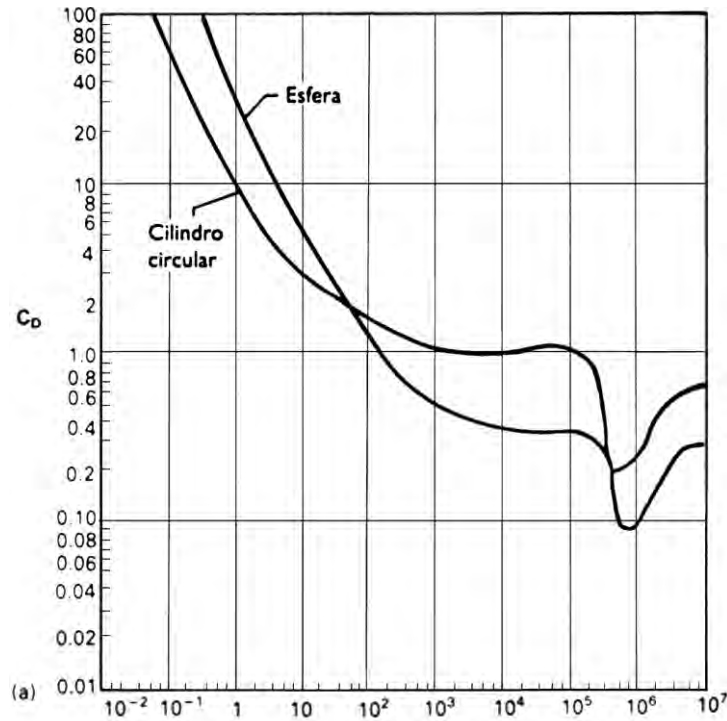


Figura 4.8. Variación del coeficiente de resistencia (C_D) en función del Número de Reynolds (Re), para el caso de un cilindro y una esfera [7].

Para esferas, el número de Reynolds se calcula con la expresión (15):

$$Re = \frac{\rho v D}{\mu} \quad (15)$$

Donde ρ y μ son la densidad y la viscosidad del agua y D es el diámetro de la esfera [13].

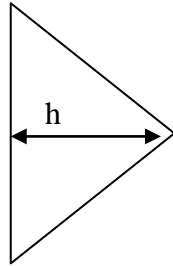
Al determinar el coeficiente de viscosidad del agua y conocer la masa de la esfera, es posible determinar la constante necesaria en el resorte para obtener la respuesta deseada del sistema. Para conocer dicho valor es necesario atender parámetros propios del prototipo de bomba de diafragma presentados a continuación.

4.3 Prototipo Bomba de diafragma

Para evaluar el funcionamiento de las compuertas de impulsión y succión bajo un modelo de esfera, se decidió construir un prototipo de bombeo; considerando que lo que se busca en el prototipo es verificar el funcionamiento de dichas compuertas bajo el principio de bombeo basado en una membrana elástica, el

diseño del sistema se ajusta a una base estructural de un probador de membrana con el que cuenta el laboratorio del GMM.

El probador de membrana tiene una cámara circular de 8 cm de diámetro. Para las elongaciones de trabajo de la membrana se decidió trabajar con un volumen de 35 ml, las deformaciones se plantean a manera de cono. Enseguida se muestra el cálculo para la deformación máxima de la membrana que resultó ser de 1 cm.



$$V_{cono} = 35 \text{ ml} = 35 \text{ cm}^3$$

$$\frac{\pi r^2 h}{3} = 35 \text{ cm}^3$$

$$\text{Con } r = 4 \text{ cm}$$

$$h = \frac{(3)35 \text{ cm}^3}{\pi(4)^2} = 2.0 \text{ cm}$$

Considerando las dimensiones del prototipo se puede entonces continuar con el análisis del modelado de las compuertas tipo esfera, recordando que el parámetro a determinar es el coeficiente de fricción viscosa del agua, que implica conocer el número de Reynolds que a su vez depende de la velocidad del flujo circundante en la esfera.

La esfera que se analiza en este modelo tiene una densidad prácticamente igual a la del agua (1002 kg/m^3), con una masa de 8.4 g y 2.52 cm de diámetro.

Con este diámetro se extrae el valor del Área Efectiva del Orificio (EOA) de la Tabla 4.1, que resulta de $1.75 [\text{cm}^2]$, de donde el diámetro para el orificio D_o se obtiene con el siguiente cálculo.

$$EOA = \frac{\pi D_o^2}{4} = 1.75 [\text{cm}^2] \rightarrow D_o = 14.4 [\text{cm}] \quad (16)$$

Para determinar la velocidad circundante en la esfera se utiliza el principio de conservación del gasto cuando se presenta una reducción en el área del conducto.

$$\dot{m}_1 = \dot{m}_2 \quad (17)$$

$$A_1 v_1 = A_2 v_2 \quad (18)$$

Para el gasto de entrada se considera el área de la cámara circular del probador ($D_1 = 8 \text{ cm}$) y una velocidad igual a la proporcionada por la flecha para la máxima frecuencia requerida de 200 [cpm] ($v_1 = 0.259 \text{ m/s}$, valor extraído de la curva de velocidad de la Figura 5.9). El área en la que pasa el líquido a través de la esfera está comprendida entre el diámetro de la esfera ($D_2 = 2.5 \text{ cm}$) y el diámetro interno del tubo ($D_3 = 3.1 \text{ cm}$).

Entonces se tiene:

$$\frac{\pi}{4} D_1^2 v_1 = \frac{\pi}{4} (D_2^2 - D_3^2) v_2 \quad (19)$$

$$v_2 = \left(\frac{D_1^2}{D_2^2 - D_3^2} \right) v_1$$

$$v_2 = \left(\frac{(8 \text{ cm})^2}{(3.21 \text{ cm})^2 - (2.54 \text{ cm})^2} \right) (0.181 \text{ m/s}) = 4.3 \text{ m/s}$$

Dada la ecuación del número de Reynolds y sustituyendo v_2 en ella:

$$R_e = \frac{\rho v_2 D}{\mu}$$

$$R_e = \frac{\left(1000 \text{ kg/m}^3 \right) (4.3 \text{ m/s}) (0.0252 \text{ m})}{.001 \text{ Ns/m}^2}$$

$$R_e = 109.22 \times 10^3$$

Para este valor se tiene un $C_D = 0.4$, extraído de la gráfica de la Figura 4.8.

Sustituyendo R_e y C_D en la expresión (20) para el coeficiente de fricción viscosa:

$$B = \frac{R_e \pi \mu C_D D}{2} \quad (20)$$

$$B = \frac{(76.2 \times 10^3) \pi (0.001 \text{ Ns/m}^2) (0.4) (0.0254 \text{ m})}{2}$$

Resulta:

$$B = 1.74 \frac{\text{Ns}}{\text{m}}$$

Estudiando el caso subamortiguado:

$$k > \frac{B^2}{4m}$$

$$k > \frac{\left(1.216 \frac{\text{Ns}}{\text{m}}\right)^2}{4(0.0084 \text{ kg})}$$

$$k > 63 \left[\frac{\text{N}}{\text{m}} \right]$$

Una vez que se determina el intervalo para la constante de elongación (k) del resorte, se procedió a obtener dicho valor para varios resortes de manera experimental, el procedimiento consistió en someter a los resortes a pesas patrón para posteriormente medir su elongación, finalmente, la constante del resorte se determinó mediante la curva Fuerza vs Elongación. Así, conociendo las características del resorte con una k de 153 N/m, que se encuentra dentro del intervalo requerido y con dimensiones convenientes, se fabricaron dos resortes con una forma levemente cónica (15°) mostrados en la figura 4.9, los cuales resultaron tener una constante de elongación de 136 N/m que se encuentra dentro de lo aceptable para el diseño.

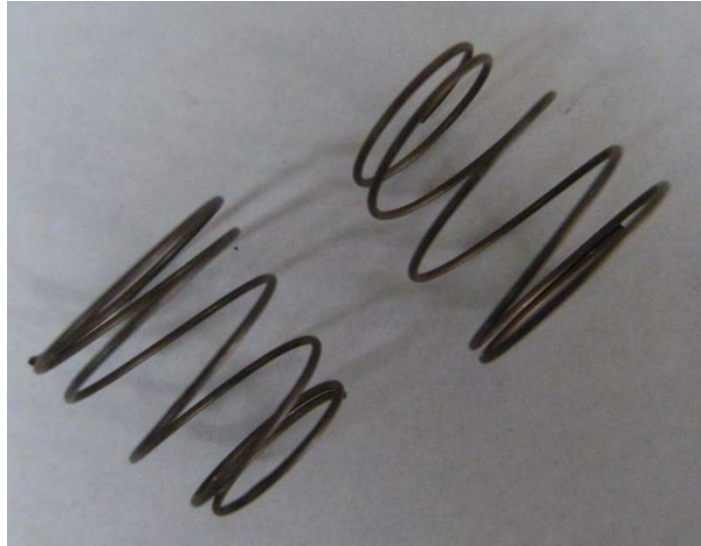


Figura 4.9 Resortes cónicos.

Después de establecer la constante de elongación del resorte, fue posible determinar la función de transferencia del sistema (21):

$$G(s) = \frac{1}{s^2 + \frac{B}{m}s + \frac{k}{m}} \quad (21)$$

como:

$$G(s) = \frac{1}{s^2 + 144.76s + 16300}$$

La simulación en Matlab del sistema se muestra en la figura 4.10, en donde la fuerza de excitación se considera de forma polinomial, obtenida en la simulación de desplazamiento de la leva detallada en 5.2.1.

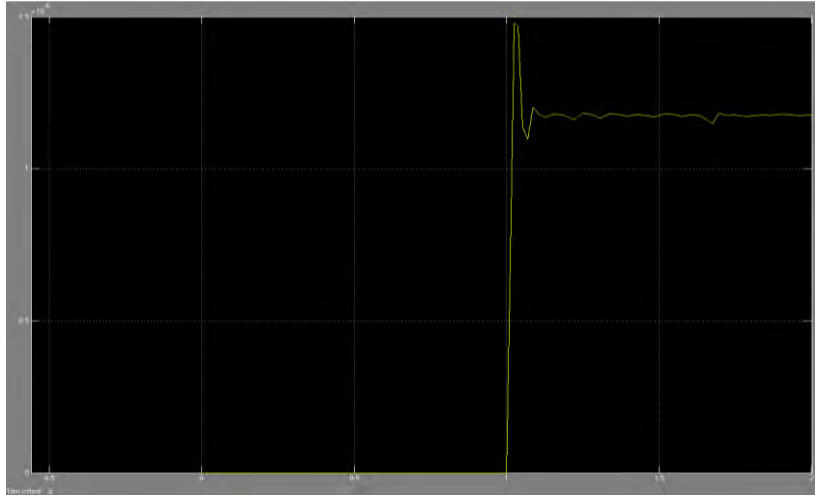


Figura 4.10 Simulación del sistema en Matlab.

Contrastándola con la función de transferencia característica de segundo orden para este tipo de sistema:

$$G(s) = \frac{1}{s^2 + 2\omega_n\zeta s + \omega_n^2} \quad (22)$$

Se obtienen los siguientes parámetros:

a) Frecuencia de resonancia:

$$\omega_n = \sqrt{\frac{k}{m}} = \sqrt{\frac{136.92 \text{ N/m}}{0.0084 \text{ kg}}} = 127.67 \text{ Hz} \quad (23)$$

b) Constante de amortiguamiento:

$$\zeta = \frac{144.76}{2\omega_n} = \frac{144.76}{2(127.67)} = 0.567 \quad (24)$$

c) Frecuencia de desplazamiento:

$$\omega_d = \omega_n \sqrt{1 - \zeta^2} = 105.16 \quad (25)$$

d) Tiempo pico:

$$t_p = \frac{\pi}{\omega_d} = 29.9 [ms] \quad (26)$$

e) Tiempo de asentamiento:

$$t_a = \frac{4}{\zeta \omega_n} = \frac{4}{0.567(127.67 s^{-1})} = 55 [ms] \quad (27)$$

Este último dato en particular es conocido como el tiempo de respuesta del sistema, donde se alcanza prácticamente la estabilidad, el sobrepaso que ocurre en este tiempo se interpreta como el efecto inercial de la esfera al chocar con el orificio en donde se presenta el pequeño reflujo inevitable en la compuerta.

El tiempo de respuesta máximo que se requiere en las compuertas de accionamiento es de 300ms; este valor es el correspondiente a la máxima frecuencia de trabajo de 200 cpm = 3.33 Hz para la taquicardia. Con base en los cálculos, se concluye que el modelo de esfera propuesto respondería con una frecuencia más rápida que la máxima establecida.

4.3 Prototipo Bomba de diafragma.

Cabe mencionar que en el prototipo Bomba de Diafragma permite probar el funcionamiento de las compuertas con diferentes esferas de distinta densidad con el objetivo de visualizar su comportamiento y determinar la mejor opción. Por otro lado, se pretende conseguir experiencia relevante en el prototipo para la construcción definitiva del Sistema bomba de diafragma diseñado en la primera parte de este capítulo.

El diseño en CAD del prototipo bomba de diafragma se muestra en la figura 4.11 y la vista explosionada se muestra en la figura 4.12, en donde se observa la base del prototipo constituida por una placa rectangular y dos placas piramidales de latón (11, 9 y 12 respectivamente de la figura 4.13); Además, se tiene una cámara tipo brida constituida por tres placas: una de acrílico (7) con una caja circular central para contener al líquido y dos cajas tipo anillo para montar dos tubos; una placa de latón (14) con una caja circular en donde irá montada una guía para la flecha; y una segunda placa de latón (10) con una caja circular para permitir la elongación de la membrana (8) que se ubica entre (7) y (10), la otra pieza de hule (13) sirve como empaque entre (10) y (14).

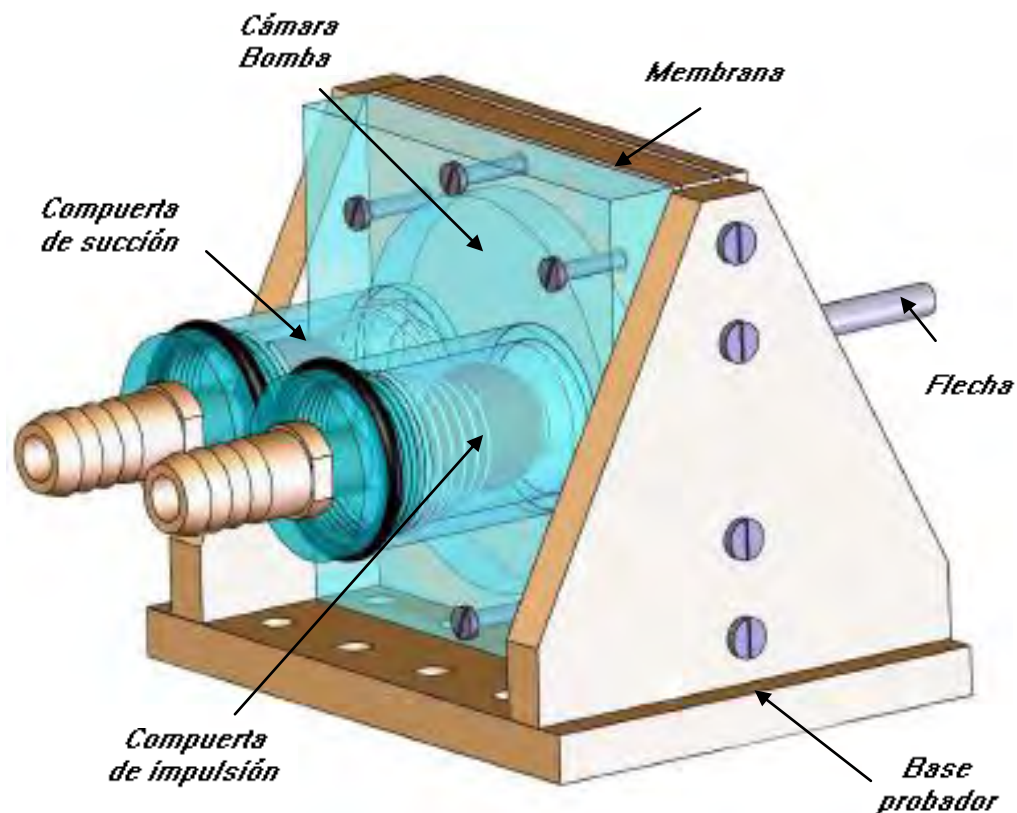


Figura 4.11. Sistema Bomba de diafragma

Las compuertas de impulsión y succión de esfera se constituyen simplemente por una esfera (6) y un resorte (5), contenidas dentro de un tubo con rosca interna (4) con su correspondiente tapa con rosca externa (2) en donde se alojan las boquillas de impulsión y succión. La unión roscada entre el tubo y la tapa permitirán intercambiar las esferas de prueba de manera sencilla.

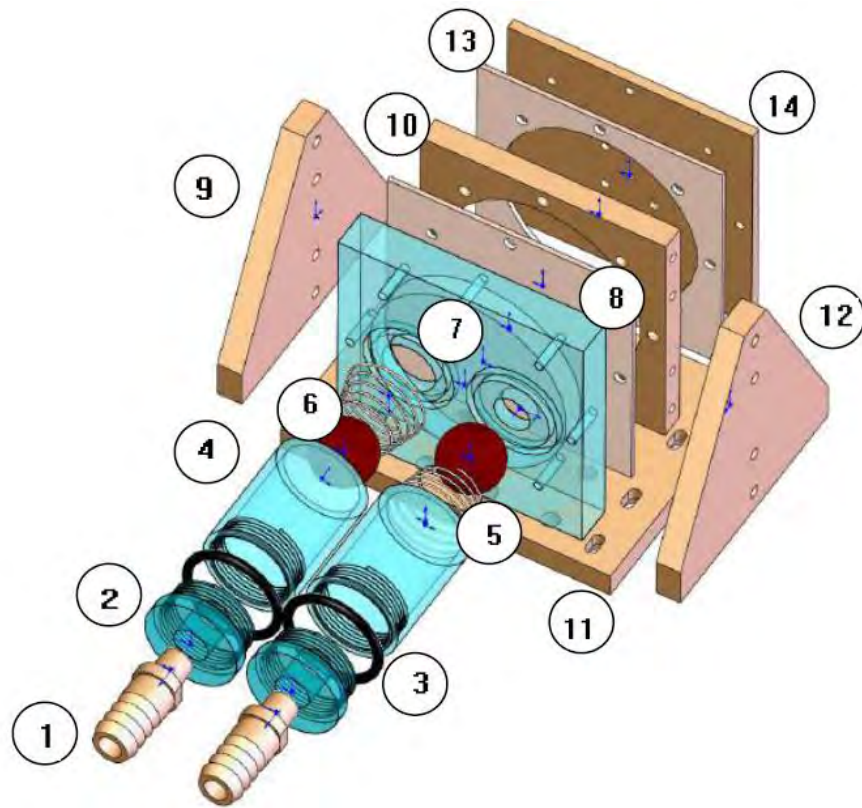


Figura 4.12 Vista explosionada de la Bomba de diafragma

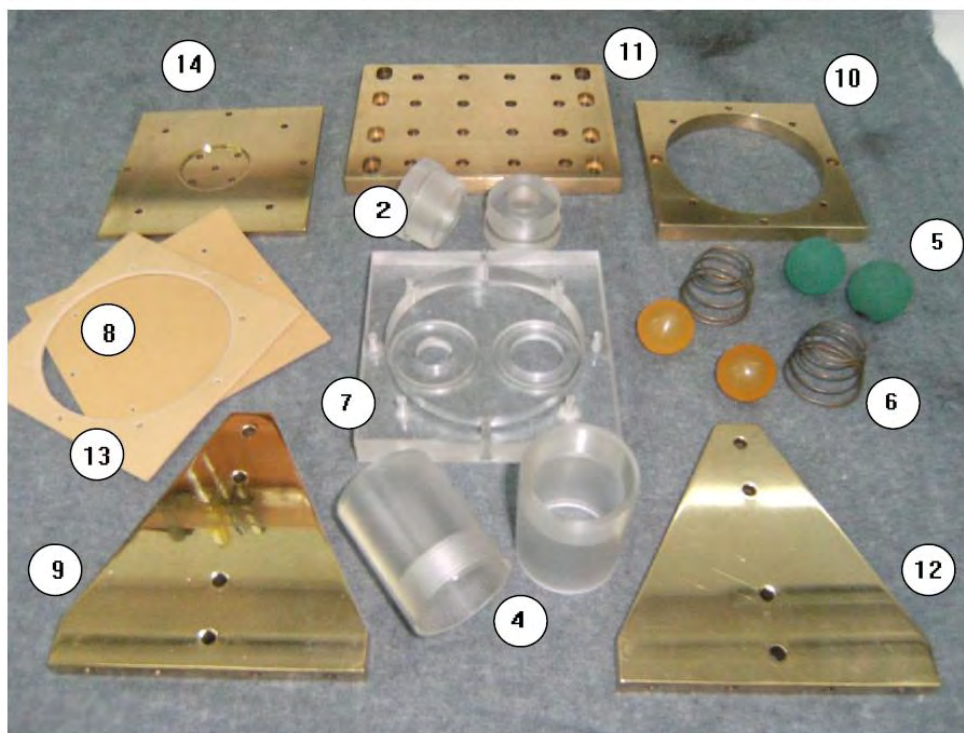


Figura 4.13 Piezas componentes de la Bomba de diafragma.

Finalmente, la apariencia del sistema Bomba de diafragma ensamblado se muestra en la figura 4.14.

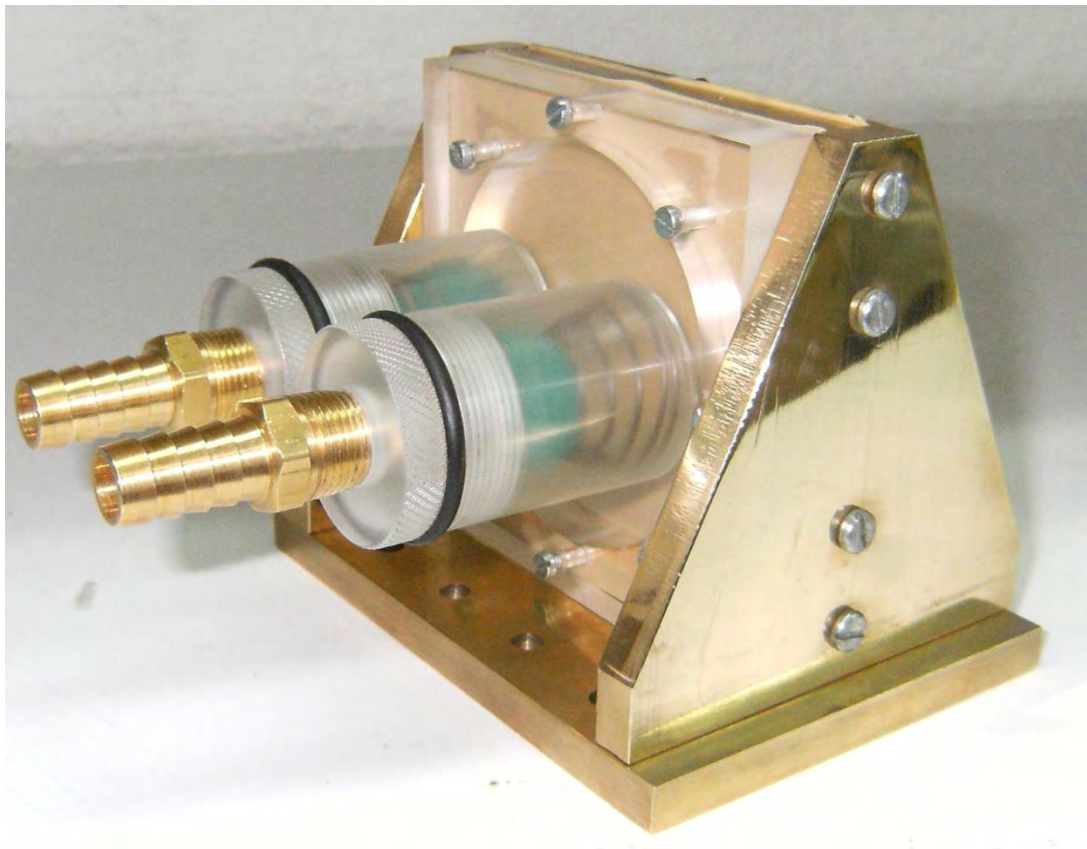


Figura 4.14 Ensamble final del Sistema Bomba de diafragma.

5. Sistema leva-seguidor

El Sistema leva-seguidor es el sistema de accionamiento del duplicador encargado de generar la trayectoria de movimiento del fluido, tiene una acción recíproca, lo que permite el efecto pulsátil característico en este tipo de instrumentos.

Como se ha mencionado, los sistemas de bombeo utilizados en los duplicadores electroválvula-ventrículo y motor-pistón fueron respectivamente una electroválvula y un mecanismo biela-manivela, los cuales cumplieron con las características de frecuencia y volumen de trabajo establecidos en la NOM; sin embargo, la forma de operar de estos dispositivos con un accionamiento de carga y descarga llevaron a la idea de explorar un nuevo mecanismo que proporcionara perfiles de desplazamiento más suaves y con una función prescrita para el accionamiento de la bioprótesis de válvula cardíaca.

Buscando contribuir al desarrollo en la evaluación de bioprótesis de válvulas cardíacas, se ha planteado en este trabajo considerar un nuevo mecanismo de bombeo que permita proporcionar un perfil de desplazamiento más apegado al del flujo sanguíneo del ciclo cardíaco, además de ampliar el panorama de evaluación de las bioprótesis a diferentes relaciones de las fases sístole y diástole, especificadas en la NOM.

A continuación se presenta el desarrollo del mecanismo de bombeo propuesto basado en una configuración de leva-seguidor, primero se expone brevemente los aspectos más relevantes sobre el diseño de levas y después se presenta el diseño y la construcción del mecanismo leva-seguidor propuesto.

5.1 Diseño de levas

Los sistemas de levas son convenientes cuando en una máquina se requiere dar una función específica de salida. El mecanismo de leva es una herramienta útil y flexible para generar funciones, es decir, posee la cualidad de correlacionar el movimiento de entrada con el de salida a través de una función matemática prescrita.

Una leva puede ser clasificada en dos tipos dependiendo del cierre de la junta: cierre de fuerza y cierre de forma. El cierre de fuerza, como se muestra en la figura 5.1, requiere que se aplique a la junta una fuerza externa proporcionada por un resorte para mantener los dos eslabones, la leva y el seguidor, en contacto físico [3].

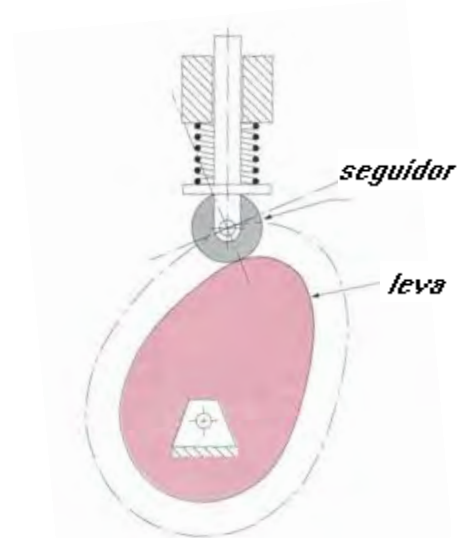


Figura 5.1 Leva de tipo cierre de fuerza [3].

El cierre de forma, como se muestra en la figura 5.2 cierra la junta por geometría; no se requiere de una fuerza externa, es decir, no necesitan de un resorte de retorno [3].

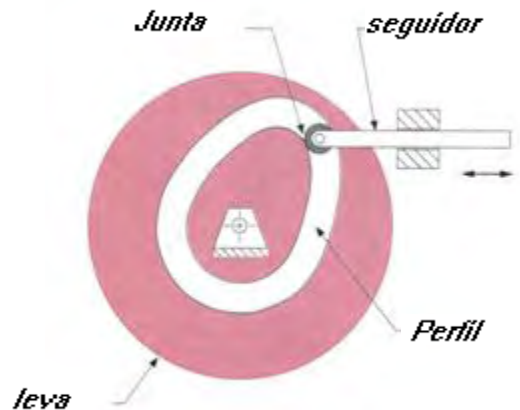


Figura 5.2 Leva de tipo cierre de forma [3].

Con altas velocidades, una leva de cierre de forma tendría choque transversal en el cambio de signo de la aceleración. El choque transversal describe la fuerza de impacto que ocurre cuando el seguidor salta repentinamente de un lado de la pista al otro en el momento en que la fuerza dinámica cambia de signo. En este momento no existe un resorte flexible para absorber la inversión de la fuerza. Las altas fuerzas de impacto en el choque transversal provocan ruido, esfuerzos elevados y

desgaste local en la leva y el rodillo; además, en la manufactura, se requiere mayor precisión para el ajuste del seguidor [3]. Con base en lo anterior, para el diseño de la leva, se propone utilizar un tipo de cierre de fuerza.

En cuanto al tipo de seguidor, se clasifican principalmente en seguidor de rodillo y seguidor de cara plana, mostrados en la Figura 5.3. El seguidor recorre toda la trayectoria de la leva y además soporta la fuerza ejercida por el resorte de conformado [3].

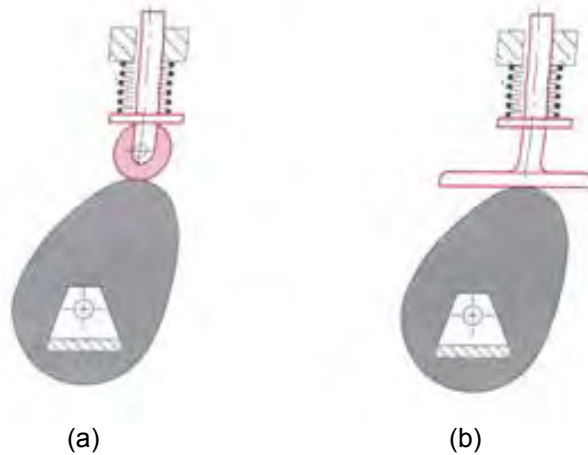


Figura 5.3. (a) Seguidor de leva tipo rodillo y (b) tipo cara plana [3].

Para las condiciones que nos competen se ha planteado utilizar un seguidor de rodillo, el cual es ventajoso por presentar fricción baja y por la facilidad para reemplazarlo, en comparación con los seguidores de cara plana que aunque son de manufactura sencilla, su diseño específico restringe su aplicación para variaciones de frecuencia. Además, de que diversos estudios han demostrado que los seguidores de rodillo operan con deslizamientos muy bajos [3].

Para definir el movimiento del seguidor es fundamental seleccionar la función matemática que se utilizará en el diseño de la leva. El proceso que se sigue es interpretar la forma circular de la leva como una función graficada en dos ejes coordenados, es decir, verla de forma “desenrollada”. La variable independiente puede ser el ángulo o el tiempo y las funciones de análisis son por lo general el desplazamiento, la velocidad, la aceleración y el jerk [3].

Dichas funciones deben examinarse minuciosamente para determinar la viabilidad del sistema de leva, aquí es importante mencionar que no se deben ignorar las funciones de orden superior como la aceleración y el jerk ya que pueden presentar discontinuidades que resultan inaceptables en el diseño de levas ya que al derivar en estos puntos se tendría puntas infinitas o funciones delta de Dirac que se verían reflejados físicamente en impactos bruscos en el mecanismo.

Con base en lo anterior, se desprende la ley fundamental del diseño de levas [3]:

“La función de leva debe ser continua por la primera y segunda derivadas del desplazamiento a través de todo el intervalo (360°)” [3]

Colorario:

“La función de Jerk debe ser finita a través de todo intervalo” [3]

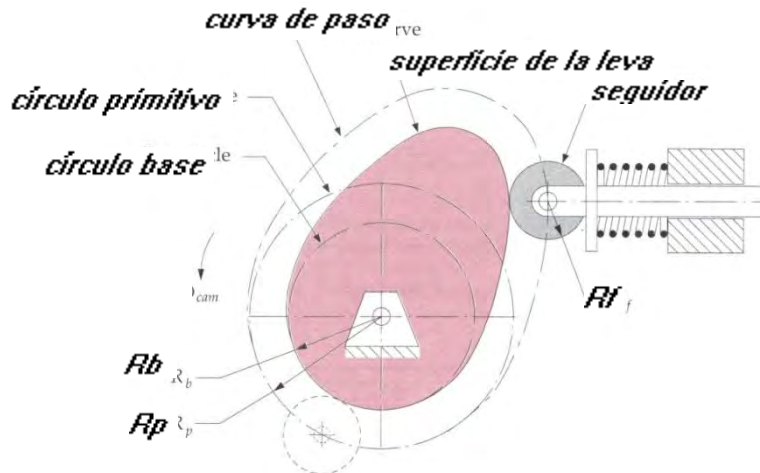
Así, en el diseño de la leva se dará gran importancia a la aceleración y la rapidez de aceleración (jerk). Es interesante observar que para un mecanismo, las aceleraciones producen fuerzas dinámicas como lo enuncia la segunda ley de Newton, cuando la masa es constante, la fuerza es proporcional a la aceleración, dichas fuerzas producen a su vez esfuerzos que deben analizarse a la par de la resistencia de los materiales. Así, un factor clave en el diseño de levas es la elección de los materiales de densidad baja y alta resistencia para las partes móviles.

En cuanto al jerk, la variación de la aceleración significa variaciones de fuerza, conocidas como fuerzas de sacudimiento que originan a su vez vibraciones que pueden resultar fatales cuando llegan a excitar las frecuencias naturales del sistema. Por lo anterior, la minimización y el control del Jerk en el diseño de los mecanismos es de gran interés, más aún cuando el requerimiento de dichos mecanismos es trabajar por periodos largos de tiempo [3].

5.1.1 Dimensionamiento de levas

Hay dos factores principales para el dimensionamiento de la leva, el ángulo de presión y el radio de curvatura, que a su vez definen al círculo base, cuando se tiene un seguidor de cara plana; o al círculo primitivo, cuando se tiene un seguidor de rodillo [3].

En nuestro caso, el centro del círculo primitivo se encuentra en el centro de rotación de la leva. El círculo primitivo se define como la menor circunferencia que pueda trazarse tangente al lugar geométrico de la línea central del seguidor, como se muestra en la figura 5.4. El lugar geométrico de la línea central del seguidor se denomina curva de paso.



5.4 Parámetros de un mecanismo de leva.

El ángulo de presión φ es el ángulo entre la dirección del movimiento (velocidad) del seguidor y la dirección del eje de transmisión. Cuando $\varphi=0$, toda la fuerza transmitida comienza el movimiento del seguidor, pero no la velocidad de deslizamiento. Cuando $\varphi=90$ no se tendrá movimiento. Como método empírico se considera un ángulo de presión entre 0° y aproximadamente 30° . Los valores de φ mayores a esta carga incrementan el deslizamiento del seguidor o la fricción del pivote a niveles no deseados y tienden a atascar el seguidor [3].

El radio de curvatura es una propiedad geométrica. Su valor y uso no se limita a levas, pero tiene gran importancia en su diseño. Un problema interesante se presenta cuando el radio del seguidor de rodillo es mayor que el radio menor local convexo ($\rho_{m n}$) en la leva. Para un diseño aceptable se utiliza el método empírico que consiste en mantener el valor absoluto del radio mínimo de curvatura $\rho_{m n}$ de la curva de paso de la leva (28), preferentemente al menos 2 veces del tamaño del radio del seguidor de rodillo [3].

$$|\rho_{m n}| \gg R_f \quad (28)$$

5.2 Diseño del mecanismo leva-seguidor

5.2.1 Análisis cinemático

Las funciones matemáticas contempladas para el diseño de la leva fueron las siguientes.

- 1.- Trapezoidal modificada
- 2.- Senoidal modificada
- 3.- Cicloidal
- 4.- Armonica doble
- 5.- Polinomial

El primer paso a seguir para la determinación de la función matemática fue el análisis de las curvas cinemáticas de cada una de ellas bajo las condiciones predeterminadas del sistema. Para ello se utilizó el programa de computadora DYNACAM [19].

Con la intención de analizar las condiciones críticas a las que estaría operando el duplicador, las funciones cinemáticas fueron obtenidas considerando un desplazamiento del seguidor de 0.02m, valor calculado en 3.2.2.1; una frecuencia de 200 cpm en donde se establece una relación sístole-diástole de 50% [1], es decir la mitad de ciclo en ascenso y la otra mitad en descenso.

Los resultados de las simulaciones para las diferentes funciones matemáticas se muestran a continuación utilizando el *software* Dynacam [19].

a) Trapezoidal modificada (Figura 5.5).

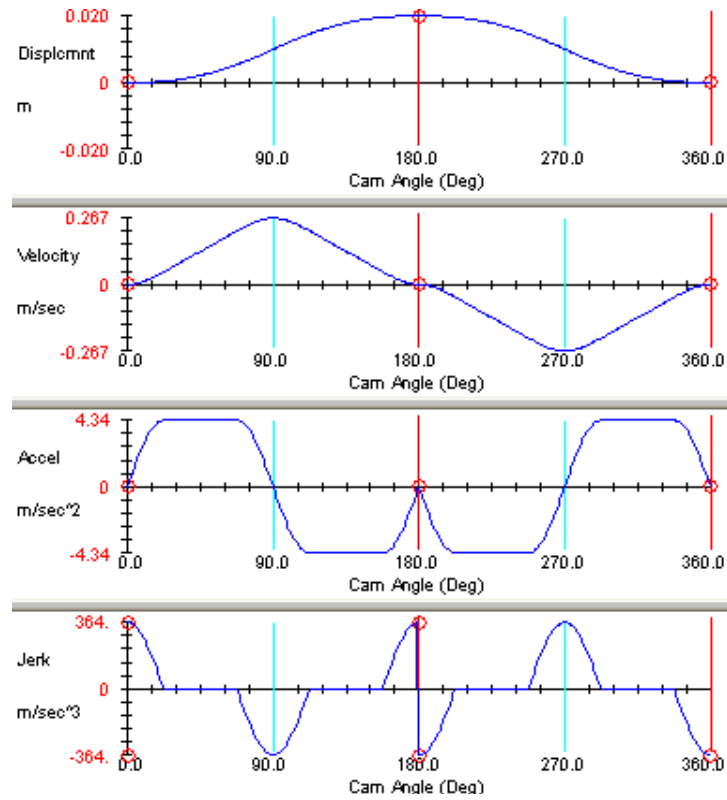


Figura 5.5. Curvas cinemáticas para una leva de tipo Trapezoidal modificada [19].

b) Senoidal modificada (Figura 5.6).

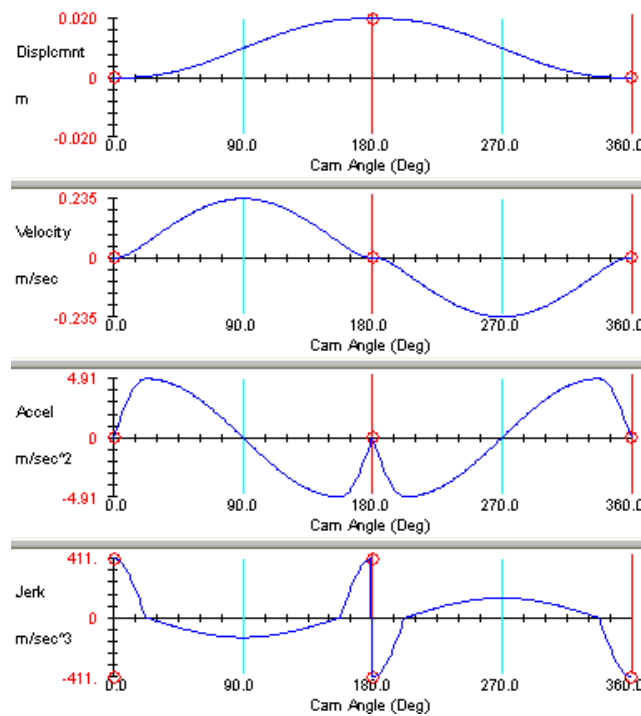


Figura 5.6. Curvas cinemáticas para una leva de tipo Senoidal modificada [19].

c) Cicloidal (Figura 5.7).

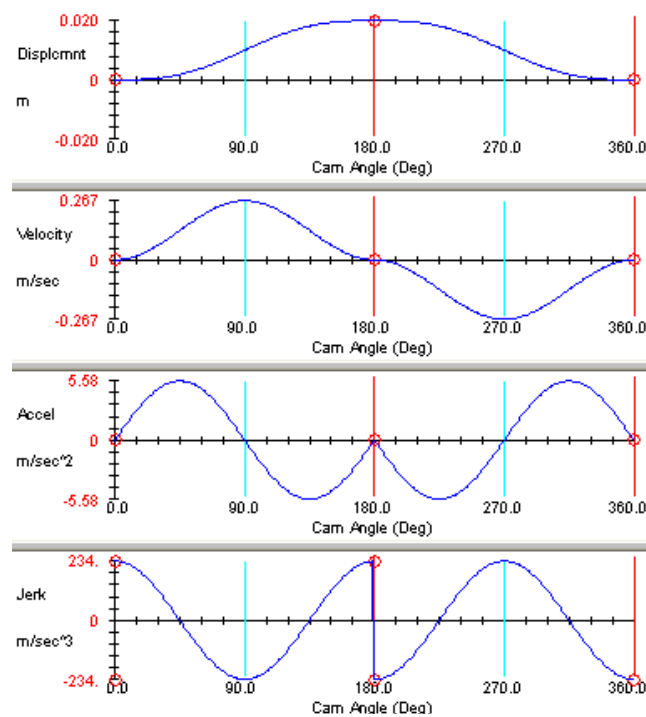


Figura 5.7. Curvas cinemáticas para una leva de tipo cicloidal [19].

d) Armónica doble (Figura 5.8).

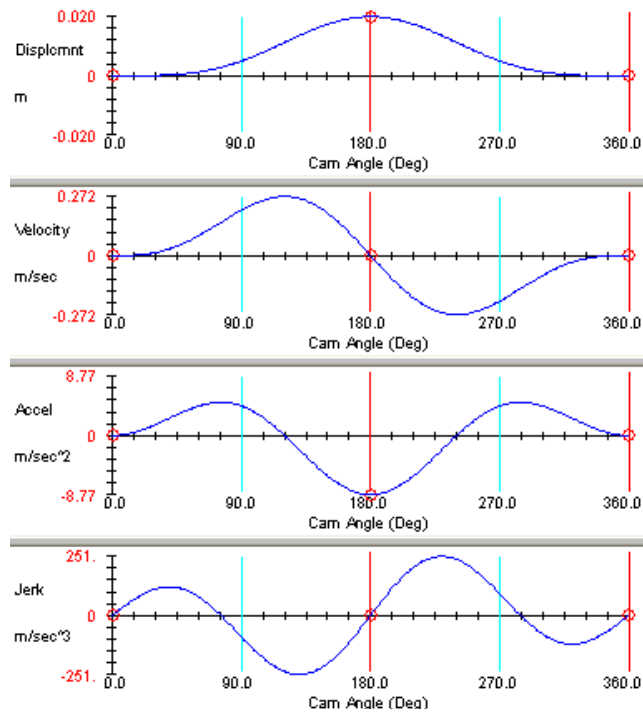


Figura 5.8. Curvas cinemáticas para una leva de tipo armónica doble [19].

e) Polinomial (Figura 5.9).

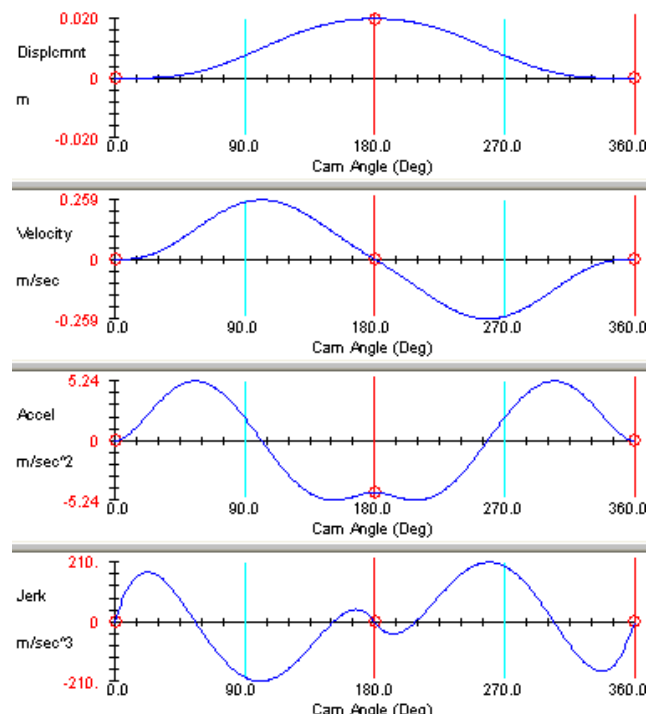


Figura 5.9. Curvas cinemáticas para una leva de tipo polinomial [19].

El análisis de los resultados de las simulaciones se resume en la tabla 4, donde se discuten los valores máximos de la velocidad, la aceleración y el jerk para cada una de las funciones matemáticas de estudio.

<i>Función</i>	<i>Velocidad Máx. [m/s]</i>	<i>Aceleración Máx. [m/s²]</i>	<i>Jerk Máx. [m/s³]</i>	<i>Comentarios</i>
Trapezoidal modificada	0.267	4.34	364	Aceleración baja pero cambio brusco en el Jerk
Senoidal modificada	0.235	4.91	411	Velocidad baja pero Cambio brusco en el Jerk
Cicloidal	0.267	5.58	234	Jerk bajo pero con cambio brusco
Armónica doble	0.272	8.77	251	Velocidad y aceleración alta pero con Jerk bajo y continuo
Polinomio	0.259	5.24	210	Combinación de velocidad y aceleración apropiado, Jerk bajo y continuo

Tabla 4. Velocidad, aceleración y jerk máximos para diferentes funciones matemáticas.

De la tabla 4 se observa que la función polinomial proporciona el mejor comportamiento para las condiciones que nos atañen, en donde se tiene un perfil suave y continuo en todas las funciones cinemáticas; asimismo, presenta la magnitud más baja para el Jerk y bajos valores para la velocidad y la aceleración.

Con el resultado anterior, se analizarán las curvas cinemáticas para una relación sístole-diástole de 35% y 45% que se especifican en la NOM [1]. Las simulaciones se muestran en las figuras 5.10 y 5.11, respectivamente. De donde se concluye la viabilidad del mecanismo leva-seguidor para dichas relaciones sístole-diástole requeridas por la NOM [9].

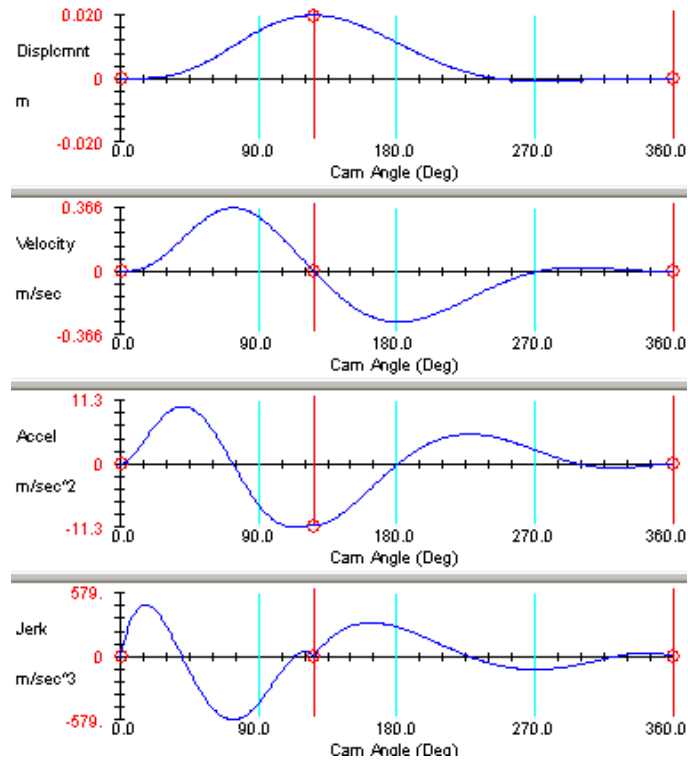


Figura 5.10. Curvas cinemáticas para una relación sístole/diástole de 35 % [19].

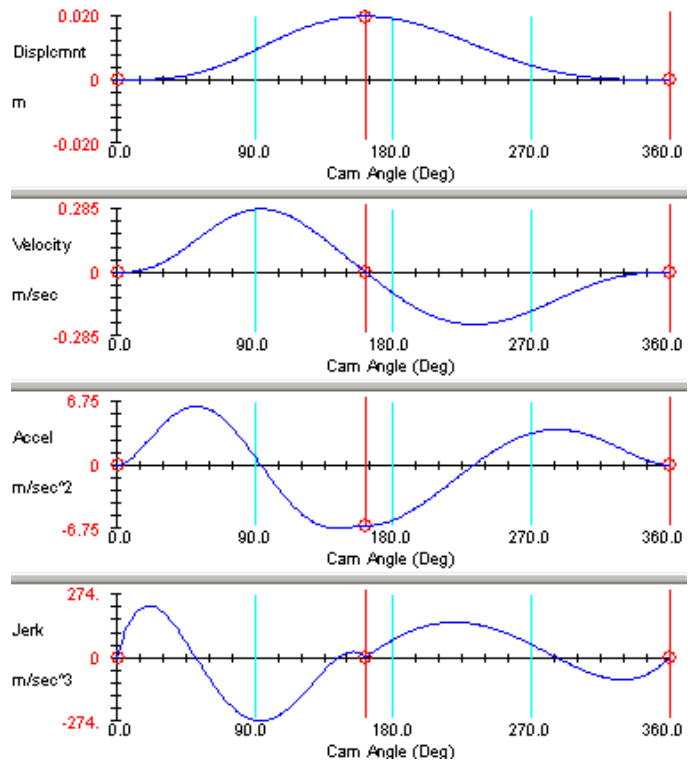


Figura 5.11. Curvas cinemáticas para una relación sístole/diástole de 45 % [19].

5.2.2 Dimensionamiento y perfil de la leva.

Una vez determinada la función polinomial, se continuó con el dimensionamiento de la leva para conocer el ángulo de transmisión y el radio mínimo de curvatura. Utilizando el *software* de diseño DYANCAM [19] se obtuvo el perfil de la leva mostrado en la figura 5.12, utilizando la recomendación del autor [3], se consideró una relación de 2.5 entre el radio del seguidor y el radio primitivo de la leva.

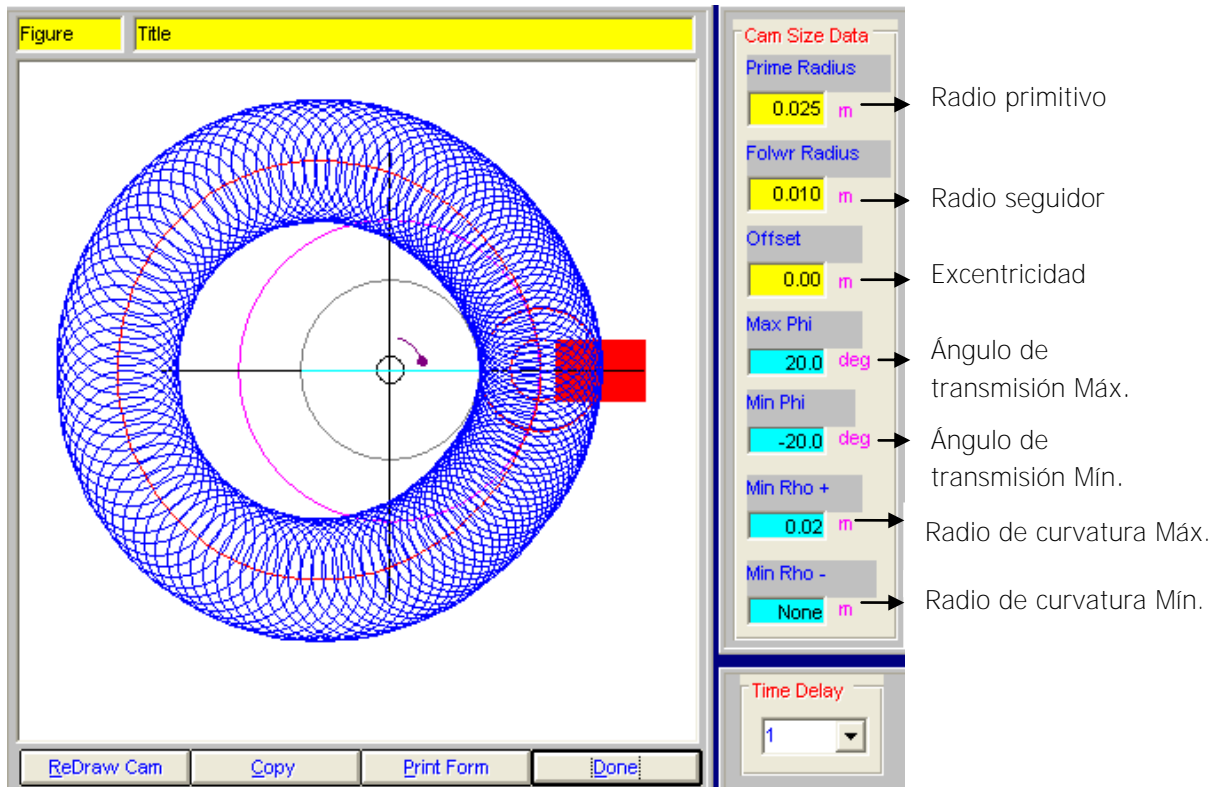


Figura 5.12. Perfil de la Leva [19]

En la simulación se tiene un ángulo de transmisión de 20.0° que se encuentra dentro de lo satisfactorio para el diseño y se consigue una relación de 2.5 entre el radio del seguidor y el radio primitivo de la leva siguiendo las recomendaciones de la literatura [3] para evitar problemas con el radio de curvatura entre los elementos, el cual resulta de 0.02 [m] que cumple con ser mayor al radio del seguidor de 0.01 [m].

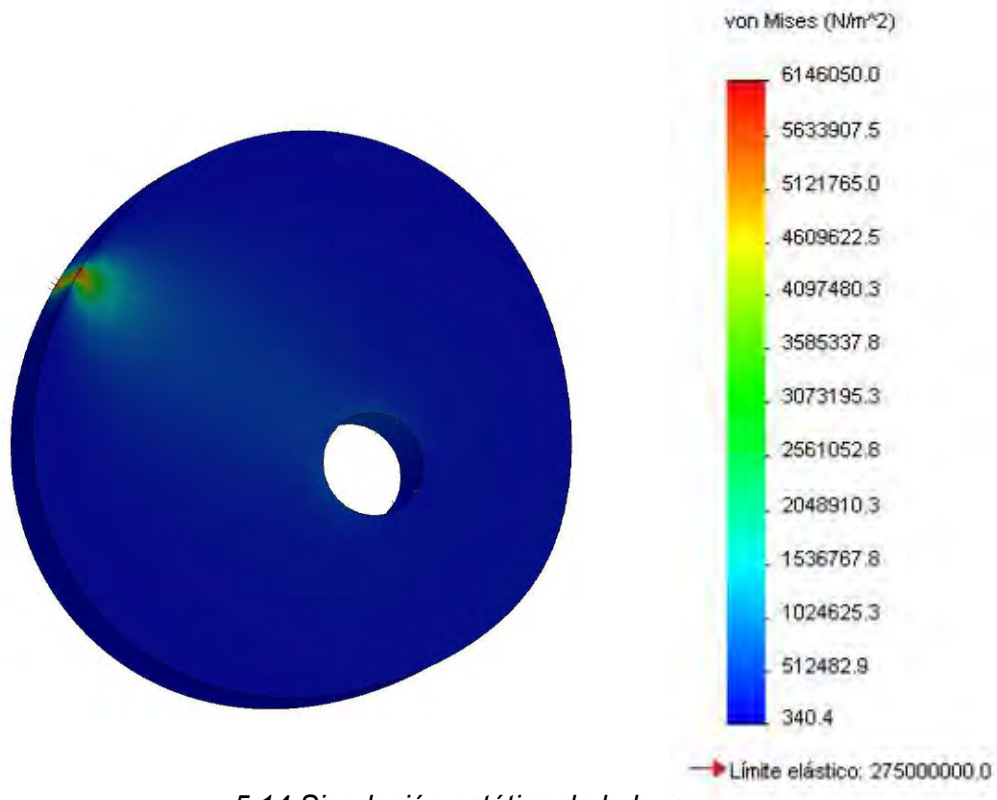
Por otra parte, la simulación arrojó que el perfil de la leva resultaba ser independiente de la frecuencia de trabajo, situación conveniente para hacer posible el funcionamiento del mecanismo a diferentes regímenes de frecuencia como se enuncia en uno de los requerimientos que nos competen.

5.2.3 CAD de la leva

Como siguiente paso se realizó el diseño en CAD de la leva, con las características obtenidas en la simulación descrita en la sección 5.2.2, utilizando la herramienta Toolbox del programa SolidWorks. El modelo se muestra en la figura 5.13.



Figura 5.13. Diseño en CAD de la leva

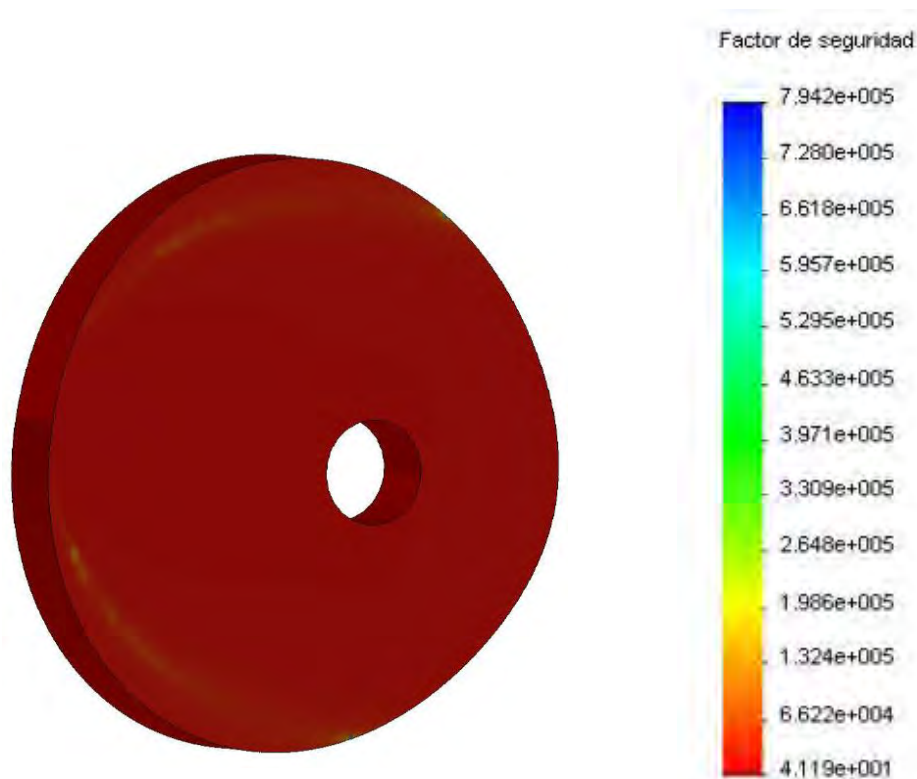


5.14 Simulación estática de la leva.

En la Figura 5.14 se muestra la simulación estática en las condiciones donde se presenta la fuerza máxima entre la leva y el seguidor. Se consideró al aluminio como material de la leva por su alta resistencia a la corrosión y su baja densidad, por otra parte, se consideró la fuerza de 58.1 [N], determinada en 5.2.5 (Figura 5.18).

En la simulación es posible apreciar que los valores de esfuerzo en la leva se encuentran muy por debajo del límite elástico para un material de aluminio cuyo valor es de 270 MPa.

En la Figura 5.15 se muestra la simulación dinámica donde se determina el factor de seguridad.



5.15 Simulación dinámica de la Leva.

Las simulaciones dejaron ver un buen funcionamiento en la leva bajo los esfuerzos de operación, al resultar un factor de seguridad de 4. Con base en estos resultados fue posible llevar a cabo la manufactura de la leva presenta a continuación.

5.2.4 CAM y manufactura de la Leva

Para la manufactura de la leva, resultó ventajoso contar en el GMM con una máquina CNC que permite manufacturar este tipo de elementos tan complejos dejando una superficie prácticamente uniforme ya que el corte es continuo. Se utilizó el programa VisiCam para generar el código en lenguaje G y M que es interpretado finalmente por la máquina CNC para realizar las operaciones de corte correspondientes. En la figura 5.16 se muestra la simulación por computadora de la manufactura de la Leva.

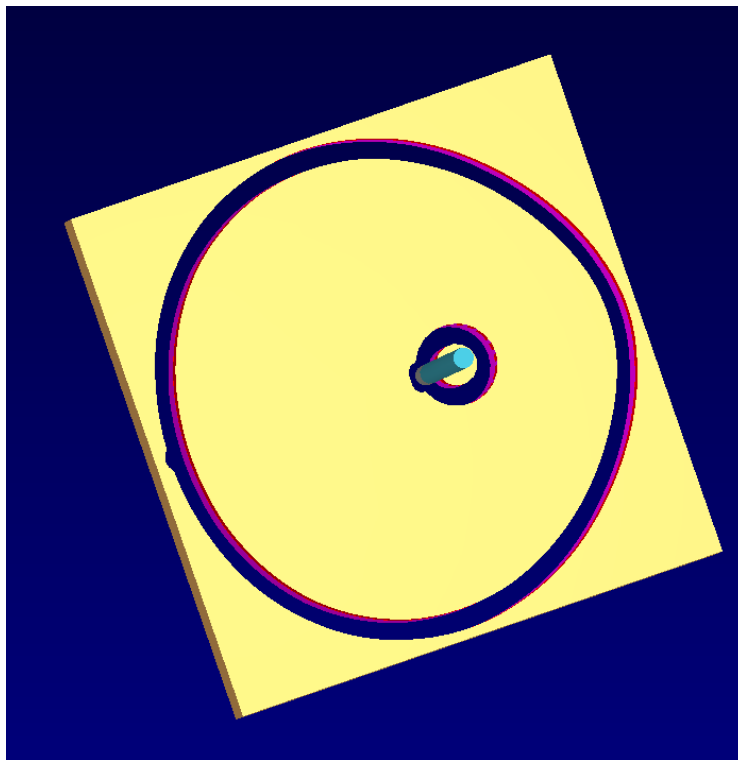


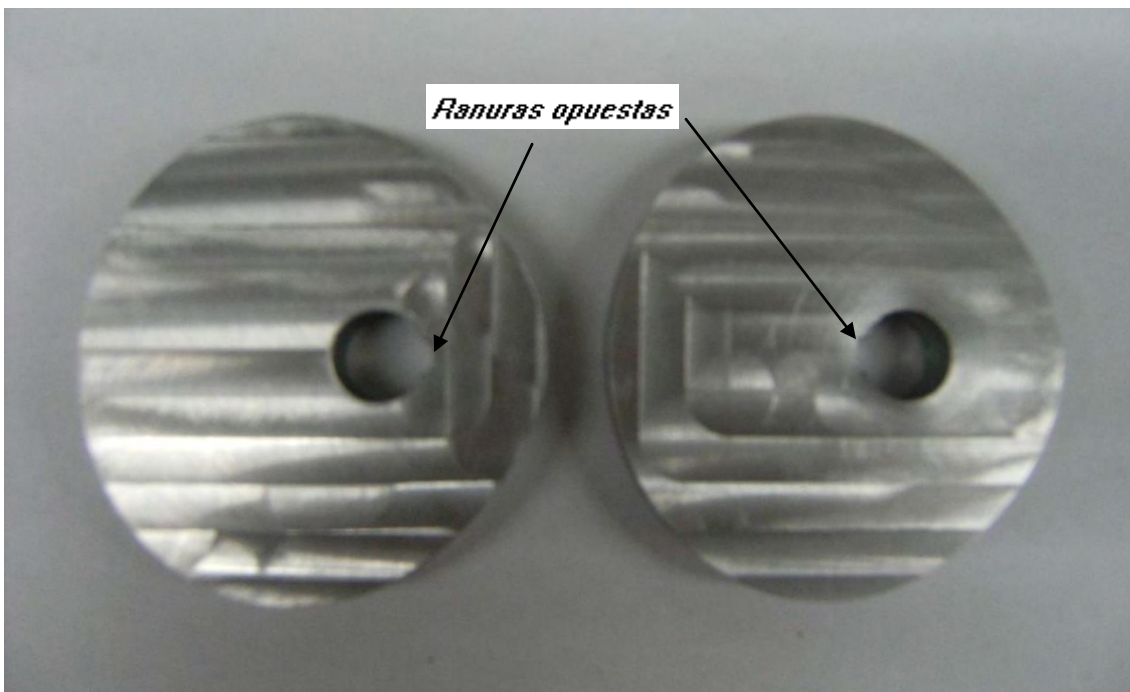
Figura 5.16 Simulación CAM de la Leva.

Dado que los sistemas de levas pueden ser balanceados mediante una configuración de levas conjugadas, es decir, levas opuestas, se realizó la manufactura de dos levas mostradas en la figura 5.17 utilizando la máquina CNC con la que se cuenta en el GMM.



Figura 5.17 Manufactura de la leva.

En la figura 5.18 se muestran la apariencia final de las levas conjugadas, característica conseguida, al tener ranuras opuestas en la caja circular central.

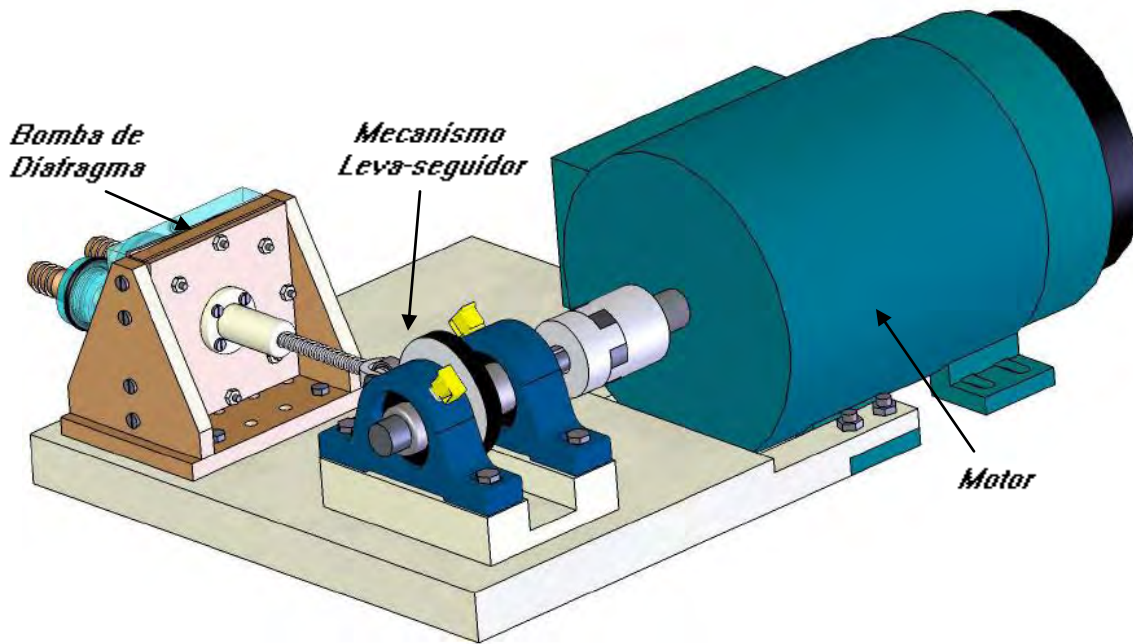


5.18. Apariencia final de las levas conjugadas.

5.2.5. Mecanismo leva- seguidor

Teniendo el diseño de la leva fue posible abordar el diseño para el mecanismo leva-seguidor.

En el diseño se buscó acoplar el prototipo de diafragma expuesto en el capítulo anterior. El resultado del modelo se muestra en la figura 5.17, en donde se aprecia el sistema bomba de diafragma, el mecanismo leva-seguidor y el motor utilizado.



5.17 CAD del Mecanismo leva seguidor con el sistema de diafragma.

El motor empleado es un motor conectado a un variador de frecuencia con el que se cuenta, cuya potencia (P) es de 1 HP, la frecuencia de trabajo es 60 Hz y un número de rpm (n_r) de 1711 nominales.

El par necesario para la operación del mecanismo a 200 rpm se determina mediante el software DYNACAM [19]. La simulación se muestra en la Figura 5.18, donde se obtiene un par máximo de 1.2 [Nm]. El par que proporciona el motor bajo estas condiciones es el siguiente:

$$T = \frac{P}{n_r} \quad (29)$$

$$T_{200 \text{ rpm}} = \frac{(1[CP] \times 746 \left[\frac{W}{CP} \right])}{(1711[rpm] \times \frac{1[min]}{60[s]})}$$

$$T_{200 \text{ rpm}} = 26.16 [Nm]$$

Así, el par del motor resulta suficiente para el par que se requiere en el mecanismo leva-seguidor.

Por otra parte, en la simulación de la Figura 5.18 se obtiene el valor para la constante de elongación de resorte de 2115 [N/m] y la precarga en el mecanismo de 20 [N].

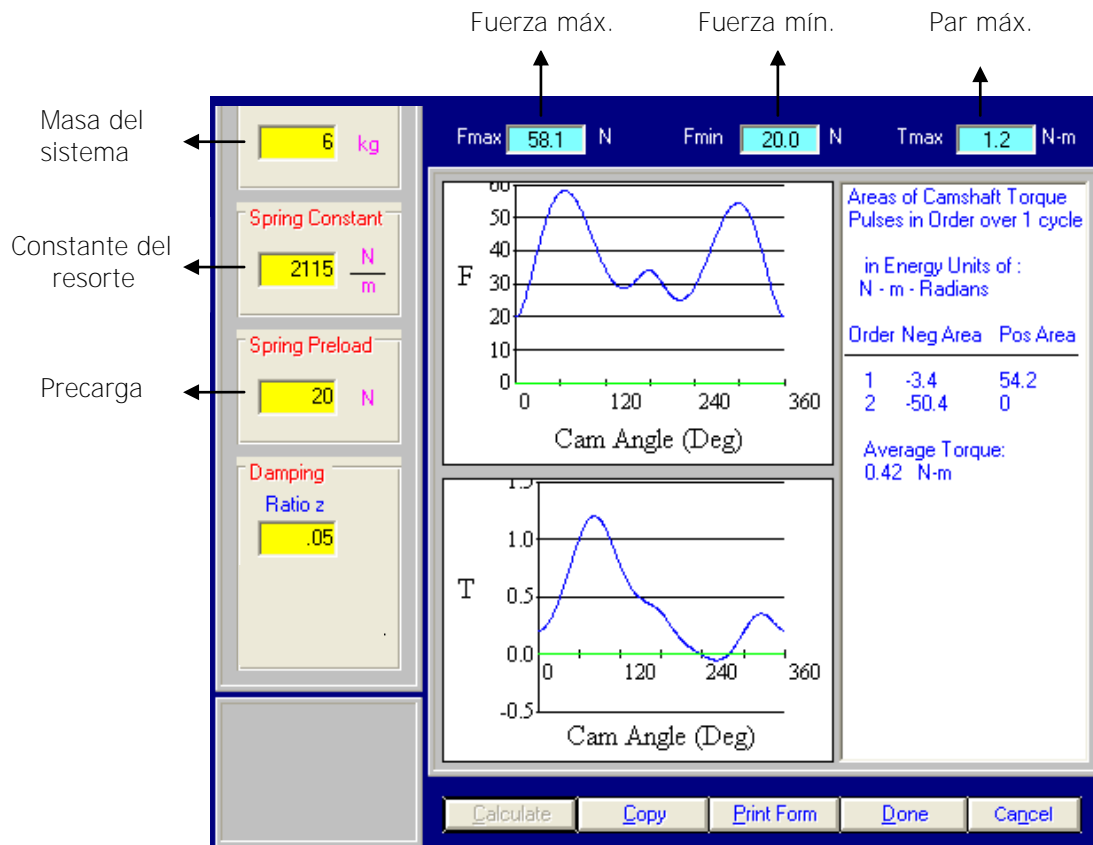


Figura 5.18. Simulación dinámica del mecanismo leva-seguidor.

Cabe mencionar que tanto el valor de la constante del resorte como la precarga se determinaron a través de un proceso de iteración de tal forma que se obtuviera un resorte lo suficientemente rígido para el regreso del seguidor y al mismo tiempo conseguir los mínimos valores posibles para la fuerza y el torque en el sistema.

Continuando con la configuración del mecanismo leva-seguidor, los elementos componentes del mecanismo leva-seguidor se indican en la figura 5.19, y en la figura 5.20 se observan los elementos manufacturados.

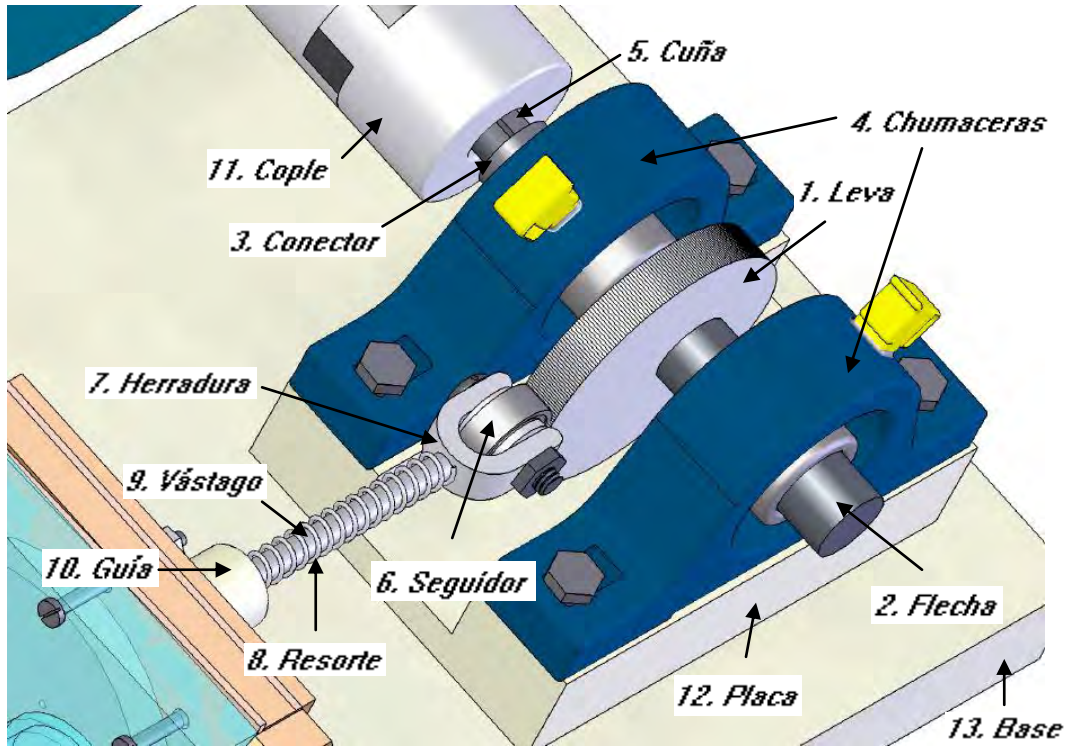
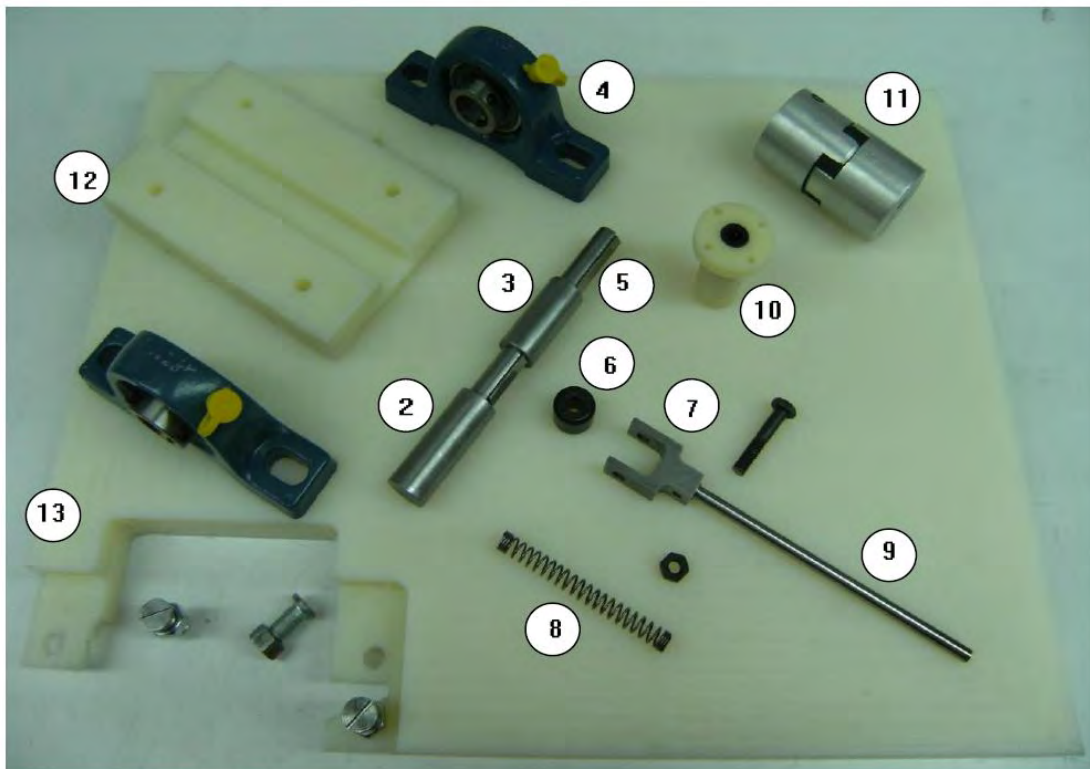
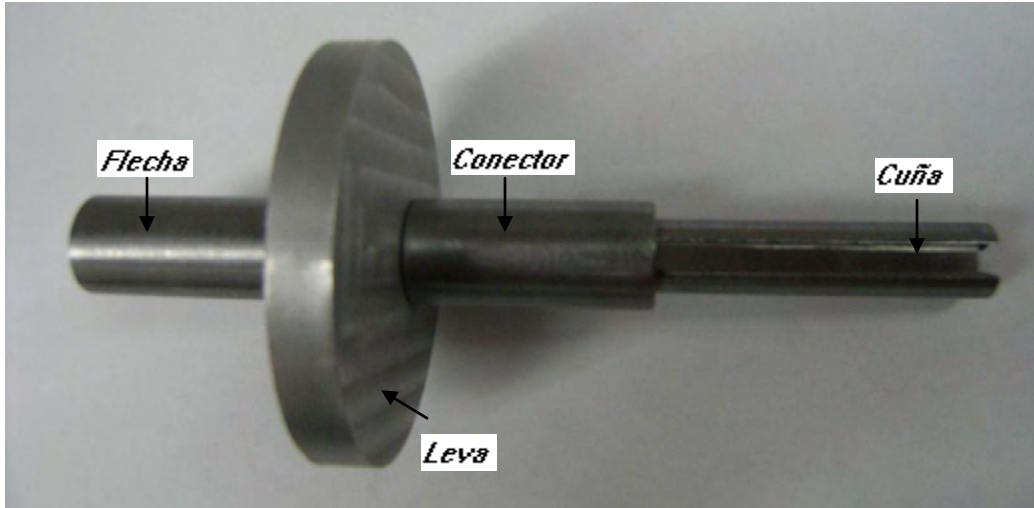


Figura 5.19 Componentes en CAD del mecanismo leva-seguidor.



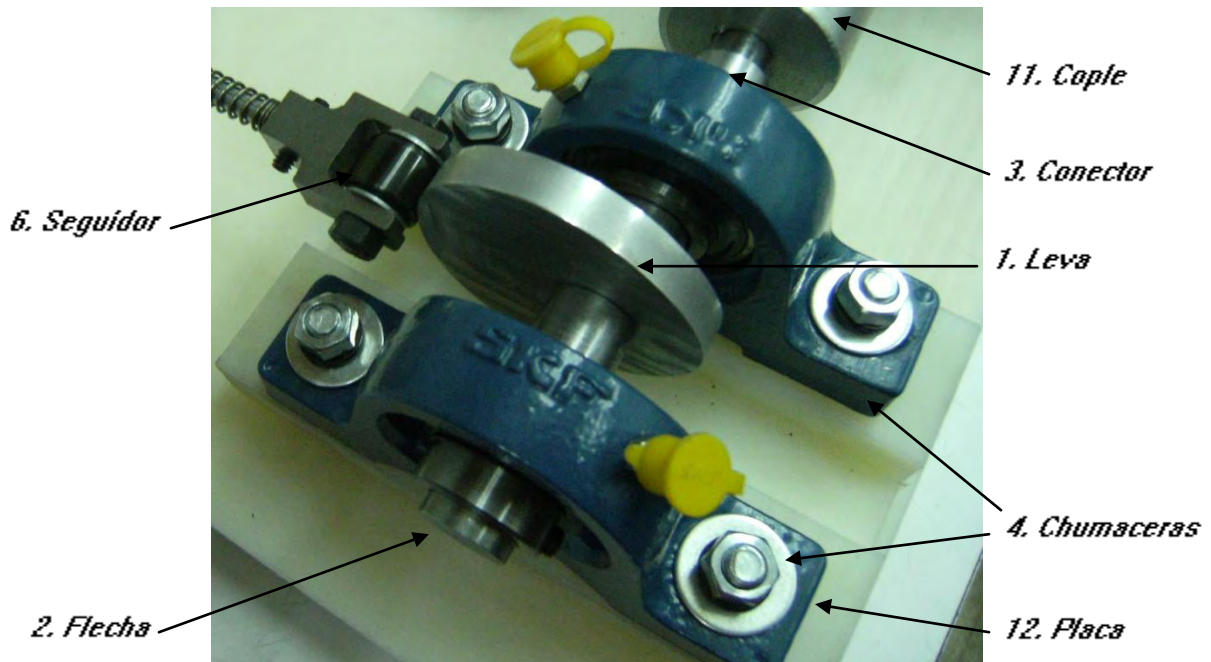
5.20. Componentes físicos del mecanismo leva-seguidor.

La leva se cocola entre una flecha y un conector, ambos de acero y de 3/4 " de diámetro exterior (2 y 3 de la figura 5.20), cuyo ensamble se observa en la figura 5.21. Tanto la flecha como la leva tienen ranuras en donde se monta una cuña que impide el deslizamiento entre ambos elementos. Para la cuña, se utiliza un buril de 3/16".



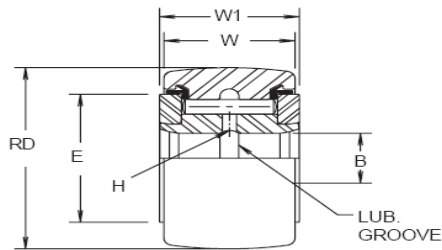
5.21 Ensamble de la leva con la flecha y el cople.

La flecha (2 de la fig 5.22) se soporta entre dos chumaceras (4) y se conecta al eje del motor a través de un cople (11). Las chumaceras se colocan sobre una placa de nylamid (12) necesaria para igualar la altura de la leva (1) con el seguidor (6).



5.22 Ensamble del mecanismo de leva.

En cuanto al seguidor (6), se utilizó un seguidor de leva comercial de diámetro exterior (RD) de $\frac{3}{4}$ " y con dimensiones que se indican en la figura 5.23.

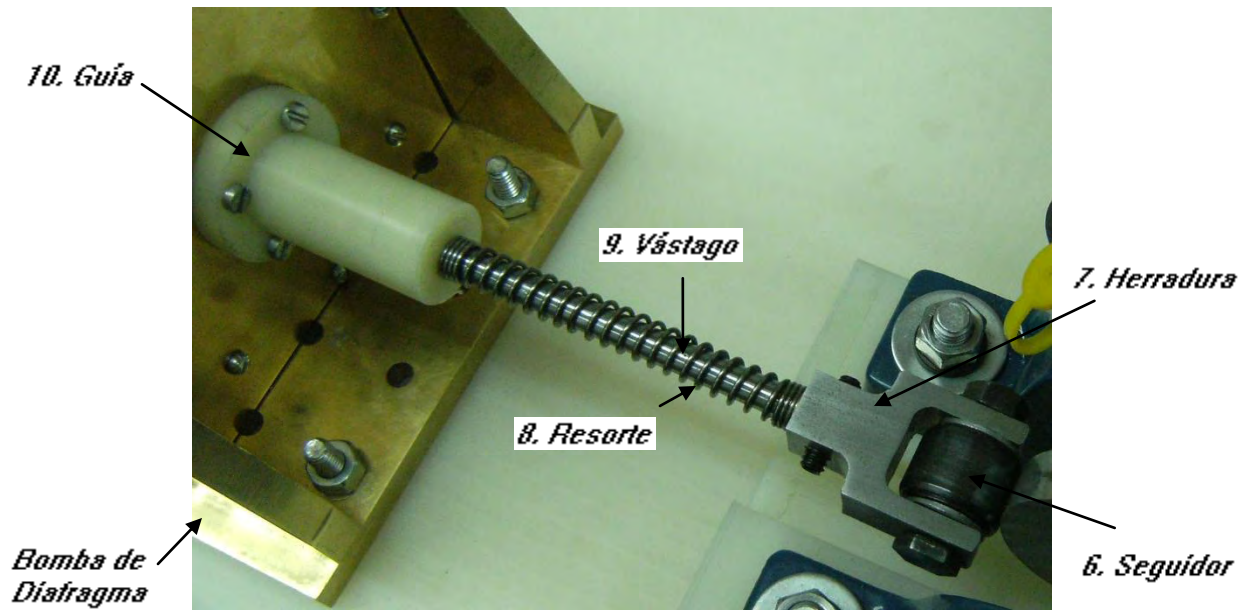


SEALED BRG. NO.	ROLLER DIA. (RD) +.000 -.001	ROLLER WIDTH (W) +.000 -.005	BORE (B)		WIDTH OVER END PLATES (W) +.005 -.010	DIA. OF END PLATES (E)	OIL HOLE (H) DIA.	MIN. BOSS DIA.	SHAFT DIA.						MAX. STATIC CAPACITY LBS.	BASIC DYN. RATING LBS.
			NOM.	TOL.					PUSH FIT		DRIVE FIT		PRESS FIT			
									NOM.	TOL.	NOM.	TOL.	NOM.	TOL.		
CYR-3/4-S	.750	.500	.250	+0.0002 -.0004	.5625	39/64	3/32	1/2	.2495	±.0002	.2501	±.0002	.2503	±.0002	4130	1660

5.23. Dimensión del seguidor de leva (mm) [21].

El seguidor (6 de la figura 5.24) se sujeta mediante un tornillo a una pieza de herradura (7), que se encuentra en un extremo del vástago (9). Para este último, se utilizó una barra rectificada de $\frac{1}{4}$ " de diámetro.

El resorte (8) se aloja en el vástago y queda atrapado entre la herradura y una guía (10). La guía, de nylamid, se empotra al sistema de diafragma a través de tornillos; en ella, se alojan dos rodamientos lineales que hacen posible el deslizamiento suave del vástago.



5.24. *Ensamble del mecanismo seguidor.*

Finalmente se tiene una base (13) de nylamid en donde se montan: el motor, el mecanismo de leva y el sistema de diafragma mediante tornillos, como se muestra en la figura 5.25.

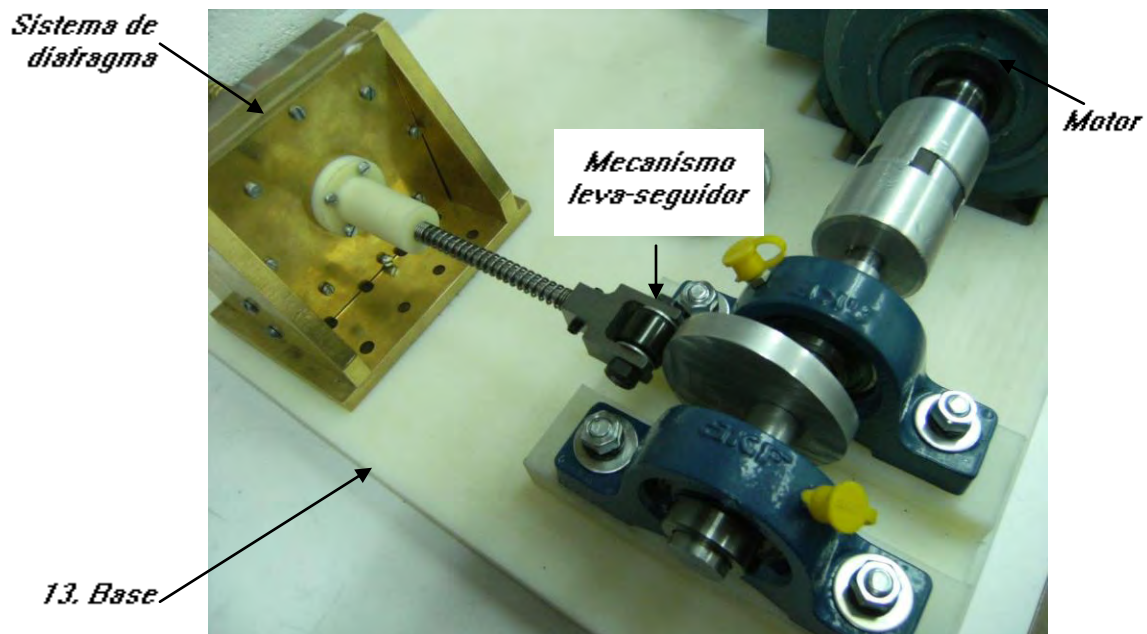


Figura 5.25 *Base para conectar el sistema de diafragma, el mecanismo leva-seguidor y el motor.*

Para el proceso de ensamble, se midieron las alturas (Figuras 5.26 y 5.27), principalmente del vástago sujetado al sistema de diafragma y la flecha de chumaceras, para ello se utilizó un maestro de alturas con el que cuenta el Grupo de Metrología del CCADET.

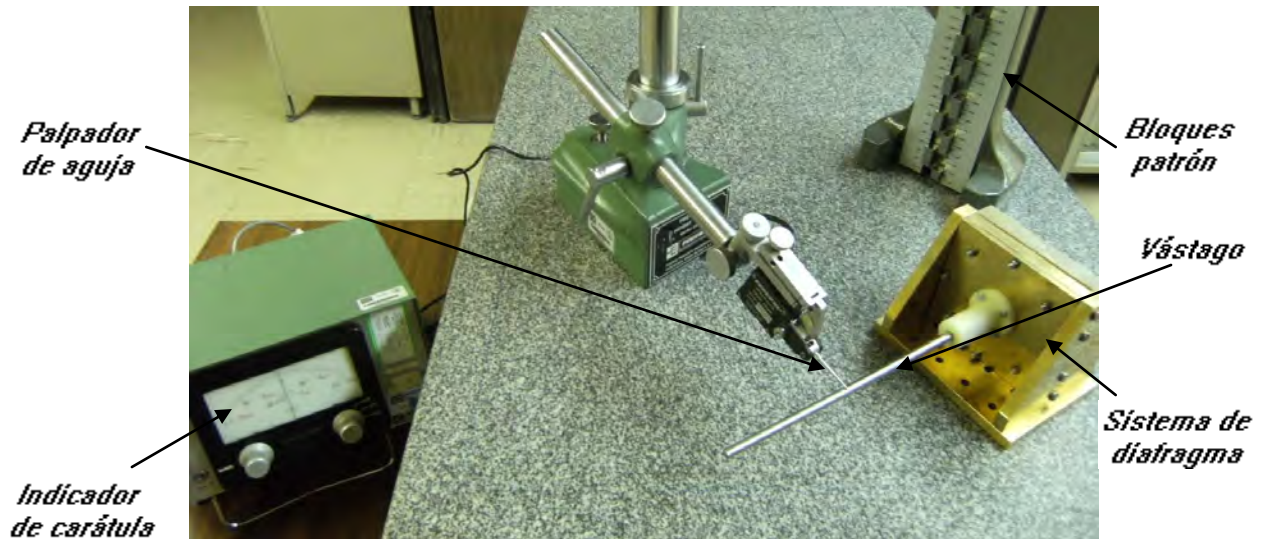
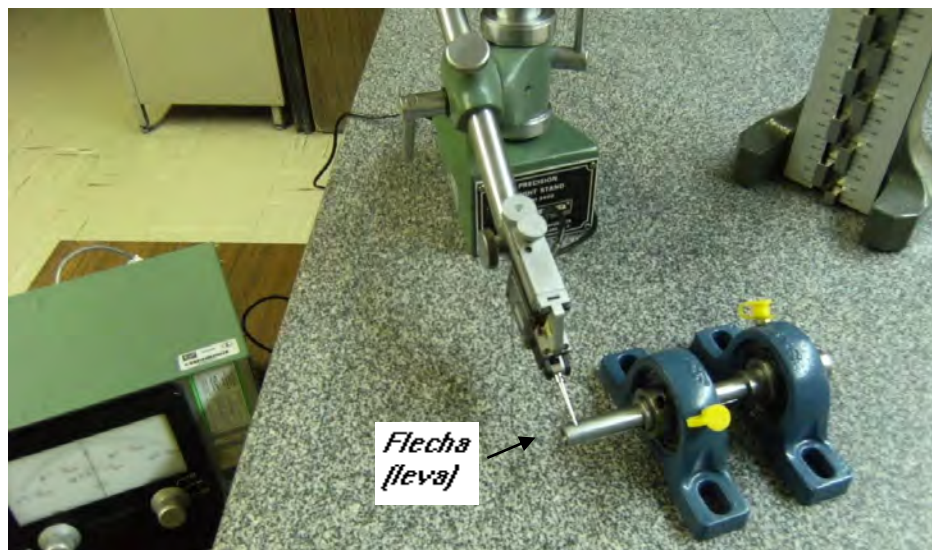


Figura 5.26. Medición de la altura del vástago utilizando un maestro de alturas.



5.27. Medición de la altura de la flecha utilizando un maestro de alturas.

El ensamble final del prototipo se muestra en la figura 5.28.

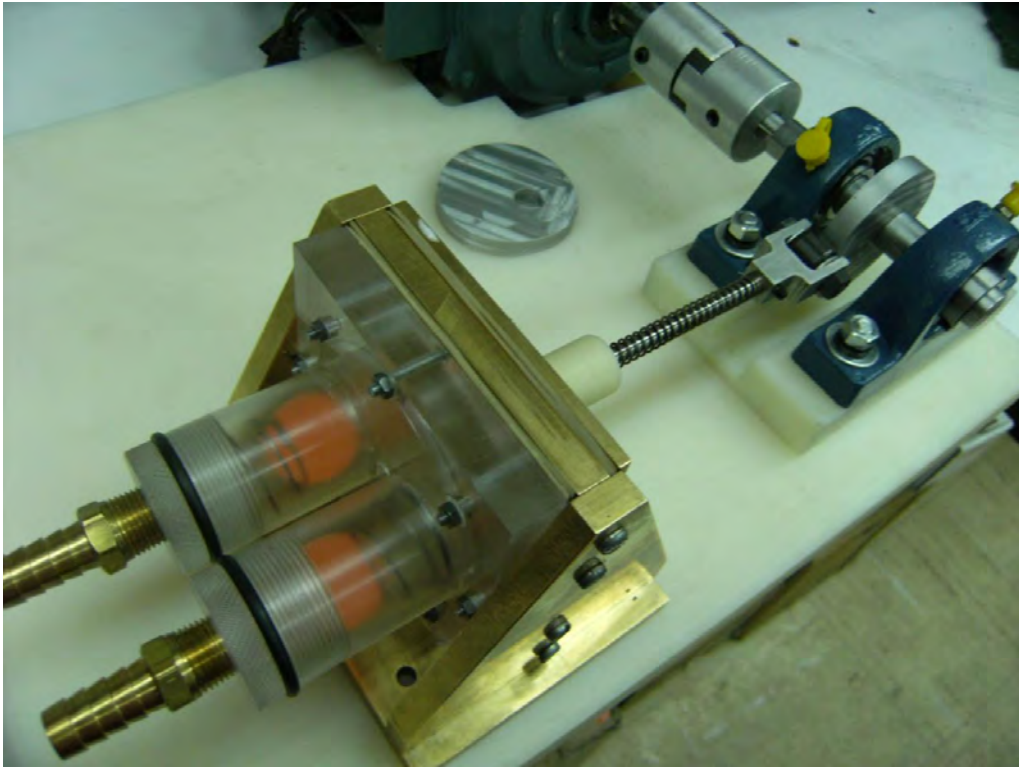


Figura 5.28. Ensamble final del prototipo de bombeo.

Pruebas y resultados

Prueba 1. Evaluación del mecanismo leva-seguidor balanceado (sistema de levas conjugadas).

La prueba consiste en evaluar el desempeño del balance del mecanismo a partir de un sistema de levas conjugadas o levas opuestas, la evaluación se realiza sin líquido de prueba y la operación se lleva a cabo en el intervalo de frecuencias de 27 [cpm] a 300 [cpm].

Para esta prueba, se analizó al mecanismo, primero con una sola leva (sistema no balanceado), como se muestra en la figura 6.1, y después con dos levas opuestas (sistema balanceado), como se muestra en la figura 6.2; para finalmente comparar el funcionamiento de cada uno de ellos.

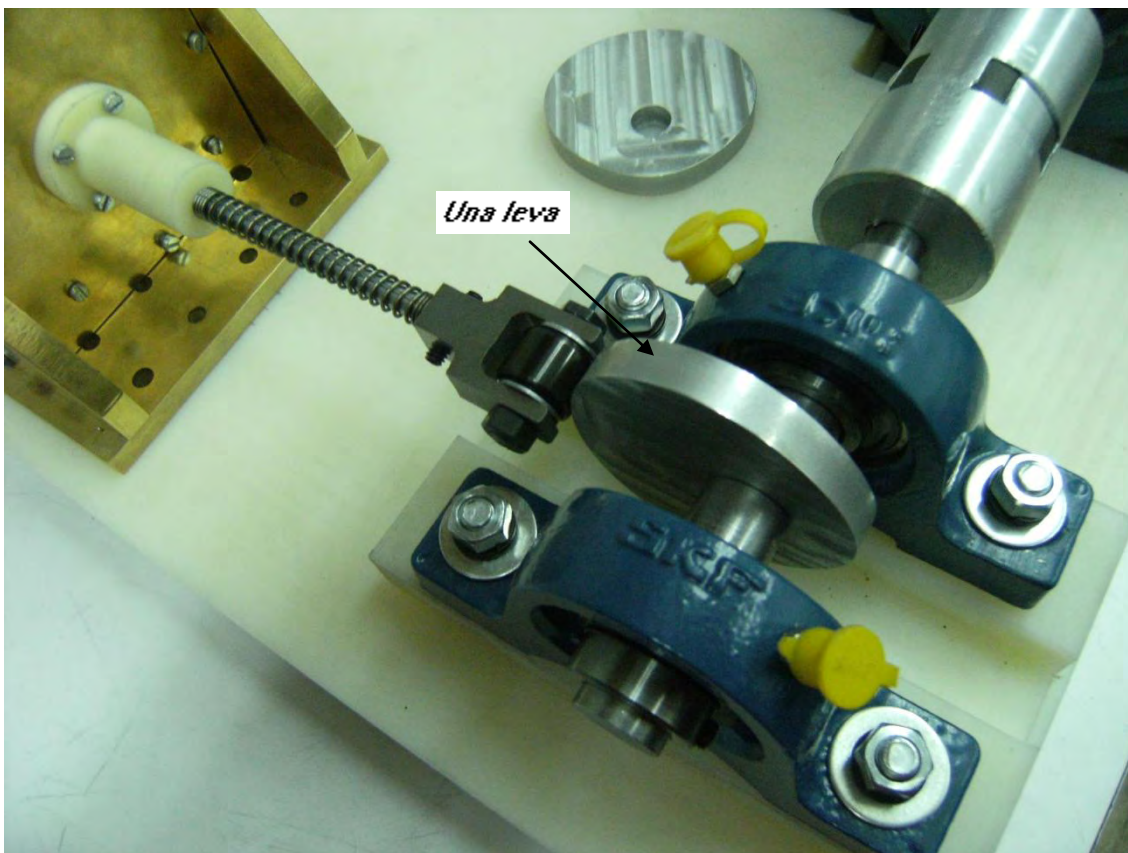


Figura 6.1 Mecanismo con una leva (no balanceado).

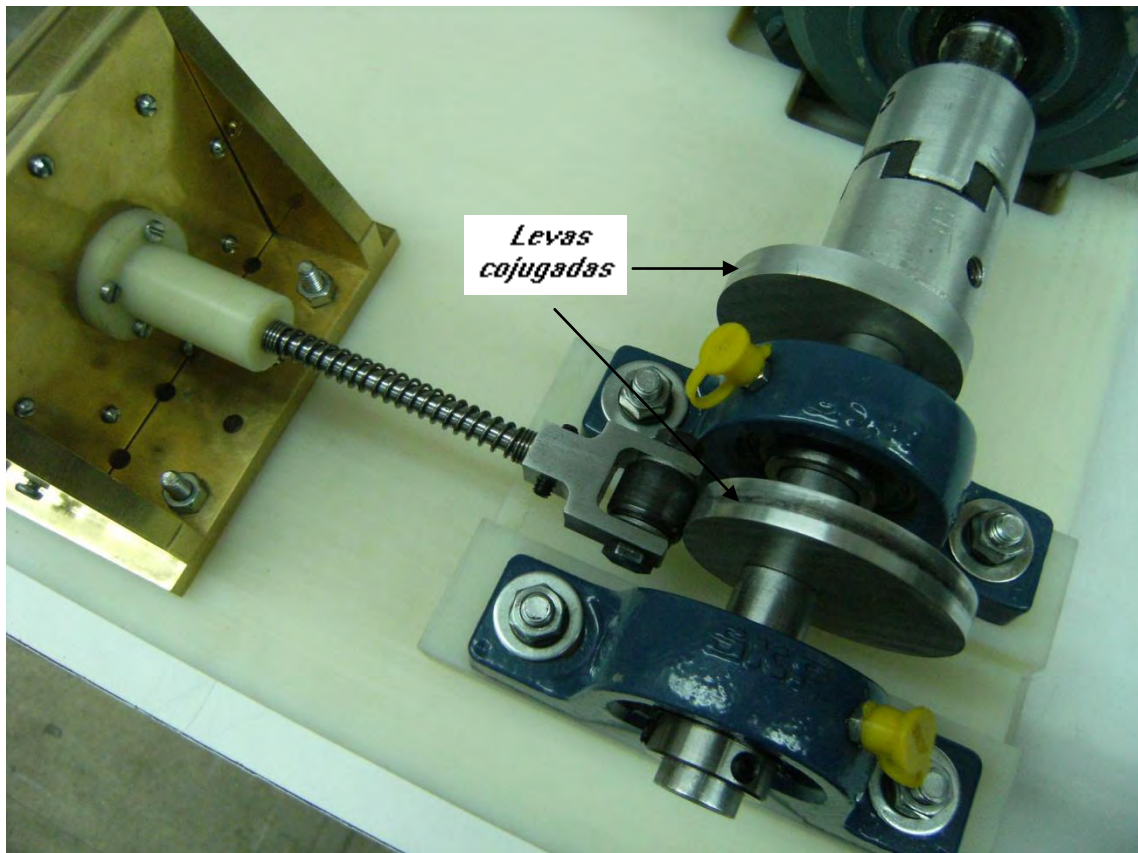


Figura 6.2 Mecanismo con los levas conjugadas balanceado.

Observaciones: En la operación se observa que en ambas configuraciones, la leva y el seguidor se encuentran en contacto, en todo momento; sin embargo, se observa un mejor funcionamiento del mecanismo bajo el sistema de levas conjugadas, al reducir sustancialmente las vibraciones presentadas por el mecanismo con una sola leva.

Por lo tanto, la propuesta para balancear al mecanismo, mediante un sistema de levas conjugadas, resultó una solución sencilla y satisfactoria en su funcionamiento.

Prueba 2. Evaluación del desempeño de la membrana.

Esta prueba consiste en observar la deformación de la membrana en el sistema de diafragma (Figura 6.3), producida por el desplazamiento del vástago del seguidor en cada ciclo de bombeo, igualmente la operación se realiza a diferentes regímenes de frecuencia pero con líquido de prueba.

La membrana se conecta en su centro con un extremo del vástago mediante un tornillo, por lo que se espera que el desplazamiento del vástago produzca, en la membrana, una deformación a manera de cono.

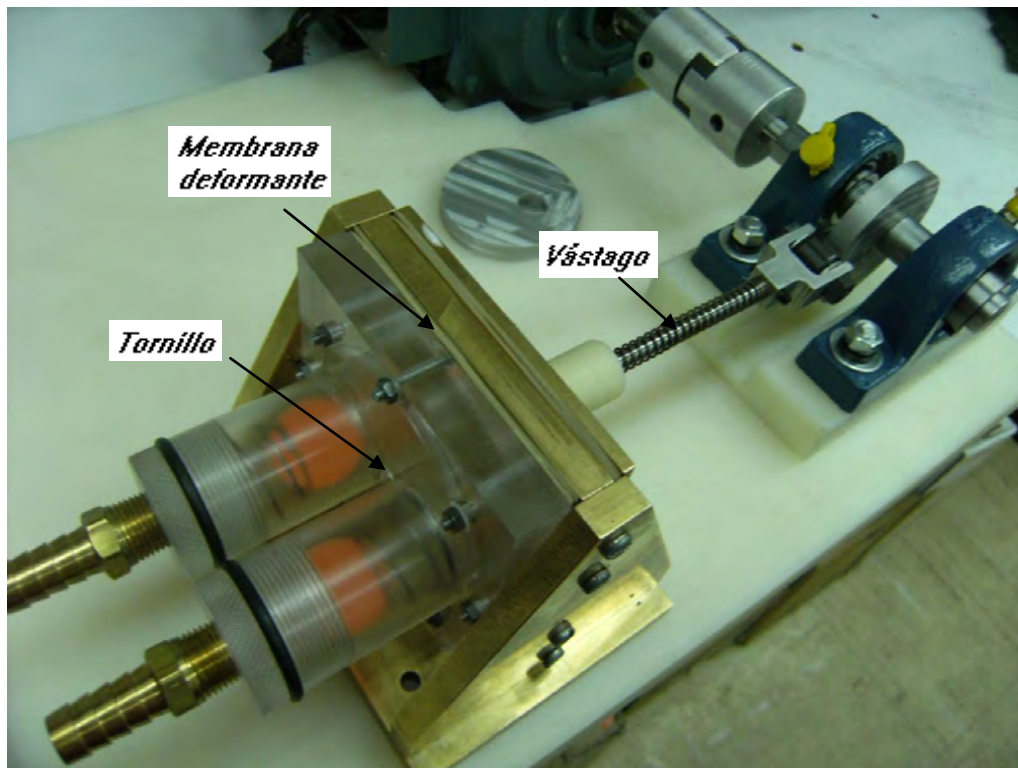


Figura 6.3. Membrana en el sistema de diafragma.

El método utilizado para evaluar la deformación de la membrana, fue a través del volumen enviado por ciclo. El volumen debe aproximarse al volumen de un cono teóricamente calculado en la sección 4.3, de 35 ml.

El dispositivo experimental se muestra en la figura 6.4, en donde se conectó una manguera en cada una de las boquillas del sistema de diafragma; el líquido se extrae de un contenedor y es enviado a un recipiente graduado. El volumen enviado se obtiene indirectamente con el gasto medido en la operación del sistema.

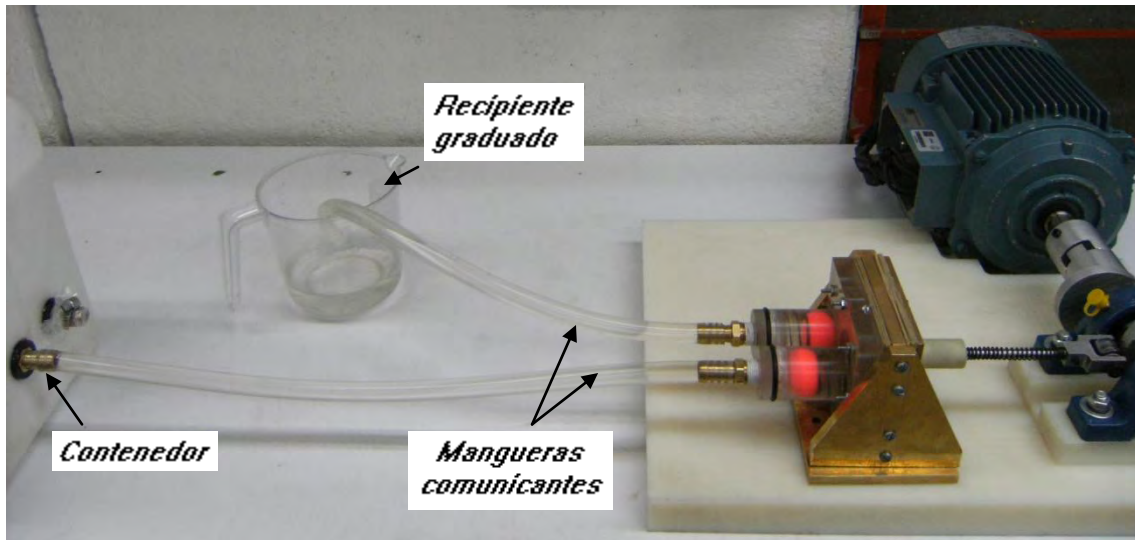


Figura 6.4. Dispositivo experimental para medir la deformación de la membrana a través de volumen enviado por la misma.

Observaciones: La deformación de la membrana resultó ser insuficiente para aproximarse al volumen del cono buscado, el volumen enviado resultó de 6.6 ml. La deformación se presentó sólo en la parte central donde se conecta la flecha con la membrana.

Prueba 4. Evaluación de la membrana con disco.

Para conseguir una deformación significativa en la membrana se adaptaron dos discos en la membrana de 3.4 cm de diámetro para aprovechar trabajar con un volumen mayor, ahora de 50 [ml]. Los discos se colocan uno adelante y otro atrás de la membrana (Figura 6.5). El volumen enviado se calcula teóricamente mediante la geometría de un cono truncado mostrado a continuación:

$$V_{truncado} = \frac{\pi}{12} (D^2 H - d^2 h) \quad (30)$$
$$V_{truncado} = \frac{\pi}{12} ((8 \text{ cm})^2 (3.4 \text{ cm}) - (4 \text{ cm})^2 (1.4 \text{ cm})) \quad (31)$$
$$V_{truncado} = 50 \text{ [ml]}$$

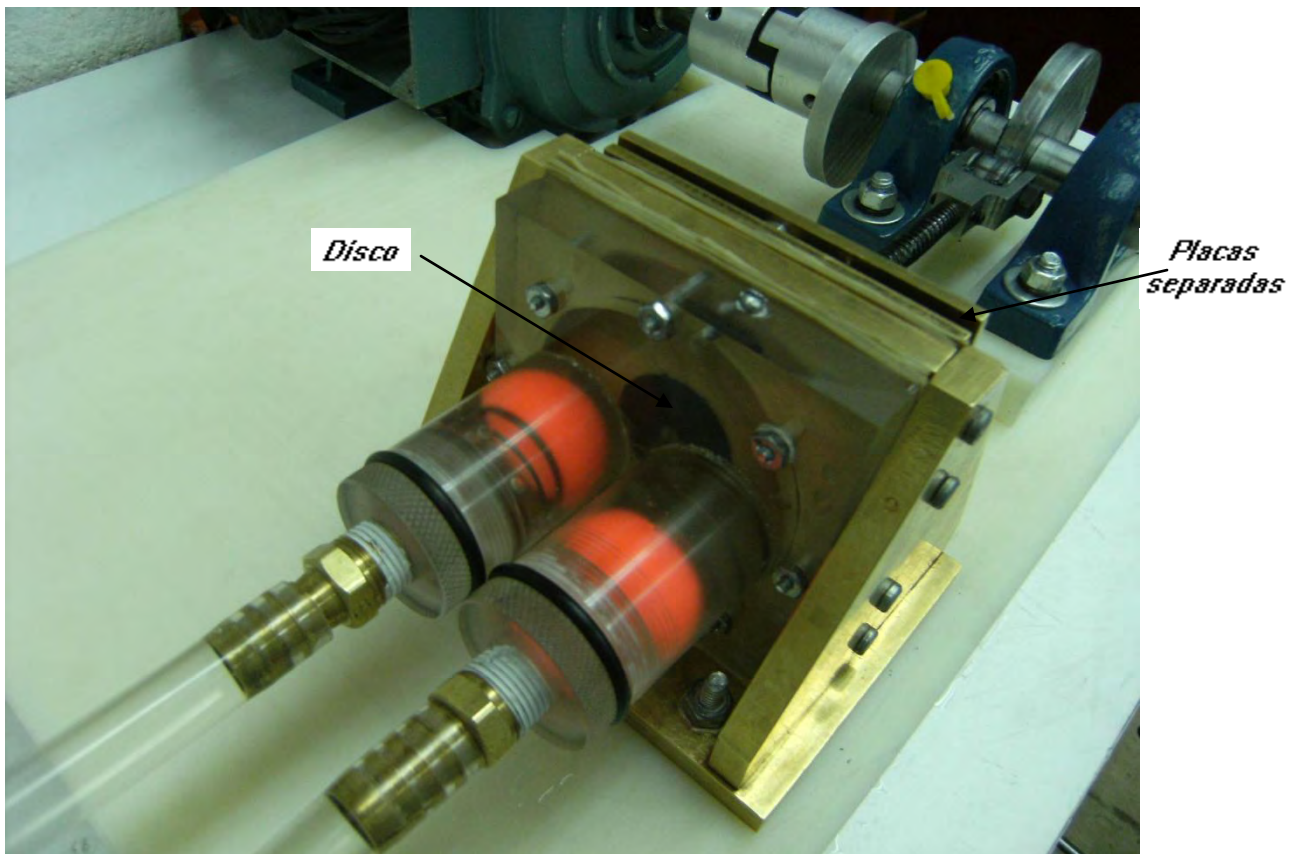


Figura 6.5. Adaptación de los discos a la Membrana.

Observaciones: En contraste con la prueba 2 y 3, en esta prueba se observa una deformación mucho mayor y uniforme en la membrana debido a que ésta tiene mayor área de contacto por el disco; sin embargo, esta modificación tuvo un efecto desfavorable en el funcionamiento del mecanismo al observarse el

desprendimiento del seguidor con la leva. La prueba dejó ver que al manejar una gran deformación en la membrana, el vacío generado en la parte posterior de ésta era tan considerable que provocaba un retorno lento del seguidor que desembocaba en la separación entre éste y la leva.

Para evitar el inconveniente del vacío se separaron las placas de latón posteriores a la membrana como se muestra en la Figura 6.4. Con esta modificación fue posible solucionar el inconveniente al menos en el rango de frecuencias que se requiere ya que cabe decir que el problema se hace presente cerca de los 200 [cpm] de operación.

Prueba 5. Medición del volumen enviado por la membrana con disco.
La medición del volumen enviado en un ciclo de bombeo, se realizó mediante la columna de agua generada en las mangueras bajo la configuración de la membrana con disco (Figura 6.6).



Figura 6.6. Dispositivo para medir el volumen enviado.

La prueba consiste en llenar la manguera del lado izquierdo completamente de líquido, y dejar con el mínimo de líquido posible la manguera derecha, posteriormente, se realiza manualmente una revolución en la leva y se mide, mediante una regla graduada, la altura máxima que alcanza el líquido en la manguera derecha. Finalmente, se mide la altura en donde se estabiliza el líquido. En el lado izquierdo se presenta la etapa de succión y en el lado derecho la etapa de impulsión característica en este sistema de bombeo.

Con la altura máxima que alcanza el líquido, se determina el volumen experimental enviado por el sistema bajo la configuración de membrana con disco. Por otro lado, la diferencia de líquido en las columnas, cuando el sistema se estabiliza, permitirá observar si existe un retorno de líquido (volumen regurgitante), y si es así, poder cuantificarlo.

Resultados de la prueba:

Volumen experimental = 47.7 [ml]

Volumen regurgitante = 5 [ml]

Observaciones: En la prueba fue posible medir tanto el volumen experimental como el volumen regurgitante, este último indica el volumen retrógrado durante el cierre de la compuerta de esfera, dicho valor resultó muy cercano al indicado en la literatura [6] de 4.3 [ml] para este tipo de modelo (Tabla 4.2 Cap.4).

En esta prueba también fue posible evaluar el sello de las compuertas de esfera en donde se visualizó un sello satisfactorio al mantenerse las columnas de agua en las mangueras después del experimento.

Prueba 6. Evaluación de las compuertas de esfera.

La evaluación del funcionamiento de las compuertas de esfera se realizó mediante el volumen de trabajo de dichas compuertas a diferentes regímenes de frecuencia. Para ello se implementó el sistema de bombeo mostrado en la Figura 6.7. El experimento consistió básicamente en variar la frecuencia de 27 [cpm] a 280 [cpm] con una resolución de 2 [cpm] y medir el gasto de operación para cada frecuencia. Con el gasto enviado y la frecuencia, es posible determinar el volumen enviado por la esfera de prueba.

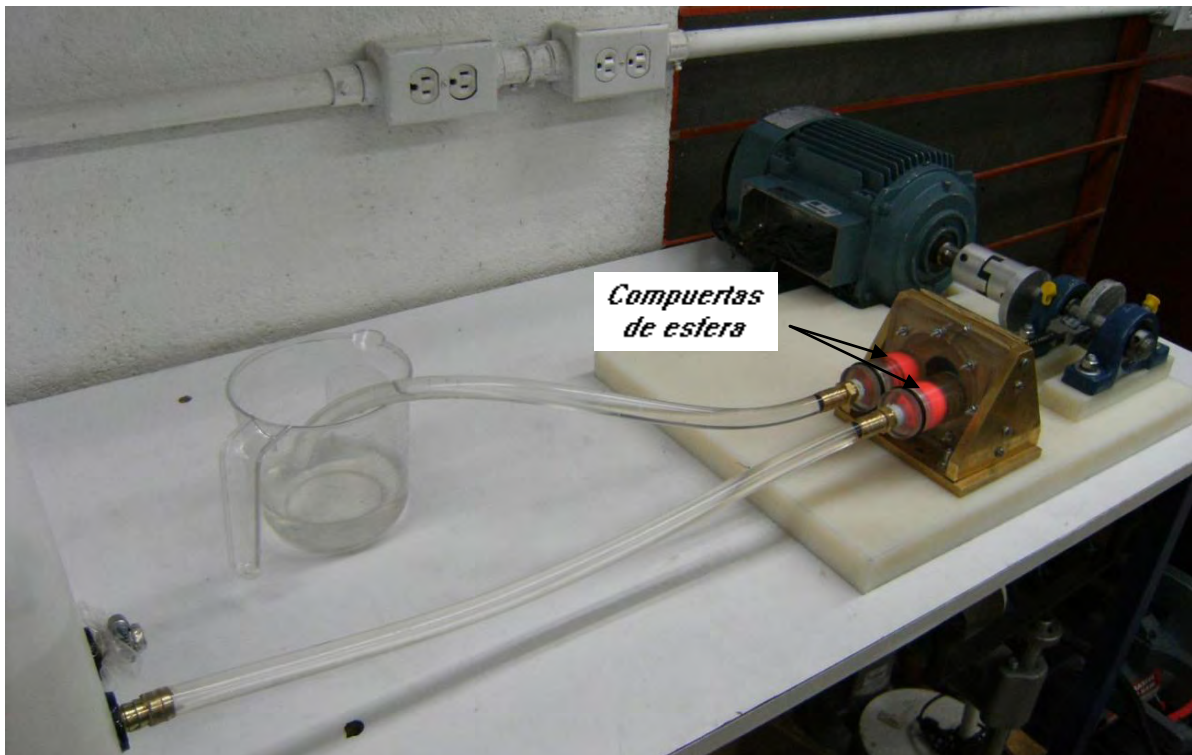


Figura 6.7 Dispositivo para la medición del gasto enviado.

Se realizó la prueba con 4 esferas con diferentes características detalladas en la Tabla 5. El motivo de probar diferentes tipos de esferas es visualizar su comportamiento y determinar el efecto que tiene el tamaño y la densidad en el funcionamiento de las mismas.





Nº de Esfera	Apariencia	Diámetro [mm]	Densidad [kg/cm^3]	Características
1		25	1001	Lisa
2		25.2	1002	Rugosa
3		22.2	1200	Lisa
4		25	35	Rugosa

Tabla 5. Descripción de las esferas utilizadas en la prueba

Análisis de las gráficas resultantes:

Debido a que se tiene una bomba de diafragma que busca operar como una máquina de desplazamiento positivo, se busca que el volumen enviado en cada ciclo sea el mismo independientemente de la frecuencia de trabajo. Asumiendo de antemano que las deformaciones de la membrana pueden ser irregulares, la esfera con el mejor funcionamiento, será la que produzca el mínimo de volumen regurgitante y la que presente una tendencia más cercana a una línea horizontal en la gráfica de frecuencia vs volumen.

Las gráficas simultáneas para las 4 esferas se muestran en la Figura 6.19.

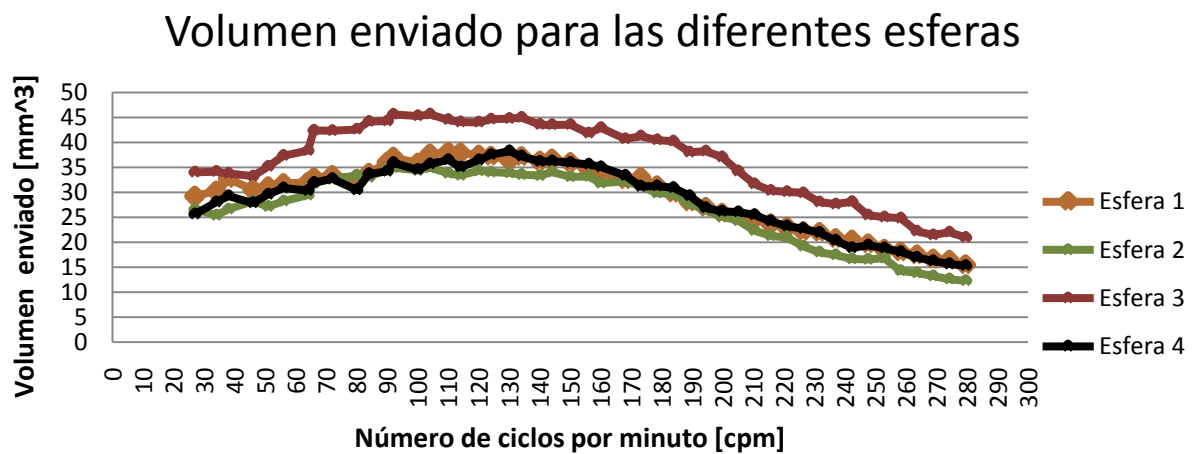


Figura 6.19. Gráfica de volumen para las 4 esferas de prueba.

En las gráficas se puede apreciar que la tendencia de las curvas es similar para las 4 esferas.

Primeramente, a bajas frecuencias dentro del intervalo de 27 [cpm] a 90 [cpm], se aprecia notablemente el efecto regurgitante que se ve reflejado en un envío menor al volumen experimental por ciclo de 47.7 ml (prueba 5). No obstante, se aprecia que este volumen regurgitante es cada vez menos pronunciado al ir aumentando la frecuencia de operación.

Posteriormente, a frecuencias dentro del intervalo de 90 [cpm] a 190 [cpm] se observa una tendencia que resulta dentro de lo satisfactorio para el funcionamiento de las compuertas.

Finalmente, a partir de 190 [cpm] se observa una tendencia decreciente de manera drástica en el volumen enviado. Lo anterior puede explicarse debido a que se presenta un desprendimiento entre el seguidor y la leva que se vuelve cada vez más notable. Las pruebas dejaron ver que a muy altas frecuencias, la carrera del seguidor se ve reducida y por consiguiente se refleja en un volumen de trabajo cada vez menor.

Contrastando las curvas para cada una de las esferas es posible observar que la de mejor comportamiento es la esfera 3, en donde el volumen enviado se acerca mucho al volumen experimental de 47.7 [ml]; además, la tendencia horizontal se extiende un poco más en comparación con las demás esferas, al llegar a casi los 210 [cpm], valor mayor al requerido de 200 [cpm] que especifica la NOM.

Conclusiones

El objetivo de este trabajo fue proponer un sistema duplicador de flujo pulsátil partiendo de la experiencia de dos versiones anteriormente construidas, identificando áreas de oportunidad e incorporando alternativas de solución a los inconvenientes observados en los equipos anteriores. Todo esto con el fin de buscar mejorar el proceso de evaluación de las bioprótesis de válvulas cardiacas que desarrolla el Instituto Nacional de Cardiología.

Como resultado de este trabajo se tienen nuevas propuestas para cada uno de los sistemas que integran el duplicador: Sistema tanque, Sistema de bombeo y Sistema de accionamiento. Para cada una de las propuestas se realizó un prototipo para evaluar su operación y determinar su viabilidad.

Para el sistema tanque se propone un sistema de cierre basado en broches de tracción que resulta un sistema práctico para el operador y minimiza sustancialmente el tiempo requerido en el proceso de abrir y cerrar el tanque al momento de intercambiar la válvula de prueba; además, se tiene una nueva geometría cuadrada para facilitar la manufactura del tanque y se propone al policarbonato como material de construcción.

Para la construcción futura del tanque, se ponen a disposición los planos correspondientes de cada una de las piezas, así como una recopilación de información útil sobre los componentes y los materiales propuestos.

Para el Sistema de bombeo, se propuso un nuevo modelo para las compuertas que gobiernan el accionamiento de las válvulas cardiacas basadas en un modelo de esfera. Para probar el funcionamiento de dichas compuertas se construyó un prototipo bomba de diafragma.

El funcionamiento de las compuertas de esfera dejó ver soluciones a algunos de los inconvenientes observados en las compuertas de columpio utilizadas en los duplicadores anteriores. Por ejemplo, en el sellado y en las características de flujo al presentar menor turbulencia.

Por otra parte, en las pruebas se encontró que la esfera 3 que tiene como características: diámetro = 22.2 mm, densidad = 1,200 [kg/m^3] y de superficie lisa, proporciona el mínimo volumen regurgitante y pasa una cantidad de volumen muy cercana al volumen teórico por ciclo; además tiene un adecuado tiempo de respuesta para el rango de frecuencias altas que especifica la NOM [9].

Finalmente, para el Sistema de Accionamiento se tiene una propuesta basada en un mecanismo leva-seguidor, el cual demostró ser una herramienta flexible para obtener curvas de desplazamientos suaves y obtener diferentes relaciones sístole diástole que establece la NOM [9].

Por otro lado, este mecanismo también podría permitir variar el volumen para la evaluación de las válvulas cardiacas con una leva de tipo escalonada formada a partir de diferentes levas para diferentes carreras.

Para validar el Sistema leva-seguidor se construyó un prototipo cuyo funcionamiento estuvo dentro de lo satisfactorio para nuestros fines. Cabe mencionar que el balance del mecanismo a partir de un sistema de levas conjugadas resultó una solución conveniente al lograr una minimización sustancial de vibraciones en la operación del mecanismo.

Así, es posible concluir que el mecanismo leva-seguidor es una propuesta viable que permite gran versatilidad para la evaluación de bioprótesis de válvulas cardiacas, buscando obtener un perfil de desplazamiento más fidedigno del flujo sanguíneo del ciclo cardiaco.

Debido a la dimensión del proyecto, es necesario reconocer que las propuestas realizadas en este trabajo necesitan explorarse aún más a fondo para tener completamente definido el duplicador de flujo pulsátil, para luego proceder a la construcción definitiva del mismo.

Así, con el presente trabajo se consigue un siguiente paso en la línea de desarrollo de tecnología Mexicana aplicada a la evaluación de bioprótesis de válvulas cardiacas que desarrolla el Instituto Nacional de Cardiología.

Trabajos a futuro

En el desarrollo de este trabajo, surgen nuevas áreas de oportunidad que se recomiendan para mejorar la evaluación de prótesis de válvulas cardiacas. En el sistema tanque, queda probar los broches recomendados y la construcción del mismo.

Para el sistema de bombeo, es conveniente profundizar en el estudio de las compuertas de esfera para que operen adecuadamente en todo el intervalo de frecuencia de 20 [cpm] a 200 [cpm] que establece la NOM [9].

Por otro lado, se recomienda analizar con mayor detalle las características de la membrana, de tal forma que presente mayor rigidez y proporcione mayores deformaciones para lograr los diferentes volúmenes de trabajo requeridos. También, se tiene como trabajo a futuro la caracterización de la presión en el sistema.

Para el mecanismo leva-seguidor, es conveniente profundizar sobre el perfil de la leva para que reproduzca de manera, cada vez más fidedigna, el flujo sanguíneo del cuerpo humano.

Por otra parte, se recomienda explorar este mecanismo para que proporcione diferentes volúmenes de operación, investigar sobre la viabilidad de una leva escalonada o una leva cónica.

Por último, se requiere profundizar en el diseño del mecanismo para garantizar, en la operación del mismo, el contacto de la leva y el seguidor en cualquier frecuencia de operación.

Referencias:

- [1] Sulzer Medica. Folleto Sulzer Carbomedics. Cirugía de válvula cardiaca. 2001
- [2] Jorge Espino Vela, Fernando Quijano Pitman. Development and manufacture of prosthetic cardiac valves. Mexican cardiac valvular prostheses. 1999
- [3] Robert L. Norton. Design of Machinery, Ed. Mc Graw-Hill, segunda edición. 2001
- [4] Guillermo Saavedra, Dr. Leopoldo Ruiz y Alberto Caballero. Desarrollo de un sistema de bombeo (Duplicador de pulso cardiaco) para la evaluación de bioprótesis cardiacas desarrolladas en el INC. 2007.
- [5] Zhaoming He, Ajit P. Yoganathan. Encyclopedia of biomaterials and Biomedical Engineering. Heart valves mechanical. Georgia Institute of Technology, Georgia USA 2004.
- [6] Ajit P. Yoganathan, Zhaoming He, and s. Casey Jones. Fluid Mechanics of heart valves. Department of biomedical Engineering, Georgia Institute of Technology, Atlanta. 2004
- [7] Robert L. Mott. Mecánica de fluidos aplicada. Editorial Prentice Hall. 4ª edición. México 1996.
- [8] J. Espino Vela, A. Bobadilla Aguirre y G. Muñoz Hernández. Estudio d elas características de flujo en tres tipos de prótesis valvulares cardiacas. Universidad Autónoma Metropolitana (Iztapalapa) y Biomédica Mexicana, S. A. México 1990.
- [9] Norma Oficial Mexicana NOM-063-SSA1-1993, México.
- [10] K. L. Moore y A. F. Dalley II. Anatomía con orientación clínica. Editorial Médica panamericana. España, 4ª edición 2003.
- [11] Revista de posgrado de la VI Cátedra de Medicina, N° 137, Septiembre 2004.
- [12] Rosenberger, Mario, Esquivel, Carlos, Gueijman, Sergio. Modelización del flujo de sangre a través de una prótesis valvular cardiaca: Modelo Matemático
- [13] Revista Ciencia y Desarrollo, abril 2007 volumen 33 N° 206 México.
- [14] Shigley Joseph E., Mischke Charles R. Diseño en ingeniería mecánica. Sexta edición Editorial Mc Graw Hill. México D.F.

[15] Dr. Ramón Humberto Alvarez. Valvulas cardiacas protésicas, Revista de Posgrado, N° 137, Vol 1. Catedra de Medicina, septiembre 2004

[16] S. Whitaker. Introduction to mechanics. Krieger Publishing Company, USA, 1a edición. 1981

[17] L. Formaggia, A. Quarteroni, A. Veneziani The circulatory system: from case studies to mathematical modeling. Journal of Biomechanics, 2004.

[18] Ledesma Alonso René, Análisis experimental de flujo a través de sustitutos de válvulas cardíacas. Tesis de licenciatura, Facultad de Ingeniería, UNAM. México, 2007.

[19] Software Dynacam, Robert L. Norton, Design of Machinery, Ed. Mc Graw-Hill, segunda edición, 2001.

[20] Stephen J. Kelly, Manual Southco (cierres y equipo de acceso). 2007

[1] Manual Mc Gill. Cam Follower bearings. 2009.