

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

ANÁLISIS, DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA MECÁNICO DE GENERACIÓN DE FLUJO PULSÁTIL PARA UN BANCO DE ENSAYO DE DISPOSITIVOS CARDIOVASCULARES

Presentado ante la Ilustre
Universidad Central
de Venezuela Para optar al título de
Ingeniero Mecánico
Por el Br. Nieves Cuevas, Carlos Miguel

Caracas 2002

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

ANÁLISIS, DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA MECÁNICO DE GENERACIÓN DE FLUJO PULSÁTIL PARA UN BANCO DE ENSAYO DE DISPOSITIVOS CARDIOVASCULARES

TUTOR ACADÉMICO: Prof. Miguel Cerrolaza.

Presentado ante la Ilustre
Universidad Central
de Venezuela Para optar al título de
Ingeniero Mecánico
Por el Br. Nieves Cuevas, Carlos Miguel

Caracas 2002

Nieves C., Carlos M.

ANÁLISIS, DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA MECÁNICO DE GENERACIÓN DE FLUJO PULSÁTIL PARA UN BANCO DE ENSAYO DE DISPOSITIVOS CARDIOVASCULARES

**Tutor Académico: Prof. Miguel Cerrolaza. Tesis. Caracas, U.C.V.
Facultad de Ingeniería. Escuela de Ingeniería Mecánica. Año 2002, 77 p.**

Palabras Claves: Dispositivos Cardiovasculares, Pulsátil,
Ciclo Cardíaco, Construcción

Resumen. El presente trabajo describe el proceso de diseño y construcción de un banco de ensayos de dispositivos cardiovasculares, en especial el sistema mecánico de generación de flujo pulsátil, este equipo que permite evaluar la capacidad de respuesta bajo un periodo acelerado de vida útil de los dispositivos cardiovasculares. El banco registra la variación de presión a través del tiempo durante todo el ensayo de la prótesis, pudiendo evaluar el deterioro de la misma por efecto de la fatiga, hasta el instante de la falla.

Este trabajo de investigación forma parte de un proyecto mayor del Centro de Bioingeniería de la U.C.V. y el Servicio de Hemodinámica del Hospital Vargas de Caracas, que está desarrollando prótesis mecánicas de válvulas cardíacas fabricadas totalmente en Venezuela. La metodología aplicada a esta investigación requirió una revisión exhaustiva tanto de la parte médica como de los últimos avances en cuanto a bancos de ensayo de válvulas cardíacas que ofrece el mercado mundial. Luego de un análisis comparativo de los diversos bancos comerciales se procedió a la selección de los parámetros de diseño y se formularon las diferentes propuestas para el modelo definitivo. Una vez estudiada la factibilidad de construcción de cada una de las propuestas se eligió la mejor opción y se procedió a la construcción de un primer prototipo preliminar de banco de ensayo. Como resultado final de este trabajo se obtuvo un equipo para prueba y adquisición de datos que permite evaluar prótesis mecánicas de válvulas cardíacas y stents cardiovasculares, que operen bajo un proceso simulado de flujo pulsátil. El banco cuenta con un sistema mecánico de leva-seguidor que genera el pulso semejante al producido durante el ciclo cardíaco y un sistema que simula las variables que caracterizan el fenómeno.

Dedicatoria

Esta tesis está dedicada a la Ingeniería Mecánica al servicio de la humanidad.

Agradecimientos

*Agradezco a las innumerables personas
que colaboraron para que este proyecto se llevara a cabo,
sepan que en todo momento pueden contar con mi colaboración para cualquier fin
humanitario.*

Índice

Pág.

Capítulo 1.

Introducción.....	1
1.1. Introducción.....	1
1.2. Motivación.....	2
1.3. Planteamiento del problema.....	3
1.4. Objetivos.....	3
1.4.1. Objetivo General.....	3
1.4.2. Objetivos Específicos.....	3
1.5 Alcances.....	4

Capítulo 2. Biomecánica de la circulación5

2.1. Anatomía del corazón.....	6
2.2. Estudio del sistema circulatorio.....	7
2.3. Funcionamiento del corazón (ciclo cardiaco).....	7
2.4. Hemodinamia.....	9
2.4.1 La sangre, composición y reología.....	10
2.4.2. Relación presión-volumen y trabajo mecánico.....	12
2.4.3 Resistencia.....	13

Capítulo 3. Dispositivos y Equipos de pruebas.....15

3.1. Dispositivos cardiovasculares.....	15
3.1.1. Prótesis Valvulares.....	15
3.1.2. Stents cardiovasculares.....	16
3.2. Normativa de la evaluación de los dispositivos Cardiovasculares.....	17
3.3 Bancos de ensayos de dispositivos cardiovasculares comerciales.....	19
3.3.1 Comparación de los Bancos de ensayo y sus mecanismos.....	23
3.3.2 Mecanismos generadores de flujo pulsátil.....	25

Capítulo 4. Criterios, Requerimientos y Metodología de diseño.....	26
4.1 Metodología de diseño y construcción.....	26
4.1.1 Análisis de recursos.....	27
4.1.2 Metodología.....	29
4.2 Requerimientos de diseño.....	29
4.3 Criterios de diseño.....	30
 Capítulo 5. Diseño Conceptual.....	 31
5.1 Semejanza, similitud y Análisis adimensional.....	31
5.2 Modelo matemático de la presión arterial.....	35
5.3 Diseño conceptual de un banco de ensayos.....	41
5.4 Diseño conceptual del mecanismo generador de flujo pulsátil.....	45
5.5 Funcionamiento Conceptual del Banco de ensayos.....	46
5.6 Funcionamiento Conceptual del mecanismo de generación de flujo pulsátil.....	48
 Capítulo 6. Diseño y Construcción.....	 50
6.1 Diseño y construcción del mecanismo de generación de flujo pulsátil.....	50
6.2 Diseño y construcción del banco de ensayos.....	68
6.3 Modificaciones de diseño y construcción.....	69
 Capítulo 7. Análisis de resultados	
7.1 Resultados.....	71
7.2 Análisis de resultados.....	72
 Conclusiones.....	 75
 Recomendaciones.....	 76
 Referencias Bibliográficas.....	 77

Índice de Figuras, Tablas y Gráficas

Pág.

Capítulo 2. Biomecánica de la circulación

2.1. Anatomía del corazón.....	6
2.2. Sistema circulatorio.....	7
2.3. Ciclo cardíaco.....	8
2.4. Comportamiento reológico de la sangre y el plasma.....	11
2.5. Representación esquemática de la relación P-V del ventrículo.....	13

Capítulo 3. Dispositivos y Equipos de pruebas

3.1 Válvula biológica y dos válvulas mecánicas.....	16
3.2 Stents Cardiovasculares.....	16
3.3 Duplicador de pulso. Vivitro System.....	20
3.4 Probador de prótesis pequeñas.....	21
3.4 Duplicadora de pulso.....	21
3.5 Simulador cardiovascular.....	22
3.6 Modelo hidráulico del sistema cardiovascular.....	23
3.4 Comparación de los bancos de ensayos comerciales.....	24

Capítulo 4. Criterios, Requerimientos y Metodología de diseño

4.1. Espina de pescado de los recursos.....	27
4.2 Matriz de priorización.....	28

Capítulo 5. Diseño Conceptual

5.1 Dos modelos "windkessel".....	36
5.2 Modelo de Válvula cerrada.....	37
5.3 Modelo de Válvula abierta.....	38
5.4 Efecto wind-kessel - Variaciones periódicas de la presión.....	39

5.5 Comparación entre registros fisiológicos de presión aórtica, caudal volumétrico y los resultados de una modelización de tipo wind-kessel.	40
5.6 Modelo 1.....	42
5.7 Modelo 2.....	42
5.8 Modelo 3 y detalle de la estructura contentiva de los injertos.....	43
5.9 Modelo 4.....	44
5.10 Comparación de los mecanismos generadores de flujo pulsátil.....	46
5.11 Mecanismo de generación de flujo pulsátil propuesto.....	49

Capítulo 6. Diseño y Construcción

6.1 Sección Principal del diafragma y sus pistones.....	50
6.2 Gráficas de Desplazamiento (S), Velocidad (V), Aceleración (A), y Jerk (J) de la leva como función del ángulo de rotación.....	54
6.3 Gráficas de ángulo de presión y radio de curvatura de la leva como función del ángulo de rotación.....	55
6.4 Dos levas mecanizadas a partir del tocho de la derecha, arandela y tuerca del montaje...55	
6.5 Gráfica de superposición de impulsos elementales aplicado y sus respuestas.....	57
6.6 Gráficas de torque en el árbol de leva y fuerzas dinámicas sobre la leva como función del ángulo de rotación.....	57
6.7 Despiece del Seguidor.....	58
6.8 Resorte seleccionado y base del resorte mecanizada en un torno.....	59
6.9 Conjunto motor-reductor y regulador de frecuencia.....	60
6.10 Diagrama de cuerpo libre del árbol de la leva.....	61
6.11 Diagramas de esfuerzos cortantes, momento flector y momento torsor.....	62
6.12 Árbol de la leva, reductor y detalle del acoplamiento del eje en el reductor.....	64
6.13 Eje del seguidor de la leva acoplado al diafragma.....	66
6.14 Despiece del cojinete del eje del seguidor.....	67
6.15 Ensamble de el conjunto leva-seguidor, y conjunto motor-reductor.....	67
6.16 Tanque reservorio y la bomba del sistema.....	68
6.17 Banco de ensayos de dispositivos cardiovasculares.....	69
6.18 Banco de ensayos de dispositivos cardiovasculares.....	70

Capítulo 7. Análisis de Resultados

7.1 Calibración del sensor de presión.....	71
7.2 Registro de presión a frecuencia natural.....	72
7.3 Gráfica de presión del equipo en función del tiempo	73
Comparación de las curvas de presión vs tiempo.....	74

Capítulo 1

Introducción

1.1. INTRODUCCIÓN

No se sabe muy bien ni como, ni cuando, un día en la tierra repleta de agua, el carbono proveniente de la tierra, el oxígeno contenido en el mar, bajo condiciones ambientales meta estables, se produjo una combustión que se autorregula, para nunca ser extinguida, es lo que llamamos vida. Una combustión que se propaga y se regula, siendo ella misma la vida y conformando al ser vivo. La vida salió del mar llevándose un poco dentro de ella, este mar interno surte oxígeno y oscila entre la estabilidad y la inestabilidad. Los seres vivos intercambian energía y masa con el exterior y lo distribuyen en su interior a través de una red de ductos donde circula ese mar interior, mejor conocido como sangre.

El sistema circulatorio sanguíneo estable, cae en la inestabilidad, es el caso de la enfermedad que condena la vida, y en espera, la vida consciente de si misma, se modifica buscando autorregularse. Con la conciencia surgen los modelos matemáticos, físicos y biológicos. De su propia energía los seres humanos transforman su entorno y a si mismos, imitando los modelos.

Entre los primeros modelos matemáticos estipulados por la humanidad tenemos las leyes de similitud geométrica, que fueron establecidas en forma muy completa por Euclides (300 A.C.) y por Arquímedes (287-212 A.C). Debido quizás al carácter estático de sus elucubraciones, los griegos no fueron capaces de desarrollar ni una cinemática, ni una mecánica coherente, aunque la física de Aristóteles, llena de errores e inconsistencias, fue el texto de Mecánica el que se empleo sin retoques hasta la baja Edad Media, época en la cual comenzaron a escribirse críticas racionales y valederas.

La primera persona de relevancia que se conoce que profundizó en la exploración funcional del cuerpo humano, en base a modelos físicos utilizando el lenguaje matemático fue Galileo Galilei (1638) en un diálogo llamado Las Dos Nuevas Ciencias.

En la actualidad existe un ámbito de la ciencia, dedicada al área de investigación de la Medicina que utiliza métodos y conceptos propios de la ingeniería, en específico a la circulación sanguínea, llamado Biomecánica de la Circulación, su finalidad esta centrada en conocer los fenómenos que ocurren en el sistema circulatorio del ser humano y atacar las afecciones que se presenten en éste.

El presente trabajo tiene como finalidad modelar el flujo de la circulación sanguínea y construir un equipo que responda en base al modelo, para ser incorporado en un prototipo de banco de ensayos, que estudie el comportamiento de dispositivos cardiovasculares.

1.2 MOTIVACIÓN

En la actualidad, entre las causas principales de muerte, tanto en países desarrollados como en subdesarrollados, figuran las enfermedades cardiovasculares. Las estadísticas realizadas en Venezuela para el año 1995, arrojan cifras de muertes causadas por enfermedades cardiovasculares del 37.5 % de fallecimientos. Por otro lado, casi la totalidad de los productos y prótesis para el tratamiento de las enfermedades cardíacas son manufacturados en otros países, existiendo solo una Empresa nacional dedicada a la manufactura de catéteres cardíacos y urinarios, dadas las circunstancias nos encontramos con un mercado que ofrece los implantes a un costo elevado, sin contar con los costos de cirugía y hospitalización. Tal situación ha hecho inaccesible la adquisición de este tipo de dispositivos para personas de bajos recursos, siendo realmente crítica la situación que hoy en día vive el sector salud pública en nuestro país, debido a la falta de insumos en los hospitales.

El Centro de Bioingeniería de la Universidad Central de Venezuela, en cooperación con el Servicio de Hemodinamia del Hospital Vargas de Caracas, destina gran parte de sus esfuerzos en mejorar la calidad de los dispositivos que actualmente están en el mercado y proponer una nueva alternativa para la manufactura nacional de los mismos.

Para mejorar la calidad de estos implantes se hace necesario un proceso de investigación, creación y ensayo, en el que se requiere obtener una comparación entre los productos existentes, los creados y sus mejoras, dando a lugar a un proceso iterativo que culmina al encontrar el producto óptimo en cuanto a sus características según su costo y funcionamiento.

Como parte de este proceso surge la necesidad de realizar los ensayos pertinentes a los dispositivos. Este trabajo tiene como finalidad idear, analizar, planificar y construir un sistema mecánico que permita realizar dichas pruebas.

1.3 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Analizar, diseñar y construir un sistema mecánico, que genere régimen pulsátil en un prototipo de banco de ensayos, con la finalidad de evaluar el comportamiento de diferentes dispositivos cardiovasculares. En especial el desgaste por fatiga de válvulas cardíacas mecánicas bajo régimen pulsátil, tomando en cuenta la fisiología del corazón, sus parámetros hemodinámicos y su comparación con bombas mecánicas.

1.4 OBJETIVOS

1.4.1 Objetivo General

Diseño y construcción de un mecanismo que se acople a un banco de ensayos de prótesis cardiovasculares y que produzca un flujo pulsátil con características hemodinámicas

1.4.2 Objetivos Específicos

- I. Estudio comparativo de los bancos de pruebas existentes en el mercado.
- II. Estudio de las variables hemodinámicas que caracterizan el régimen pulsátil generado por el corazón.
- III. Estudio de semejanza, similitud y adimensional entre las variables del fenómeno y el prototipo.
- IV. Proposición y diseño definitivo de un mecanismo de generación de flujo pulsátil en el banco de pruebas que permita analizar dispositivos cardiovasculares, basados en un análisis biológico y mecánico.

V. Estudio y selección de los materiales y equipos necesarios para la construcción del mecanismo.

VI. Fabricación, construcción y ensamble del mecanismo.

VII. Comparación de las variables del mecanismo con respecto a los valores estimados.

1.5 ALCANCES

I. Presentar un mecanismo de generación de flujo pulsátil y velocidad variable adecuada a los requerimientos de estudio de los bancos de pruebas existentes en el mercado.

II. Presentar un estudio de las variables hemodinámicas que caracterizan el régimen pulsátil generado por el corazón.

III. Presentar ecuaciones adimensionales que relacionan las variables del fenómeno y del prototipo.

IV. Presentar un diseño definitivo de un mecanismo de generación de flujo pulsátil que se acople al banco de pruebas.

V. Presentar el mecanismo de generación de flujo pulsátil construido, ensamblado y acoplado al banco de ensayos.

VI. Presentar una comparación cualitativa y cuantitativa de las variables del mecanismo con respecto a los valores estimados.

Biomecánica de la Circulación

2.1. ANATOMIA DEL CORAZÓN

El corazón es un órgano hueco, del tamaño del puño, encerrado en la cavidad torácica, en el centro del pecho, entre los pulmones, sobre el diafragma, dando nombre a la "entrada" del estómago o cardias.

El corazón está dividido en dos mitades que no se comunican entre sí: una derecha y otra izquierda. La mitad derecha siempre contiene sangre pobre en oxígeno, procedente de las venas cava superior e inferior, mientras que la mitad izquierda del corazón siempre posee sangre rica en oxígeno y que, procedente de las venas pulmonares, será distribuida para oxigenar los tejidos del organismo a partir de las ramificaciones de la gran arteria aorta. Cada mitad del corazón presenta una cavidad superior, la aurícula, y otra inferior o ventrículo, de paredes musculares muy desarrolladas. Existen, pues, dos aurículas: derecha e izquierda, y dos ventrículos: derecho e izquierdo. Entre la aurícula y el ventrículo de la misma mitad cardiaca existen unas válvulas llamadas válvulas auriculoventriculares; tricúspide y mitral, en la mitad derecha e izquierda respectivamente. Estas se abren y cierran continuamente, permitiendo o impidiendo el flujo sanguíneo desde el ventrículo a su correspondiente aurícula. Ver la figura 2.1. Cuando las gruesas paredes musculares de un ventrículo se contraen (sístole ventricular), la válvula auriculoventricular correspondiente se cierra, impidiendo el paso de sangre hacia la aurícula, con lo que la sangre fluye con fuerza hacia las arterias. Cuando un ventrículo se relaja, al mismo tiempo la aurícula se contrae, fluyendo la sangre por esta sístole auricular y por la abertura de la válvula auriculoventricular¹.

El corazón impulsa la sangre por todo el organismo, realizando su trabajo en fases sucesivas. Primero se llenan las cámaras superiores o aurículas, luego se contraen, se abren las válvulas y la sangre entra en las cavidades inferiores o ventrículos. Cuando están llenos, los ventrículos se contraen e impulsan la sangre hacia las arterias. El corazón late unas setenta veces por minuto y bombea todos los días unos 10.000 litros de sangre.

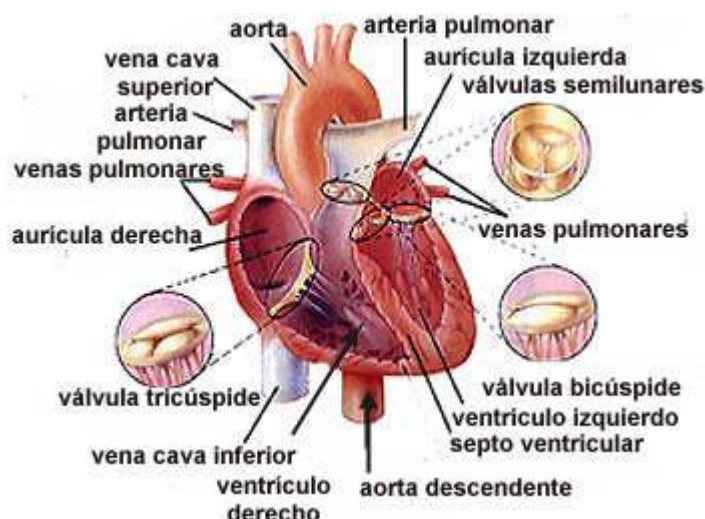


Figura 2.1. Anatomía del corazón. Note el detalle de las válvulas cardíacas²

2.2. EL SISTEMA CIRCULATORIO

Para llevar el oxígeno a los tejidos, la sangre tiene que circular por unos conductos a los que denominamos arterias, y retornar por otros conductos, a los que denominamos venas, para volver a cargarse de oxígeno. Este será el llamado sistema circulatorio formado por capilares, arterias y venas de retorno.

Para que la sangre circule continuamente se precisa una bomba que la impulse que es el corazón. Nuestro sistema circulatorio por lo tanto está constituido por dos sistemas, uno mayor y uno menor, separados entre sí.

La circulación que parte del lado derecho del corazón y que asegura la oxigenación de la sangre en los pulmones; se llama Circulación Pulmonar o Circulación Menor. La sangre desoxigenada que ha llegado desde todo el cuerpo a la aurícula derecha, pasa a su respectivo ventrículo y sale del mismo por la arteria pulmonar y luego pasa a repartirse hacia ambos pulmones, en ramas cada vez más pequeñas de dicha arteria, llega a los capilares pulmonares, en contacto directo con los alvéolos, donde se intercambian los gases.

Una vez oxigenada la sangre, regresa al corazón hacia la aurícula izquierda, de donde pasa al ventrículo izquierdo, de donde es bombeada, a través de la Aorta, a todo el cuerpo por sus ramas, hasta llegar a los vasos capilares, en cada uno de los diferentes órganos y tejidos, para regresar desoxigenada nuevamente al corazón a través de las venas; esta es la llamada

Circulación Mayor. Vea el recorrido de la sangre marcado por las flechas amarillas, la circulación mayor y la circulación menor en la figura 2.2.

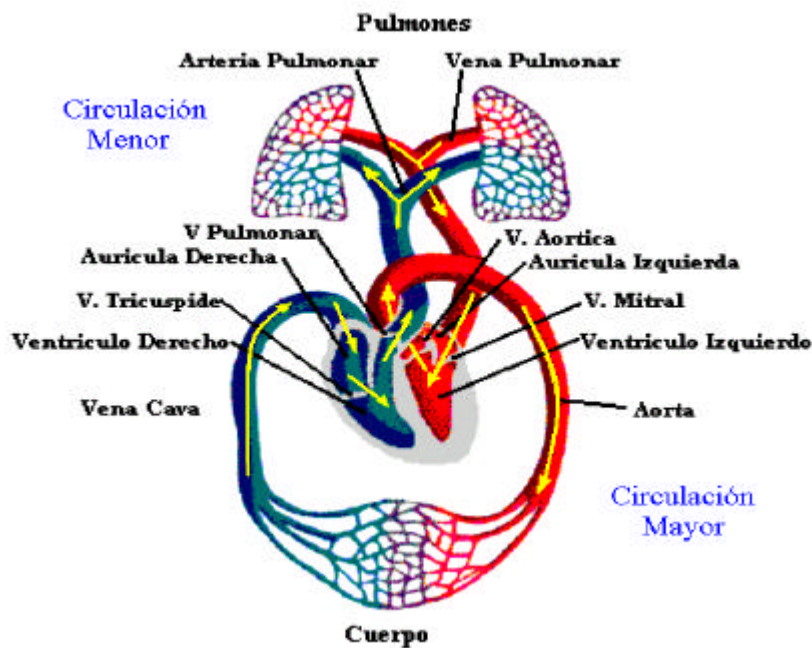


Figura 2.2. Sistema circulatorio².

2.3 FUNCIONAMIENTO DEL CORAZÓN

El funcionamiento del corazón para su compresión se ha esquematizado en una serie de eventos consecutivos, en los cuales se explica la relación entre las variables fundamentales del fenómeno, estos eventos se han sintetizado en el mejor llamado ciclo cardiaco que explicaremos a continuación³.

El Ciclo Cardíaco. El período que va desde el comienzo de un latido hasta el comienzo del siguiente se denomina ciclo cardíaco. El ciclo cardíaco comprende un período de relajación denominado diástole, durante el cual el corazón se llena de sangre, seguido de un periodo de contracción denominado sístole. En la figura 2.3 se ilustran los diferentes acontecimientos que ocurren durante el ciclo cardíaco. Las tres curvas superiores muestran, respectivamente, los cambios de presión de la aorta, el ventrículo izquierdo y la aurícula izquierda. La cuarta curva indica los cambios de volumen del ventrículo; la quinta es el electrocardiograma y la sexta, un fonocardiograma, o registro de los sonidos producidos por el corazón, particularmente por sus válvulas, durante su contracción.

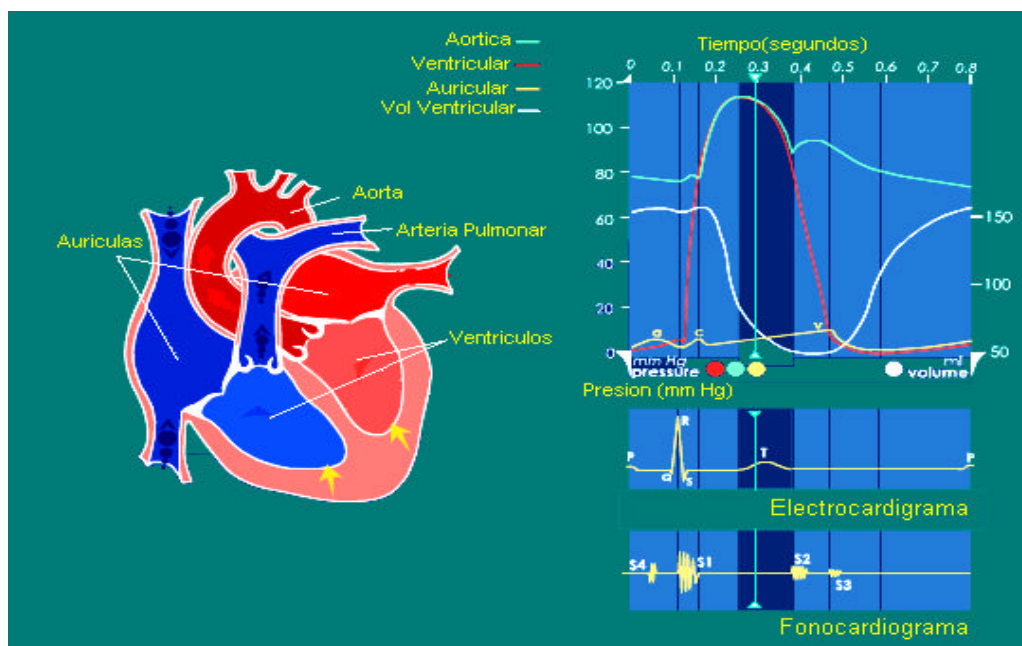


Figura 2.3. Ciclo Cardíaco

En el **período de sístole del ciclo cardíaco** se distinguen tres etapas, en primer lugar tenemos la etapa denominada **sístole auricular**; las válvulas auriculoventriculares se encuentran abiertas y la sangre entra a los ventrículos pasando a través de las aurículas, las aurículas se contraen, la presión aumenta y se hace mayor a la presión de los ventrículos, una cantidad de sangre es impulsada hacia los ventrículos actuando como una bomba cebadora de los ventrículos. Las válvulas semilunares se encuentran cerradas, y los ventrículos están terminando de llenarse. La segunda etapa comienza una vez que se han terminado de llenar los ventrículos, La presión aumenta de forma brusca dentro de los ventrículos, cerrando las válvulas auriculoventriculares, como hay contracción de los ventrículos sin vaciamiento a esta etapa se le ha llamado **contracción isovolumétrica**. El fin de la sístole es la etapa de **eyección**, la presión en el ventrículo derecho y el izquierdo se iguala y sobre pasa a la presión de la arteria pulmonar y la vena aórtica respectivamente, se abren las válvulas pulmonar y aórtica, Inmediatamente empieza a salir sangre de los ventrículos, y cerca de 70 % del vaciamiento ocurre durante el primer tercio de la eyección, produciéndose el 30 % restante durante los dos tercios siguientes.

En el **período de diástole del ciclo cardíaco** se distinguen tres etapas, en primer lugar tenemos la etapa denominada **relajación isométrica**. Al final de la sístole, empieza bruscamente la relajación ventricular, permitiendo entonces que las presiones intraventriculares caigan con rapidez. Las presiones elevadas de las grandes arterias impulsan inmediatamente la

sangre en sentido retrógrado hacia los ventrículos, lo cual hace que se cierren las válvulas aórtica y pulmonar con un chasquido. **Llenado ventricular rápido.** Durante la sístole ventricular se acumulan grandes volúmenes de sangre en las aurículas por estar cerradas las válvulas auriculoventriculares. Las presiones altas en las aurículas abren de inmediato las válvulas auriculoventriculares llenando de sangre a los ventrículos y por último tenemos la etapa denominada **llenado ventricular reducido**; las aurículas se contraen y proporcionan un impulso adicional para introducir sangre en los ventrículos; a ello corresponde aproximadamente el 25 % del llenado de los ventrículos durante cada ciclo cardíaco.

Volúmenes ventriculares en la etapa final de la diástole y de la sístole. Durante la diástole, el llenado de los ventrículos aumenta normalmente el volumen de cada ventrículo hasta unos 110 a 120 ml. Este volumen recibe el nombre de volumen al final de la diástole (telediastólico). Luego, cuando los ventrículos se vacían durante la sístole, el volumen disminuye aproximadamente en 70ml, el denominado volumen sistólico. El resto del volumen en cada ventrículo, aproximadamente 40 a 50 ml, recibe el nombre de volumen al término de la sístole (telesistólico). La fracción del volumen que se expulsa se llama fracción de eyección, y suele ser cercana al 60 %.

2.4. HEMODINÁMIA

La hemodinámica es la ciencia que estudia el comportamiento de la sangre en el sistema circulatorio, la sangre es el medio a través del cual se transportan nutrientes para todas las células que conforman un ser vivo, entonces la sangre se carga y se descarga de nutrientes y de energía, la energía sufre varias transformaciones en el sistema circulatorio, en el transcurso de estas transformaciones realiza trabajo.

La energía almacenada en las células cardíacas se libera debido a reacciones químicas, la energía química se transforma en energía mecánica al contraer el músculo cardíaco, esta energía es transmitida a la sangre en un aumento de la presión, esta a su vez se transforma en energía cinética y viaja junto con la sangre a través de toda la red sanguínea. A través de las válvulas cardíacas existe una caída de presión, esta caída de presión implica una energía que es transmitida a las válvulas, esta energía podría eventualmente hacer fallar la válvula, bien realmente lo que puede hacer fallar la válvula es la acumulación de remanentes de energía que quedan en el material cada vez que esta circula a través de él. La hemodinámica finalmente cuantifica ciertas variables en las que se encuentra implícitamente la cuantificación de la

energía transformada y el trabajo realizado. A continuación estudiaremos estas variables y las expresaremos en función de variables básicas (longitud, masa y tiempo).

2.4.1 La sangre, composición y reología

La sangre es una suspensión de elementos globulares en una solución acuosa llamada plasma. Los elementos globulares son celulares y ocupan alrededor un 50% del volumen total. Los elementos globulares son dominados ampliamente por los glóbulos rojos. El plasma es una solución acuosa que contiene sales inorgánicas y proteínas orgánicas. El comportamiento reológico de la sangre está estrechamente vinculado al de los glóbulos rojos. Los glóbulos rojos son células discoidales, bicóncavas, de diámetro de 8 a 9 μm . La masa volumétrica de la sangre es de 1.055 gr/cm^3 , la de los glóbulos del 2.08 gr/cm^3 y la del plasma del 0.98 gr/cm^3 . El porcentaje en volumen ocupado en la sangre por los glóbulos rojos se llama hematocrito. Los glóbulos rojos son pues células sin núcleo, discoides, bicóncavos, de un volumen de $697 \mu\text{m}^3$ (la esfera equivalente tendría 5,5 μm de diámetro).

Para las pequeñas deformaciones, el módulo de Young de la membrana es muy pequeño: $10^{-4} \text{ Dina/cm}^2$. Los glóbulos rojos tienden a aglomerarse cara contra cara formando rodillos, constituidos por la agrupación de dos a diez glóbulos. Este fenómeno se debe a causas de origen electrostático. Los rodillos son montajes que se rompen fácilmente bajo la acción de bajos esfuerzos de cizallamiento. La deformabilidad de los glóbulos rojos es notable. Las propiedades particulares de estos glóbulos rojos dejan prever para la sangre un comportamiento reológico particular.

La reología de la sangre

Las propiedades reológicas de la sangre son complejas y afectadas por numerosos factores, la sangre no es un fluido homogéneo. Entre estas propiedades, la relación entre esfuerzos cortantes o de cizallamiento y la velocidad de deformación es una de las de mayor importancia⁴.

Los factores que influyen sobre la viscosidad de la sangre son: el hematocrito, la temperatura, la deformabilidad de los hematíes.

- *El hematocrito*: es la concentración de células en la sangre, la sangre puede entenderse desde el punto de vista del estudio del fluido, como una suspensión de partículas en un líquido newtoniano. Cuanto más grande sea el hematocrito mas es grande será la viscosidad.

- *La temperatura:* entre 23 y 37 °C la viscosidad aparente de la sangre no cambia con la temperatura cuando el gradiente de velocidad es elevado (superior a 80 cm/s), pero aumenta cuando éste es pequeño (inferior a 1 cm/s).
- *La deformabilidad de los hématies:* independientemente de su concentración (el hematocrito), la deformabilidad y la viscosidad interna de los hematíes desempeñan un papel muy importante en la viscosidad sanguínea global. Al estado normal la viscosidad de la sangre es 3 veces mayor que la del plasma. La sangre no se considera como una suspensión de partículas sólidas, sino más bien como una suspensión de gotas de líquido deformables. Esta deformabilidad depende de las propiedades mecánicas de la membrana de la gota y su viscosidad interna (hemoglobina). En cualquier caso es notable que, incluso con del hematocrito del 95%, la sangre continua por considerarse como un líquido.

Comportamiento newtoniano de la sangre

El comportamiento de la sangre es newtoniano cuando los esfuerzos viscosos son bastante grandes en comparación con los esfuerzos requeridos para romper los rodillos conformados por glóbulos rojo, además el diámetro de los conductos debe ser considerablemente mayor al de los glóbulos.

La viscosidad $[\eta]$ constituye una viscosidad dinámica aparente. La viscosidad de un fluido caracteriza el gradiente transversal de velocidad de desplazamiento de este fluido. La ley de comportamiento reológico puede ser definido por la curva que da las variaciones de los esfuerzo de cizallamiento $[\tau]$ con respecto a la velocidad de corte $[\dot{\gamma}]$, cuando esta curva es positiva y pasa por el origen, $[\tau]$ es proporcional a $\dot{\gamma}$, y se tiene que: $\tau = m\dot{\gamma}$, ver la figura 2.4.

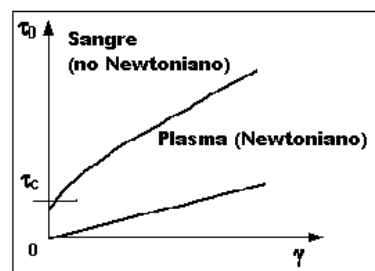


Figura 2.4. Comportamiento reológico de la sangre y el plasma.

2.4.2 RELACIÓN PRESIÓN-VOLUMEN Y TRABAJO MECÁNICO

El volumen expulsado por el corazón, la presión y el trabajo ventricular van a ser función de tres condiciones llamadas precarga, postcarga y contractilidad de la fibra cardíaca⁵.

Precarga: Es análoga al volumen ventricular final de diástole o volumen telediastólico. Mientras mayor es el volumen intraventricular mayor será la presión intraventricular y también será mayor la elongación de la fibra cardíaca. Por lo tanto, al aumentar la precarga mayor será el acortamiento consiguiente de la fibra, también la velocidad de contracción y por lo tanto el volumen expulsivo será mayor.

Postcarga: Se refiere a la resistencia que debe vencer cada ventrículo para expulsar un volumen. Esa resistencia es fundamentalmente la presión arterial. Cuando aumenta la postcarga, la velocidad de acortamiento disminuye y disminuye también el volumen expulsivo. Con ello aumenta el volumen residual, y cuando la sangre vuelve, aumenta la precarga y con esto tenemos un control entre precarga y postcarga.

Un hecho similar ocurre cuando disminuye la frecuencia cardíaca. Entonces el tiempo de llenado es mayor, con lo que aumenta la precarga y el volumen expulsivo aumenta.

El trabajo ventricular, necesario para elevar la presión de la sangre en cada circuito y por latido, se define como el producto del volumen latido por la presión. El volumen latido representa la cantidad de sangre expulsada por cada ventrículo en cada latido, siendo de un valor aproximado de 80 cc y con posibilidades de aumentar en sujetos normales hasta 180 cc.

El gasto cardíaco es la resultante del volumen latido por la frecuencia cardíaca, siendo, por consiguiente, estos los dos resortes que conducen a su elevación eventual. En condiciones de reposo, para una frecuencia de 70 latidos por minuto y un volumen latido de 80 cc, el gasto resulta de unos 5 litros por minuto.

Trabajo del ventrículo derecho. El ventrículo derecho logra elevar la presión diastólica ventricular (del mismo orden que la presión media de la aurícula derecha), hasta el nivel de presión media de la arteria pulmonar (trabajo efectivo) y expulsar un volumen de sangre que se expresa como gasto o índice cardíaco.

Trabajo del ventrículo izquierdo: El ventrículo izquierdo eleva la presión diastólica ventricular (presión auricular izquierda media), hasta el nivel adecuado: presión media de la aorta (trabajo efectivo) o su presión sistólica, y expulsa un determinado volumen de sangre (expresado como gasto o índice cardíaco). El trabajo ventricular izquierdo es aproximadamente cinco veces mayor que el derecho, lo cual se relaciona con la diferencia de presión existente entre las dos circulaciones.

El trabajo de eyección ventricular esta determinado a partir de la curva presión-volumen en el ventrículo, ver la figura 2.5. El área encerrada en la curva cíclica recorrida en sentido contrario a las agujas del reloj, expresada mediante la ecuación 2.2, nos da la cantidad de este trabajo.

$$W = \oint p dV \quad \text{Ec 2.2}$$

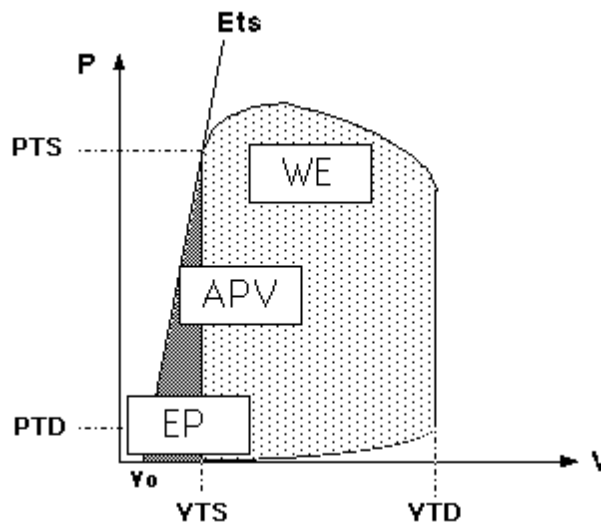


Figura 2.5 Representación esquemática de la relación P-V del ventrículo izquierdo:
 EP: energía potencial del ventrículo al final de la eyección, WE: trabajo de eyección sistólica,
 APV: trabajo total (EP+WE).

Si se aproxima el área encerrada por la curva se tiene que:

$$W = 1,4J$$

Como la duración del periodo cardiaco es de 0,9 seg. La potencia suministrada por el miocardio para realizar el trabajo de eyección es de:

$$P = 1,55W$$

En condiciones extremas, de gran actividad física, la potencia generada por el corazón puede llegar hasta 12,6 watts.

2.4.3 Resistencia

Es la dificultad experimentada por el flujo de sangre en el sistema vascular, que ocasiona la pérdida de presión entre las extremidades del circuito (pérdida de energía por fricción). Su estimación no es directa sino calculada, apoyándose en la relación presión sobre flujo. La resistencia se relaciona, en forma directa, con:

- La longitud del vaso
- La viscosidad de la sangre, y, en forma inversa, con:

c) La disminución del radio del vaso.

Estos factores quedan expresados en la ley de Poiseuille en la ecuación 2.3.

$$V = \frac{\Delta P}{R} \quad \text{Ec. 2.3}$$

Siendo P: presión V: el flujo y R: resistencia. La resistencia se puede calcular a través de la ecuación 2.4.

$$R = \frac{8nl}{\pi r^4} \quad \text{Ec 2.4}$$

Siendo n: viscosidad, l: largo del vaso y r: radio del vaso.

Nótese que, de acuerdo a la ecuación 2.4, el flujo sanguíneo está afectado en grado muy manifiesto por pequeños cambios en el calibre de los vasos.

Todo lo anterior se aplica al aparato circulatorio, y adquiere especial significado en las arteriolas, que son las principales controladoras de la presión arterial al modificar su diámetro.

Dispositivos y Equipos de Pruebas

3.1. DISPOSITIVOS CARDIOVASCULARES

Los dispositivos cardiovasculares o prótesis cardiovasculares son instrumentos que se implantan dentro del sistema circulatorio y que cumplen la función permitir el funcionamiento regular de este. Entre los dispositivos cardiovasculares que en su proceso de diseño y construcción requieren de un estudio fluido-dinámico y de durabilidad en un equipo de simulación del flujo cardiaco, tenemos las prótesis valvulares, y los stent cardiovasculares, A continuación explicaremos cada uno de ellos.

3.1.1. Prótesis Valvulares

Son implantes artificiales, mecánico diseñado y manufacturado por el hombre con la finalidad de sustituir las válvulas naturales del corazón, que han sido dañadas por alguna enfermedad. Existen dos tipos principales de prótesis valvulares cardiacas: las mecánicas y las Biológicas. Ver la figura 3.1.

Prótesis mecánicas

Las prótesis mecánicas, son aquellas que no cuentan con materiales biológicos entre sus componentes. Se fabrican a partir de materiales de síntesis o metales nobles. Tienen tres componentes básicos: a) el oclisor del flujo alrededor del cual fluye la sangre; b) la superestructura o receptáculo que dirige y restringe el movimiento del oclisor; y c) el cuerpo o base de las válvulas. Según su diseño pueden ser de bola, de disco (monodisco) y bivalvas (con dos hemidiscos). La mayoría de los modelos, pero no todos, de las prótesis mecánicas son rotables, es decir, las valvas pueden girar dentro del receptáculo.

Prótesis biológicas

Las prótesis biológicas son aquellas que disponen de materiales o tejidos biológicos

entre sus elementos. Al estar constituida por tres cúspides, su estructura es más similar a la de las válvulas nativas. Estas prótesis pueden ser de origen animal, como el cochino o de origen humano, pueden ser donadas por una persona viva o extraídas de un cadáver.

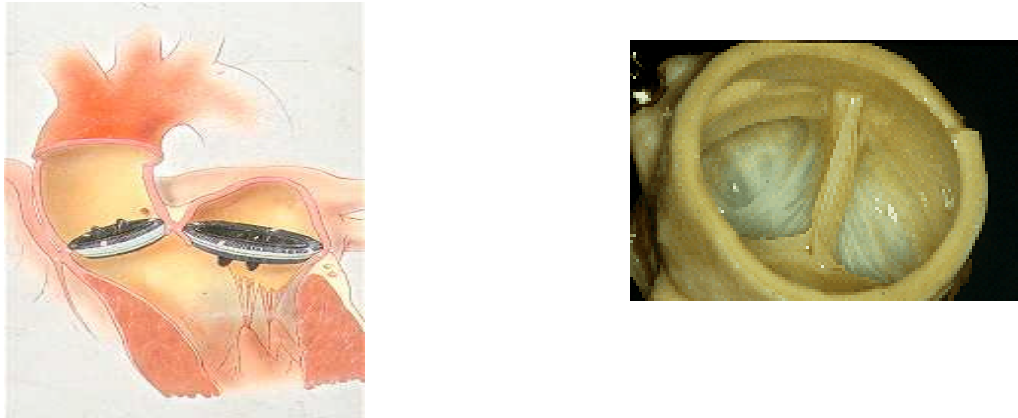


Figura 3.1. A la derecha una válvula biológica y a la izquierda dos válvulas mecánicas de dos hojas implantadas en el corazón⁶.

3.1.2 Stents cardiovasculares

El stent es un instrumento utilizado generalmente en tratamientos especializados para arterias que se estrechan o se bloquean. Tiene el aspecto de una malla cilíndrica, que se pliega en dirección radial, es introducido en el sistema cardiovascular, y se abre en el sitio donde se presenta la estrechez arterial. En el ramo de los stent cardiovasculares existen varios tipos; los coronarios, aórticos y los endovasculares, esta clasificación corresponde al sitio donde se utilizan. En la figura 3.2 se muestra el mismo stent plegado y desplegado.



Figura 3.2. Stents Cardiovasculares.

3.2. NORMATIVA DE LA EVALUACIÓN DE LOS DISPOSITIVOS CARDIOVASCULARES.

El funcionamiento de las prótesis se evalúa mediante estudios in Vitro e in vivo. Para los estudios in Vitro, la Food and Drug Administration (F.D.A.)⁷, tiene establecidos criterios y requerimientos para la evaluación de las prótesis cardíacas.

Deben realizarse estudios in Vitro, requisito imprescindible antes de la introducción en la clínica de un nuevo tipo de prótesis, en los que se pretenden evaluar las características estáticas y dinámicas de las prótesis y su grado y forma de deterioro. Incluyen, tanto el análisis de la hidrodinámica o de la mecánica de fluidos, con flujo constante y pulsativo, como los estudios de visualización del flujo y pruebas de desgaste. En principio, la evaluación in Vitro de las prótesis, que ha experimentado una importante evolución y sofisticación en las últimas 14 décadas, incluye tres tipos de pruebas fundamentales: 1) de flujo pulsativo (indicadores del pulso); 2) de flujo constante; y 3) de durabilidad (prueba de desgaste).

Los parámetros más comúnmente utilizados para definir el funcionamiento in Vitro de una válvula protésicas de corazón son la caída de presión y la regurgitación. Estos parámetros se consideran los más directamente relacionados con el comportamiento de una válvula nativa patológica. Más recientemente se han introducido otros conceptos, como el de pérdida energética o índices de funcionamiento, con el fin de obtener un único indicador que facilite la comparación entre diferentes modelos protéticos.

Dado que el funcionamiento in vivo de una prótesis depende al mismo tiempo de factores físicos y biológicos, es improbable que pueda hallarse un único indicador in Vitro que sea predictor del funcionamiento in vivo de una prótesis a largo plazo.

No existen estudios en profundidad de todos los tipos y modelos de prótesis con diferentes frecuencias cardíacas y volúmenes de expulsión, y con diferentes medidas de las prótesis.

No obstante, existen distintas referencias de estudios comparativos in Vitro de diferentes modelos (y tipos) de prótesis. Algunos de ellos, realizados por agencias o institutos independientes, muestran que el funcionamiento hidrodinámico de los diferentes modelos de prótesis mecánicas evaluadas se hallan dentro de los límites de la aceptabilidad clínica. Por tanto, no existen suficientes criterios de selección sobre la base del funcionamiento in Vitro entre los modelos examinados de prótesis mecánicas.

Consecuentemente, como refieren algunos de los autores que han realizado estos estudios, las prótesis deben ser evaluadas a alta frecuencia (960 ciclos/minuto) durante un periodo de varios meses. Se considera que ocho meses a la frecuencia referida equivalen al funcionamiento in vivo durante diez años con una frecuencia media de 70 latidos por minuto⁸.

Food and Drugs Administration (F.D.A.)

Esta oficina estadounidense tiene como principal función controlar y regular la calidad de los productos de uso directo sobre el cuerpo del ser humano, cuya normativa tiene establecidos criterios y requerimientos para la evaluación de las prótesis cardíacas. En lo que respecta al equipo en el cual se realizan las pruebas in Vitro de las prótesis cardiovasculares se hace énfasis en la adquisición y análisis de los datos, el procedimiento del ensayo, y la expresión de los resultados.

- **Adquisición y análisis de la data para la comprobación de durabilidad**

El propósito de los ensayos es la determinación de la fuerza en intervalos intermedios y al final de un periodo de la prueba durante el cual las muestras de las prótesis están sujetas a presiones pulsátiles y altas frecuencias para simular un periodo extenso de implantación.

- **Aparatos:** La implantación simulada requiere un dispositivo capaz de sujetar las muestras de injerto en un baño fluido y generar una onda de presión pulsátil, esto es con una precisión de la frecuencia entre unos ± 1 pulso/seg., y debe tener unos medios para controlar la relación de presión sistólica / diastólica de 160/80 mmHg.

Los transductores de presión son necesarios para la medida de la onda pulsátil. Estos deben tener una exactitud dentro de ± 1 mmHg y deben tener una adecuada respuesta de frecuencia para la frecuencia de pulso a ser usada.

En general, los transductores múltiples serán necesarios para asegurar que la frecuencia del pulso no excede el tiempo de respuesta del material de injerto.

Para una muestra del injerto cilíndrica, dos transductores (uno a cada extremo) generalmente serán suficientes para asegurar que la presión se aplica uniformemente encima de la longitud del injerto.

- **Procedimiento de Ensayo:** Con el generador de onda de pulso operando a 72 pulsos por minuto, se ajustan los controles de presiones para obtener la presión sistólica / diastólica en proporción de 160/80 mmHg. Mientras se observa el pico de ambos transductores de presión, aumente la frecuencia del generador de la onda de pulso hasta que la cresta en un transductor difiera del otro por más de cinco por ciento. Esto indica que la frecuencia del pulso ha excedido el tiempo de respuesta del material. Reduzca la frecuencia de operación por 100 pulsos por minutos, verifique que la relación sistólica / diastólica esté constante en 160/80mmHg, y comience el periodo de la prueba.

- **Expresión de Resultados:** Las unidades apropiadas para la presión pulsátil y la frecuencia son mmHg y pulsos por minutos, respectivamente.

3.3. BANCOS DE ENSAYOS DE DISPOSITIVOS CARDIOVASCULARES COMERCIALES.

Se realizó una investigación de los equipos existentes y disponibles en el mercado, que tienen por función principal generar dentro de un volumen de control, condiciones semejantes a las del fenómeno de la circulación sanguínea. Como resultado de esta investigación se encontraron varios equipos provenientes de casas comerciales dedicadas al

ramo y equipos provenientes de centros médicos de investigación. A continuación se presentará y se describirá cada uno de ellos.

1. Vivitro System

El duplicador de pulso Vivitro System mostrado en la figura 3.3, es diseñado y fabricado por una compañía canadiense llamada Vivitro System que ofrece como servicios la venta de este equipo. Estos equipos tienen como función el estudio y la prueba de las válvulas protésicas del corazón. El equipo duplicador de pulso está conformado por un modelo del corazón izquierdo, una bomba para proporcionar el flujo, la instrumentación de la presión y del flujo, el hardware y el software para la supervisión y el análisis de datos, Además posee un sistema de ciclo acelerado que tiene la finalidad de determinar la durabilidad de las válvulas del corazón. Este sistema incluye el hardware y el software únicos para la supervisión rápida de las presiones del transvalvulares.

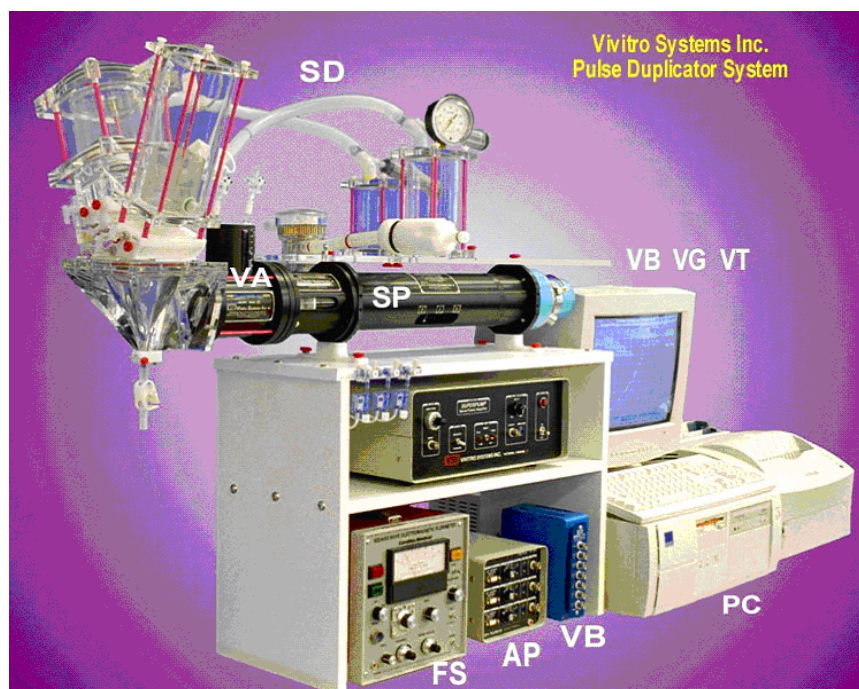


Figura 3.3. Duplicador de pulso. Vivitro System⁹.

1. Dynatek Dalta 1

Este equipo está diseñado y construido por una compañía canadiense llamada Dynatek Dalta y tiene por función exponer prótesis pequeñas como stent vasculares y arterias sintéticas a prueba en regímenes de flujo pulsante. El principio de funcionamiento de este equipo, es el de las máquinas de desplazamiento positivo, utiliza un mecanismo de cilindro-pistón para generar el pulso, tiene una cámara dividida en dos partes, donde se encuentran los dispositivos, y el reservorio, la recirculación del fluido de trabajo se realiza dentro de la misma cámara, estas partes se pueden distinguir en la figura 3.4.

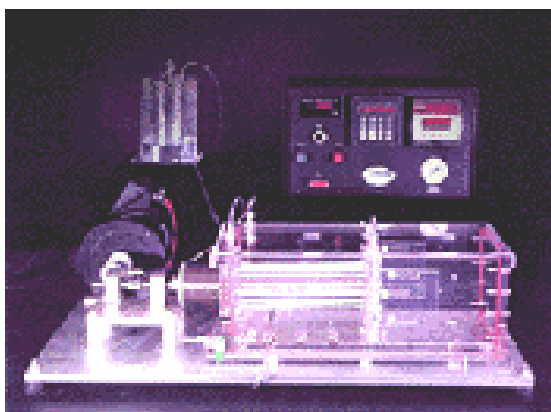


Figura 3.4. Probador de prótesis pequeñas¹⁰.

2. Dynatek Dalta 2

El simulador MP3 también está diseñado y construido por la compañía Dynatek Dalta mostrado en la figura 3.5, tiene por finalidad probar y estudiar el comportamiento en régimen de flujo pulsátil de las válvulas protésicas del corazón, posee un generador de flujo pulsante, una cámara con la geometría similar a la del corazón, un reservorio con un retorno y un sistema de adquisición, control y registro de data.

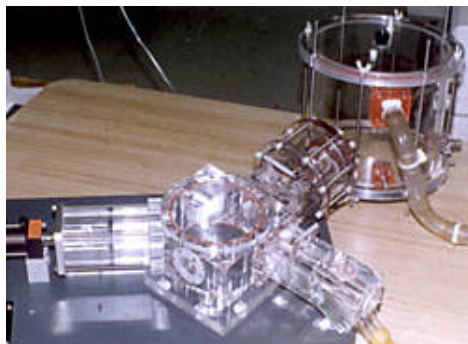


Figura 3.5. Duplicadora de pulso¹⁰

3. Simulador cardiovascular de la Universidad Pontificia Bolivariana de Medellín.

Este simulador cardiovascular está diseñado y construido por el centro cardiovascular colombiano de la universidad Pontificia Bolivariana tiene por finalidad el estudio del comportamiento de las prótesis de válvulas de corazón. Está compuesto por un mecanismo de leva seguidor para proporcionar el flujo intermitente, una cámara con una entrada en posición mitral y una salida en posición mitral en posición aórtica, un reservorio conectado a una bomba de vacío y una cantidad de equipos de medición y control. Ver la figura 3.6.



Figura 3.6. Simulador cardiovascular

4. Modelo Hidráulico del sistema cardiovascular

El autor de este modelo del sistema cardiovascular es el Doctor Robert M. Anderson, profesor de la universidad de Arizona, colegio de Medicina. El modelo está compuesto por dos bombas de engranajes conectadas en serie mediante un sistema de mangueras y a un reservorio. El fluido realiza dos circuitos que asemejan la circulación mayor y la circulación menor. Además posee llaves para ajustar la resistencia hidráulica al paso del fluido, posee sensores de presión y de medición de caudal. En la figura 3.7 se puede ver las mangueras y la serie de accesorios.

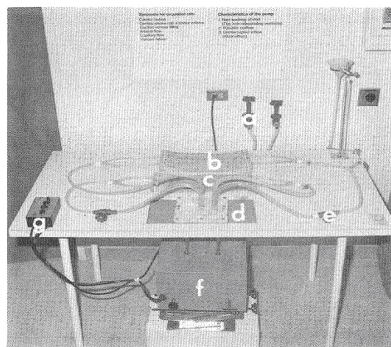


Figura 3.7. Modelo hidráulico del sistema cardiovascular¹¹.

3.3.1 Comparación de los Bancos de ensayo y sus mecanismos.

Después de describir cada equipo que se encontró en el mercado, se realizó una comparación entre todos ellos. Se resumió esta comparación en la tabla 3.4. En ella podemos ver características comunes a todos los equipos y características particulares a cada uno de ellos. Las características comunes a todos los equipos se tomarán como requerimientos del equipo, las diferencias se presentan como alternativas para la solución del diseño y la construcción del equipo, las cuales serán analizadas una a una cuando se planteen los diferentes modelos.

Las características comunes a todos los equipos evidencian la naturaleza de éstos, son equipos que cuya **función** gira entorno al estudio del sistema circulatorio y el comportamiento de implantes en éste. Tienen una sustancia que realiza un **recorrido cíclico** dentro de un circuito, poseen un **mecanismo propulsor del flujo** de una sustancia en dicho circuito y por último tienen dentro del circuito que recorre el fluido una **estructura contentiva de los dispositivos cardiovasculares**, además de los aparatos de medición, registro y control de las variables.

Equipos	Función del equipo	Mecanismo de Generación del Pulso	Estructura del montaje de los dispositivos	Recorrido del fluido en el equipo
Duplicador de pulso. Vivitro System	Estudio de la función y de durabilidad de las prótesis de válvulas de corazón.	Mecanismo de cilindro-piston, impulsado por un motor de baja inercia mediante un tornillo sin fin	Modelo compacto del sistema izquierdo del corazón. Conserva las direcciones de los vectores velocidad. Para el estudio de durabilidad tiene un distribuidor de 6	El fluido entra al modelo por la válvula Mitral, es expulsado del modelo por la válvula aórtica, fluye hasta un cilindro presurizado, pasa a un cilindro contiguo y luego regresa a la válvula mitral.
SVP216 - Probador Vascular De Prótesis Pequeñas. Dynatek Dalta	Estudio de la función y de durabilidad de stens vasculares y paraguas.	Mecanismo de cilindro-piston, impulsado por un motor.	Los dispositivos van montados a la salida de un distribuidor	El fluido esta confinado en una caja de acrílico dividido en dos cámaras, el fluido circula de una hacia otra a través de los dispositivos y retorna a estos mediante una vía de succión.
MP3 - duplicadora del pulso o simulador cardiovascular. Dynatek Dalta	Estudio de la función y de durabilidad de las prótesis de válvulas de corazón.	Mecanismo de cilindro-piston, impulsado por un motor.	Modelo compacto del sistema izquierdo del corazón. Buena visibilidad. Para el estudio de durabilidad tiene un distribuidor de 6 válvulas.	El fluido entra al modelo por la válvula Mitral, es expulsado del modelo por la válvula aórtica, fluye hasta un cilindro presurizado, luego regresa a la válvula mitral, a través de una manguera.
Simulador cardiovascular del centro cardiovascular colombiano. Universidad Pontificia Bolivariana	Estudio de la función de las prótesis de válvulas de corazón.	Mecanismo Leva-seguirador accionado por un motor de corriente alterna	Modelo compacto del sistema izquierdo del corazón. Buena visibilidad	El fluido entra al modelo por la válvula Mitral, es expulsado del modelo por la válvula aórtica, fluye hasta un cilindro presurizado, pasa a un cilindro contiguo y luego regresa a la válvula mitral.
Modelo Hidráulico del sistema cardiovascular	Estudio hemodinámico del sistema cardiovascular	Dos bombas de engranajes conectadas en serie	No posee	El fluido entra a una bomba de engranajes, sale de esta, recorre varias mangueras puestas en paralelo, pasa por un reservorio-bomba de vacío, luego entra a la segunda bomba, sale de esta para pasar por varias mangueras en paralelo y

Tabla 3.4 Comparación de los bancos de ensayos comerciales.

3.3.2 Mecanismos generadores de flujo pulsátil

El equipo en cuestión requiere un generador de onda de presión pulsátil a frecuencia acelerada, es decir, que dentro de un recinto debe existir una variación de presión en un periodo de tiempo, las veces que se repite esta variación por unidad de tiempo corresponde a la frecuencia del sistema; como se trata de la simulación de la presión del ciclo cardíaco la frecuencia normal corresponde a la frecuencia cardíaca, y la frecuencia acelerada se refiere a cualquier frecuencia mayor que la normal.

De la tabla comparativa 3.4, de los bancos de ensayos comerciales encontramos que estos utilizan tres tipos distintos de mecanismos de generación de flujo pulsátil. El Mecanismo de cilindro-pistón, impulsado por un motor de baja inercia mediante un tornillo sinfín, requiere de un actuador lineal que imita la onda de presión del ciclo cardíaco. Mecanismo Leva-seguidor accionado por un motor de corriente alterna, en este caso se trata del perfil de la leva, el responsable de imitar la presión del ciclo cardíaco. Dos bombas de engranajes conectadas en serie, para este simulador la onda de presión es consecuencia de la configuración del sistema que conforma el equipo.

Metodología de diseño, Requerimientos y Criterios

4.1 METODOLOGIA DE DISEÑO Y CONSTRUCCION

El equipo que se desea diseñar y construir tiene por finalidad simular las condiciones de flujo de la sangre en los lugares del cuerpo humano donde se implantan los dispositivos cardiovasculares. Se ha estudiado el comportamiento de la sangre en el corazón y el sistema circulatorio. Como se vio en el ciclo cardiaco, las variables que caracterizan el flujo de sangre, son la presión, el volumen por latido y la frecuencia cardiaca, las cuales condicionan la falla por fatiga de los dispositivos cardiovasculares. Los dispositivos estudiados son las válvulas cardiacas y los stents cardiovasculares colocados en distintas partes del sistema circulatorio. Como el comportamiento de las variables en el lado izquierdo es distinto al del lado derecho, pero son iguales en cualquier parte que corresponda al lado izquierdo o derecho, respectivamente, variando solamente en magnitud, el interés es poder simular el comportamiento variando su magnitud.

La solución a este problema requiere del conocimiento de una gran variedad de conceptos físicos y fisiológicos que deben tener una relación coherente entre sí, a su vez estos conceptos requieren ser puestos en la práctica de la manera más factible posible.

Es de notar que el diseño del mecanismo de generación de flujo esta íntimamente relacionado con el diseño del resto del equipo, y de cada uno de sus componentes, por lo que en este proyecto el diseño del mecanismo y de todo el equipo se realizó en conjunto.

Teniendo claro el planteamiento del problema, se presenta la necesidad de buscar la mejor metodología para resolverlo. Por lo que se realiza un análisis de los recursos disponibles y de los recursos que se requieren para la realización de este proyecto.

4.1.1 Análisis de recursos.

Para llevar a cabo este análisis se contó con una herramienta como es la mejor conocida por el nombre de espina de pescado, la cual tiene por finalidad poner en relieve todos los factores que pueden intervenir en el diseño y la construcción del banco de ensayo, así también su mecanismo. Una vez que se visualizaron estos factores, se estudió el estado en el que se encuentran, luego se le dio prioridad según su importancia mediante una herramienta llamada matriz de priorización y posteriormente se selecciono la metodología más acorde. A continuación se procede a la aplicación de estas herramientas.

Se comenzó por realizar un diagrama de causa y efecto, en donde las causas equivalen a los recursos y el efecto es el del diseño y construcción del equipo. En el diagrama 4.1 se pueden visualizar todos los factores que influyen en el resultado deseado.

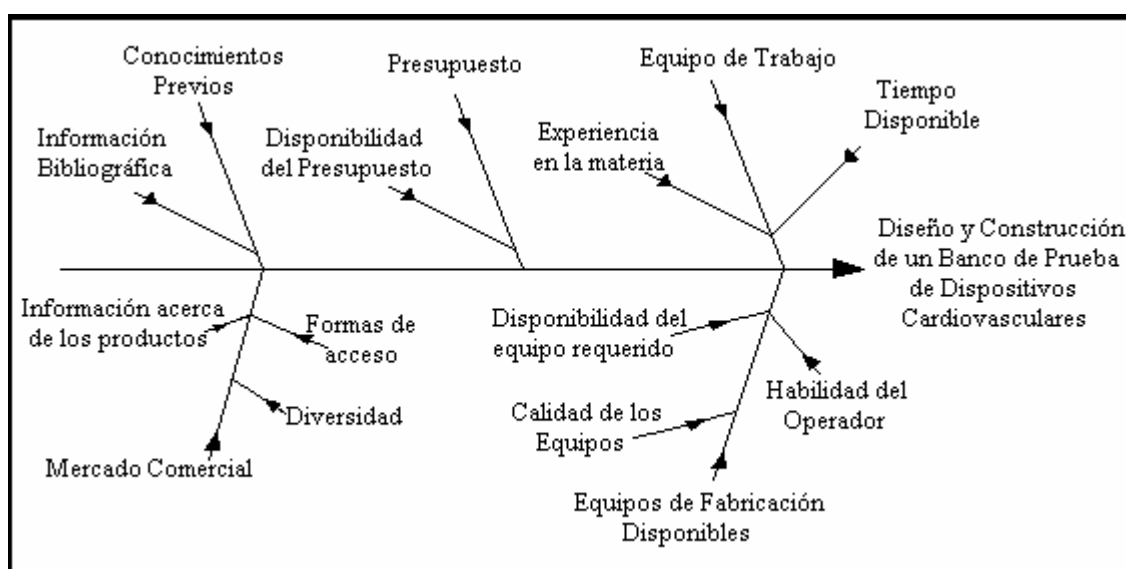


Diagrama 4.1. Espina de pescado de los recursos

Una vez identificados los factores, se procede a jerarquizarlos para determinar la importancia de cada uno de ellos. El criterio que se usará está basado en el grado de impedimento de la realización del efecto de diseño y construcción del equipo.

Para aquellos factores cuya ausencia impide directamente la realización del proyecto se le asignará la letra A, se le asignará una letra B a aquellos factores que no impiden la realización del proyecto pero que requieren de una alternativa. Y finalmente se le asignará una letra C a aquellos factores que afectan el resultado pero que no lo impiden. Para asignar

la letra se hace una encuesta mediante la siguiente pregunta ¿si no tengo factor puedo diseñar y construir el equipo? Si la respuesta es: “no”, se asignará la letra A, si la respuesta es: “si pero tendría que buscar una alternativa”, se le asignará la letra B; y finalmente si la respuesta es simplemente: “si”, se le asigna la letra C. El resultado de esta encuesta se encuentra expresado en la tabla 4.2

Sabiendo cuales son los factores de importancia, se necesita saber qué tanto se puede contar con ellos, por lo que se analizará el estado en que se encuentran. Para evaluar esto se procede a realizar otra encuesta, se utilizará un criterio basado en la calidad del recurso. La pregunta que se hace es la siguiente: ¿la capacidad del Factor es la requerida? Si la respuesta es: “si”, le asignamos al factor el valor 100; si la respuesta es: “depende de...”, le asignamos el valor 50; y si la respuesta es: “no”, le asignamos el numero 0.

Agrupando los procedimientos anteriores en una matriz tenemos la mejor conocida como “matriz de priorización”, Donde se puede ver la calidad y la importancia de los recursos que se tienen. La finalidad de esta matriz es poner al relieve las herramientas que se tienen para poder resolver el problema, como se muestra en la tabla 4.2

Factor	Importancia	Calidad
Mercado comercial	A	100
Formas de acceso al mercado	A	100
Diversidad del mercado	B	50
Información acerca de los productos	B	50
Equipos de fabricación disponible	A	50
Habilidad del operador	B	100
Calidad de los equipos	B	50
Disponibilidad del equipo requerido	A	100
Equipo de trabajo	A	100
Tiempo disponible	A	100
Experiencia en la materia	C	0
Conocimientos previos	C	0
Información bibliográfica	C	50
Software disponible	B	50
Adiestramiento en el uso del software	C	50
Calidad del software	C	50
Disponibilidad del software	C	100
Presupuesto	A	100
Disponibilidad del Presupuesto	B	50

Tabla 4.2. Matriz de Priorización

De esta matriz se puede ver que se cuenta con un mercado que es de suma importancia, se pueden fabricar piezas, se pueden presentar limitaciones y que se deben buscar soluciones alternativas, lo que es también importante. Se cuenta con personal de trabajo lo cual es imprescindible y con un presupuesto disponible. Los conocimientos previos, la experiencia, los softwares y la información disponible relacionada con el tema demostraron no ser factores que impidan la realización del proyecto, y además son escasos.

En base a la anterior información se procede a plantear una metodología de trabajo que permita utilizar el mercado comercial, los equipos de fabricación y que cuente con un personal a tiempo completo para la realización de este proyecto.

4.1.2 Metodología

La metodología que se va a desarrollar se puede sintetizar en los siguientes pasos:

1. Especificar la función que debe realizar el objeto a diseñar.
2. Buscar conceptos y/o teorías, relacionados con la función que se debe realizar el objeto a diseñar.
3. Buscar en el mercado, productos que trabajen en base al concepto seleccionado, en caso de no conseguirlo, se fabrica el elemento y se procede con el paso 6.
4. Seleccionar el producto según los criterios.
5. Instalar y adaptar el producto.
6. Probar el producto. En caso de no satisfacer con los requerimientos se procede con el paso 2, seleccionando otro concepto.

4.2 REQUERIMIENTOS DE DISEÑO

De acuerdo con la normativa de la F.D.A. y la comparación realizada, se sintetizan los requerimientos de las pruebas y de los equipos de prueba de los dispositivos cardiovasculares. A continuación se presentan los requerimientos del equipo:

Requerimientos del equipo:

- I.** El equipo requiere de un dispositivo para sujetar los injertos.
- II.** Se debe generar una onda de presión pulsátil a frecuencia acelerada.
- III.** Los transductores de presión deben tener una adecuada respuesta a la frecuencia de trabajo.

- IV. Los injertos deben tener un transductor antes y después de ellos en el sentido de recorrido del fluido de trabajo.
- V. Visibilidad de los injertos y del fluido que pasa a través de ellos.
- VI. El equipo debe ser capaz de soportar el tiempo de ensayo ininterrumpido.
- VII. La precisión de la medida de la variable frecuencia debe estar en ± 1 pulso por segundo
- VIII. La precisión de la medida de presión pulsátil debe estar ± 1 mmHg.
- IX. La presión sistólica y diastólica debe estar controlada entre 160 y 80 mmHg

4.3 CRITERIOS DE DISEÑO.

Para iniciar nuestro proceso de diseño y construcción se hace necesario establecer criterios que permitan dar prioridad y poder seleccionar entre diferentes posibilidades. De los requerimientos planteados anteriormente se establecen criterios sustentados en conceptos físicos y fisiológicos.

- **Criterio de durabilidad:** El equipo requerido debe mantenerse en funcionamiento durante varios meses continuos, en los cuales se realiza la prueba. Es necesario que los componentes de este resistan las cargas a las que están sometidos durante ese periodo de tiempo. Los factores que afectan la durabilidad de una pieza son el desgaste y la fatiga. Entonces, este criterio lo establecemos conceptualmente seleccionando materiales que soporten la fatiga y diseñaremos mecanismos que sufran poco o ningún desgaste.
- **Criterio de simulación:** La función del equipo es la de reproducir las condiciones de circulación de la sangre. Estas condiciones están dadas por ciertas variables físicas, entonces la simulación debe reproducir las variables físicas del sistema circulatorio.

Capítulo 5

Diseño conceptual

En los capítulos anteriores se plantearon los requerimientos y criterios de diseño de un banco de ensayo de dispositivos cardiovasculares, derivados de la normativa internacional, y se estudiaron otros equipos de esta naturaleza que existen en el mercado.

En este capítulo se planteará un diseño conceptual definitivo. Este proceso se iniciará a partir de la función del equipo, luego se buscarán los conceptos relacionados con la simulación del flujo sanguíneo. Posteriormente se crearán modelos, en base a los criterios de diseño, se seleccionará el que mejor se adapte a la función de simulación y que se tenga mayores expectativas de durabilidad. Este proceso será repetido para cada componente del equipo.

5.1 SEMEJANZA, SIMILITUD y ANÁLISIS ADIMENSIONAL

Para lograr las mismas condiciones de un fenómeno en un modelo, se hace necesario establecer ciertas similitudes, las cuales se refieren a que deben tener geometrías semejantes, comportamiento cinemático semejante y las fuerzas imperantes en el fenómeno deben ser igualmente semejantes.

La **Similitud geométrica** exige, que ambos (el modelo y el prototipo), tengan la misma forma y las mismas dimensiones lineales con respecto a un factor de escala constante. En nuestro caso el factor de escala es uno, ya que los dispositivos cardiovasculares a estudiar son muestras de tamaño natural, la similitud geométrica, se cumplirá utilizando tubos del mismo diámetro al diámetro equivalente de arteria aorta y la cavidad del ventrículo izquierdo del corazón para el caso de estudiar válvulas protésicas de corazón,

de manera de asegurar que existe semejanza geométrica entre el modelo y el prototipo.

La segunda exigencia deberá ser que tanto el modelo como el prototipo sean **cinemáticamente similares**. Esta similitud cinemática se logra cuando dos flujos en puntos correspondientes en el espacio, llevan velocidades que están en la misma dirección y se pueden relacionar mediante un factor constante de escala. Por consiguiente, que dos flujos sean cinemáticamente similares conlleva además, que ambos tengan modelos de líneas de corriente vinculados por un factor de escala constante. Así se produce una relación entre la primera y segunda exigencia de similitud de flujos, ya que, para que existan formas de líneas de corrientes límites similares, los flujos deberán ser geoméricamente similares. Posteriormente, se puede decir, que la similitud cinemática requiere que los flujos sean los mismos en el modelo y en el prototipo. Para establecer esta semejanza estudiaremos más adelante los números adimensionales relacionados.

Se tiene que dos flujos son **dinámicamente similares** cuando entre ambos existen distribuciones de fuerzas, tales que, tipos idénticos de fuerzas sean paralelas y se vinculen en dimensión mediante un factor de escala constante en todos los puntos correspondientes. Las limitantes para la existencia de similitud dinámica suelen ser las más exigentes, ya que, ambos fluidos deben ser:

- Similarmente geoméricamente.
- Similarmente cinemáticamente.

Para establecer condiciones de similitud dinámicas completas entre dos flujos, se deben respetar los efectos de las fuerzas (viscosas, de presión, de tensión superficial, entre otras) que son importantes en el estado de flujo. Así, se implanten disposiciones de prueba de forma tal, que entre las fuerzas más importantes exista un factor de escala entre el flujo del modelo y del prototipo¹².

Análisis de Parámetros Adimensionales

Para efectos de este trabajo especial de grado, se explicarán dos parámetros, los cuales, fueron los estudiados, el coeficiente de presión y el número de Reynolds.

- **Coeficiente de Presión.**

El coeficiente de presión, se define como la razón de la fuerza de presión a la fuerza inercial, esto sería la fuerza necesaria para disminuir la velocidad hasta cero. Esto se puede expresar mediante la ecuación 5.1.

- **El número de Reynolds**

El número de Reynolds, es como la razón existente entre las fuerzas inerciales y las fuerzas viscosas. Esto se expresa mediante la ecuación 5.2. Cuando se especifica sobre un número crítico de Reynolds se hace referencia entre regímenes de flujo, tales como: flujo laminar o turbulento en tubos, en capa límite, o alrededor de objetos sumergidos; este depende de la situación

Como en nuestro fenómeno el flujo no es permanente, la velocidad y la presión varían con el tiempo durante un período, entonces se realiza un estudio para el instante de tiempo donde se alcanza la mayor presión del ciclo.

Estas ecuaciones no son entonces aplicables para determinar una similitud precisa entre el modelo y fenómeno cardiovascular, sin embargo nos serviremos de ellas, para lograr una apreciación de las fuerzas predominantes en el fenómeno. Se ha tomado un valor máximo para ambas variables, y se estimó la relación entre las fuerzas predominantes en el fenómeno.

Estimación del número de Euler:

$$Eu = \frac{\Delta p}{(rV^2)/2} \quad \text{Ec.5.1}$$

Siendo Δp : una variación de presión, r : la densidad del fluido y V la velocidad del fluido.

Se toma una presión máxima de 180mmhg, la densidad de la sangre de $1004\text{kg}/\text{m}^3$ y una velocidad máxima de 50 cm/seg. Se sustituye en la ecuación 5.1 y se tiene que:

$$Eu = \frac{24000 Pa}{(1004 \frac{kg}{m^3} \times (0.5 \frac{m}{seg})^2) / 2} = 191.23$$

Estimación del número de Reynolds:

$$Re = \frac{VD\rho}{\mu} \quad \text{Ec. 5.2}$$

Siendo ρ :la densidad del fluido, V la velocidad del fluido, D :el diámetro del tubo y μ :la viscosidad dinámica.

Se toma un diámetro aproximado de 2 cmts, y la viscosidad referida a la reología de la sangre. Se sustituye en la ecuación 5.2 y se tiene que:

$$Re = \frac{0.5 \frac{m}{seg} \times 0.2m \times 1004 \frac{kg}{m^3}}{0.04 \frac{N \cdot s}{m^2}} = 2510$$

Como el numero de Euler es las fuerzas ejercidas por la presión dinámica versus las fuerzas de inercia del sistema, podemos deducir que las fuerzas debida a la presión dinámica son 191 veces mayores a las ejercidas por la inercia, A su vez el número de Reynolds es la relación las fuerzas de inercia entre las viscosas. Se observa que las fuerzas de inercia son 2510 veces más grandes que las fuerzas viscosas. De lo anterior se puede deducir que las fuerzas de importancia en el fenómeno son las fuerzas de presión dinámica. Por la magnitud comparativa podría decirse que ellas son las responsable de hacer fallar los dispositivos. La normativa establece que debe utilizarse las mismas presiones en magnitud que las presiones del corazón. Por otro lado las fuerzas de inercia están ligadas a la masa y a la velocidad del fluido.

Una vez clarificada la importancia de las variables en el fenómeno, se concluye que la variable de mayor relevancia es la presión, por lo que se procede a plantear un modelo matemático de presión arterial, con la finalidad de conocer la naturaleza del comportamiento de la presión.

5.2 MODELO MATEMATICO DE PRESIÓN ARTERIAL

El modelo de distribución pulsátil de la sangre permite comprender el fenómeno y las variables que influyen en él llamado "wind-kessel" (el tanque a aire), el cual se describió por Otto Frank en 1899⁴. Este modelo está constituido por un recinto de acumulación elástica colocado sobre un conducto rígido que considera una válvula del lado anterior, y una resistencia hidráulica de Poiseuille posterior. Ver figura 5.1

La cámara de acumulación está representada por un recinto rígido que contiene un líquido y que encierra un determinado volumen de aire (compresible). En este modelo, el aire contenido en la cámara de compresión se comprime durante la fase de eyección y permite mantener la presión en el circuito durante el período de rellenado de la bomba, garantizando una continuidad del flujo a través de la resistencia, en la figura 5.1 se muestra la representación del modelo.

Este modelo representa, bajo una forma muy esquemática, el sistema arterial donde la válvula desempeña el papel de la válvula aórtica o pulmonar, la cámara elástica representa el papel del sistema arterial, la resistencia hidráulica el papel resistente de las arteriolas y capilares. Cuando la válvula está abierta (sístole) el flujo del ventrículo se acumula parte en la cámara elástica, y se escapa para la otra parte por la resistencia hidráulica. Cuando la válvula esta cerrada (diástole) el flujo acumulado en la cámara se escapa a su vez por la resistencia hidráulica.

Partiendo de la sístole, cuando la válvula se encuentra abierta, existe un flujo hacia la cámara elástica, simultáneamente existe un flujo a través de la resistencia, la cámara elástica por efecto de aumento de la cantidad del fluido acumulado, aumenta la presión en el seno de éste. Se alcanza la presión del fluido antes de la válvula, y esta se cierra dando a lugar al período de diástole, válvula cerrada.

En el período de válvula cerrada, la presión en la cámara elástica es mayor a la presión después de la resistencia, por ende existe un flujo de la cámara elástica hacia la resistencia hidráulica, hasta que la presión cae por debajo de la presión del fluido que se encuentra aguas arriba de la válvula, es entonces cuando esta se abre, y comienza nuevamente el ciclo.

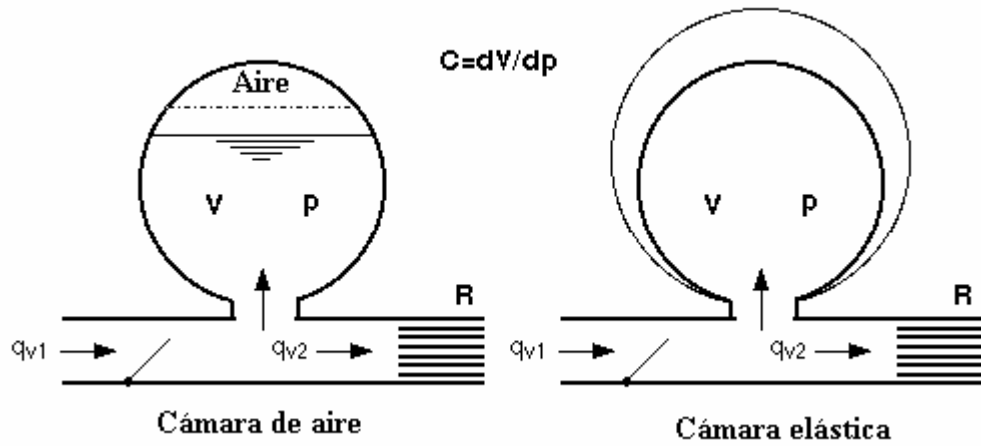


Figura 5.1. Dos modelos "windkessel".

a) Estudio de la diástole (válvula cerrada)

La cámara tiene un volumen V_0 de líquido y una presión P_0 , a partir de la ecuación de estado para un gas ideal, ecuación 5.3, considerando temperatura y masa como constante, derivando el volumen con respecto a la presión, ecuación 5.4.

$$PV = RnT \quad \text{Ec. 5.3}$$

$$C = \frac{\partial V}{\partial p} \quad \text{Ec. 5.4}$$

Puesto que $q_{v1} = 0$, considerando la ley de conservación de la masa entre la válvula y la resistencia, nos da la ecuación 5.5

$$\frac{\partial V}{\partial t} + q_{v2} = 0 \quad \text{Ec. 5.5}$$

Al aplicar la ley de Poiseuille expuesta en el capítulo 2, para la resistencia hidráulica del modelo se tiene la ecuación 5.6

$$p = R \times q_{v2} \quad \text{Ec. 5.6}$$

Sustituyendo la ecuación 5.6, en la ecuación 5.5 se tiene la ecuación 5.7

$$\frac{\partial V}{\partial t} + \frac{p}{R} = 0 \quad \text{Ec. 5.7}$$

Al multiplicar el término por R , introducir el término dp , y suponer la energía acumulada C constante se puede redescubrir la ecuación 5.7 en la ecuación 5.8

$$RC \times \frac{\partial p}{\partial t} + p = 0 \quad \text{Ec. 5.8}$$

Al integrar la ecuación 5.8 se tiene la ecuación 5.9.

$$p = p_0 \times e^{-\frac{t}{RC}} \quad \text{Ec. 5.9}$$

Donde p_0 es la presión de la cámara, al principio de la diástole (final de la sístole) y

$t = RC = -\frac{p}{\partial p / \partial t}$ es la constante de tiempo, característica del modelo.

La expresión pone de manifiesto que la presión de la cámara disminuye exponencialmente durante la duración de la diástole, hasta un valor p_1 que señala el final del período en t_1 , esto puede escribirse mediante la ecuación 5.10.

$$p_1 = P_0 \times e^{-\frac{t}{\tau}} \quad \text{Ec. 5.10}$$

Se observa que mientras $[t]$ tiende a hacerse pequeño, la presión tiende más rápidamente a disminuir.

La capacidad y la resistencia del sistema arterial se encuentran dependientes de la presión, puede estudiarse este efecto con la ayuda de este modelo considerando las presiones medias. En general R y C aumentan cuando esta presión media disminuye, al mismo tiempo C aumenta proporcionalmente al aumento del volumen promedio, lo que implica un aumento del constante de tiempo $[t]$, por lo tanto más lenta es la disminución de la curva de presión diastólica, esto puede verse en la figura 5.2.

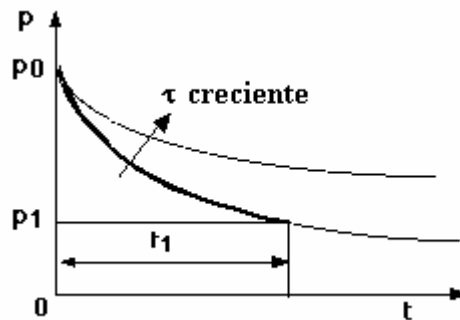


Figura 5.2 Válvula cerrada

b) Estudio de la sístole (válvula abierta)

En el sistema cuando la válvula está abierta, existe un flujo sanguíneo en el sistema hidráulico q_{v1} que para efectos de este estudio se va a considerar constante, $q_{v1} = ctte = A$, durante un periodo t_0 de la sístole.

Al aplicarse, la ley de conservación de la masa entre la válvula y la resistencia, ver la figura 5.1 se tiene la ecuación:

$$\frac{\partial V}{\partial t} + q_{v2} = q_{v1} \quad \text{Ec. 5.11}$$

De la misma manera que en el estudio de la diástole se aplica la ley Poiseuille para la resistencia hidráulica, y se multiplican los términos por R , se introduce el término dp , y se supone la energía acumulada C . La ecuación 5.11 se convierte en la ecuación 5.12.

$$RC \times \frac{\partial p}{\partial t} + p = R \times q_{v1} \quad \text{Ec. 5.12}$$

Esta ecuación diferencial es análoga a la de la diástole, pero contiene a un segundo miembro que es necesario reconsiderarlo para poder integrarlo.

Teniendo en cuenta que $p = p_1$ al principio de la sístole la integración nos da la ecuación 5.13.

$$p = RA + (p_1 - RA) \times e^{\frac{t}{\tau}} \quad \text{Ec. 5.13}$$

En la ecuación 5.13 se observa que la presión crece exponencialmente. Al final de la sístole, en el tiempo t_0 , se debe encontrar el valor p_0 definido anteriormente y que señala el principio de la diástole, ver la figura 5.3. Sustituyendo en la ecuación 5.13 se obtiene la ecuación 5.14

$$p_0 = RA + (p_1 - RA) \times e^{\frac{t_0}{\tau}} \quad \text{Ec. 5.14}$$

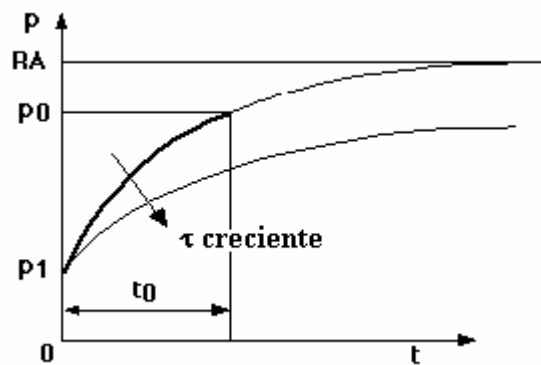


Figura 5.3. Válvula abierta

Al graficar simultáneamente en los intervalos de tiempo correspondientes la grafica de la figura 5.2 y 5.3, se tiene la evolución de las presiones durante las dos fases, una curva periódica oscilando entre las presiones extremas p_0 y p_1 , y constituida por arcos exponenciales, siendo el período: $T = t_0 + t_1$. Ver la figura 5.4.

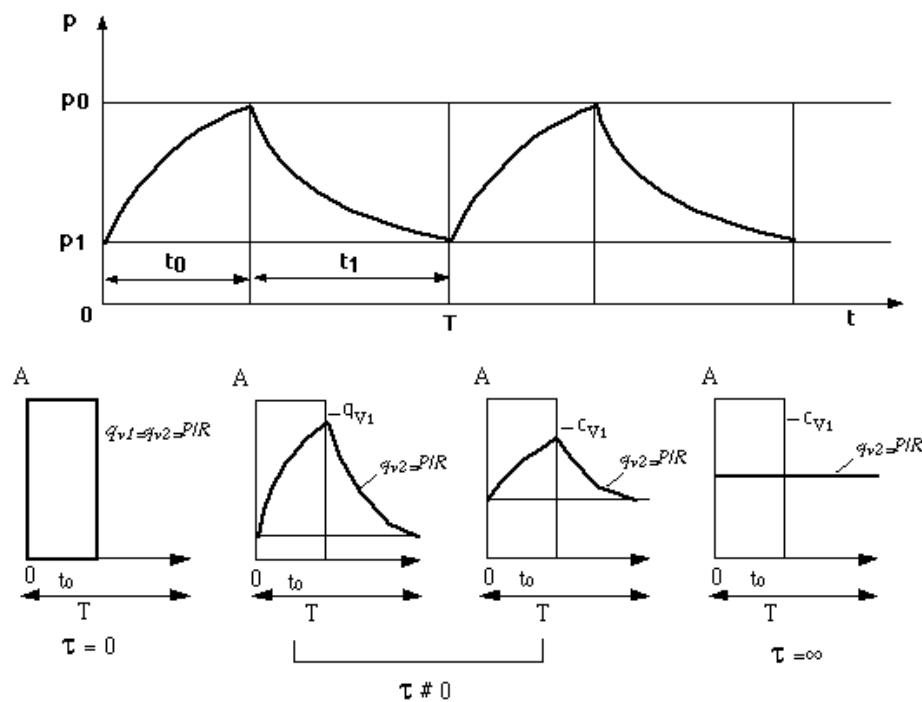


Figura 5.4. Estudio del efecto wind-kessel. Influencia de la constante de tiempo, $t = RC$ sobre las variaciones de la presión p en la cámara y sobre el caudal volumétrico $q_{v2} = p/R$.

Si se observa la Figura 5.5, la eyección sistólica corresponde a la curva CGXF, incluyendo una parte principal de flujo de salida del ventrículo (CGX) y una escasa parte de reflujo (XF). Es cierto que la aproximación, hecha por el cálculo anterior, y de sustituir esta curva de caudal volumétrico fisiológico por una curva rectangular de amplitud A es muy aproximada y no es asombroso que la curva de presión fisiológica que dura la eyección sea claramente diferente de la de un arco de exponencial como se calculó. En cambio el caudal ventricular de entrada es nulo durante la fase de eyección diastólica, la disminución exponencial de la presión aórtica propuesta en el modelo por efecto "wind-kessel" se asemeja bastante bien y esta semejanza es mayor mientras la duración diastólica sea mayor.

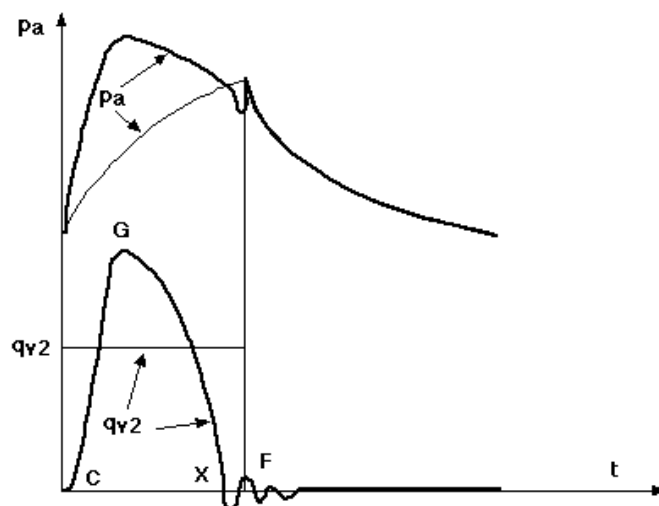


Figura 5.5. Comparación entre registros fisiológicos de presión aórtica, caudal volumétrico y los resultados de una modelización de tipo wind-kessel.

Existe un pulso arterial central, originado porque el volumen distiende originalmente las paredes de la aorta en sus inicios. Esta distensión se transmite a la periferia por las paredes arteriales en forma de vibración de dichas paredes y no corresponde a la transmisión del volumen, que podría ir distendiendo las paredes. Esto se demostró porque la velocidad de la sangre (50 cm/s) no se corresponde con la velocidad de la onda pulsátil (6 a 9 m/s). Este modelo no permite pues estudiar los fenómenos de propagación de la onda de presión en el árbol arterial.

De lo anteriormente expuesto, se pueden establecer varios parámetros de simulación, en lo que refiere a la variable presión en cuanto a su magnitud se sabe que debe oscilar entre los valores normales de presión sanguínea. Es decir debe oscilar entre un valor de 80 a 160mmhg, con esto se garantiza una buena similitud de la simulación. En cuanto a la curva de presión vs. tiempo, en lo que respecta a su forma se tiene un modelo físico-matemático con el que se puede, simular el comportamiento de las variables presión y caudal. Se concluye que con el modelo del tanque de aire se puede en función de las condiciones iniciales de presión y volumen del tanque controlar la forma de la presión como función del tiempo. Se supuso en el modelo el caudal de entrada y salida como constante, en la realidad esto no ocurre, si se imita aproximadamente la curva del caudal se obtendrá una curva de presión mas cercana a la real. Con todo esto se obtiene un criterio de simulación depurado.

Posteriormente se procedió a buscar conceptualmente las formas que hay de generar un flujo, y obtuvo que este se puede generar de dos maneras diferentes a partir de bombas:

- Tipo turbomáquina: De esta forma se le transmite energía al fluido a través de un rodete, este aumenta la velocidad del fluido y mediante una caja espiral se disminuye la velocidad y se aumenta la presión. Actualmente se encuentran en el mercado bombas centrífugas que funcionan en base a este concepto y que estas se seleccionan según sus características operativas, las cuales son: altura de bombeo o presión deseada, y caudal del fluido a bombear.
- Tipo desplazamiento positivo: En este caso el aumento de presión en el fluido se debe a una disminución en su volumen. Para este caso existe un elemento mecánico que realiza un trabajo sobre el fluido contra una presión. De la misma manera que las bombas centrífugas estas se seleccionan en función de sus características operativas.

5.3 DISEÑO CONCEPTUAL DE UN BANCO DE ENSAYOS.

Basándose en estos dos conceptos se va a crear modelos, sabiendo que estos deben poseer una estructura contentiva de injertos, y un recorrido del fluido cerrado según los requerimientos expuestos en el capítulo 4. Se analizará el comportamiento de las variables y de acuerdo al criterio de simulación, y se seleccionará uno de ellos.

Modelo 1

En primer lugar se obtuvo un sistema que funciona con una bomba centrífuga conectada a una tubería donde se encuentran los injertos, posteriormente se conecta una bomba de vacío y una tubería en una conexión tipo “t” con una válvula check seguida de un reservorio abierto al ambiente, a cierto nivel del reservorio se conecta una tubería de retorno a la bomba centrífuga. El pulso se genera detrás de los dispositivos cardiovasculares el fluido pasa a través de los dispositivos, aumenta la presión en la bomba de vacío, hasta que la válvula check abre, entonces se libera la presión y se llena el reservorio, vaciándose simultáneamente por el tubo de retorno a la bomba centrífuga. Ver la figura 5.6 En este modelo se observa que la presión del sistema, el caudal y la frecuencia son variables dependientes entre si, esto limita la capacidad de simulación del equipo.

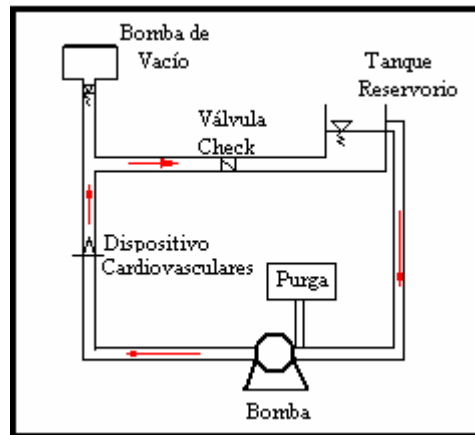


Figura 5.6. Modelo 1

Modelo 2

El segundo modelo utiliza un flujo basado en el concepto de bomba centrífuga. Los dispositivos cardiovasculares se colocan en los tubos que tiene dirección radial al cilindro interior, Ver la figura 5.7 (color rojo), el cilindro es la bomba del sistema (color amarillo), el fluido ingresa por el tubo que esta en el centro (color azul), este tubo tiene fijas dos paletas (color blanco), las paletas poseen agujeros para la salida del fluido, de manera tal que existan, un lado de las paletas mojado y otro seco, las paletas aumentan la presión y este se ve obligado a pasar por los tubos radiales de los injertos. El tubo exterior es un recolector (color gris) y se le añadiría un retorno hacia el tubo central.

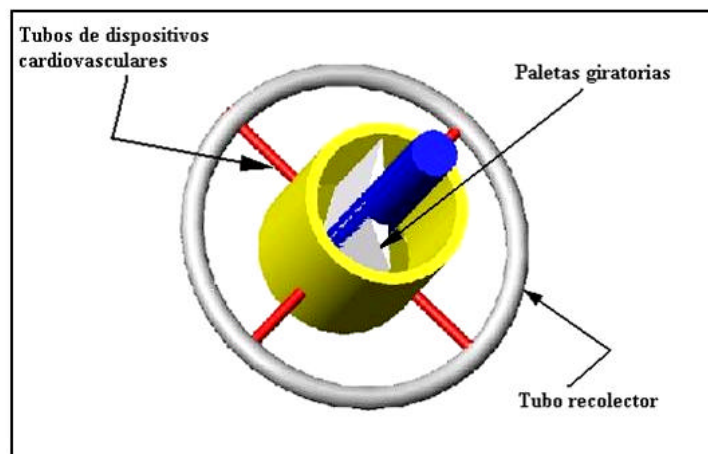


Figura. 5.7. Modelo 2

En este modelo la presión y el caudal pueden ser controlados independientemente, sin embargo la curva de presión a través de los dispositivos no se puede estimar en cuanto a su naturaleza se refiere, es decir no conocemos ni podemos controlar su forma.

Modelo 3

En el tercer modelo, el mecanismo de generación de onda de presión es del tipo desplazamiento positivo, podría utilizar un cilindro pistón o una membrana, en la figura 5.8 se muestra el equipo completo que consta de un tubo donde se acopla el mecanismo, en el interior del tubo hay una brida donde se sustentan los injertos, al final del tubo hay una conexión hacia un cilindro vertical, donde se alcanza la presión de 180mmHg. Este modelo también tiene un reservorio con una conexión al tubo horizontal, con lo que se cierra el circuito. La brida donde se sujetan los injertos se puede utilizar con seis muestras. El sentido de flujo del fluido se muestra en la figura 5.8. El mecanismo impulsa el fluido hacia los injertos al alcanzar la presión de la columna vertical, el fluido llega a la columna y se desborda hacia el reservorio, este a su vez suministra fluido al tubo donde se acopla el mecanismo, después de pasar por una válvula check, el fluido es succionado de esta tubería en la carrera de retorno del mecanismo de desplazamiento positivo. La función de la válvula check es la de evitar que en la carrera de impulsión del mecanismo el fluido se dirija hacia el reservorio.

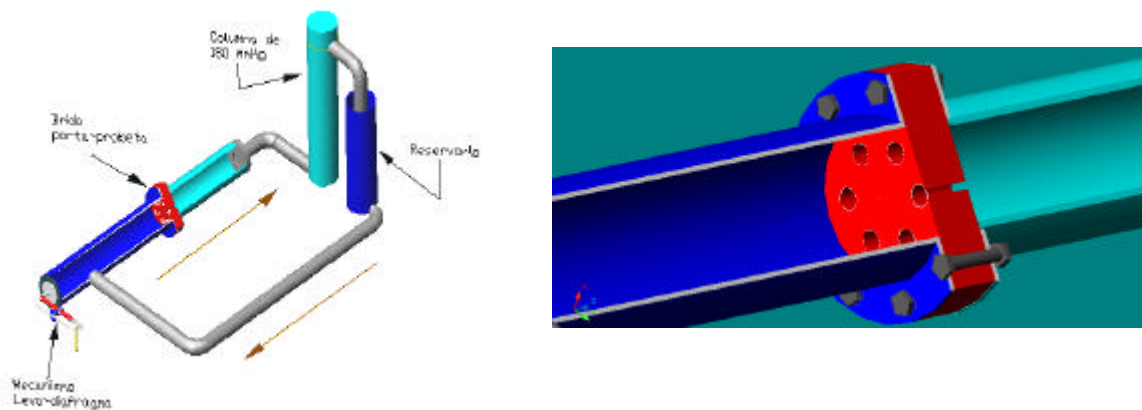


Figura. 5.8. Modelo 3

A la izquierda Modelo 3. A la derecha detalle de la estructura contentiva de los injertos

El mecanismo de desplazamiento positivo, nos permite controlar la forma de la onda de presión según sea la función en la que se realice el desplazamiento del mecanismo. El

caudal es independiente de la frecuencia y es función del volumen desplazado; la presión en magnitud es función de la columna.

Modelo 4

Por ultimo tenemos otro modelo que funciona con un mecanismo del tipo de desplazamiento positivo acoplado a un tubo mediante una brida. Un tubo horizontal en conjunto con un mecanismo de impulsión conforman una bomba, al otro extremo del tubo de la bomba hay tres agujeros en estos agujeros se sujetan los injertos, y en la parte anterior a estos se han colocado tubos con el fin de direccionar el flujo. Un tanque cuadrado dividido por la mitad, por una lámina horizontal, ambas partes están conectadas por una tubería exterior que conforma el reservorio y la cámara presurizada, siendo la cámara presurizada la superior y el reservorio el tanque completo. La cámara presurizada debe tener un compresor conectado. A este tanque llega el fluido por los tres tubos superiores y retorna hacia la bomba por la tubería inferior, esta tubería debe tener una válvula check instalada de manera tal que permita el flujo del fluido en el sentido que se muestra en la figura 5.9.

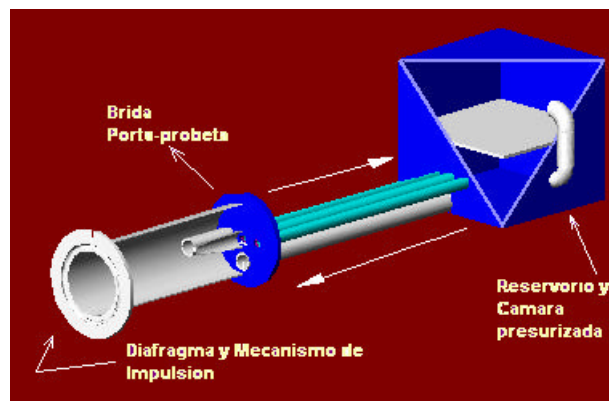


Figura. 5.9. Modelo 4

Finalmente, este modelo posee las mismas características de simulación que el modelo anterior, y a demás puede tener distintos comportamientos de la presión, esta puede mantenerse constante aguas a bajo de los dispositivos o puede variar en función del volumen latido. Este equipo en conjunto con la selección del mecanismo tipo desplazamiento positivo más adecuado, conformaran el banco de ensayo.

5.4 DISEÑO CONCEPTUAL DEL MECANISMO GENERADOR DE FLUJO PULSATIL

El mecanismo generador de flujo pulsátil del tipo desplazamiento positivo puede dividirse en varias partes de acuerdo a su función, una de estas es el impulsor, que es la parte en contacto con el fluido y que le transmite la energía a este; una segunda parte que se encarga de reproducir la curva de presión y una tercera que suministra la energía.

Como equipo impulsor tenemos que puede ser del tipo cilindro pistón o un diafragma sujetado al recinto de trabajo, entre las dos anteriores podemos considerar que el cilindro pistón posee mayor precisión en la generación de la onda de presión, que el diafragma, puesto que el volumen que este desplaza es de fácil estimación. Por otro lado, este sistema tiene la mayor dificultad en lo que a proceso de construcción y fabricación se refiere; necesita una buena hermeticidad entre el cilindro y el pistón para evitar las fugas del fluido de trabajo, en cambio el diafragma no tiene este tipo de problemas, debido a que no existe movimiento relativo entre el borde del diafragma y el recinto de trabajo. Se consideró la durabilidad de ambos tipos, el cilindro pistón tiene menor que el diafragma puesto que en este no se presenta la fricción.

El sistema de diafragma tiene un en ambos lados discos llamados metálicos llamados pistones. Cuando este se desplaza los discos hacen las veces de embolo. Si seleccionamos un diafragma lo suficientemente grande, el movimiento del pistón será pequeño comparado con el diámetro de este, por lo tanto se puede despreciar el volumen de fluido desplazado por la superficie irregular de la membrana.

Seleccionamos al diafragma como el mejor elemento que transmitirá energía al fluido de trabajo debido a que posee menos posibilidades de fugas, no hay fricción y por lo tanto no hay desgaste importante.

Para reproducir la onda de presión encontramos que puede ser un mecanismo de tornillo sin fin y actuador lineal o un eje acoplado al pistón del diafragma impulsado por una leva.

El mecanismo de tornillo sin fin y actuador lineal puede reproducir curvas con gran precisión. Requiere de un motor de baja inercia debido a los cambios bruscos de velocidad angular que tiene que realizar para poder reproducir las curvas, este mecanismo es costoso, requiere de bastante mantenimiento y su durabilidad es baja en comparación con el sistema impulsado por la leva.

El sistema de leva seguidor permite diseñar la leva de manera que tenga una buena precisión en la reproducción de la onda de presión en el equipo. Este sistema posee pocos elementos mecánicos, puede repetir gran cantidad de ciclos el mismo comportamiento, es de fácil construcción y es más económico.

Un buen diseño de leva puede ofrecer una aproximación apropiada de curva de onda de presión pulsátil del sistema cardiaco, puesto que esta curva con exactitud no se conoce, más que tener una curva definida, lo que tenemos son curvas descriptivas del fenómeno y modelos matemáticos. En base al criterio de durabilidad y tomando en cuenta los costo, seleccionamos un mecanismo reproductor de onda de presión pulsátil como es el sistema de leva seguidor. La selección anterior se puede resumir en una tabla compartida de ventajas y desventajas incluyendo el sistema de bomba de flujo continuo. Ver la tabla 5.10.

Mecanismos	Ventajas	Desventajas
Tornillo sinfín- actuador líneal	1. Reproduce con mayor fidelidad la onda de presión	1. Alto costo
		2. Su durabilidad se ve afectada por el roce entre los elementos mecánicos
		3. Requiere de sellos de alta calidad para evitar las fugas del fluido de trabajo
Leva-seguidor	1. Bajo costo	1. Su durabilidad se ve afectada por el roce entre la leva y el seguidor
	2. Bajo mantenimiento.	
	3. Requiere de poco control	2. La reproducción de la onda de presión depende de la versatilidad del diseño del perfil de la leva
	4. Altos índices de repetibilidad en la medida de la presión	
	5. Requiere de pocos elementos mecánicos	
Bomba de engranajes	1. Menor costo	1. La reproducción de la presión es imprecisa y depende de la configuración del sistema
	2. Menor mantenimiento	
	3. Fácil instalación	

Tabla 5.10. Comparación de los mecanismos generadores de flujo pulsátil.

5.5 FUNCIONAMIENTO CONCEPTUAL DEL BANCO DE ENSAYOS

El funcionamiento del banco de ensayos se explicará a continuación mediante dos enfoques, el primero desde el punto de vista de transporte de masa y el segundo desde el punto de vista de transporte de energía.

Transporte de masa en el equipo: Este enfoque se refiere al desplazamiento de la masa dentro del sistema.

Una vez llenado y purgado el sistema se enciende el mecanismo generador de pulso, el diafragma se desplaza en dirección axial al tanque de la bomba, este desplazamiento mueve una cantidad de fluido, el fluido sale de la bomba por el distribuidor hacia los tubos donde se encuentran los injertos, pasa a través de ellos y llega al tanque bomba de vacío, este se llena comprimiendo la membrana interior, esta a su vez comprime el aire encerrado del otro lado. Es entonces cuando el diafragma termina su recorrido y comienza a devolverse realizando una succión en el tanque de la bomba, esta comienza a llenarse con liquido que proviene del tanque de vacío, este liquido pasa a través de una válvula check antes de entrar en el tanque de la bomba, una vez que el diafragma termina el recorrido de la succión y se a llenado completamente el tanque de la bomba. Arranca nuevamente el ciclo con el recorrido de compresión del diafragma, la válvula check impide que el fluido pase al tanque de vacío a través del tubo de retorno.

Transporte de la energía: La energía fluye a través del equipo en cierta velocidad, esa energía en transito es medida en una cantidad mejor conocida como potencia su unidad en sistema internacional es el Watt.

La energía proveniente del mecanismo es transmitida al fluido a través del diafragma. La energía fluye a través del fluido a manera de onda de presión, una vez que la presión del fluido alcanza la presión del tanque de vacío y la sobrepasa el fluido viaja hacia este tanque y aumenta su velocidad al transformarse una pequeña parte de ella en energía cinética; el fluido viaja hacia este tanque. La mayor parte de esta energía se transforma en el trabajo de desplazar una cantidad de fluido en contra de una presión, la presión del tanque de vacío, el aire en la cámara de aire aumenta la presión inversamente a la disminución de su volumen, el volumen disminuye en la misma cantidad del fluido que se desplaza, puesto que este resta espacio al aire en el tanque de vacío, este proceso ocurre en la carrera de compresión del diafragma. En la carrera de succión del diafragma, el mecanismo transmite energía al fluido, realiza un trabajo aumentando el volumen del tanque de la bomba, vence la inercia del sistema. La energía fluye a través del fluido a manera de onda de presión negativa hacia la bomba de vacío, una vez que la presión del fluido disminuye lo suficiente, la válvula check se abre, parte de la energía se transforma en energía cinética y el fluido

viaja desde la bomba de vacío hacia la bomba del sistema, hasta que el diafragma culmina su carrera de succión.

Cuando el fluido viaja desde la bomba hacia la bomba de vacío pasa a través de los injertos, en este caso las válvulas cardiacas, el fluido le transmite energía abriéndolas, parte de esta energía al pasar a través de ellas se acumula, este cúmulo de energía al alcanzar cierta cantidad que supera la energía que conforma el material, hace que este se fracture, este fenómeno es el mejor conocido como falla por fatiga y es el de interés de este trabajo. Una parte de la energía fluye por toda la estructura del equipo deformando las piezas, cuando esta cantidad de energía sobrepasa la energía interna de los materiales estos se fracturan, y cuando la energía en transito es menor que la energía interna de los materiales estos tienen una deformación plástica, esta deformación se restituye, lo que quiere decir que la energía se comporta como si rebotara en el material, en algunos casos quedan remanentes de ella en las piezas. Otra parte de la energía que fluye en el equipo se transforma en calor debido a la viscosidad del fluido.

5.6 FUNCIONAMIENTO CONCEPTUAL DEL MECANISMO DE GENERACION DE FLUJO PULSATIL

El motor-reductor, es un sistema encargado de convertir la energía eléctrica en energía mecánica en forma de torque, este torque se transmite del reductor al árbol de la leva mediante una chaveta, el reductor disminuye la velocidad angular del motor. Al motor se encuentra conectado un regulador de frecuencia, este regulador de frecuencia se calibra de manera que el árbol de la leva funcione a frecuencias correspondientes a la simulación.

El árbol de la leva, requiere de un chavetero, al otro extremo tiene una reducción de diámetro y esta parcialmente roscado, en la reducción de diámetro se asienta la leva y se ajusta por una arandela y una tuerca, la tuerca y la arandela junto con la superficie en forma de anillo producida por la reducción de diámetro le transmiten la energía del árbol a la leva por presión. El árbol se sujeta en un extremo por el reductor y por otra sección mediante un rodamiento.

El eje de transmisión del seguidor, es un conjunto que consta de un seguidor, un eje, un cojinete y un resorte, el seguidor a su vez esta formado por un rodillo soportado por dos rodamientos, un pasador donde se sujetan los rodamientos, el soporte del rodillo, este soporte se realiza a través del pasador, este soporte esta unido al un eje en su extremo mediante un tornillo, el eje tiene en el otro extremo una broca roscada donde se atornilla el

pistón del diafragma, este eje se sujeta por la unión con el diafragma y por un cojinete de movimiento axial, el resorte almacena la energía para mantener el rodillo del seguidor siempre en contacto con la leva, por lo tanto esta apoyado al tierra a través del cojinete que permite el movimiento axial y en su otro extremo se apoya sobre una base cilíndrica al eje.

En este mecanismo la energía eléctrica se transforma en un torque al pasar a través del conjunto motor-reductor, esta energía se trasmite al eje de la leva por medio de una chaveta, la energía flujo a través del eje de la leva y una tuerca transmite esta energía a la leva, la leva transforma la energía de torque en un movimiento lineal en el eje del seguidor. Seleccionamos al seguidor como rodillo entre seguidores existentes de tipo rodillo, cara plana y cabeza de hongo en base al criterio de durabilidad, el seguidor de rodillo por el hecho de mantener un contacto por rodadura posee menor fricción que los otros dos. De igual manera existen dos formas de diseñar un sistema leva seguidor manteniendo el contacto entre ambos por dos mecanismos, el de cierre de forma y el de cierre de fuerza. El primero requiere de dos superficies entre las cuales se encuentra el seguidor, al aumentar la superficie aumenta la fricción, por ende seleccionamos cierre de forma además de evitar la falla de alguna pieza al permitir el que pierdan contacto ambos leva y seguidor en caso de que la energía en banco de ensayos sea mayor que la que pueda suministrar el mecanismo, el hecho de que se pueda perder contacto hace que se interrumpa el flujo de energía entre ambos evitando la falla de las piezas. Ver la figura 5.11.

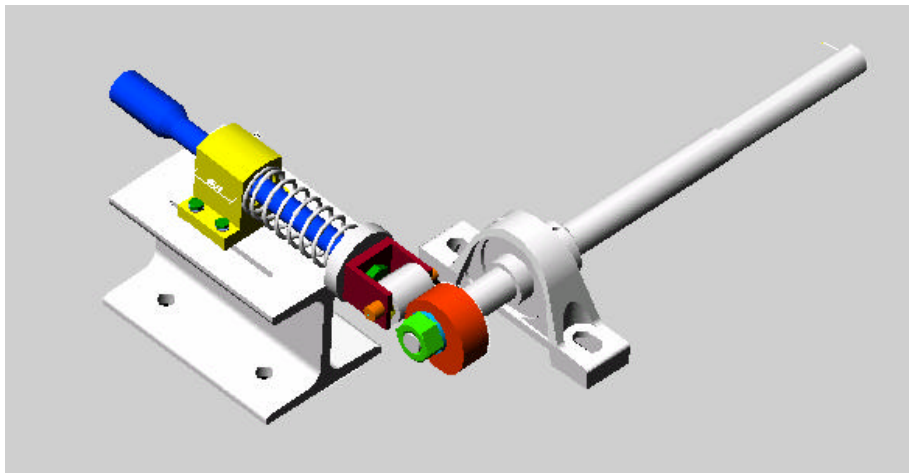


Figura 5.11. Mecanismo de generación de flujo pulsátil propuesto.

Capítulo 6

Diseño y Construcción

A partir del diseño conceptual se comenzó el proceso de diseño y construcción del equipo, esto se inició desde el elemento común a ambos tanto mecanismo, como equipo, el diafragma y la unión con el tanque de la bomba, como cuerpo de la bomba se seleccionó un tubo de acrílico de seis pulgadas de diámetro. Estas dimensiones permiten instalar seis injertos al distribuidor de la bomba. A continuación se mostrará el diseño y construcción del mecanismo de generación de flujo pulsátil del equipo.

6.1 DISEÑO Y CONSTRUCCION DEL MECANISMO DE GENERACION DE FLUJO PULSATIL

En base a los parámetros anteriormente mencionados se procedió al diseño, selección de piezas, fabricación y construcción del mecanismo de generación de flujo pulsante.

Selección del diafragma:

El diafragma se seleccionó entre varios repuestos de bombas de doble diafragma, tiene la capacidad de impulsar 0.9 galones por pulso, tiene un diámetro de seis pulgadas esta hecho de neopreno y viene en un conjunto con un pistón interno y uno externo. En la figura 6.1 se muestra el perfil del diafragma en conjunto con el pistón interno y externo. La durabilidad de este diafragma esta garantizada, puesto que los requerimientos de las bombas de doble diafragma son mucho mayores a los requerimientos del equipo que se desea construir, tanto la presión como el caudal de este diseño se encuentra por debajo.

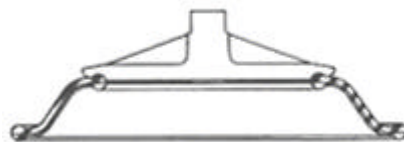


Figura 6.1 Sección Principal del diafragma y sus pistones

El volumen por latido del corazón es de 80ml. se calculó el desplazamiento del diafragma suponiendo que este se comporta como un cilindro pistón, siendo el anillo del diafragma de

10cm. de diámetro, mediante la ecuación de volumen para un cilindro, ecuación 6.1, se despeja la longitud del cilindro y se sustituyen los valores.

$$V = \frac{p \times d^2}{4} \times L \Leftrightarrow L = \frac{4 \times V}{p \times d^2} \quad \text{Ec. 6.1}$$

$$L = \frac{4 \times 0.00008m^3}{p \times (0.1m)^2} = 0.00101m$$

Por lo tanto el desplazamiento del pistón necesario será aproximadamente de 1 cm. para enviar el mismo volumen del corazón por latido.

El desplazamiento del diafragma es 15.3 veces menor que el diámetro del mismo, con lo que se corrobora la suposición de considerar el diafragma como un cilindro pistón.

Diseño y construcción de la leva:

Del cálculo realizado anteriormente, se conoce el recorrido de la carrera del diafragma, por ende este debe ser el desplazamiento que debe tener la leva en su perfil, esto con el fin de asemejar en magnitud la curva de volumen latido por el corazón en pulso.

El diseño del perfil de la leva se dividió tres etapas; una subida, una subida y bajada en un mismo período y una detención en la curva de desplazamiento, al período de subida se le asignó 60° de recorrido sobre los 360° de giro de la leva, al segundo período se le asignó 200° y a la detención se le asignó 100°. En el periodo de subida se imita el período de eyección rápida del ciclo cardiaco, y recorre un tercio del período de subida, la etapa de subida del segundo período recorre aproximadamente 80 ° y es una subida muy suave imitando a la etapa de eyección reducida del ciclo cardiaco, en total se tiene que el período de subida es de 180°, La bajada se produce en unos 80°, con lo que se espera que se libere gran cantidad de energía de la bomba de vacío, y en conjunto con la detención forman el periodo diastólico del ciclo cardiaco que esta compuesto por un llenado ventricular rápido y un llenado ventricular reducido, la bajada corresponde al llenado ventricular reducido y la detención ayudada por la bomba de vacío al liberar la energía acumulada hace que el fluido termine de llenar la cámara de la bomba, permitiendo a demás la estabilización del sistema.

Se utilizaron curvas polinómicas de grado 7 y 8 para el diseño de la leva, con el fin de obtener continuidad y derivabilidad en las curvas consecuentes de velocidad, aceleración y jerk. Por otro lado esto permite establecer mayor cantidad de condiciones de contorno, esto

con el fin asegurar que no se ejerzan fuerzas sobre el fluido al final del periodo de eyección. Además esto permite la aparición de un flujo retrogrado en las válvulas protésicas, característica que será de interés en el estudio de las válvulas.

A partir de estas condiciones mediante un software se diseñó la leva mediante las siguientes ecuaciones:

Para el segmento 1 se tiene que la ecuación de desplazamiento es:

$$S = C_0 + C_1 X + C_2 X^2 + C_3 X^3 + C_4 X^4 + C_5 X^5 + C_6 X^6 + C_7 X^7 + C_8 X^8 \quad \text{Ec.6.2}$$

Donde S es el desplazamiento del seguidor, X es la variable independiente, en nuestro caso se remplazara por $\frac{q}{b}$ que es la fracción de ángulo recorrido, donde q es el ángulo recorrido y b es el ángulo que abarca el segmento. Los coeficientes constantes C_n son las incógnitas a determinar en el desarrollo de la ecuación polinómica particular que se adapte a las especificaciones de diseño.

Derivando la ec. 6.2 se tiene la velocidad del seguidor en la ecuación 6.3.

$$V = \frac{1}{b} \left[C_1 + 2C_2 \left(\frac{q}{b} \right) + 3C_3 \left(\frac{q}{b} \right)^2 + 4C_4 \left(\frac{q}{b} \right)^3 + 5C_5 \left(\frac{q}{b} \right)^4 + 6C_6 \left(\frac{q}{b} \right)^5 + 7C_7 \left(\frac{q}{b} \right)^6 + 8C_8 \left(\frac{q}{b} \right)^7 \right] \quad \text{Ec.6.3.}$$

Derivando la ecuación 6.3 se tiene la aceleración del seguidor en la ecuación 6.4.

$$a = \frac{1}{b^2} \left[2C_2 + 6C_3 \left(\frac{q}{b} \right) + 12C_4 \left(\frac{q}{b} \right)^2 + 20C_5 \left(\frac{q}{b} \right)^3 + 30C_6 \left(\frac{q}{b} \right)^4 + 42C_7 \left(\frac{q}{b} \right)^5 + 56C_8 \left(\frac{q}{b} \right)^6 \right] \quad \text{Ec. 6.4.}$$

Derivando la ecuación 6.4 se tiene el tirón mejor conocido como jerk en la ecuación 6.5.

$$J = \frac{1}{b^3} \left[6C_3 + 24C_4 \left(\frac{q}{b} \right) + 60C_5 \left(\frac{q}{b} \right)^2 + 120C_6 \left(\frac{q}{b} \right)^3 + 210C_7 \left(\frac{q}{b} \right)^4 + 336C_8 \left(\frac{q}{b} \right)^5 \right] \quad \text{Ec. 6.5.}$$

A continuación se establecen condiciones iniciales y se obtiene un sistema de ocho ecuaciones con ocho incógnitas.

Condiciones iniciales para el primer segmento:

$$S = 0 \quad \text{Para } q = 0 \quad \text{Ec. 6.7}$$

$$V = 0 \quad \text{Para } q = 0 \quad \text{Ec. 6.8}$$

$$a = 0 \quad \text{Para } q = 0 \quad \text{Ec. 6.9}$$

$$J = 0 \text{ Para } q = 0 \quad \text{Ec. 6.10}$$

$$S = 0.001905 \text{mts. Para } q = 60^\circ \quad \text{Ec. 6.11}$$

$$V = 0 \text{ Para } q = 60^\circ \quad \text{Ec. 6.12}$$

$$a = 0 \text{ Para } q = 60^\circ \quad \text{Ec. 6.13}$$

$$J = 0 \text{ Para } q = 60^\circ \quad \text{Ec. 6.14}$$

De resolver el sistema de ecuaciones se obtuvo los coeficientes, sustituyendo en la ecuación de desplazamiento del seguidor se tiene la ecuación 6.8

$$S = 0.00762 + 0.7008X^4 - 3.2300X^5 + 5.2717X^6 - 3.7177X^7 + 0.9675X^8 \quad \text{Ec. 6.15}$$

El segundo segmento se planteó una ecuación polinómica de grado 7, ecuación 6.16, para obtener el sistema de ecuaciones, se deriva hasta su tercera derivada, y con ocho condiciones iniciales se resuelve el sistema de ecuaciones.

$$S = C_0 + C_1X + C_2X^2 + C_3X^3 + C_4X^4 + C_5X^5 + C_6X^6 + C_7X^7 \quad \text{Ec.6.16}$$

Condiciones iniciales para el Segmento 2

$$S = 0 \text{ Para } q = 0 \quad \text{Ec. 6.17}$$

$$V = 0 \text{ Para } q = 0 \quad \text{Ec. 6.18}$$

$$a = 0 \text{ Para } q = 0 \quad \text{Ec. 6.19}$$

$$J = 0 \text{ Para } q = 0 \quad \text{Ec. 6.20}$$

$$S = 0.001905 \text{mts. Para } q = 60^\circ \quad \text{Ec. 6.21}$$

$$V = 0 \text{ Para } q = 60^\circ \quad \text{Ec. 6.22}$$

$$a = 0 \text{ Para } q = 60^\circ \quad \text{Ec. 6.23}$$

$$J = 0 \text{ Para } q = 60^\circ \quad \text{Ec. 6.24}$$

Finalmente se sustituyen los valores de los coeficientes en la ecuación 6.15 y se obtiene la ecuación 6.25.

$$S = 0.2667X^4 - 0.6400X^5 + 0.5334X^6 - 0.1524X^7 \quad \text{Ec. 6.25}$$

Para el segmento 3 como es el caso de un detenimiento, el desplazamiento vale cero para todo el recorrido es la ecuación. Esto se expresa mediante la ecuación 6.26

$$S = 0 \quad \text{Para } 260^\circ \leq q \leq 360^\circ \quad \text{Ec 6.26}$$

Las graficas de desplazamiento (S), velocidad (V), aceleración (A), y jerk (J) de la leva como función del ángulo de rotación y el perfil de la leva se muestran en la figura 6.2, se seleccionó un radio primitivo de 1.9 cm, de manera que el ángulo de presión se mantuviese entre valores aceptables, esto evita grandes componentes de la fuerza en dirección perpendicular al eje del seguidor.

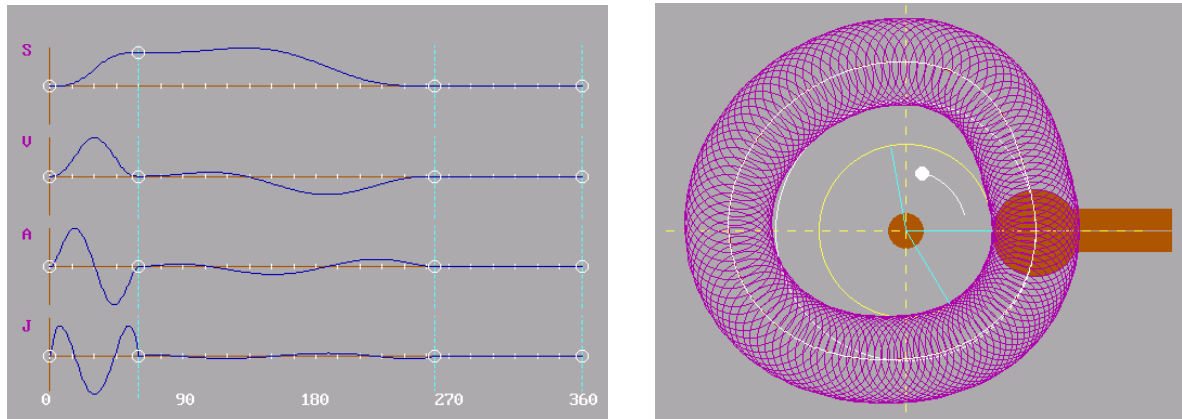


Figura 6.2. Graficas de Desplazamiento (S), Velocidad (V), Aceleración (A), y Jerk (J) de la leva como función del ángulo de rotación.

El perfil de la leva se obtiene mediante las ecuaciones paramétricas, ec.6.27 graficadas en un eje de coordenadas XY.

$$\begin{aligned} X(q) &= \left(r + S\left(\frac{q}{b}\right)\right) \times \text{Sen}(q) \\ Y(q) &= \left(r + S\left(\frac{q}{b}\right)\right) \times \text{Cos}(q) \end{aligned} \quad \text{Ec.6.27}$$

Donde q es el ángulo recorrido por la leva; S es el desplazamiento, b es el periodo de recorrido del segmento y r el radio del círculo primitivo.

El ángulo de presión es el ángulo entre la dirección del movimiento y la dirección del eje de transmisión y se calcula mediante la ec.6.28,

$$f = \arctan\left(\frac{v}{s + R_p}\right) \quad \text{Ec.6.28}$$

Donde v es la velocidad instantánea del seguidor, s es el desplazamiento instantáneo de la leva y R_p es el radio primitivo de la leva.

El radio de curvatura es el radio instantáneo del perfil de la leva. Es de suma importancia para el diseño del seguidor, puesto que el radio de este debe ser menor o igual al menor valor del radio de curvatura de la leva. Lo anterior debe cumplirse para que dicho seguidor pueda mantener contacto permanente con la leva. El cálculo del radio de curvatura se realiza mediante la ecuación 6.30. Donde a es la aceleración instantánea del seguidor.

$$r = \frac{\left[(R_p + s)^2 + v^2 \right]^{\frac{3}{2}}}{(R_p + s)^2 + 2v - a(R_p + s)} \quad \text{Ec.6.29}$$

En la figura 6.3 se muestran las graficas el ángulo de presión y el radio de curvatura de la leva, es de notar que el ángulo de presión se mantiene por debajo de un máximo recomendado por la literatura¹³ de 35° .

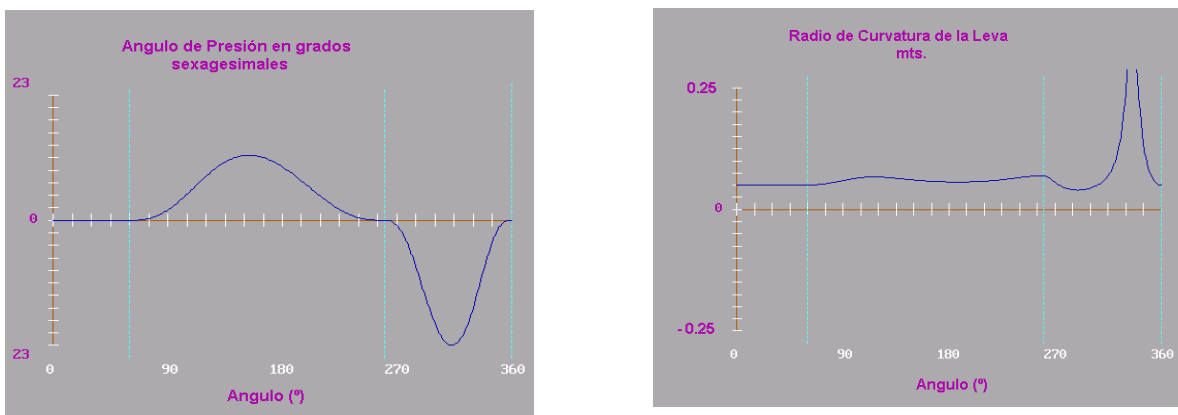


Figura 6.3. Graficas de ángulo de presión y radio de curvatura la leva como función del ángulo de rotación.

Finalmente se mecanizó la leva a partir de un tocho cilíndrico, en un centro de mecanizado, con una fresa de 3mm. Se realizó un programa en función de las funciones polinómicas que definen la leva. Ver la figura 6.4.



Figura 6.4. Dos levas mecanizadas a partir del tocho de la derecha, arandela y tuerca del montaje.

Análisis Dinámico del sistema.

El sistema planteado desde el punto de vista dinámico se presenta como un sistema con fuerza restauradora lineal y forzado. La fuerza restauradora es lineal debido a que utilizaremos un resorte. Este resorte tiene por finalidad mantener en permanente contacto la leva al seguidor de rodillo, esto lo hace almacenando la energía suministrada por el motor. Finalmente el sistema se encuentra forzado por efecto de la fuerza que transmite la leva

Para realizar el cálculo se supone que se tiene un impulso finito de duración dt , este puede descomponerse en una superposición de impulsos elementales de duración dt , De esta forma, la respuesta total resultará de la superposición de cada una de las respuestas correspondientes a cada impulso elemental¹⁴ expresada en la ecuación 6.31.

$$u(t) = \int_0^t du(t) = \int_0^{I^{ult}} h(t-t) dI = \int_0^t h(t-t) F(t) dt \quad \text{Ec. 6.30.}$$

Nótese que para cada t , esta integración superpone una nueva oscilación libre, cuyo dominio va desde 0 hasta t , (concepto de convolución). Sustituyendo en la ecuación 6.30 en la expresión del impulso elemental unitario h , se tiene la ecuación 6.31.

$$u(t) = \int_0^t \frac{F(t)}{Mw_1 \sqrt{1-n^2}} e^{-nw_1(t-t)} \left(\sin(w_1 \sqrt{1-n^2} (t-t)) \right) dt \quad \text{Ec.6.31}$$

Esta integral recibe el nombre de integral de convolución de Duhamel.

La integral de Duhamel da la respuesta de un sistema dinámico sometido a una fuerza no armónica. Se basa en la superposición de respuestas producidas por una sucesión continua de impulsos.

Para una aceleración de magnitud $U(t)$, resulta una fuerza inercial aplicada de magnitud

$F(t) = -M \ddot{u}_s(t)$ que induce al oscilador a una respuesta expresada en la ecuación 6.32,

$$u(t) = -\frac{1}{w_1 \sqrt{1-n^2}} \int_0^t \ddot{u}(t) e^{-nw_1(t-t)} \left(\sin(w_1 \sqrt{1-n^2} (t-t)) \right) dt \quad \text{Ec.6.32}$$

En la grafica 6.5 se muestra la superposición de impulsos elementales y sus respuestas para cada impulso.

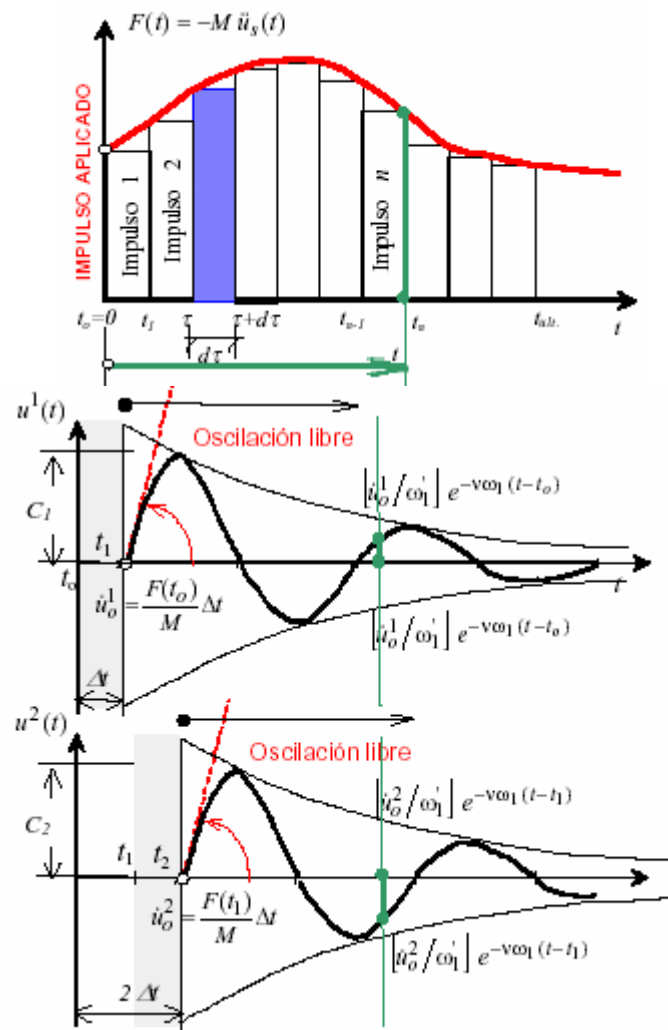


Figura 6.5 Gráfica de superposición de impulsos elementales aplicado y sus respuestas

Se utilizó el programa y se obtuvo la siguiente curva de fuerza dinámica sobre la leva y el torque resultante en el árbol de la leva como la fuerza por el radio instantáneo de la leva.

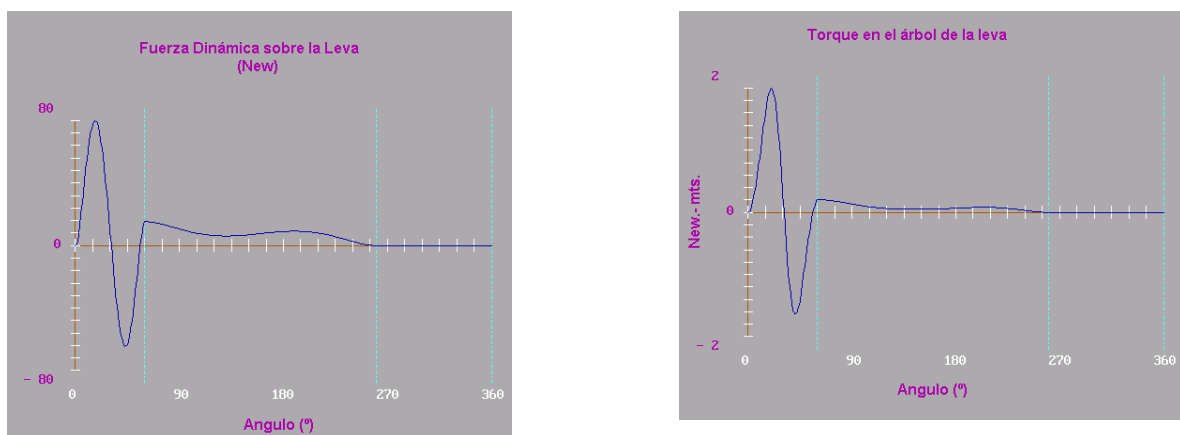


Figura 6.6. Gráficas de torque en el árbol de leva y fuerzas dinámicas sobre la leva como función del ángulo de rotación

Diseño y construcción del seguidor

El rodillo es una pieza cilíndrica cuyo radio exterior corresponde al radio máximo de curvatura de la leva 31mm. En su interior tiene dos asientos para alojar dos rodamientos, este rodillo es atravesado por un pasador. El pasador tiene un diámetro correspondiente al diámetro interior de los rodamientos, de la misma manera el área de cada sección supera el área necesaria para soportar los esfuerzos a los que va a estar sometido. Los rodamientos están sujetos con retenes, Esta piezas se mecanizó a partir de un tocho cilíndrico, se le realizó un cilindrado exterior hasta su diámetro exterior, posteriormente se realizaron dos refrentados y finalmente se le realizó un taladrado y un cilindrado interior por ambos lados. El pasador del rodillo fue cilindrado hasta un diámetro de 8 mm. Sobre la longitud que corresponde al asiento de los rodamientos, se cilindro hasta el diámetro interior de estos, y finalmente la parte correspondiente a la rosca se cilindro hasta el diámetro exterior para una rosca de 6 mm correspondiente, y posteriormente fue roscado con una tarraja. Ver la figura 6.7



Figura 6.7. Despiece del Seguidor

La base del rodillo fue diseñada en función de la geometría del rodillo con una altura tal que permitiera espacio para el rodillo y la cabeza del tornillo que la sujetaría al eje, esta pieza fue mecanizada a partir de un tocho rectangular, se fresó en sus caras exteriores hasta conseguir sus dimensiones principales, y posteriormente fue mecanizado a fresa sumergida para conseguir el canal interior donde se alojaría el rodillo.

Selección del Resorte:

El cálculo de la constante de elasticidad del resorte se estimó considerando el contacto permanente entre la leva y el seguidor. El resorte debe ejercer una fuerza tal que restaure la posición del seguidor en todo momento de la carrera de retorno del seguidor. La fuerza máxima que debe ejercer el resorte viene dada por la máxima aceleración del sistema, esta

fue tomada de las curvas de diseño de la leva. La aceleración máxima fue de 94 m/seg², suponiendo una masa de 0.15 kg. que corresponde a el volumen de agua desplazado por el diafragma, la fuerza requerida es de 14.1 N de la primera ley de newton, Como el comportamiento del resorte se asume lineal, entonces para un desplazamiento de 0.01m la constante de rigidez del resorte equivale a 1410 N/m. Para seleccionar el resorte verificamos que tenga un modulo de elasticidad igual o mayor al calculado. Esto se hace midiendo sus dimensiones y considerando el material del resorte, se resuelve la ec. 6.33 que se basa en el teorema de Castigliano¹⁵.

Posteriormente en el mercado se seleccionó un resorte de diámetro exterior D de 0.0246mts. con un diámetro del alambre d de 0.0025m de 6 espiras activas hecho de un alambre de acero con G=10Mpsi. Ver figura 6.8 La longitud del resorte es de 9 cm, estos valores se sustituyeron en la ecuación 6.35 y se obtuvo el valor de la constante de elasticidad. Debido a que la deformación del resorte necesaria en el mecanismo es pequeña, nueve veces menor la estabilidad del resorte no se ve comprometida por lo que se obvia este cálculo.

$$K = \frac{d^4 \times G}{8 \times D^3 \times N_a} \quad \text{Ec.6.33}$$

$$K = \frac{(0.0025\text{m})^4 \times 6894757293\text{Pa}}{8 \times (0.0246\text{m})^3 \times 6} = 3769 \frac{\text{N}}{\text{m}}$$



Figura 6.8 Resorte seleccionado y base del resorte mecanizada en un torno.

La base del resorte tiene por finalidad sujetar y centrar el resorte el diámetro interior de este es el mismo diámetro exterior del resorte, esta pieza se mecanizo a partir de un tocho cilíndrico, se cilindro, se le realizaron dos refrentados, un taladrado un cilindrado interior y finalmente un coneado interior.

Selección del motor y el Reductor:

A partir de la curva de torque en el árbol de la leva. Ver figura 6.6. La magnitud de este torque no alcanza el valor de un N por metro, si multiplicamos este valor por la velocidad en radianes por segundo de 100 rad/seg, obtenemos una potencia requerida de 100 W. Esta es la potencia que requiere el sistema y que debe ser suministrada por el motor y corresponde con la potencia necesaria para mover una la masa de agua a la aceleración máxima del ciclo durante cierto desplazamiento realizado en un intervalo de tiempo.

Se seleccionó un motor de corriente directa entre motores de corriente directa y corriente alterna debido a que el motor de corriente directa se puede ajustar la velocidad, al controlar el voltaje que se le aplica y el torque también se puede controlar controlando la intensidad de la corriente que se le aplica. El motor va acoplado a un reductor de relación cuatro a uno, con la finalidad de reducir la frecuencia a 450 r.p.m, de manera que la frecuencia pueda ser manipulada por un variador de frecuencia en un rango de frecuencias entre 0 y 100Hz. El reductor tiene un diámetro nominal para el eje de salida de $\frac{3}{4}$ de pulgadas.

El motor fue sobredimensionado a una potencia de 2 hp, esto permite poder realizar modificaciones en el equipo, para aumentar tanto el número de muestras a probar como también, aumentar la frecuencia de trabajo sin que la potencia suministrada por este sea una limitante. El reductor se seleccionó en función de la potencia de 2 hp a transmitir y según la relación de reducción que debe efectuar cuatro a una. Ver la figura 6.9



Figura 6.9 .Conjunto motor-reductor y regulador de frecuencia

Diseño del árbol de la leva

Según el diámetro de salida del reductor y las dimensiones de su chavetero se diseñó el eje donde va acoplada la leva, se verificó la resistencia de este eje para las cargas aplicadas, mecanizado en un torno, y de material acero AISI 1010¹⁵. La longitud de este eje fue impuesta por la geometría del equipo, tiene 60 cm. de longitud para permitir instalar el motor a una distancia prudencial del tanque de la bomba, así se asegura que este no se moje en caso que falle dicho tanque, El reductor tiene 10 cm de largo en su conexión con el eje, por lo que en el eje se destino la misma longitud para el chavetero y finalmente la distancia entre la leva y el rodamiento es de 10 cm, por razones de montaje se escogió la menor distancia posible entre ambos para evitar grandes deflexiones.

A continuación se realizó un diagrama de cargas y de cuerpo libre sobre el eje de transmisión de la leva, en donde se encuentra una carga distribuida debido a la conexión con el reductor, la carga máxima ejercida por la leva y las reacciones del rodamiento ver la figura 6.10 y 6.11.

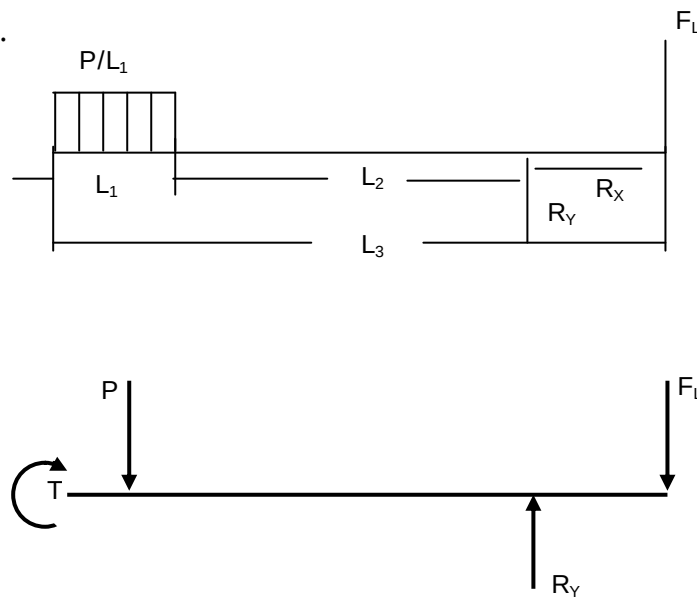


Figura 6.10. Diagrama de cuerpo libre del árbol de la leva.

Aplicamos sumatoria de fuerzas y las igualamos a cero, hacemos sumatoria de momentos igual a cero, y calculamos las reacciones.

$$\sum F_x = 0 \Rightarrow R_x = 0 \quad \text{Ec. 6.34}$$

$$\sum F_y = 0 \Rightarrow F_L + P - R_y = 0 \quad \text{Ec. 6.35}$$

$$\sum M = 0 \Rightarrow P \times \frac{L_1}{2} - L_2 \times R_y + L_3 \times F_L = 0 \quad \text{Ec. 6.36}$$

Sustituyendo la ec.6.35 en la ec.6.36 y se despeja y se obtiene el valor de P en la ecuación 6.37.

$$P = \frac{2 \times F_L \times (L_3 - L_2)}{2 \times L_2 - L_1} = \frac{2 \times 14.1N \times (0.6m - 0.4m)}{2 \times 0.4m - 0.1m} = 8.055N \quad \text{Ec. 6.37}$$

Sustituyendo la ecuación 6.37 en la ecuación 6.35 se despeja el valor de R_y en la ecuación 6.38

$$R_y = F_L \left(1 + \frac{2 \times (L_3 - L_2)}{2 \times L_2 - L_1} \right) = 14.1 \left(1 + \frac{2 \times (0.6m - 0.4m)}{2 \times 0.4m - 0.1m} \right) = 22.155N \quad \text{Ec. 6.38}$$

Con los valores de las cargas aplicadas se realizaron los diagramas de esfuerzos cortantes, momento flector y momento torsor ver figura 6.11.

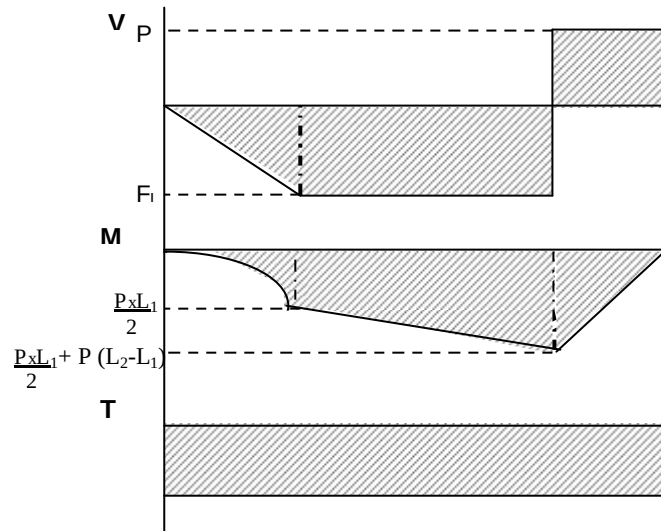


Figura 6.11. Diagramas de esfuerzos cortantes, momento flector y momento torsor.

De las graficas la carga cortante máxima es de 44.31 N y el momento Flector máximo es de $2.8 \text{ N} \times m$.

Determinación del límite de resistencia a la fatiga del eje:

Para un acero 1010 el esfuerzo último a la tracción y el esfuerzo de fluencia son los siguientes:

$$S_{ut} = 320MPa \text{ y } S_{yt} = 180MPa$$

La ecuación para resistencia a la fatiga para la pieza es la ec.6.39

$$S_e = K_a K_b K_c K_d K_e S'_e \quad \text{Ec.6.39}$$

$$S_e' = 0.504 S_{ut}$$

$$S_e' = 161.28MPa$$

Factor de superficie K_a se calcula mediante la ecuación 6.40

$$K_a = aS_{ut}^b \quad \text{Ec.6.40}$$

Donde $a=4.51$ y $b=-0.265$ ya que el eje es maquinado substituyendo los valores se tiene la ecuación 6.41

$$K_a = aS_{ut}^b = 4.15(320)^{-0.265} = 0.978. \quad \text{Ec.6.41}$$

El factor de tamaño K_b para un diámetro de 19.05mm se calcula mediante la ecuación 6.42.

$$K_b = \left(\frac{d}{7.62} \right)^{-0.1133} = \left(\frac{19.05}{7.62} \right)^{-0.1133} = 0.901 \quad \text{Ec.6.42}$$

Factor de carga $K_c = 0.577$ por que el eje esta sometido a cargas cortantes y a torsión.

Factor de temperatura K_d vale 1 por que despreciamos la variación de la temperatura.

Factor de efectos diversos K_e vale 1, despreciamos los efectos diversos puesto que en la sección más crítica no hay reducción de diámetro, no hay concentración de esfuerzos.

Finalmente substituyendo en la ecuación 6.39 se tiene que, $S_e = 82MPa$.

Las cargas son alternantes, por lo que aplicaremos el criterio de Solderberg que considera la cedencia del material, como el eje se encuentra sometido a cargas combinadas aplicaremos el circulo de Mohr para determinar los esfuerzos principales y por ultimo determinaremos el esfuerzo máximo mediante Von Mises¹⁵.

$$s_a, s_b = \frac{s_x}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{s_x}{2} \right)^2 + t_{xy}^2} \quad \text{Ec 6.43}$$

Donde

$$s_x = \frac{32M}{p \times d^3} = \frac{32 \times 24.95lb \times pulg}{p \times (0.75pulg)^3} = 603.5psi = 41.615MPa$$

$$t_{xy} = \frac{16T}{p \times d^3} = \frac{16 \times (8.85lb \times pulg)}{p \times (0.75pulg)^3} = 106.84psi = 0.7336MPa$$

Substituyendo en la ecuación 6.43 los valores anteriormente calculados se tiene que.

$$s_a, s_b = \frac{41.6Mpa}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{41.6Mpa}{2} \right)^2 + (0.74Mpa)^2} = -8.6, 50.2Mpa$$

$$s = \sqrt{(s_a^2 - s_a s_b + s_b^2)} = \sqrt{((8.6MPa)^2 + 8.6MPa \times 50.2MPa + (50.2MPa)^2)} = 55MPa$$

Calculamos el factor de seguridad mediante la ecuación 6.42

$$n = \frac{Se}{s} = \frac{55MPa}{82MPa} = 1.5$$

Este eje fue mecanizado en un torno a partir de un tocho de diámetro una pulgada, se le realizó un refrentado, un cilindrado hasta el diámetro interior del rodamiento, un cilindrado sobre la longitud correspondiente a la parte que corresponde a la conexión con el reductor hasta el diámetro interior del reductor, posteriormente se cilindro el extremo correspondiente a el asiento de la leva hasta el diámetro exterior para roscas de 1/2 pulgadas. Y finalmente se hizo la rosca con una tarraja de este diámetro. El chavetero fue mecanizado en una fresadora, con una fresa de 3mm se posicionó sobre el eje montado sobre una prensa en posición horizontal, haciendo contacto tangencial con el eje, el centro del eje se calculó posicionando la fresa tangente a uno de sus cuadrantes horizontales. Ver figura 6.12.



Figura 6.12. Árbol de la leva, reductor y detalle del acoplamiento del eje en el reductor

Selección del rodamiento:

Hemos escogido un rodamiento de radial de bolas de una sola hilera, puesto que solamente estará sometido a cargas radiales, este tipo de rodamiento permite pequeñas desalineaciones en el eje. Esto asegurar que no falle debido a desalineaciones producto de las cargas alternantes.

Se seleccionó un rodamiento de diámetro interno de 20mm con una capacidad de carga de 12.7kN. A continuación se calculará la vida útil del rodamiento.

Para el banco de ensayos se puede considerar como una maquina eléctrica de tamaño medio y de trabajo continuo por lo que se utilizará para los cálculos un L10h de 40000 a 50000 horas, esto implica que a la frecuencia de trabajo se puede garantizar tantos ciclos de prueba antes de recambiarlos.

Como la carga es únicamente radial, y la pista interna es la que gira la carga radial equivalente es la misma carga radial.

Entonces la vida útil del rodamiento para esta carga será de:

$$L = \left(\frac{C}{F} \right)^a = L = \left(\frac{12700N}{44.31N} \right)^3 = 23545391 \text{ ciclos} \quad \text{Ec.6.44}$$

Donde $a=3$ porque es un rodamiento de bola¹⁵

Permite realizar por lo menos una prueba durante 8 meses continuos. Ver el montaje del rodamiento en la figura 6.12.

Verificación de resistencia de la chaveta

Las dimensiones de la chaveta vienen dadas por el chavetero del reductor, si la suponemos cuadrada tenemos por el ancho del chavetero las dimensiones de la sección y por la longitud del reductor se tiene que es la misma longitud de la chaveta, por lo tanto para estas dimensiones se calculó la tensión mínima de fluencia que debe tener el material mediante la ecuación 6.45, esto permitirá seleccionar un el tocho de material que mejor se ajuste y que tengamos a disposición.

$$L = 100\text{mm}$$

$$W = 6\text{mm}$$

$$N = 3$$

$$D = 0.01905\text{m}$$

$$T = 1\text{N} \times \text{mts.}$$

$$W=6\text{mm}$$

$$S_y = \frac{4TN}{DWL} \quad \text{Ec.6.45}$$

$$S_y = \frac{4 \times 1\text{N} \times m \times 3}{0.01905\text{m} \times 0.006\text{m} \times 0.1\text{m}}$$

$$S_y = 1049868.76\text{Pa} = 1.04\text{MPa}$$

Casi cualquier material metálico cumple con esta condición.

Diseño y construcción del eje del seguidor

Con la fuerza máxima estimamos el diámetro del eje del seguidor. Este eje soporta solamente cargas axiales de compresión y tracción. Como puede observarse en el grafico las cargas de tracción son muy pequeñas en comparación con las de compresión. Estas

cargas son transmitidas por la leva, el área de la sección transversal y el material de este eje lo estimamos mediante resistencia a la fluencia, de manera tal que no fracture ni sobrepase el límite de fluencia de un material seleccionado, Como este eje esta soportado por un rodamiento, es importante que la dureza sea mayor que la de las bolas del rodamiento de manera que estas no lo deformen, causando juego entre el eje y el rodamiento. Por lo que usaremos un acero con un templado 1030; 441 MPa de resistencia a la fluencia y dureza brinell de 207.

El eje del seguidor fue diseñado en función del diámetro de la rosca a través de la cual se conecta con el diafragma y el diámetro del rodamiento de movimiento axial, tiene una sección con un diámetro proporcionalmente mayor a las dimensiones de la rosca, esta sección aloja la rosca interior y tiene la longitud suficiente como para que esta quepa completamente, posteriormente tiene una reducción cónica hasta el diámetro exterior de dicho rodamiento, la longitud del eje fue diseñada para que quepa en el resorte el cojinete del rodamiento y una longitud libre para el desplazamiento del eje relativo al cojinete, Este eje fue mecanizado en un torno a partir de un tocho cilíndrico, se realizó un cilindrado hasta el diámetro de la sección de la conexión con el diafragma, se realizo un cilindrado sobre la longitud libre hasta el diámetro exterior del rodamiento, posteriormente se realizo un conchado a 60° en la reducción y finalmente se le realizaron brocados en los extremos los roscados interiores en los extremos con un macho de la rosca correspondiente. Ver la figura 6.13



Figura 6.13 Eje del seguidor de la leva acoplado al diafragma

Diseño y construcción del cojinete del eje del seguidor

El cojinete del rodamiento de este eje fue fabricado ya que no se encontró en el mercado el correspondiente al rodamiento seleccionado, en el cálculo de las cargas que debe soportar el eje se encuentra que el área de la sección que los resista es mínima, este cojinete

solo resiste una pequeña parte de esas cargas por lo que los requerimientos de cargas son mínimos, y el diseño de esta fue basado en la geometría requerida según los materiales disponibles, el diámetro interior de este es el diámetro exterior del rodamiento que aloja, la longitud es un poco mayor que la del rodamiento, esta permite espacio para hacer un canal interior para enjaular un reten, soporte del rodamiento en dirección axial, y un espacio para realizar una reducción de diámetro al diámetro interior del rodamiento, esta reducción realiza un asiento para dicho rodamiento. En la parte exterior posee dos alas para sujetar este cojinete mediante tornillos a una base, esta pieza fue mecanizada en primer lugar en un torno a partir de un tocho cilíndrico, con un plato de cuatro garras se descentro el tocho y se le realizo un taladrado, colocando una mecha en la base del centropunto, posteriormente fue fresado para obtener todas sus caras planas. Ver la figura 6.14



Figura 6.14 Despiece del cojinete del eje del seguidor

Finalmente el mecanismo fue ensamblado montando las piezas sobre soportes hechos de perfiles de vigas en U. Ver la figura 6.15.

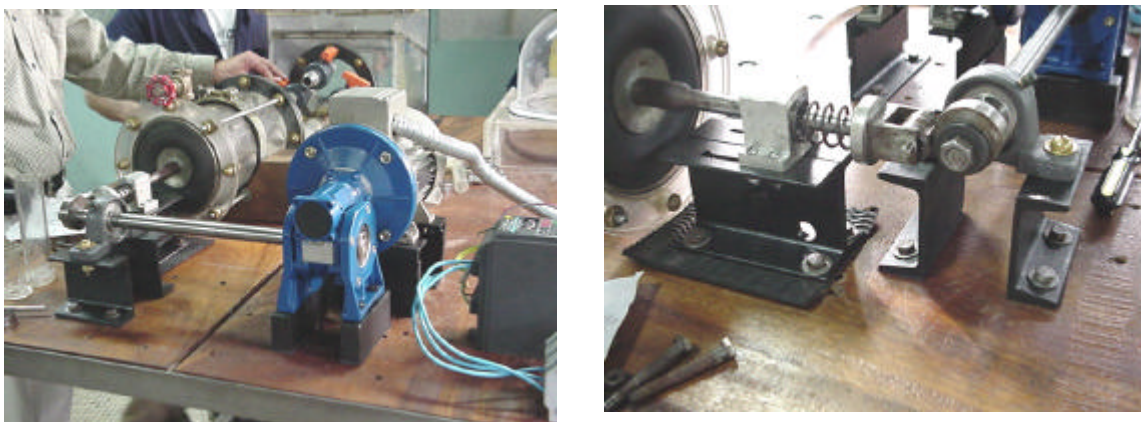


Figura 6.15 Ensamble de el conjunto leva-seguidor, y conjunto motor-reductor.

6.2 DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL BANCO DE ENSAYOS

Este equipo para su construcción fue separando en tres partes: el mecanismo generador de pulso, la bomba, el tanque de vacío y los tubos de injertos y retorno.

La bomba es un tanque cilíndrico que tiene de un lado la conexión con el diafragma y del otro lado tiene un distribuidor, el distribuidor es una tapa que tiene cuatro agujeros con niples roscados, cumplen la función de permitir la salida y la entrada del fluido de trabajo, la bomba posee conexión en la parte superior con una llave de paso que tiene la función de purga, y además tiene una conexión con otra llave en la parte inferior que sirve de para vaciar la bomba.

El tanque reservorio, es un tanque de acrílico, tiene forma cuadrada, posee una membrana en el medio, esta membrana divide al tanque en dos mitades, la mitad superior esta lleno de aire y agua, esta cámara de aire se presuriza. La otra mitad del tanque esta lleno de agua.

El tanque tiene una brida donde se encuentran las entradas de los tubos de los injertos y la salida hacia la válvula check, a demás tiene una conexión una en la tapa superior en la cual se conecta un compresor dos flanches donde se conectan llaves de paso, esto con la finalidad de llenar el tanque vaciarlo y purgarlo. Ver la figura 6.15.

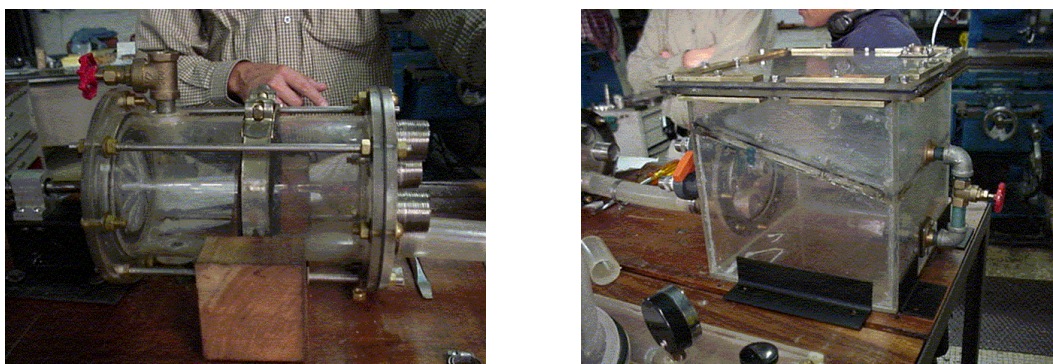


Figura 6.16 a la derecha la tanque reservorio y a la izquierda la bomba.

Se construyeron bridas para acoplar tanto el diafragma al tanque de la bomba, como para acoplar los niples a este tanque y para acoplar los niples que se encuentran después de los injertos al tanque reservorio, estas bridas fueron mecanizadas en control numérico, se sujetan mediante 8 tornillos de bronce de tantas pulgadas de diámetro, se seleccionaron de bronce para evitar que se oxiden, el numero de tornillo no se debe a que requiriera soportar grandes esfuerzos sino para evitar la fuga del liquido de trabajo. Pensando en este problema se hicieron empacaduras de goma para todas las bridas y se sello con silicón. El tanque de la bomba se le hizo cuatro barras roscadas en sus extremos con la finalidad de darle mayor rigidez al material, se sujetó mediante una abrazadera a unos tacos de madera que poseen la misma curvatura del cilindro que lo conforma. Estos tacos a su vez se sujetan a la mesa a

través de tornillos, se le hicieron conexiones de niples tanto en la parte superior como en la parte inferior de este, con el propósito de poder vaciar y purgar este tanque. El tanque reservorio se dividió con una lamina, esta lamina fue puesta con cierta inclinación con el fin de poder vaciar la cámara superior, al ras de dicha lamina se colocó la conexión exterior con la cámara inferior, esta lamina fue atornillada en una base hecha con la misma inclinación, fue necesario atornillarla para hacerla removible, la necesidad de hacerla removible surge tanto del proceso de ensamblaje como de mantenimiento. La tapa superior también fue atornillada y se le hizo empacadura al igual que a la lamina interior. A este tanque se le hizo una conexión con flanche en la parte superior e inferior para llenar el tanque, vaciarlo y purgarlo. Ver la figura 6.16.



Figura 6.17. Banco de ensayos de dispositivos cardiovasculares.

6.3 MODIFICACIONES DE DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN

Este primer prototipo presento varios problemas en primer lugar la sujeción de los injertos mediante brida presento fugas debido a la rigidez del material, no permitía pequeñas desalineaciones de ambos tanques esto se soluciono soportando los injertos con mangueras, lo que le dio flexibilidad al montaje y posteriormente fue mejorado montando los injertos en un soporte de acrílico y uniéndolos a los tanques con mangueras. Este montaje permite la mayor visibilidad sin permitir fugas del líquido.

El segundo problema que se presentó fue de serias vibraciones en la bomba, el diafragma empujando el tanque cilíndrico y este, a su vez, apoyado en su mitad por una abrazadera a la mesa producía un momento que lo hacía vibrar junto con los impulsos del diafragma vibrando constantemente, para ello fue necesario hacer una placa que se apoyara a la mesa y que sujetara tanto al diafragma como al tanque de la bomba.

El tercer problema que presentó el equipo se produjo en el tanque reservorio, una vez llenado el equipo y presurizado este tanque brincaba junto con cada pulsación del fluido.

El choque del fluido entrando al tanque contra la lámina inclinada cambiaba la dirección del mismo fluido hacia abajo y producía un empuje en la estructura hacia arriba, se producía un cambio de momento en el fluido. El tanque hecho de acrílico, fue cambiado por un tanque hidroneumático que tiene una geometría cilíndrica, posee una membrana interior que divide al tanque en una cámara de aire y otra de líquido, posee una conexión con el compresor y otra para tuberías de una pulgada de diámetro. A esta conexión se le instaló una conexión de 5 vías a esta conexión se conectan los tubos de los inyectores. Ver la figura 6.17 las correcciones hechas en el equipo.

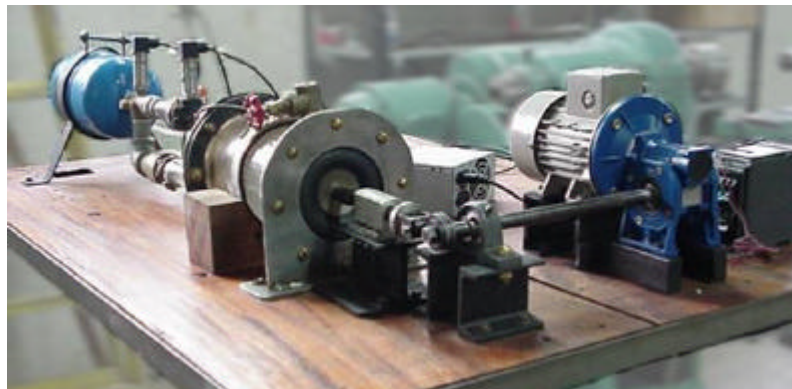


Figura 6.18. Banco de ensayos después de realizársele correcciones en sus parte.

Conclusiones

Se presentan a continuación las conclusiones más relevantes derivadas de este trabajo de tesis.

- Las pruebas preliminares del banco mostraron que la simulación sobre una válvula cardiaca artificial se asemejan con gran precisión a la fisiológica humana.
- Se establecen varios parámetros de simulación, en lo que se refiere a la variable presión. En cuanto a su magnitud se sabe que debe oscilar entre los valores normales de presión sanguínea. Es decir debe oscilar entre un valor de 80 a 160mmhg, con esto garantizamos una buena similitud de la simulación.
- En cuanto a la curva de presión vs. tiempo, en lo que respecta a su forma, se tiene un modelo físico-matemático con el que se puede simular el comportamiento de las variables presión y caudal.
- Se concluye que con el modelo del tanque de aire podemos en función de las condiciones iniciales de presión y volumen del tanque, controlar la forma de la presión como función del tiempo.
- Los criterios y metodología de diseño utilizados resultaron apropiados para el diseño del mecanismo de la leva.
- Un mecanismo de generación de flujo pulsátil que proporcione un caudal volumétrico variable en el tiempo imitando la fase de eyección del ciclo cardiaco, asegura una mejor aproximación a la curva de presión aórtica que un mecanismo de flujo constante.
- Para simular la presión Arterial es necesario tener presentes las mismas variables presentes en el sistema circulatorio, como son la resistencia hidráulica, un flujo con caudal variable, y un acumulador de energía. En el sistema circulatorio el caudal variable es suministrado por el corazón, la resistencia viene dada por el diámetro de las arterias y la acumulación de energía se debe a la elasticidad del tejido del sistema circulatorio. En el equipo diseñado y construido en el presente trabajo, se encuentran de manifiesto tales variables, la resistencia hidráulica esta representada

por una válvula de paso instalada después de los injertos, el caudal pulsante es suministrado por la bomba del sistema y su sistema leva -seguidor, y finalmente el acumulador de energía que es la bomba de vacío.

- Finalmente puede decirse que este trabajo es un primer paso hacia la construcción y verificación, en el país de válvulas artificiales de corazón.

Recomendaciones

Se incluyen aquí algunas recomendaciones para optimizar el banco de ensayos.

- Cambiar en el equipo los elementos que presenten resistencia al flujo, cuya magnitud no se pueda controlar, como es el caso de la válvula check, instalada en el tubo de retorno.
- Se recomienda añadir un sistema de control para el compresor, así como también una válvula de alivio al tanque de la bomba de alivio, de manera tal que se pueda controlar y registrar la presión en éste.
- Cambiar el cuerpo principal de la bomba del sistema, esto garantizará una mayor durabilidad del equipo.

Referencias Bibliográficas

1. William Ganong Fisiología Medica, El manual Moderno, S.A. México, 1984, p. 448.
3. Guyton, Textbook of medical physiology, Ed. W.B. Saunders Company UK, 1991, p. 105.
4. R. Comolet, Biomecanique Circulatoire, Ed. VAT, Paris, 1984, p. 36.
5. J. Puigbo, Hemodinámica de la Clínica Cardiovascular, Ed. OBE 1966, p. 32.
8. J. Pons, Comparación de los productos sanitarios: Los implantes valvulares cardiacos, Ed. Agencia de evaluación de tecnología Médica, Barcelona, España, 1996, p. 26.
12. Merle c. Potter, David C. Wiggert, Mecánica de Fluidos, Ed. Prentice Hall, 1997, p.236.
13. R. Norton, Diseño de Maquinarias, Ed. Prentice Hall, México 1992, p. 609.
14. M. Paz, Dinámica estructural, Reverté, Madrid, 1992, p. 73.
15. J. Shigley, Diseño en Ingeniería Mecánica, Mc Graw Hill, México, 1990, p. 471.
16. Carbomedics (1996). Catalogo de válvulas, U.S.A.
2. <http://www.medicoadomicilio.com.ve>
6. <http://www.lerner.ccf.org/bme/valve/images/aortic.valve.jpg>
7. <http://www.fda.gov/cdrh/ode/odecv224.html>
9. http://www.vivitro.bc.ca/about__us.htm
10. http://www.dynatekdalta.com/rfi_form.html.
11. <http://cardiovascular.cx/>