



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

---

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

# **Análisis computacional de una bomba extracorpórea**

**TESIS**

Que para obtener el título de

**Ingeniero Mecánico**

**P R E S E N T A**

Pablo Isuart Hernández Rebollar

**DIRECTOR DE TESIS**

Dr. Eduardo Medina Hernández

Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2020



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2020

## Índice

Índice .....	1
Agradecimientos .....	4
Justificación.....	5
Objetivo.....	5
Objetivos particulares.....	6
Introducción.....	6
Capítulo I: Estado del arte.....	7
Sobre los dispositivos de bombeo extracorpóreo.....	7
¿Porque la necesidad del bombeo extracorpóreo? .....	7
Antecedentes históricos de los equipos de bombeo extracorpóreo .....	7
Primeros trabajos en perfusión y bombas de trasfusión de sangre.....	7
Bombas de perfusión en aplicaciones de circulación sanguínea y primeros circuitos de perfusión. ....	9
La llegada de las máquinas para bypass cardiopulmonar.....	11
La actualidad del bombeo extracorpóreo .....	16
Capítulo II: Marco Teórico .....	18
Las máquinas de Bypass Cardiopulmonar .....	18
El funcionamiento del sistema de BCP .....	19
Los equipos y técnicas de circulación extracorpórea .....	20
La circulación extracorpórea .....	20
La coagulación.....	21
La hipotermia.....	21
Las máquinas de desplazamiento positivo .....	22
Principio de desplazamiento positivo.....	22
Usos y aplicaciones de las bombas de desplazamiento positivo.....	22
Bomba de diafragma .....	23
La continua disyuntiva entre flujo pulsátil y no pulsátil.....	24
La hemodinámica de la sangre .....	27

Los componentes de la sangre y el sistema circulatorio.....	27
El flujo cardiaco: presión y gasto cardiaco.....	28
Reología sanguínea .....	30
Flujo laminar o fisiológico .....	33
La hemodinámica de la sangre.....	33
La interacción de la sangre con materiales externos y la hemocompatibilidad. ....	34
La hemólisis durante el Bypass Cardiopulmonar y modelos de daño sanguíneo .....	35
La mecánica de fluidos computacional en la mecánica cardiovascular. ....	37
Capítulo III: Desarrollo.....	39
Definición del problema.....	39
Requerimientos técnicos .....	40
Condiciones de flujo.....	40
Propiedades del fluido de trabajo.....	40
Definición del tipo de bomba y flujo.....	41
Geometría .....	41
Dimensionamiento de la membrana y el pistón. ....	43
Dominio y discretización de la geometría .....	46
Deformación del dominio en el tiempo. Mallado dinámico .....	48
Método de suavizado (Smoothing). ....	48
Remallado (Remeshing). ....	49
Condiciones de frontera y condiciones iniciales.....	50
Descripción del funcionamiento del equipo. ....	50
Condiciones de frontera.....	52
Condiciones iniciales.....	54
Modelos de análisis de flujo. ....	55
Ecuación de conservación de masa .....	55
Ecuación de conservación del momentum .....	55
Modelo de turbulencia RNG $k - \epsilon$ (Re-Normalisation Group) .....	56
Solución.....	56
Criterios de convergencia .....	56
Capítulo IV: Análisis de resultados .....	58
Primera etapa: Desalojo o descarga .....	58
Comportamiento del gasto de salida. ....	58
Comportamiento del campo de velocidades en la bomba.....	61
Comportamiento del campo de presiones en la bomba .....	62

Aproximación de esfuerzos. ....	64
Segunda etapa: Succión o llenado.....	66
Comportamiento del gasto que ingresa al equipo .....	66
Comportamiento del campo de velocidades .....	68
Comportamiento del campo de presiones.....	69
Aproximación de esfuerzos .....	71
Capítulo V: Conclusiones .....	73
Durante el análisis.....	73
Mejoras en el diseño según resultados. ....	73
Evaluación.....	74
Virtudes del modelo .....	74
Prospectivas.....	75
Referencias.....	76
Índice de figuras .....	78
Apéndice I.....	80
Revisión a los modelos físicos en ANSYS Fluent™ .....	80
Continuidad y ecuaciones de momentum.....	80
Ecuación de la conservación de la masa.....	80
Ecuación de conservación del momentum .....	81
Flujo monofásico o flujo simple.....	81
Flujos usando mallas dinámicas y mallas deslizantes.....	82
Teoría de malla dinámica.....	82
Ecuaciones de conservación .....	82
Apéndice II.....	84
Reporte la malla .....	84
Units.....	84
Model (H3).....	85
Geometry .....	85
Coordinate Systems.....	88
Connections .....	89
Mesh.....	89
Named Selections.....	90
Apéndice III.....	92
Teoría del modelo RNG $k - \epsilon$ para turbulencia.....	92
Ecuaciones de transporte para el modelo RNG .....	92

Modelo de la viscosidad efectiva.....	93
Modificación en la vorticidad del modelo RNG.....	93
Calculando los números de Prandtl efectivos inversos. ....	93
El termino $R - \epsilon$ en la ecuación $\epsilon$ . ....	94

## **Agradecimientos**

A Dios, a mis padres.

Familiares y amigos que de una u otra forma han contribuido en este trabajo.  
Este proyecto se realizó con el apoyo del proyecto PAPIME PE 102415 UNAM

## Justificación

Este proyecto surge del gran interés personal que siento por el área de la bioingeniería, estoy seguro de que la complejidad y sinuosa perfección que ofrecen los sistemas biológicos han sido siempre fuente de inspiración e interés para la humanidad. En este sentir y con la intención de generar tecnología que pueda contribuir a mejorar los equipos que existen y probablemente también aportar en la construcción de nueva tecnología es que llevo a cabo esta propuesta de bomba de membrana aplicada directamente al flujo sanguíneo.

Según datos de la secretaria de salud en México del total de defunciones en el año 2017 en el país el 20.23% fueron por enfermedades del corazón (Secretaría de salud, 2019), es decir, 1 de cada 5 mexicanos muere en México por patologías asociadas al corazón. Esto se deriva directamente del problema de salud pública más grave en México, por sus costos económicos y sociales, me refiero al problema de la diabetes. Bajo esta problemática es más que razonable dirigir líneas de investigación que puedan ayudar a generar tecnología en beneficio de la sociedad. La bomba propuesta en esta tesis se justifica en gran medida por esta problemática.

Para acotar este trabajo consulté a médicos y especialistas. Ellos me comentaron que efectivamente se realizan cirugías con mucha frecuencia para tratar una múltiple variedad de enfermedades cardiacas, y uno de los equipos más importantes al atender a los pacientes que sufren de patologías cardiacas es el equipo de CEC (circulación extracorpórea) o BCP (Bypass cardiopulmonar), ellos postulan que los equipos CEC no funcionan de forma adecuada, aunque cumplen su propósito de suplir la función del corazón, la forma en que llevan a cabo esta tarea no es la mejor. Uno de los aspectos que ellos resaltaron es el empleo de plaquetas después de la operación para reparar el daño que causan estos equipos a la sangre.

Debido a la deficiencia en estas bombas se tiene la necesidad de promover nuevos diseños o mecanismos que mejoren dichos dispositivos, los equipos que actualmente se utilizan en la mayoría de los hospitales públicos de México no cuentan con sistemas de monitoreo que permita al operador tener un control adecuado del sistema, además las bombas centrífugas y peristálticas empleadas ampliamente en los sistemas CEC no han sufrido modificaciones desde su primer diseño exitoso desde hace 70 años, a excepción de la mejora en los sistemas de control.

## Objetivo

Analizar y proponer un diseño de bomba para disminuir los problemas asociados con el bombeo de la sangre principalmente la hemólisis, simular la geometría propuesta y realizar una evaluación de lo obtenido.

Este es un proyecto que involucra fluidos biológicos y desafortunadamente no se puede experimentar accesiblemente con ellos. No es uno de los objetivos de este trabajo llevar a cabo un estudio experimental del comportamiento del equipo (validación experimental). En este trabajo explotará el uso de la simulación asistida por computadora CFD (*Computational Fluids Dynamics*).

## **Objetivos particulares**

Analizar las deficiencias en los equipos de bombeo extracorpóreo usados para operaciones a corazón abierto en México con la finalidad de remediar y disminuir estas deficiencias.

A partir de la investigación realizada proponer el diseño de una bomba para mejorar las deficiencias que presenta el equipo analizado.

Con el diseño propuesto realizar una simulación donde se observe el funcionamiento de dicho diseño.

## **Introducción**

En este trabajo se analizará la simulación computacional de una bomba, con la finalidad de determinar las características del flujo cuando este es bombeado. Para esta bomba particular el fluido de trabajo es la sangre. A continuación, se describen las etapas que se llevaron a cabo durante este trabajo.

Inicialmente se realizó una investigación documental sobre los equipos de bombeo empleados en los sistemas de bombeo sanguíneo en lo que se puede denominar el estado del arte de las bombas de circulación sanguínea. El resumen de esta investigación se presenta a lo largo del capítulo I y es una evolución cronológica de estos equipos hasta nuestros días.

El modelo de bomba se definió a partir de realizar una comparación entre las diferentes modelos de bombas empleadas actualmente para CEC (circulación extracorpórea). Después de definir el modelo se investigó en trabajos relacionados con la hemólisis con la finalidad de que este fuera el punto de partida del dimensionamiento del equipo. A lo largo del capítulo II se definieron también las propiedades reológicas del fluido y el marco teórico necesario para desarrollar el análisis computacional de la bomba.

La siguiente etapa se encuentra en el capítulo III, éste se desarrolló a partir de la información de los capítulos I y II. En esta etapa se definió la geometría de la bomba, las condiciones de frontera y condiciones iniciales del fluido necesarias para realizar la simulación computacional.

Una de las partes fundamentales de esta tesis es la evaluación de los resultados obtenidos durante la simulación, en el capítulo IV, se evalúan los resultados arrojados durante la evaluación del flujo.

Finalmente, el último capítulo realiza una evaluación general del trabajo respecto de los objetivos planteados y establece además las perspectivas derivadas del mismo.



# Capítulo I: Estado del arte

## Sobre los dispositivos de bombeo extracorpóreo

### ¿Porque la necesidad del bombeo extracorpóreo?

En el siglo XX Muchas patologías asociadas al corazón eran tratadas sin la necesidad de interrumpir el funcionamiento del corazón, pero existían patologías que no podían ser tratadas ya que requerían detener o aislar al corazón del cuerpo. La cirugía cardiaca existió muchos años antes que se inventara la circulación extracorpórea (CEC), y eso era de esperarse ya que la humanidad nunca se ha visto limitada por la falta de tecnología. En muchos aspectos la humanidad ha logrado sobreponerse a las limitaciones tecnológicas.

Los problemas a los que se enfrentaron los primeros cirujanos fueron realmente complejos. El principal problema es que el corazón cumple dos funciones indispensables; la de oxigenar y la de llevar nutrientes al cuerpo, es decir mantener el aporte de oxígeno a los órganos y perfundir el cuerpo. Los cirujanos debían mantener activa la circulación sanguínea durante las intervenciones. Las intervenciones quirúrgicas se realizaban con el corazón latiendo y muchas de estas operaciones se hicieron a ciegas, introduciendo objetos dentro del corazón que aún estaba palpitando.

La circulación extracorpórea permitió efectuar intervenciones con el corazón inmóvil, libre de sangre y con el corazón expuesto a la mirada del cirujano. La máquina de circulación extracorpórea fue creada para sustituir el funcionamiento del corazón y poder tratar patologías cardiológicas que de otra forma no sería posible tratar, también junto al nacimiento de la circulación extracorpórea, se dio paso al nacimiento de muchas otras disciplinas dentro de la cirugía cardiaca.

## Antecedentes históricos de los equipos de bombeo extracorpóreo

Es necesario hacer una revisión a los equipos de bombeo que dieron paso a los equipos actuales. En este capítulo se relatarán los orígenes de la circulación extracorpórea (CEC) y como esta permitió llegar a los circuitos de CEC modernos.

Todos los sistemas usados para bypass cardiopulmonar (BCP), también conocidos como máquinas cardiopulmonares o circuitos extracorpóreos están constituidos básicamente por un sistema de retorno venoso, un intercambiador de gases, una bomba de sangre, un intercambiador de calor, una trampa de burbujas y una unidad de control (Cooley, 1987). Para completar estos sistemas fue necesario que cada uno de sus elementos fuera probado, mejorado y estudiado con base en las aportaciones de un gran número de científicos. Así fue posible que los circuitos extracorpóreos se convirtieran en una herramienta fundamental de la cirugía cardiaca contemporánea.

### Primeros trabajos en perfusión y bombas de trasfusión de sangre.

En 1812 Julien-Jean Le Gallois un fisiólogo y médico francés fue el primero en exponer la posibilidad de que los órganos fueran separados del cuerpo y preservados mediante perfusión. Así

fue como empezaron los primeros experimentos de perfusión en el siglo XIX. Estos experimentos fueron realizados por médicos y fisiólogos quienes estudiaron la perfusión de órganos (Galletti, 1993). La perfusión se puede definir como el mecanismo que permite a las células y por lo tanto los órganos ser oxigenados y nutridos a través de la sangre. Por lo tanto, fue necesario desarrollar por un lado los mecanismos para impulsar la sangre (bombas) y por otro lado los necesarios para oxigenar la sangre (oxigenadores). Para los primeros experimentos primitivos de perfusión se usó la gravedad como fuerza impulsora y con el tiempo estos sistemas de perfusión mejoraron, siendo presurizados utilizando columnas de agua, mercurio, etc.

Maximillian von Frey y Max Gruber fueron dos fisiólogos de la universidad de Leipzig que en 1885 desarrollaron el primer sistema de oxigenación de sangre fuera de un pulmón de forma continua. Es evidente que fue necesario el uso de dispositivos de bombeo con la encomienda de impulsar la sangre a través del oxigenador hacia el órgano a perfusionar, aunque no es posible determinar la bomba que emplearon, se cree que los primeros equipos de bombeo sanguíneo por proximidad fueron las bombas de pistón.

El primer dispositivo de bombeo sin válvulas fue una rudimentaria bomba peristáltica mejor conocida como, bomba de rodillos, debido a que empleaba un rodillo para desplazar el fluido a través de la cámara. La primera patente de una bomba de rodillos fue de Porter and Bradley el 17 de abril de 1855. Entre la amplia lista de aplicaciones que incluía la patente de esta bomba, se encontraban algunos usos como: bomba de estómago, bomba para limpiar excusados y como un aparato para inyecciones. Esta bomba fue el precedente moderno de las bombas peristálticas, y durante más de 170 años apenas ha sufrido modificaciones. La figura 1, muestra un esquema de esta bomba.

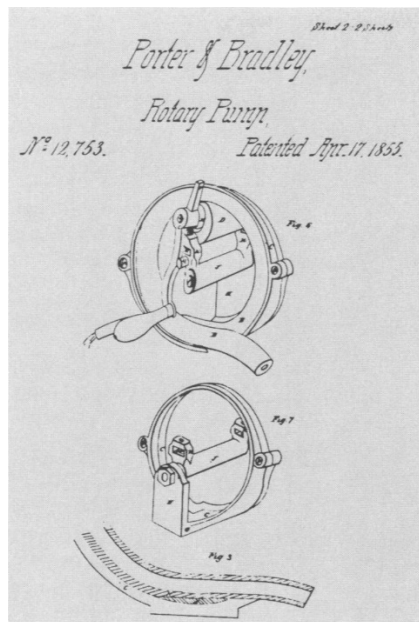


Figura 1. Bomba de rodillos de Porter y Bradley 1855, Fuente: (Cooley, 1987)

En un principio la bomba de rodillos fue usada para realizar transfusiones de sangre y como ya se mencionó en experimentos de perfusión, al no tener válvulas su funcionamiento era muy práctico, además se accionaba manualmente. El 21 de junio de 1887 Mr. E. E. Allen patentó su bomba para transfusiones y tuvo mucho éxito. Esta bomba funcionaba con un rodillo que progresivamente exprimía la sangre contenida en un tubo resiliente enrollado en un contenedor

circular, de esta forma impulsaba la columna de sangre contenida enfrente del rodillo y la expulsaba de la bomba. Ver figura 2.

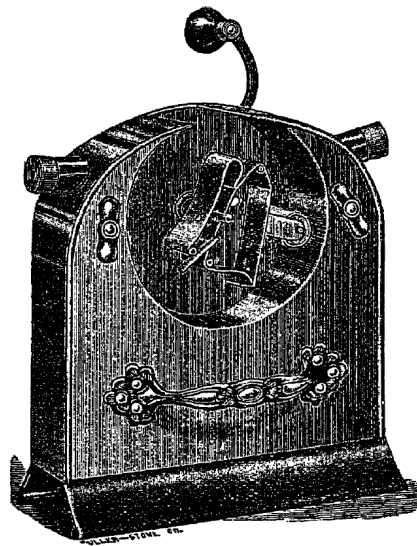


Figura 2. Bomba de rodillos de Allen, patentada en 1887. Fuente (Wolfgang Boettcher, 2003)

Dos años más tarde en 1889 se presentó un dispositivo de bombeo de flujo pulsátil elaborado por un médico de nombre Gustav Hammel. A este dispositivo se le asoció con una reducción en el edema tisular debido al carácter del flujo, este fue un factor diferencial para que se evaluaran las ventajas del flujo sanguíneo pulsátil.

### Bombas de perfusión en aplicaciones de circulación sanguínea y primeros circuitos de perfusión.

En el año de 1890, Carl Jacoby farmacólogo y médico alemán uso un balón de caucho que se comprimía de forma alternativa con el propósito de generar un flujo pulsátil al bombear la sangre. Esta idea fue utilizada más adelante por otros investigadores. Véase la figura 3.

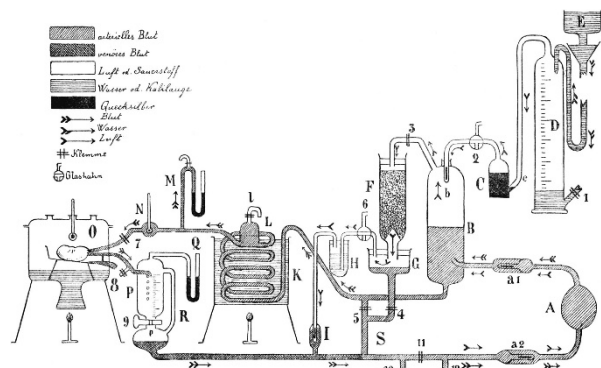
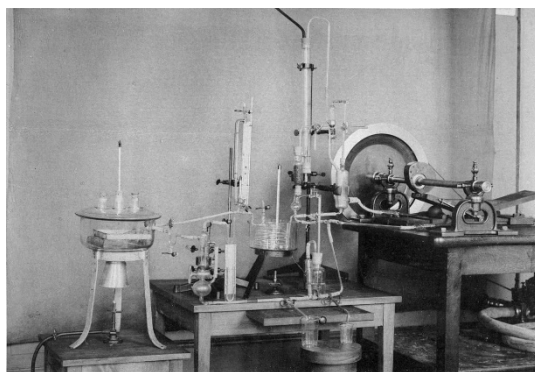


Figura 3. Circuito extracorpóreo de Carl Jacoby 1890 Alemania. Fuente: Wikipedia:  
[https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/ff/ff6/Jacoby\\_Apparat\\_Zeichnung.jpg/1920px-Jacoby\\_Apparat\\_Zeichnung.jpg](https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/ff/ff6/Jacoby_Apparat_Zeichnung.jpg/1920px-Jacoby_Apparat_Zeichnung.jpg)

Las aportaciones en el campo de medicina se realizaron paralelamente en América, particularmente en USA, donde se patentaron y fabricaron diferentes equipos para bombeo sanguíneo.

En el año de 1891 Charles Truax un fabricante de instrumentos quirúrgicos de Chicago realizó unas modificaciones a la bomba de Allen las cuales están descritas en el manual de instrumentos quirúrgicos del mismo autor.

La bomba de Truax fue patentada el 8 de septiembre de 1891, fue conocida como “*Surgical Pump*”. Esta bomba consistía en un armazón con la forma de una herradura de caballo y en la parte interior de este armazón se encontraba una manguera que se ajustaba con abrazaderas.

La bomba tenía una manivela con la cual se accionaba. Estaba conectada a un árbol rotatorio que tenía dos rodillos y estos rodillos eran conectados al centro del árbol mediante una barra con un doble carrete. Además, los rodillos estaban conectados con una rueda dentada, de forma que mediante el giro de esta pequeña rueda se obtenía un rango de oclusión en la manguera de caucho. Véase la figura 4.

Durante el funcionamiento los rodillos descansaban sobre la manguera, realizando la función de válvulas. Probablemente esta es la primera descripción de una bomba de doble rodillo, además de que contaba con la fina modificación para la oclusión, como se usa hoy en día en las máquinas modernas corazón-pulmón, la única diferencia es básicamente la forma de accionarla.

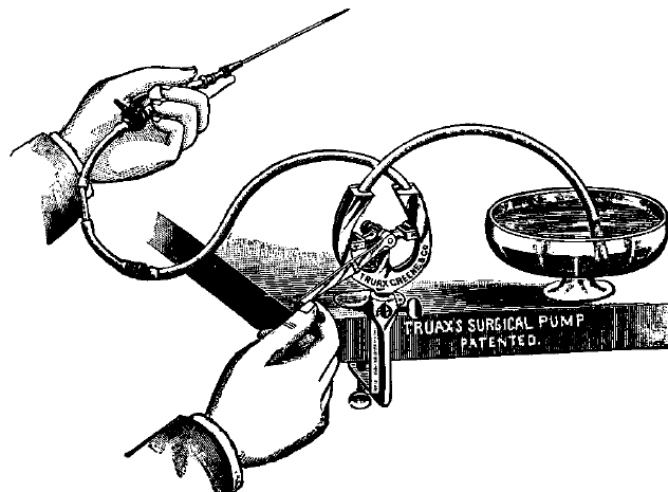


Figura 4. "Truax's Surgical Pump", patentada en 189. Fuente: (Wolfgang Boettcher, 2003)

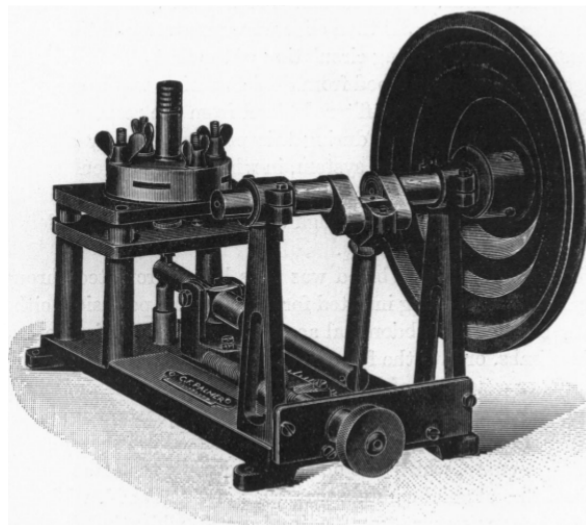
Desafortunadamente los avances fueron notoriamente afectados por la primera guerra mundial ya que fue hasta el año de 1924 cuando el alemán Alfred Beck presentó una mejora en su bomba de transfusiones de un solo rodillo. Su bomba fue capaz de producir flujo continuo, y además era capaz de medir con exactitud el volumen de sangre. Un año después Beck presentó una mejora en su dispositivo, una bomba de tres rodillos la cual fue extensamente conocida en Alemania como el molino de Beck. La bomba de Beck fue considerada años más tarde por otro investigador, debido a la disminución en la trombosis.

En 1927 fue construida una bomba primitiva de rodillos por von Issekuts, en el instituto de farmacología en Szeged de la Universidad Real de Hungría. La bomba no trabajaba con sangre sino con aire que después se mezclaba con sangre y era empleada para realizar experimentos de perfusión. La bomba consistía de cuatro tambores de ebonita que se movían a lo largo de un tubo

de caucho que estaba sobre un transportador de curva ajustable. Para bombear la sangre se empleaba una bomba de émbolo.

En 1928 Byliss y Müller de Alemania desarrollaron una modificación de la bomba de rodillos en la cual usaban 11 rodillos para el transporte de líquidos o gases con solo dos rodillos comprimían un tubo al mismo tiempo. Además, elaboraron un gráfico donde mostraban la relación entre las revoluciones y el flujo.

La bomba pulsátil de membrana para bombear sangre fue presentada por Dale y Schuster en 1928 (véase la figura 5), esta bomba fue usada después de severas modificaciones en un bypass cardiopulmonar, desafortunadamente la bomba de membrana necesitaba válvulas adicionales para direccionar el flujo de la sangre de la perfusión. Debido precisamente a las ventajas que ofrecía la bomba de rodillos sobre la bomba de diafragma es que se discontinuó el uso. El control de la bomba pulsátil de membrana era mucho más complejo.



*Figura 5. Bomba de membrana pulsátil, de Dale y Schuster en 1928. Fuente DOI: 10.1113/jphysiol.1928.sp002446*

Michael F. DeBakey un cirujano estadounidense modificó la bomba de rodillos en 1934 mediante la integración de un reborde en el exterior de la circunferencia del tubo de caucho. Este reborde fue una mejora muy relevante evitando que se presentara algún deslizamiento indeseable del tubo.

En 1935, por primera vez Fleisch un investigador, empleó una bomba de doble rodillo en un aparato de perfusión para el transporte de sangre, además esta bomba era accionada por un motor eléctrico. Entre las ventajas descritas por Fleisch, la bomba no necesitaba válvulas y el volumen de preparación de la bomba era mínimo, permitiendo usar sangre concentrada de animal en los equipos. Fleisch afirmaba que el registro de sangre no se consideró en las investigaciones anteriores, en la suya sí.

### **La llegada de las máquinas para bypass cardiopulmonar.**

En 1937 John Heysham Gibbon Jr. quien es considerado el pionero en Bypass Cardiopulmonar (BCP), uso inicialmente una modificación de la bomba de membrana de Dale. Sin embargo, en 1939 Gibbon también estuvo trabajando con bombas de rodillos para la perfusión

durante sus experimentos en gatos con oclusión temporal de arteria. Gibbon uso una modificación de la bomba de rodillos que fue propuesta en 1939 por Melrose DG, esta modificación consistía en usar rodillos acanalados y cojinetes guía para mantener el tubo fijo mientras el tubo pasa sobre él.

Una gran cantidad de científicos estudiaron durante muchos años el comportamiento del cuerpo y verificaron mediante experimentos en animales todas las teorías de circulación sanguínea, pasando de las primeras definiciones del sistema circulatorio, hasta la producción de los fármacos necesarios para evitar la coagulación de sangre, lograron sentirse preparados para dar paso a lo que es probablemente la base de la cirugía cardiovascular. Fue justamente a mediados del siglo XX cuando la cirugía cardíaca apareció por primera vez, empleando la técnica de circulación extracorpórea.

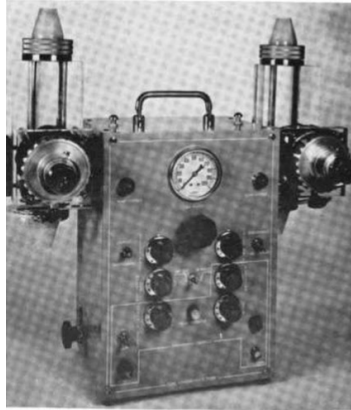
Aunque la primera operación a corazón abierto no fue un éxito rotundo fue muy importante para el inicio de la cirugía cardíaca, ya que demostró que era posible mantener a una persona con vida mientras su corazón era inmovilizado. Esta operación fue llevada a cabo el 5 de abril de 1951 por Dennis Clarence, él empleó una bomba de membrana como la de Dale-Schuster con algunas modificaciones. Esta bomba tenía una membrana de caucho, y era accionada con agua que provenía de un fuelle que oscilaba mediante un árbol de levas. La bomba tenía válvulas que le permitían dar dirección al flujo.

Es importante mencionar que la bomba de Dennis Clarence se comportó de forma admirable durante la operación, pero el paciente de todas formas falleció debido a factores ajenos a la bomba. En cierta forma el fallecimiento del paciente se debió a lo prematuro que era la técnica con la que se contaba en ese momento, inclusive las operaciones a corazón abierto que se practican hoy en día conllevan alto riesgo de muerte.

La que se considera la primera operación exitosa de corazón abierto fue la que realizó el famoso cirujano John Heysham Gibbon en una mujer de 18 años de edad con un defecto cardíaco congénito en el septo interauricular. Gibbon llevaba muchos años perfeccionando la técnica del bypass cardiopulmonar, pero fue hasta 1953 que con ayuda de ingenieros de la compañía IBM pudo desarrollar un equipo completo de BCP. La configuración del sistema extracorpóreo constaba de cuatro bombas: una bomba arterial, una bomba de recirculación, además contaba con dos bombas venosas rotativas de DeBakey. La misma configuración fue empleada más adelante por el equipo Kirklin en el sistema Mayo-Gibbon y también en la unidad de bombeo Mark-DeBakey una versión comercial desarrollada por la compañía Mark.

La llegada de la circulación extracorpórea se volvió muy relevante para la medicina, y muchos otros pioneros se sumaron al desarrollo y perfeccionamiento de la circulación extracorpórea, para los primeros casos clínicos la bomba pulsátil de membrana de Dale-Schuster fue ampliamente utilizada, en la misma línea otros científicos comenzaron a trabajar con bombas de desplazamiento positivo: la bomba de Army Woodwards (de Harry Diamond Laboratories, Washington, DC.), la bomba de Brunswick (de Brunswick Manufacturing Company, MA.) y la bomba corazón de Davol (Daval Rubber Co., Providence, RI.) que operaba neumáticamente y se accionaba de forma hidráulica con válvulas pasivas, véase la figura 6.



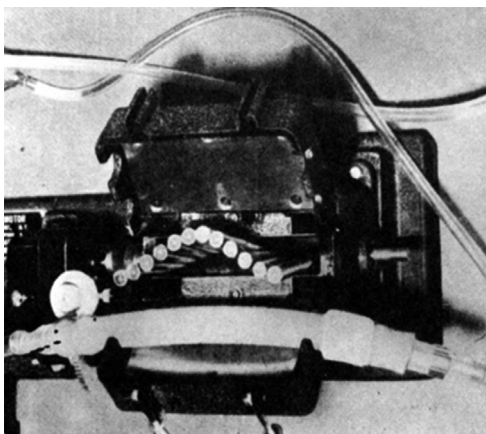


*Figura 6. Bomba de Davol.*

Se construyeron también las muy populares bombas de compresión de tubos, que como su nombre lo indica consistían en un tubo de material flexible el cual se accionaba (comprimía) usando agua o aire y empleando válvulas se daba dirección al flujo, que son también bombas de desplazamiento positivo.

Fue precisamente con una bomba de tubos compresibles que el 16 de junio de 1954 se realizó la segunda operación a corazón abierto de forma exitosa en el mundo y la primera operación europea. La bomba que se usó fue la bomba de Björk y Crafoord de Estocolmo, esta bomba consistía en un cilindro de metal que contenía a su vez una bolsa de caucho, el tubo de caucho pasaba a través del centro de esta bolsa entre dos válvulas, las válvulas estaban hechas de una delgada banda de caucho con soporte metálico.

Una bomba muy peculiar que se empleó durante los inicios de la cirugía cardiovascular en correcciones intracardiacas fue la famosa Fingerpump (fabricada por Sigmamotor Inc. Middleport, NY. véase la figura 7), su nombre describe muy bien la forma de operación de la bomba, básicamente consistía en un tubo flexible que era aplastado por una serie de dedos que comprimían a este segmento de tubo de forma sinusoidal de esta manera hacían la función de válvulas y a su vez desplazaban el flujo a través del tubo.



*Figura 7. Fingerpump. Fuente: (Passaroni, 2015)*

## **Bombas de rodillos**

Después de que se dio a conocer el éxito que se tuvo en las primeras operaciones a corazón abierto usando máquinas de bypass cardiopulmonar, se comenzó también a experimentar con la técnica recién desarrollada del bypass cardiopulmonar, y por supuesto se volvió toda una industria muy lucrativa. Fue así como inició la producción de estos equipos para su comercialización, y en los inicios las bombas peristálticas de flujo pulsátil fueron las preferidas, no fue solamente por su buen desempeño, también debido a la múltiple variedad de usos en los cuales podía ser empleada, algunos de estos eran: como bomba de ultrafiltración, bomba para infusión cardiológica y como bomba para infusión selectiva cerebral.

La bomba peristáltica o de rodillos tiene muchas ventajas respecto a otros equipos de bombeo, por ejemplo, la sangre se encuentra aislada del dispositivo de bombeo permitiendo de esta manera que el manejo sea más estéril reduciendo cualquier tipo de contaminación y evitando el uso de sellos, ya que se encuentra dentro de un tubo estéril, además la bomba puede ser accionada manualmente en caso de que el motor falle o se pierda la fuente de energía. Si la bomba se ajusta de forma muy oclusiva, los rodillos realizan la función de válvulas y se puede estimar de forma certera el volumen de trabajo.

En los años 70s se llevaron a cabo estudios en los que se determinaron los beneficios que ofrecía el flujo pulsátil sobre el flujo no pulsátil producido por las bombas centrífugas. Además, se integraron a estas estaciones de bypass cardiopulmonar sistemas de control que permitían manejar, la presión del circuito, la frecuencia del pulso y el gasto del equipo ofrecido por el sistema.

En los años 90s se trabajó con una configuración especial de la bomba de rodillos, esta configuración es conocida como no oclusiva, el principio de funcionamiento de la bomba es el mismo, pero difiere en el empleo de un sistema que asegura que exista siempre una presión positiva en el reservorio venoso, este sistema incluye una cámara presurizada y además el material de los tubos está diseñado para permitir que éstos estén colapsados. El sistema funciona si la presión que se tiene a la entrada de la bomba es menor o igual que la presión atmosférica el tubo colapsa, impidiendo que entre aire al circuito y que se genere un efecto de vacío en la entrada asegurando así que no se dañe la sangre. En condiciones normales debería de existir una columna mínima en el reservorio para que el sistema funcione de forma adecuada. En la figura 8 se puede observar el principio de funcionamiento.



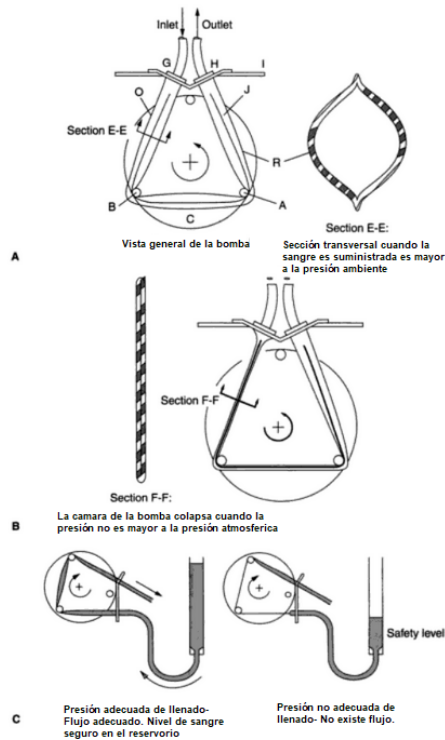


Figura 8. Configuración no oclusiva de una bomba peristáltica. Fuente: (Glenn P. Gravlee, 2008)

## La introducción de los equipos de flujo continuo a la industria de la circulación extracorpórea.

En los comienzos del bypass cardiopulmonar los resultados obtenidos en experimentos realizados con bombas centrífugas fueron muy desalentadores, debido a que se observó un muy marcado daño en los componentes de la sangre, literalmente los equipos centrífugos licuaban la sangre. Fue hasta que se requirió que los dispositivos realizaran la tarea del corazón no como máquinas de bombeo extracorpóreo, si no como corazones artificiales dentro del cuerpo que se comenzó a mejorar y producir bombas centrífugas para el manejo de sangre.

La gran ventaja de las bombas centrífugas es que pueden manejar un mayor flujo que las bombas de desplazamiento positivo para el mismo volumen de trabajo (Michael E. DeBakey, 2004). Fue precisamente la introducción de los dispositivos de asistencia ventricular (VAD) en los años 70s que les permitieron a las bombas centrífugas entrar al mercado.

En 1964 buscando desarrollar la tecnología para corazón artificial se definió que la mejor opción era una bomba centrífuga, y en colaboración con la Universidad de Minnesota comenzó el desarrollo de una bomba centrífuga trasplantable. La subsecuente colaboración con la Universidad de California en San Diego y Medtronic Inc. (Minneapolis, MN) llevó al desarrollo de una bomba centrífuga acoplada magnéticamente. Inicialmente la alta relación de hemólisis pudo ser reducida con el Modelo 1861 el cual fue manufacturado por la división de Hemadyne de Medtronics.

Los desarrollos y mejoras en los equipos centrífugos continuaron, en 1968 Rafferty creó una bomba que era capaz de manejar la sangre sin dañarla y aunque este dispositivo fue pensado para ser usado como un corazón artificial, él propuso que podía ser empleado también en sistemas extracorpóreos. La empresa Bio-Medicus Inc. (Eden Prairie, MN) presentó en colaboración con el

Instituto Nacional de Salud de Estados Unidos el modelo de bomba centrífuga 600. En 1975 este modelo fue usado en experimentos con animales por Bernstein, y el 21 de agosto de 1978 Golding empleó el modelo 1861 de Medtronic en casos clínicos como soporte para un paciente después de una cirugía cardíaca correctiva. En julio de 1980 la firma BioMedicus presentó la primera bomba centrífuga recubierta con heparina y subsecuentemente una gran variedad de fabricantes desarrollaron bombas de sangre centrífugas de una gran variedad de diseños.

Las bombas centrífugas disminuyen el desgaste y la liberación de partículas que se presenta de forma muy marcada en los tubos flexibles de las bombas peristálticas, la gran desventaja que presentaba la bomba centrífuga es la generación de burbujas de aire que pueden provocar trombosis en el cuerpo. Aunque inicialmente fueron pensadas para ser solo bombas de soporte cardíaco o dispositivos de asistencia ventricular, las bombas centrífugas se convirtieron en una herramienta más para los sistemas de bypass cardiopulmonar hoy en día representa una alternativa muy usual en las operaciones a corazón abierto.

## **La actualidad del bombeo extracorpóreo**

El principio de bombeo de sangre empleado en las bombas de rodillos tiene más de 100 años y han pasado ya 70 años desde que John Gibbon realizó la primera operación a corazón abierto de forma exitosa empleando una bomba peristáltica, y esta bomba no ha sufrido modificaciones reales, la bomba peristáltica es probablemente la bomba más usada en el bypass cardiopulmonar. Se siguen teniendo problemas con el manejo de la sangre tanto en los equipos centrífugos como en los pulsátiles y actualmente un gran número de investigadores alrededor del mundo trabajan para poder reducir el daño que se le provoca a la sangre cuando se bombea.

Ambos modos de flujo, pulsátil y no pulsátil, han sido usados para bypass cardiopulmonar y soportes de circulación extracorpórea. No existe un criterio que nos permita establecer que un tipo de flujo es mejor que otro, pero es muy importante resaltar que hay estudios que demuestran que el flujo pulsátil ofrece más beneficios en la perfusión de órganos y menos problemas posoperatorios, la realidad es que durante estos 70 años de desarrollo de la técnica quirúrgica ha permitido reducir el número de fallecimientos y hoy las personas que son tratadas quirúrgicamente con bombeo extracorpóreo sufren un menor tiempo de recuperación.

También es cierto que la hemólisis en los equipos de CEC se debe en gran medida a los mecanismos de reacción que tiene el cuerpo, cuando la sangre se encuentra en contacto con un medio ajeno. El desarrollo de biomateriales más compatibles con la sangre y que promuevan un mejor funcionamiento del CEC es en la actualidad un campo de estudio de mucho potencial.

### **Los dispositivos de asistencia ventricular**

Dentro del bombeo sanguíneo existe un área de oportunidad que ha tenido un enorme desarrollo los últimos años, los dispositivos de asistencia ventricular probablemente se encuentran dentro de los aparatos que más se comercializarán y producirán dentro de unos años, estos dispositivos pueden ser extracorpóreos u operar dentro del cuerpo, y es un negocio muy lucrativo, los dispositivos de asistencia ventricular proporcionan un soporte para personas que requieren inevitablemente un nuevo corazón, es decir, estos dispositivos le permiten a las personas que sufren

una falla cardíaca crónica permanecer con vida mientras se encuentran a la espera de un corazón en la lista de trasplantes.

Algunos de los dispositivos actuales de asistencia ventricular de flujo pulsátil son: el Thoratec (fabricado por Thoratec Laboratories Corp., Berkeley, CA.), The Heart Berlin (fabricado por Berlin Heart, Berlin, Germany), el Medos (Medos, Stolberg, Germany), o la Abiomed extracorpórea BVS 5000 (fabricado por Abiomed, Danvers, MA). También existen dispositivos de asistencia ventricular que emplean válvulas biológicas como el Novacor LVAS (fabricado por World Heart, Oakland, CA) o el Hear Mate VE (fabricado por Thermo Cardiosystems Inc. Woburn, MA). Otros diseños como el LionHeart (fabricado por Arrow, Reading, PA.) son totalmente implantables dentro del cuerpo sin conductores transcutáneos y usan válvulas mecánicas.

Los dispositivos de asistencia ventricular implantables de tipo no pulsátil son comúnmente construidas usando una bomba centrífuga de flujo axial, algunas son: la DeBakey MicroMed (fabricada por MicroMed, Houston, TX), la Jarvik 2000 (fabricada por Jarvik Heart Inc., NY), Heart Mate II, o Berlin Heart Incor I, están actualmente comenzando a evaluarse.

También en esta categoría se encuentran los dispositivos de asistencia cardíaca totales, es decir corazones artificiales, que sin dudarlo son todo un portento científico, se tiene que especificar que estos dispositivos son de larga duración y que los pacientes se mantienen bajo estricta observación médica, además de que se le suministran anticoagulantes, en muchos casos cuando los equipos se conectan a una fuente externa fuera del cuerpo existen problemas con infecciones.

Finalmente resta decir que cuando menos una de cada tres personas en el mundo sufre de enfermedades asociadas al corazón y todos los indicadores muestran que la tendencia es alarmante, en México sin dudarlo el área de oportunidad es enorme y en este país se tiene que dar solución a estos problemas, comenzar a generar tecnología que nos permita hacerle frente a esta problemática de salud pública que en los años que vienen nos afectarán de forma dramática. En México se podría empezar a producir este tipo de tecnología y de forma similar comenzar a generar tecnología que permita mejorar el funcionamiento de estos dispositivos como es el caso de este trabajo.

## Capítulo II: Marco Teórico

### Las máquinas de Bypass Cardiopulmonar



Figura 9. Equipo moderno de bypass cardiopulmonar Fuente: <https://www.klinikum.uni-heidelberg.de/Die-Herz-Lungen-Maschine.136521.0.html>

Los equipos de circulación extracorpórea también conocidos como máquinas corazón-pulmón o equipos de bypass cardiopulmonar (BCP, véase la figura 9) realizan la perfusión de los órganos y tejidos del cuerpo mientras el corazón se encuentra inmovilizado. Hoy en día las máquinas de bypass cardiopulmonar se emplean principalmente en el tratamiento de enfermedades cardíacas adquiridas a diferencia de los inicios de la técnica cuando se trataban enfermedades congénitas. La técnica de BCP se vuelve necesaria cuando los fármacos o las intervenciones de mínima invasión no ofrecen una solución.

Una máquina de bypass cardiopulmonar se compone principalmente por los siguientes componentes que se pueden observar en la figura 10.

1. Bombas de sangre
2. Oxigenador
3. Sistema de tuberías
4. Filtros de sangre con diferentes funciones

5. Depósito o banco de sangre (Reservorio venoso)
  6. Intercambiador de calor
- Sistema de control

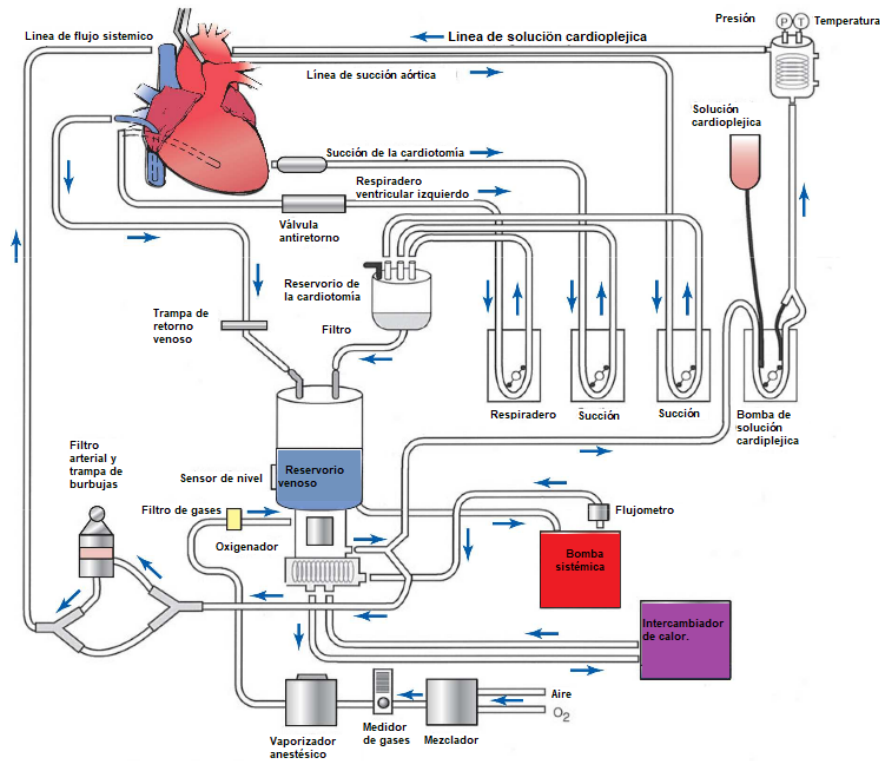


Figura 10. Sistema de bypass cardiopulmonar, en él se muestran todos los elementos que lo conforman. Fuente: (Bassin L, 2016)

## El funcionamiento del sistema de BCP

- El recorrido de la sangre inicia en el Reservorio venoso, la sangre que regresa después de perfundir el cuerpo del paciente se almacena aquí. La conexión al paciente se realiza comúnmente a través de una cánula en la vena cava o en la aurícula derecha.
- La sangre que se encuentra en el reservorio se bombea de manera que la sangre entra al oxigenador y después sale ya oxigenada. Dentro del oxigenador se encuentra un intercambiador de calor que mantiene la temperatura adecuada de la sangre.
- Antes de entrar al cuerpo por la aorta pasa por un filtro burbujas. Después de perfundir los órganos del cuerpo regresa para volver a completar el circuito.

Los demás subsistemas son complementos muy importantes de BCP, pero no serán tratados en este trabajo.

## Los equipos y técnicas de circulación extracorpórea



Figura 11. Se muestran los instrumentos que se emplean durante una operación a corazón abierto, también el personal que realiza la intervención quirúrgica

### La circulación extracorpórea

Antes de realizar la técnica de BCP se lleva a cabo una revisión del equipo y se realizan pruebas de su funcionamiento, para comenzar la operación el cirujano tiene que aplicar una solución cardioplégica al corazón y conectar las cánulas en la aorta y vena cava. Se tiene que inhibir la coagulación de la sangre, así que se ingresan al cuerpo de 300-350 [IU/kg] de heparina.

#### Durante la perfusión

En el inicio de la perfusión se tiene que realizar simultáneamente lo siguiente:

- El perfusionista, el cirujano cardiólogo y el anestesiólogo inician el procedimiento, permitiendo que la sangre que proviene de la línea venosa ingrese al equipo de BCP hacia el reservorio venoso ayudándose solo por la diferencia de presión que posee el cuerpo humano.
- La bomba arterial se arranca y el flujo comienza a pasar a través del BCP, el flujo se regula hasta que la entrada y salida se balanceen.
- Se ingresa al oxigenador una mezcla de aire,  $O_2$  y gas anestésico que depende del gasto sanguíneo.
- El intercambiador del calor dentro del oxigenador regula la temperatura del sistema.

Mientras se lleva a cabo la perfusión se tienen que monitorear y regular:

- El gasto o flujo de perfusión
  - Se realiza un cálculo para determinar el gasto de perfusión en la microcirculación requerido para cada persona, para esto se realiza el producto:

$$Q_{\text{perfusión}} = \text{Area superficial} * \text{Indice}$$

Este índice depende de muchos factores como: la temperatura, los hematocritos, el porcentaje de grasa en el cuerpo y la profundidad de la anestesia. El valor de este índice va de 2.4 a 3.01 [ $l/m^2$ ].

- Temperatura
  - La temperatura en las líneas de flujo arterial y venoso.
  - Configurar y actualizar las temperaturas en el intercambiador de calor.
  - La temperatura en la solución cardioplégica.
- La presión en todo el sistema de tuberías.
  - La presión se mide antes y después del oxigenador, y después del filtro de burbujas, antes de la cánula.
- Tiempos de perfusión.
  - Tiempo total de perfusión.
  - Tiempo de reperfusión.
  - Tiempo de hemofiltración.
  - Tiempo total de perfusión y tiempo de paro circulatorio.
- Niveles del reservorio venoso.
- Nivel de burbujas en el sistema.
- Presión vacuométrica generada por el equipo de cardiología.

## La coagulación

Durante la circulación extracorpórea es necesario que se inhiba la respuesta coaguladora de la sangre y para esto se administra heparina, durante el procedimiento se tiene que cuidar que el tiempo de coagulación no sea menor de 400 [s]. Para anular los efectos de la heparina al final del BCP se suministra protamina hasta que el tiempo de coagulación sea igual a 130 [s].

## La hipotermia

El bypass cardiopulmonar se puede realizar en un amplio rango de configuraciones, y para cada tipo de paciente ya sea adulto o niño es importante tener en cuenta los cambios en el metabolismo. Precisamente el metabolismo juega un papel muy importante durante la técnica de BCP, se ha demostrado que, si se reduce la temperatura del cuerpo la cantidad de recursos necesarios, es decir el oxígeno y nutrientes también se reducen, esta es la razón por la que durante el BCP se disminuye la temperatura del cuerpo llevando el cuerpo a un estado hipotérmico. Se tienen comúnmente los rangos de trabajo que se muestran en la tabla 1.

*Tabla 1. Grados de hipotermia que se manejan según la temperatura rectal del cuerpo. Fuente (Rüdiger Kramme, 2011)*

Grado de hipotermia	Temperatura [°C]
Ligera	37-32
Moderada	32-28
Alta	28-18
Profunda	18-4



## Las máquinas de desplazamiento positivo

Las máquinas de desplazamiento positivo ocupan un lugar muy importante para el bombeo extracorpóreo, durante los primeros años del BCP y en la actualidad. Probablemente esta preponderancia se debe a que el corazón es naturalmente una bomba de desplazamiento positivo.

Las máquinas de desplazamiento positivo ofrecen características que resultan favorables para el manejo de sangre y por supuesto entre sus principales ventajas se encuentra la naturaleza pulsátil del flujo, y además las bombas de desplazamiento positivo no necesitan ser cebadas para su funcionamiento inicial. La gran versatilidad que ofrece el principio de desplazamiento positivo le ha permitido formar parte de la industria que está detrás del BCP ya que se han empleado una gran variedad de equipos, como bombas peristálticas, bombas de membrana, bombas de pistón y bombas de lóbulos.

### Principio de desplazamiento positivo

A diferencia de las bombas rotodinámicas, las bombas de desplazamiento positivo funcionan con base en lo que se denomina el principio de desplazamiento positivo. Este principio es realmente diferencial y se puede resumir como: *el movimiento de un fluido producido por la disminución del volumen de la cámara (desplazamiento), es decir que el bombeo se produce por el desplazamiento de las paredes de la cámara.*

Para ilustrar el principio proponemos el arreglo del cilindro pistón que se muestra a continuación, en el cual el movimiento del embolo se realiza a velocidad constante  $V_{embolo}$ . En el interior del cilindro existe un fluido que se encuentra a una presión  $P_{interior}$ . Consideramos que el cilindro y el embolo son perfectamente rígidos e indeformables.

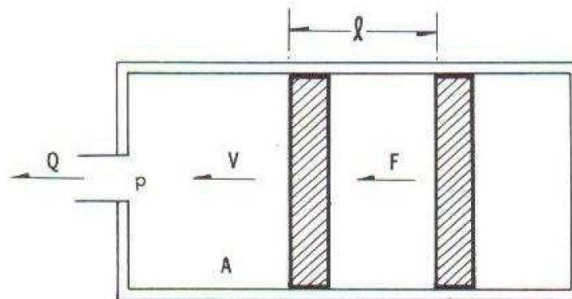


Figura 12. . Cilindro de una bomba de desplazamiento positivo. Fuente: (Zubicaray, 1977)

Se define la fuerza  $F$ , como la fuerza aplicada para mover el embolo. Según se desplaza el émbolo a través de la cámara expulsa fluido por el orificio a una velocidad constante. La cantidad de fluido que sale de la cámara será el gasto  $Q$ . El volumen desplazado es también equivalente a  $Q = A * l$ , donde  $l$  es igual al desplazamiento del embolo en un tiempo determinado y  $A$  es el área transversal del embolo.

$$Potencia = P = FV_{embolo} = P_{interior}AV_{embolo} = P_{interior}Q$$

### Usos y aplicaciones de las bombas de desplazamiento positivo

Por la naturaleza de las bombas de desplazamiento positivo se emplean usualmente con altas presiones y bajos gastos. Tienen la ventaja de ser autocebantes y no requerir un llenado inicial de la cámara. Comúnmente se requiere un mayor mantenimiento en las bombas de desplazamiento



positivo que para las bombas rotodinámicas, esto se debe a la cantidad de partes móviles que normalmente involucra sellos y válvulas.

A continuación, se muestra un diagrama (figura 13) carga-gasto H-Q. Es muy notable la diferencia de funcionamiento entre las bombas rotodinámicas y las bombas desplazamiento positivo. Una bomba de desplazamiento positivo ofrecería para un gasto determinado una presión infinita, sin embargo, esta presión está limitada por la resistencia del sistema y la energía suministrada por el motor.

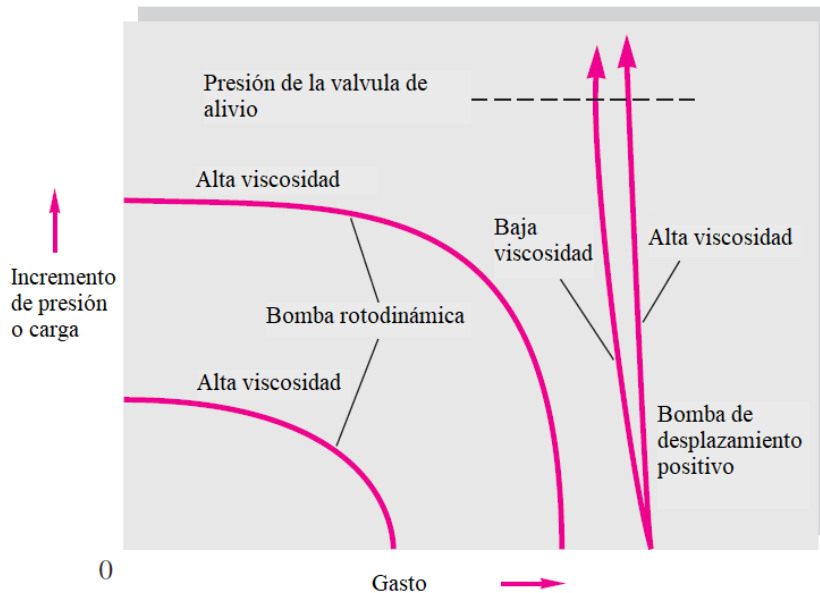


Figura 13. Comparativa de desempeño entre las bombas rotodinámicas y las bombas de desplazamiento positivo.  
Fuente: (M.Frank, 2009)

## Bomba de diafragma

Las bombas de membrana o de diafragma son bombas de desplazamiento positivo y como lo indica el nombre están constituidas por un diafragma flexible que divide a la bomba en dos cámaras, una es la cámara de accionamiento y otra es la cámara de bombeo. En la figura 14 se muestra un ejemplo de una bomba de diafragma.

La cámara de bombeo se encuentra en contacto con el fluido de trabajo, la cámara de accionamiento se encuentra en contacto con el mecanismo actuador, este actuador ha variado con el paso de los años, desde la primera bomba de diafragma de Dale-Schuster, actualmente para accionar estos dispositivos se emplean actuadores magnéticos.

Como se relató en capítulo anterior hoy en día los equipos de soporte cardiaco totales de las empresas Novacor y Thoratec utilizan bombas de membrana. Estos corazones artificiales entre sus ventajas ofrecen la cualidad de un efectivo vaciado de la cámara de bombeo junto con un posible volumen de estancamiento, realizando un bombeo muy similar al del corazón.

Desafortunadamente la principal desventaja con la que cuentan estos equipos es que el flujo entre y sale de la bomba pasando a través de válvulas las cuales provocan un alto esfuerzo cortante. Corregir el funcionamiento de estas válvulas es probablemente la tarea más importante que tiene el diseñador. (Pal, 2014)

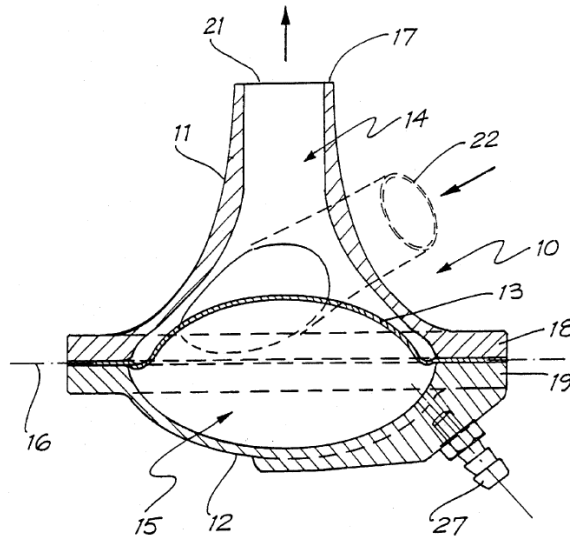


Figura 14. La imagen muestra una bomba de diafragma, usada para bombear sangre una vista de sección, marcada con el número 13 se encuentra la membrana, con el número 21 y 22 la salida y la entrada del flujo respectivamente. La cámara de bombeo se encuentra marcada con el número 14 y la de accionamiento 15. Fuente: (USA Patente n° US5458468A, 1994)

## La continua disyuntiva entre flujo pulsátil y no pulsátil

Existe un gran número de cirujanos y perfusionistas que prefieren los equipos de bypass cardiopulmonar con bombas de tipo continuo, es decir, bombas centrífugas en vez de los equipos de flujo pulsátil. Durante los primeros años de la técnica de BCP todos los equipos trabajaban con flujo pulsátil. Después de algunos años y de mucha investigación se lograron introducir equipos de BCP centrífugos a las máquinas de BCP y fue justo aquí cuando comenzó la disputa entre establecer las ventajas del flujo continuo sobre el flujo pulsátil.

Se ha demostrado ampliamente y además de que muchos casos clínicos dan evidencia de que el flujo pulsátil ofrece una mejor perfusión sanguínea a los órganos que el flujo de las bombas centrífugas. Además de reducir los problemas posoperatorios

Taylor Kenneth (Philip Hornick, 1997) un especialista en el tema ha publicado trabajos donde hace un estudio detallado de los efectos que tienen las dos variantes de flujo durante los procedimientos quirúrgicos, a continuación, se muestran sus resultados.

- **La vasoconstricción:** es un efecto inevitable de los equipos de circulación extracorpórea, este estrechamiento de los vasos se asocia a un mecanismo de respuesta endocrino neuronal en el cuerpo y provoca que el paciente sufra efectos adversos inmediatos y posoperatorios. Debido al cambio entre flujo pulsátil a flujo continuo el cuerpo tiene un Índice de Resistencia Vascular Periférica (Peripheral Vascular Resistant Index, PVRI) más elevado como se muestra en la figura 15.

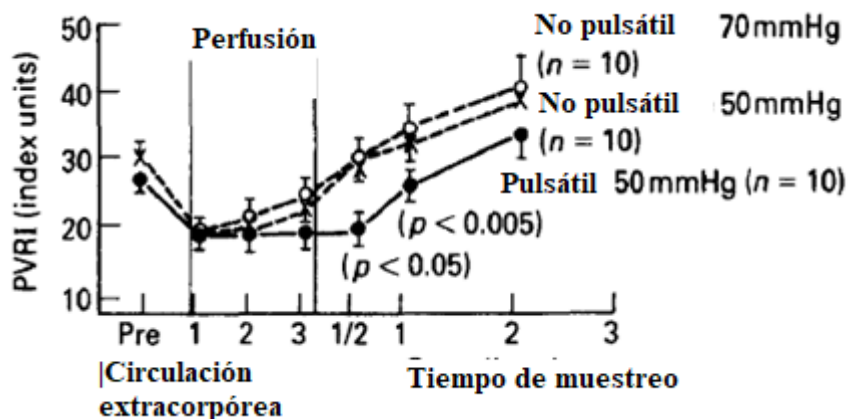


Figura 15. La grafica muestra el aumento del índice de resistencia vascular periférica cuando se emplea un flujo continuo en el tratamiento, y muestra la respuesta normal del PVRI para un flujo pulsátil, en función del tiempo de perfusión. Fuente: (Philip Hornick, 1997)

- **Baja perfusión:** Además, el estrechamiento de los vasos sanguíneos provoca que se tenga una menor absorción de oxígeno que a su vez provoca un incremento en la acidosis metabólica de los tejidos periféricos. Para disminuir este efecto asociado al bombeo continuo se recomienda usar un incremento en el flujo de 110 [mL/kg/min]. Existe un consenso en que se puede evitar esta alteración en el metabolismo celular si se emplea flujo pulsátil.
- **Anormalidades neurológicas:** Durante un gran número de casos clínicos se ha observado una variedad de anomalías neuropsicológicas después del BCP, y se han realizado experimentos en animales en donde se ha demostrado que el flujo pulsátil no produce perturbaciones en la hemodinámica y el metabolismo del cerebro.
  - **Mayor gasto cerebral a menor presión:** En flujo pulsátil se presenta un mayor flujo sanguíneo para la perfusión cerebral comparado con un flujo continuo, además la perfusión se lleva a cabo con presiones menores de 50 [mmHg].
  - **Secreción anormal:** Durante la perfusión con flujo continuo se presenta una secreción anormal de la función adrenal en la glándula pituitaria anterior, esta secreción regresa a la normalidad después de 30 minutos de haber terminado el BCP. Las observaciones en casos clínicos sugieren que debido a la reducida perfusión cerebral se presenta una función cerebral anormal en la secreción hormonal. Como se muestra en la figura 16, donde se realizó un estudio con los mismos regímenes de gasto y presión para las dos configuraciones de flujo. En la gráfica 1 (izquierda) se observa una región en gris con la respuesta normal para la hormona liberadora de tirotropina (TRH). Para los niveles de secreción de cortisol durante BCP, en la gráfica 2 (derecha) se muestra cómo el flujo pulsátil mantiene los niveles de cortisol durante la circulación extracorpórea.

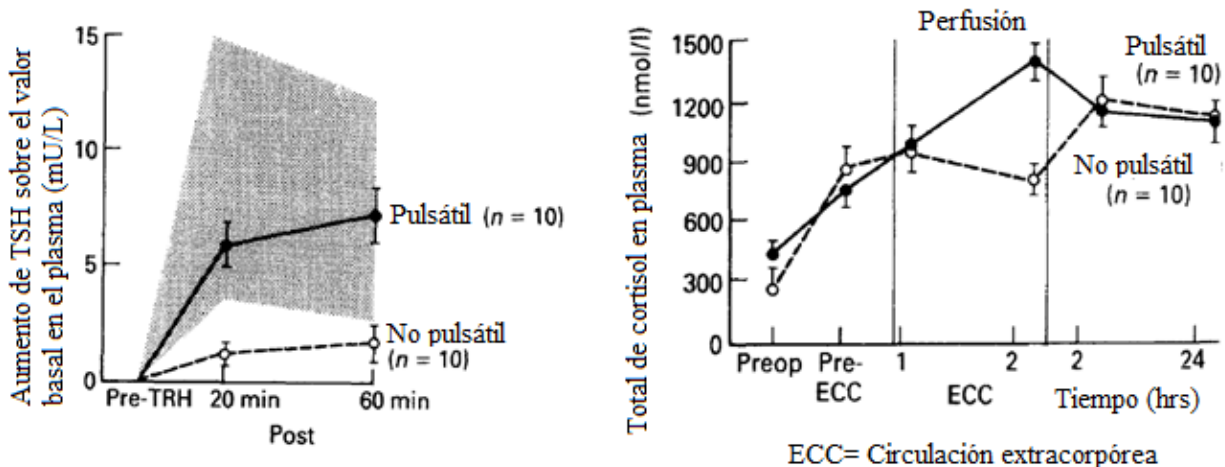


Figura 16. La figura muestra a la gráfica 1 (Secreción de Tirotropina[mU/L]-Tiempo[min]) y la gráfica 2 (Secreción de cortisol[nmol/l]- Tiempo[hrs]. Fuente: (Philip Hornick, 1997)

- **Reducción de daño isquémico:** Se ha observado que el empleo de un flujo pulsátil para la perfusión durante el BCP usando hipotermia profunda puede reducir en daño hipóxico o isquemia en el cerebro. En el contexto de la resucitación, mientras que el corazón es resucitado después del BCP, el cerebro nunca deja de funcionar y se tiene que recuperar del tratamiento, es muy importante nunca olvidar este punto.
- **Disfunción del hígado:** Es también una repercusión del tratamiento por BCP las anomalías en las enzimas hepáticas. En estudios realizados en la hemodinámica y consumo de oxígeno del hígado se observó que el flujo pulsátil genera una menor resistencia en el flujo hepático total. Esto está asociado como ya se mencionó al efecto de la vasoconstricción. Se encontró un mejor consumo de oxígeno durante y después de la perfusión.
- **Isquemia pancreática:** Es también una repercusión común del BCP que se le atribuye comúnmente al bajo flujo cardíaco después de la operación la isquemia producida en el páncreas. Estudios aislados indican que en pacientes que fueron sometidos a BCP con flujo continuo presentan un marcado incremento en el indicador de amilasa creatinina (ACCR) inclusive 48 horas después del bypass. Este indicador es el más sensible para definir la función pancreática.
- **Complicaciones intraabdominales:** También se han reportado gran número de complicaciones intraabdominales como resultado de casos clínicos aún después del bypass cardiopulmonar. Estudios mostraron que pacientes que emplearon BCP con flujo continuo presentaron una marcada reducción en la perfusión de la mucosa gástrica, esto se manifestó en un decremento en el pH de la mucosa gástrica que es independiente de las variaciones el pH arterial. Esta alteración está asociada de nueva cuenta con un suministro no adecuado de oxígeno en la mucosa gástrica lo

que provoca un incremento en la acidosis y puede tener implicaciones en el desarrollo de enfermedades intraabdominales infecciosas posoperatorias.

Es muy importante tener en cuenta que todos estos efectos son el resultado de BCP con flujo continuo y que los pacientes que han sido sometidos a estos tratamientos tienen que ser vigilados durante su recuperación que regularmente dura tan solo 48 horas. Desafortunadamente si no se tienen en cuenta todos estos efectos y no se realiza un seguimiento correcto estos involucran efectos de alto riesgo para la salud del paciente. Pueden desembocar en fallas inevitables de los órganos o inclusive progresar hasta un estado crítico y provocar el deceso del paciente.

## La hemodinámica de la sangre

### Los componentes de la sangre y el sistema circulatorio

La sangre realiza la función de perfusión en el cuerpo como una de sus tareas principales, pero no solo se limita a ésta. También realiza tareas de transporte y la de la respuesta inmunológica de nuestro cuerpo. La circulación sanguínea se realiza en dos circuitos: el *circuito de circulación pulmonar* que lleva la sangre del corazón a los pulmones y el *circuito de circulación sistémica* en el que la sangre se transporta del corazón a los otros órganos y tejidos del cuerpo. En ambos sistemas la sangre dentro de la red circulatoria es transportada debido al gradiente de presión generado por el corazón pasando a través de las siguientes subdivisiones que se pueden observar en la figura 17: Arterias, arteriolas, capilares, vénulas y venas y de regreso al corazón.

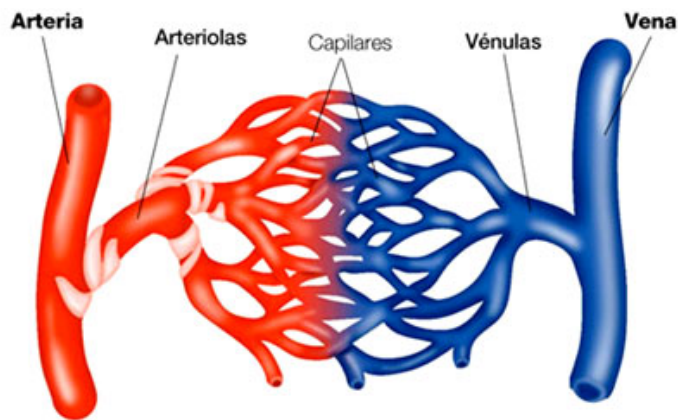


Figura 17. Vasos sanguíneos que forman parte de la red circulatoria, en rojo se muestra el flujo oxigenado que provienen del corazón y en azul el flujo no oxigenado que va hacia el corazón. Fuente: [http://www.biografiasyvidas.com/tema/aparato\\_circulatorio.htm](http://www.biografiasyvidas.com/tema/aparato_circulatorio.htm)

El volumen cardíaco total en una persona es 80 a 85 [ml/kg] (kg peso corporal), lo que representa un 8% del peso total del cuerpo humano. La sangre está compuesta por dos componentes los que se llaman elementos formes y una porción líquida que se llama plasma. El plasma representa alrededor de 55% del volumen total y el porcentaje de los elementos formes constituye el otro 45%. El plasma se constituye de agua y solutos disueltos, entre los principales solutos se encuentran  $Na^+$  y muchos otros iones.

Los elementos formes son los glóbulos rojos (eritrocitos) que son los encargados de realizar el transporte de oxígeno, los glóbulos blancos (leucocitos) que son los encargados del realizar tareas muy importantes en el sistema inmunológico y las plaquetas (trombocitos) que tienen como

función principal la coagulación de la sangre. En la tabla 2 se encuentran los rangos aproximados que contienen una muestra de sangre y el tiempo de vida para cada tipo de elemento forme.

Tabla 2. Elementos formes de la sangre, se muestran las principales funciones de los tres elementos formes de la sangre.

Elemento forme	Tiempo de vida	Número presente	Tamaño y forma [ $\mu m$ ]	Función
Glóbulos rojos	100 a 120 días	4 a 6 millones/ $mm^3$	Disco bicóncavo 8	Transportar oxígeno y dióxido de carbono.
Glóbulos blancos	12h a 3 días	5 a 10 mil/ $mm^3$	Esférico 7-22	Sistema inmune.
Plaquetas	5 a 9 días	130 a 400 mil/ $mm^3$	Oval 2-4	Permiten la coagulación

## El flujo cardiaco: presión y gasto cardiaco

El funcionamiento del corazón al ser una bomba de desplazamiento positivo realiza un ciclo de trabajo que se conoce como ciclo cardiaco, el ciclo cardiaco está compuesto por dos eventos, la diástole (del griego διαστολή = dilatar) es el periodo durante el cual los ventrículos del corazón son llenados de sangre y la sístole (del griego συστολή = contraer o reducir) es el periodo durante el cual los ventrículos se contraen y la sangre es bombeada fuera del corazón. (Realmente en las cuatro cavidades cardiacas existe una diferencia entre la sístole y diástole ventriculares y las que se presenta en la sístole y diástole auriculares ya que se presentan en momentos diferentes)

A una frecuencia cardiaca típica de 75 latidos por minuto cada ciclo de trabajo en el corazón dura 0.8 s, se invierten 0.5s en la diástole y 0.3s en la sístole en un adulto en condiciones de flujo en reposo, el volumen desplazado por cada ciclo es 2/3 partes del volumen total contenido en el ventrículo izquierdo que son 80 [ml/ciclo], quedando dentro del ventrículo 40 [ml].

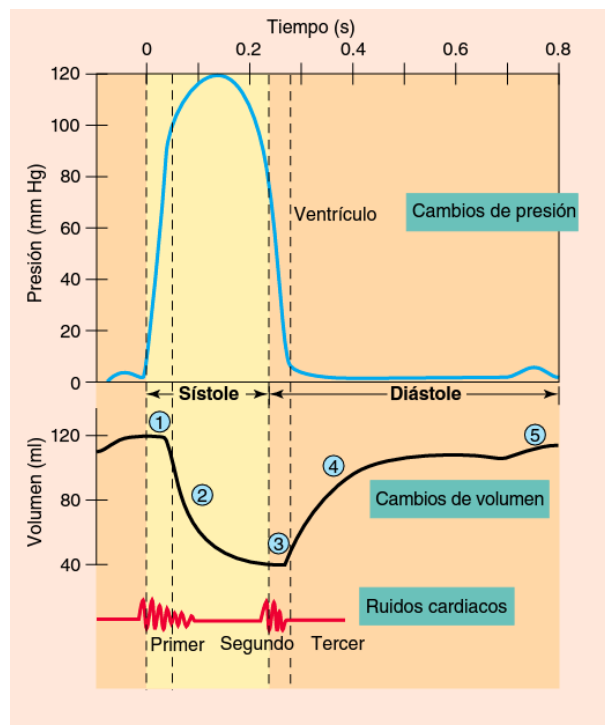


Figura 18. Ciclo cardiaco, se muestran los dos eventos que están presentes durante el funcionamiento del corazón la sístole y la diástole. Fuente: (Fox, 2011)

Nos interesa para este trabajo el flujo y presión que maneja el ventrículo izquierdo, que se bombea al circuito sistémico. El circuito que forma la circulación pulmonar es también muy importante (rango de presión de 8 – 25  $mmHg$ ), pero en una máquina de BCP nos interesa la presión que se maneja en el circuito de circulación sistémica. En la Fig. 18 se puede observar una descripción detallada del ciclo cardiaco presente en el ventrículo izquierdo.

En la figura 19, se puede observar cómo el ventrículo izquierdo tiene una presión de 0 – 120  $mmHg$  durante la diástole o llenado, pero en las arterias principales dentro del cuerpo humano se tiene un rango de trabajo de 80 – 120  $mmHg$ , es decir, el rango de trabajo que se requiere en condiciones de un metabolismo normal, por convención se toma un valor promedio de 100  $mmHg$ .

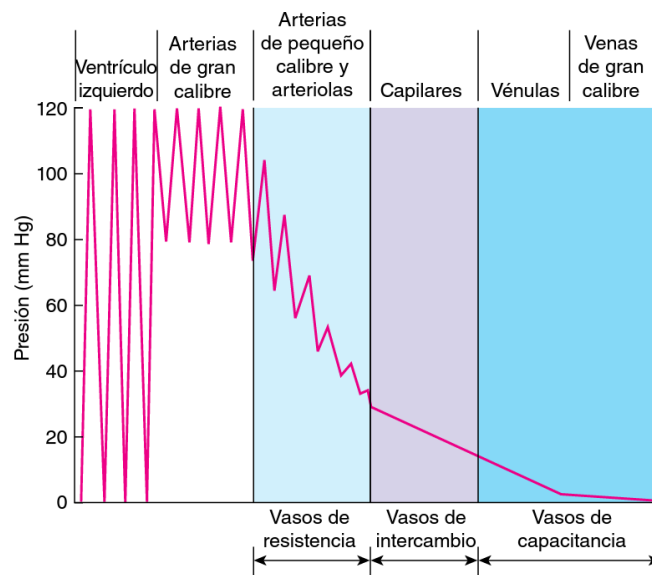


Figura 19. Rango de presión manejada dentro de los diferentes componentes del sistema circulatorio Fuente (Fox, 2011)

El gasto cardiaco en un estado de reposo es aproximadamente 5.8  $l/min$ , el gasto cardiaco dependerá de las condiciones que requiera el metabolismo y de un término que se ha estudiado antes, el índice de resistencia periférica total. Este depende de la vasoconstricción y la vasodilatación que se presente. A continuación, se muestran en la figura 20, dos diferentes regímenes de gasto, uno en reposo y otro durante el ejercicio. Es muy importante observar cómo es la distribución en los órganos, la cual es diferente para los dos regímenes de gasto.



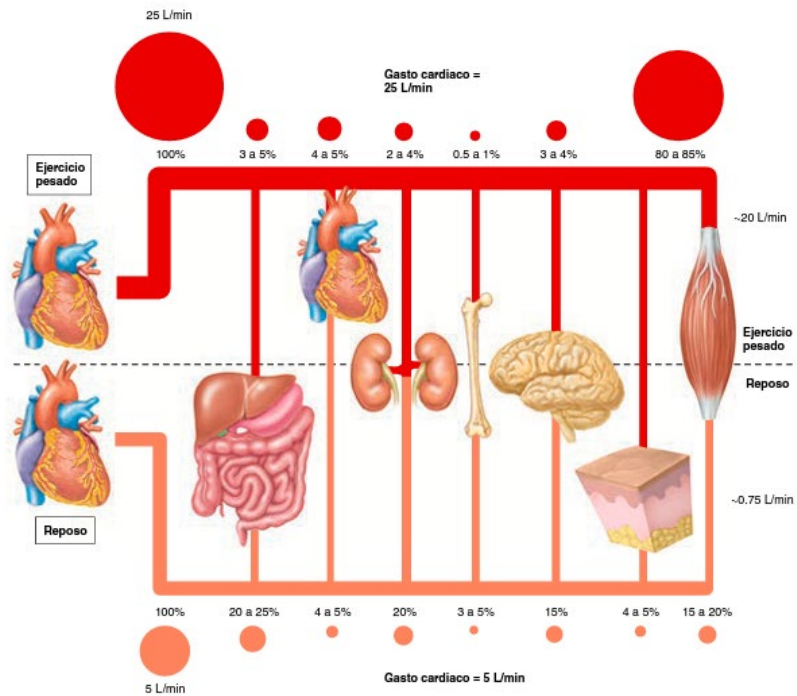


Figura 20. La imagen muestra los gastos cardíacos para un estado en reposo y otro durante el ejercicio, se puede observar como el volumen de flujo compensa las necesidades físicas. (Fox, 2011)

## Reología sanguínea

Como ya se mencionó, la sangre es una mezcla de múltiples componentes debido a esto tiene características reológicas complejas. La reología que se dedica al estudio de los medios continuos centrándose en la deformación y flujo de la materia sometida a cargas ha determinado mediante el estudio de las propiedades mecánicas de la sangre que se comporta como un fluido No-Newtoniano.

La sangre se conforma por una parte líquida (plasma) 55% y los elementos formes 45%, de estos elementos formes un 90% son glóbulos rojos con una geometría de disco bicóncavo con  $8.5 \mu m$  de diámetro y  $2.5 \mu m$  de espesor, la figura 21 muestra la geometría descrita.

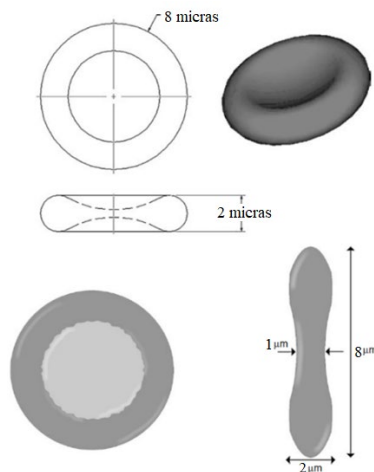


Figura 21. Se muestra la geometría de los glóbulos rojos.



Se ha determinado que la sangre se comporta para muy bajas velocidades de corte ( $10 \text{ s}^{-1}$ ) como un sólido *viscoelástico*, ya que los glóbulos rojos se agrupan hasta formar grandes aglomerados llamados *rouleaux* y si la velocidad de corte disminuye más ( $\dot{\gamma} = 1 \text{ s}^{-1}$ ) los *rouleaux* logran formar estructuras en forma de columnas más grandes. Este fenómeno de agrupación no se ha terminado de comprender por completo, pero se asocia al incremento de globulina y fibrinógeno como se muestra en la figura 22. Es evidente que los *rouleaux* afectan de forma drástica el comportamiento de la sangre, en particular modifican la viscosidad. El efecto de la viscoelasticidad se pierde cuando se incrementa la velocidad de corte.



Figura 22. Agrupación de los glóbulos rojos sometidos a relaciones de corte bajas. Fuente <https://es.pinterest.com/gygq/blood-cell/>

Si la velocidad de corte se incrementa lo suficiente hasta lograr romper con las formaciones de *rouleaux*, los glóbulos rojos se deforman y se alinean al campo de flujo, además tienden a deslizarse entre el plasma esto conlleva una reducción de la viscosidad de la sangre. Estas características de deformación, agrupación y orientación de la sangre la reconfiguran ahora como un fluido adelgazante (*shear-thinning*). Los fluidos adelgazantes son conocidos también como fluidos *pseudoplásticos*, en estos fluidos al aumentar la velocidad de corte la viscosidad disminuye provocando una reducción en el esfuerzo (Adélia Sequeira, 2007).

La viscosidad se puede definir como la resistencia del fluido a fluir, más concretamente se define como la velocidad de corte de un fluido que se genera por la aplicación de un esfuerzo cortante dado (M.Frank, 2009), es una medida de la fricción interna de las partículas que conforman al fluido y la relación que se escribirá a continuación fue postulada por Sir. Isaac Newton en 1687, esta relación define a la viscosidad como:

$$\tau = \mu \frac{du}{dr} = \mu \dot{\gamma}$$

En esta relación se puede observar que el esfuerzo cortante  $\tau$  es igual a la viscosidad  $\mu$  multiplicada por la velocidad de corte  $\dot{\gamma}$ , para la sangre la viscosidad no es constante debido a los fenómenos que ya se explicaron antes, además la viscosidad de un fluido tiene una fuerte dependencia de la temperatura, regularmente la viscosidad disminuye cuando la temperatura del fluido aumenta.

En resumen, la viscosidad es un parámetro que nos permitirá describir el comportamiento de la sangre cuando ésta se encuentra sometida a un esfuerzo cortante y dependerá de la velocidad

de corte, la concentración de glóbulos rojos (hematocritos), la temperatura y el diámetro del conducto, en una relación funcional se puede expresar:  $\mu_{sangre} = f(\dot{\gamma}, \%Hct, T, \phi)$ , en la figura 23 se puede observar cómo varía la viscosidad en función de la concentración de glóbulos rojos y de la velocidad de corte.

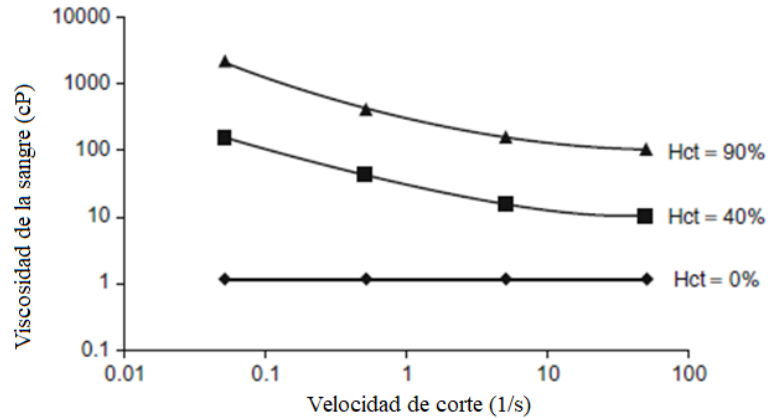


Figura 23. Se muestra la dependencia de la viscosidad en la sangre respecto a la concentración de glóbulos rojos (Hct). Fuente: (Rubenstein, 2012).

Numerosos estudios han demostrado que la sangre se comporta como fluido newtoniano después de superar una velocidad de corte igual a  $100 [s^{-1}]$  a  $37^{\circ}C$  como se observa en la figura 24, esto se presenta solamente en las arterias mayores. La velocidad es función del diámetro del conducto por el que circula, este es un fenómeno conocido como el efecto Fahraerus-Lindqvist publicado en *The Journal of Physiology* en 1931 y consiste en una reducción de la viscosidad aparente cuando el fluido circula a través de diámetros menores a  $1.5 [mm]$ . Véase la figura 25, en este trabajo no se empleará este importante fenómeno para la microcirculación.

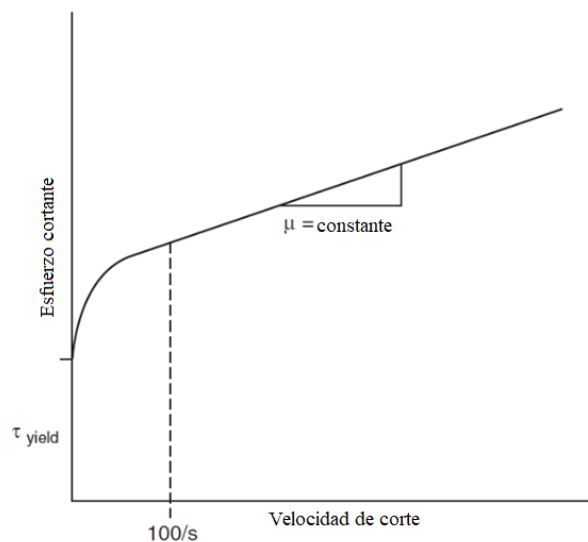


Figura 24. Se muestra la relación de la viscosidad en función de la velocidad de corte y el esfuerzo cortante para un número de hematocrito dado. La viscosidad es constante al superar una velocidad de corte igual a  $100 [s^{-1}]$  a  $37^{\circ}C$ . Fuente: (Lee Waite Ph.D, 2007)

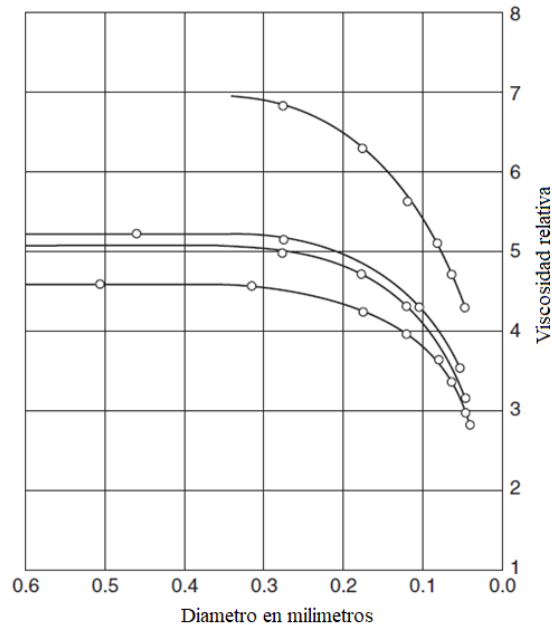


Figura 25. La figura muestra la dependencia de la viscosidad de la sangre respecto al diámetro donde circula Fuente: (Lee Waite Ph.D, 2007)

En nuestro caso los dispositivos de bombeo manejan velocidades de corte mayores a  $100 [s^{-1}]$ , buscando favorecer el comportamiento newtoniano del flujo. Es decir, en un porcentaje normal de hematocritos en la sangre (45%) la viscosidad de la sangre es una constante con un valor que comúnmente se toma de  $\mu = 4 \times 10^{-2} [dinas \cdot s/cm^2]$  ó  $4 \times 10^{-3} [Pa \cdot s]$ . (Myer, 2009).

### Flujo laminar o fisiológico

De la mecánica de fluidos probablemente el número adimensional más relevante es el número de Reynolds,  $Re$ . Su importancia se debe a que permite caracterizar un flujo como:

- Flujo laminar
- Flujo de transición
- Flujo turbulento

El número de Reynolds es un número adimensional, además es la relación entre las fuerzas inerciales y las fuerzas viscosas que se presentan en el flujo. Para un fluido que corre dentro de una tubería, se define como:

$$Re = \frac{\rho VL}{\mu}$$

Donde  $\rho$  es la densidad,  $\mu$  es la viscosidad,  $V$  y  $L$  son la velocidad y longitud característica del flujo.

### La hemodinámica de la sangre

La solución de Poiseuille para el flujo dentro de una tubería es un modelo que se usa con regularidad para estimar el flujo dentro de los conductos sanguíneos del cuerpo. El modelo de Hagen-Poiseuille es una solución analítica para las ecuaciones de Navier-Stokes considerando flujo permanente, incompresible y laminar, despreciando los efectos de la gravedad. Entonces es común encontrar en los fluidos biológicos la ecuación:

$$\text{Flujo sanguineo} = \frac{\Delta P r^4 \pi}{8 \mu L}$$

Donde:

$\Delta P$  = La diferencia de presión

$r$  = El radio del conducto

$L$  = Longitud del conducto sanguíneo

$\mu$  = Viscosidad de la sangre

Aunque la solución de Poiseuille no considera la naturaleza pulsátil del flujo, es un modelo que nos permite estimar el gasto cardiaco en función de parámetros muy fáciles de medir. Un modelo más acertado del comportamiento de la sangre es el de Casson que considera el efecto de los *rouleaux* (efectos de agrupación de glóbulos rojos a bajas velocidades de corte).

$$\tau = \tau_0 + k^2 \dot{\gamma} + 2 k \sqrt{\tau_0} \sqrt{\dot{\gamma}}$$

Es muy importante considerar que las propiedades elásticas de los conductos sanguíneos, en este caso las arterias presentan propiedades de capacitancia vascular (hemodinámica o hidráulica), ya que logran almacenar sangre durante el bombeo pulsátil que genera el corazón. Las venas y capilares tienen una mayor capacitancia que las arteriolas. A la edad de 20 años una persona presenta la elasticidad más grande en la aorta. La relación lineal de la capacitancia en las venas y arterias está dada por la siguiente relación.

$$C = \frac{dV}{dP}$$

El flujo dentro de las venas y arteria induce un esfuerzo a las paredes de los conductos sanguíneos, el esfuerzo en las paredes depende de la presión ejercida dentro de los conductos sanguíneos y del diámetro como lo indica la Ley de Laplace. Existen patologías que afectan la elasticidad, provocando un aumento muy grande en la presión y esto podría dañar órganos y tejidos.

### **La interacción de la sangre con materiales externos y la hemocompatibilidad.**

Cuando la sangre se encuentra en contacto con un material diferente de la pared endotelial de los conductos sanguíneos (arterias, venas, arteriolas, capilares), se produce un fenómeno complejo e interdependiente que provoca coagulación, la formación de coágulos, la activación y adhesión de plaquetas y trombosis. Este es un complejo mecanismo de defensa diseñado para prevenir la pérdida de sangre cuando alguno de estos conductos sanguíneos es dañado. Desafortunadamente esta interacción puede desencadenar consecuencias letales. (Narayan, 2009)

Determinar la hemocompatibilidad de los materiales es muy complejo, entre los investigadores existe una disputa importante por el uso de animales para recabar datos experimentales, al realizar pruebas en dispositivos que se encuentran en contacto con sangre.

Existe una norma que debe ser usada para medir la hemocompatibilidad, la norma es la ISO 10993-4. Hay tres diferentes aproximaciones para medir la hemocompatibilidad:

- a) *In vivo*: Pruebas realizadas en animales
- b) *Ex vivo*: Pruebas que se realizan en una cámara de pruebas afuera del cuerpo de la persona o animal, con una porción de sangre.
- c) *In vitro*: Pruebas que se realizan con muestras frescas bajo condiciones controladas, regularmente estas pruebas se realizan con sangre tratada con anticoagulantes.

Las pruebas *in vivo* permiten observar la interacción que tiene la sangre con el material sin hacer énfasis en ningún parámetro, entregan un resultado general del comportamiento del material. Las pruebas *in vitro* permiten observar detalladamente el comportamiento de un simple factor de la hemocompatibilidad, ambas pruebas son muy relevantes en el estudio de la hemocompatibilidad.

La hemocompatibilidad está clasificada en cinco categorías diferentes, dentro de éstas se encuentra la hemólisis que es el tema central de este trabajo. Las categorías son:

- 1) **Trombosis:** La trombosis es un fenómeno que se presenta *in vivo*, provocando una oclusión parcial o completa de los conductos sanguíneos o dispositivos junto a la coagulación sanguínea. Si un coágulo se mueve dentro de los pulmones o el cerebro puede provocar afectaciones graves. Los materiales que no inducen la adhesión de trombocitos a la superficie del material, que regularmente es provocado por la absorción de proteínas a la superficie del material, se conocen como materiales notromboticos.
- 2) **Coagulación:** Una forma simple de determinar la hemocompatibilidad de un material es realizando una prueba de coagulación, la prueba consiste en determinar el tiempo de coagulación, es decir, es tiempo de coagulación determina si el material impide o activa la coagulación. Existen diferentes parámetros que se producen en cadena durante la coagulación, medirlos de forma *in vitro* permite estimar también la coagulación de la sangre.
- 3) **Plaquetas:** La activación de plaquetas puede ser determinada a partir del número de plaquetas que se adhieren al material y el grado de rapidez con que lo hacen.
- 4) **Hemólisis:** La prueba de hemólisis permite cuantificar la fragilidad que presentan los glóbulos rojos cuando se encuentran en contacto con algún material. La prueba se realiza con sangre que no se coagula, para limitar los efectos que pueda producir la coagulación, lo siguiente es introducir el material junto con extractos de sangre en una prueba *in vitro*. Después de un tiempo de incubación a 37°C lo que se hace es analizar estereoscópicamente a 540 nm para determinar la liberación de la hemoglobina.
- 5) **Inmunología:** Existe un complemento de la respuesta inmunológica del cuerpo consiste en aproximadamente 25 proteínas que trabajan junto con el sistema inmunológico para activar los anticuerpos en la destrucción de bacterias o algún agente dañino. Desafortunadamente la activación de este complemento del sistema inmune se puede dar al estar en contacto con algún material, desencadenando un problema crónico, la activación se presenta como una reacción en cadena con tan solo la activación de un elemento.

## **La hemólisis durante el Bypass Cardiopulmonar y modelos de daño sanguíneo**

En esta sección se busca definir los conceptos más relevantes sobre el daño mecánico que provocan los equipos de circulación extracorpórea a la sangre y sus efectos, además de dar un vistazo a los modelos de estudio que existen, para estimar el daño provocado a la sangre.

Durante el bypass cardiopulmonar se presentan una serie de problemáticas que no son mortales, pero si resultan en un perjuicio al usuario del BCP, y son de suma importancia en

pacientes pediátricos. Entre las complicaciones que se presentan durante la circulación asistida están:

- Trombosis
- Patologías asociadas a la coagulación de la sangre
- Sangrado posoperativo
- Susceptibilidad a la infección e inflamación.
- Daños en la microcirculación (circulación a través de capilares)
- Daños neurológicos

Se puede observar que estas complicaciones se encuentran estrechamente relacionadas al contacto con un material externo como se presentó en la sección anterior.

Hace más de 70 años que la circulación asistida surgió y muchos investigadores alrededor del mundo se han dado a la tarea de definir un modelo que describa de forma aceptable la manera en que la sangre se ve perjudicada por la circulación asistida. Aún no existe un algoritmo que le permita al diseñador minimizar el daño sanguíneo, probablemente esto se debe a que muchos de estos fenómenos no se encuentran completamente comprendidos y a su vez son fenómenos complejos.

Durante el BCP se presenta condiciones de flujo fisiológicamente anormales, estas condiciones y fenómenos provocan daños en los componentes de la sangre (leucocitos, eritrocitos y monotrocitos), estas condiciones anormales son:

- Grandes esfuerzos cortantes
- Flujo turbulento
- Cavitación (Excesivas presiones vacuométricas en el llenado de las cámaras.)
- Contacto con superficies extrañas (Problemas de biocompatibilidad)
- Golpe de ariete en las válvulas

Como ya se estableció en secciones anteriores la sangre está compuesta principalmente por glóbulos rojos, es la razón principal por la que cuando se habla de daño sanguíneo se considera únicamente la hemólisis, pero el daño sanguíneo también provoca el daño y la activación de otros componentes sanguíneos no exclusivamente glóbulos rojos. Entonces, el daño sanguíneo activa una reacción en cadena en los componentes de la sangre que se encuentran interrelacionados y no es posible separar estos fenómenos completamente. Probablemente esta es la razón principal por la que no se cuenta con un modelo confiable.

La hemólisis es el principal efecto que resulta del daño sanguíneo y se puede definir como la destrucción o el recambio antes de concluir su ciclo de vida normal que va de 90-120 días. Este es un evento indeseable ya que es producto de un daño mecánico o de una deficiencia en el metabolismo (Anemia principalmente). Un glóbulo rojo no es capaz de repararse a sí mismo, por lo tanto, su vida depende del medio que lo rodea.

Bajo condiciones normales los glóbulos rojos se destruyen sin liberación de hemoglobina, esto en un 80-90% de los casos. Esta destrucción se cree que se lleva a cabo en los macrófagos del bazo y en menor cantidad en el hígado y la médula, es decir, solo de un 10-20% de la destrucción se realiza en los conductos sanguíneos. Esta es la razón principal por la que la hemoglobina liberada en la sangre es la forma en la que se puede estimar la hemólisis que se presenta.

En condiciones normales la sangre contiene un total de 12 – 16[g/dL] de hemoglobina en la sangre. Las propiedades mecánicas y fisicoquímicas de los glóbulos rojos cambian dependiendo

del proceso celular, conforme la vida del glóbulo rojo avanza, se vuelve más frágil menos deformable.

La amplia variedad de pacientes, la variación en el procedimiento de muestreo hace que exista un amplio rango de valores de hemoglobina libre en la sangre. La concentración promedio de hemoglobina libre en el plasma sanguíneo en un adulto normal es de 5 [mg/dL]. Pero es un valor que puede variar mucho dependiendo del laboratorio que realiza la muestra. La hemoglobinuria es la filtración de hemoglobina libre en los riñones y ocurre después de que la concentración de hemoglobina supera el valor de 100 [mg/dL]. El daño renal se produce cuando la concentración de la hemoglobina supera los 300 [mg/dL].

La hemólisis provocada por daño mecánico es el tema central de este trabajo y es importante establecer una forma en la que se pueda cuantificar, el concepto de esfuerzo cortante máximo o un umbral en el que los glóbulos rojos son dañados. No existe ningún modelo confiable y es por esta razón que buscaremos determinar que los esfuerzos cortantes sean lo más bajo posibles.

## **La mecánica de fluidos computacional en la mecánica cardiovascular.**

Un fluido se puede definir como aquella porción de materia que bajo un esfuerzo cortante fluye. Los fluidos tienen un sinnúmero de aplicaciones en la ingeniería, y es necesario contar con una descripción precisa de los fenómenos en los que se ven implicados.

En general la comprensión física de los fluidos se debe realizar durante el proceso de diseño como en este trabajo, la descripción física se realiza generalmente de tres formas diferentes.

- Analítica
- Experimental
- Numérica

La descripción de los fluidos está dada por las leyes físicas fundamentales de conservación de masa, momentum, energía, etc. Estas son ecuaciones que resultan de modelar a la materia como continua, usando la teoría de medios continuos. La teoría proporciona una descripción del comportamiento de los fluidos. Desafortunadamente los modelos de flujo son ecuaciones diferenciales parciales no lineales conocidas como las ecuaciones de Navier-Stokes, estas ecuaciones pueden ser resueltas analíticamente únicamente bajo simplificaciones muy restrictivas.

El campo de aplicación de la mecánica de fluidos requiere soluciones para geometrías y fenómenos físicos más complejos que los que resultan de las simplificaciones de las ecuaciones. Entonces es necesario hacer uso del análisis numérico para poder resolver las ecuaciones con un margen de aproximación aceptable. Hoy en día gracias al aumento en la potencia de cálculo en los procesadores es posible explotar esta técnica llamada Mecánica de Fluidos Computacional o en inglés *Computational Fluids Dynamics (CFD)*.

La mecánica de fluidos computacional es una rama de las Ciencias de la Computación y a su vez de la Mecánica de Computacional que comprende el análisis físico de los fluidos, y como ya se dijo el núcleo de esta técnica es la solución de las ecuaciones de Navier-Stokes, como es de

esperarse se encuentra inexorablemente relacionada con la teoría de métodos numéricos para el análisis de ecuaciones diferenciales parciales. (Pulliam, 2014)

En nuestro caso muy particular nos interesa describir el flujo de la sangre a través de nuestro dispositivo de bombeo y estimar el daño que se puede generar en la sangre. La técnica de CFD proporciona una herramienta para el diseño, pero no puede remplazar el proceso de experimentación, no se debe olvidar que es solo una técnica de aproximación y que esta técnica permite alcanzar una comprensión de cierto fenómeno de interés particular.

Entonces para realizar un estudio de diseño que involucre interacciones con flujo es necesario encontrar y definir un camino a seguir ya sea de forma experimental o de forma numérica, cada una con sus ventajas y desventajas.

La principal ventaja del CFD es comúnmente el costo y la velocidad con la que se pueden obtener los primeros resultados, la forma experimental por su parte proporciona en principio una muestra tangible de las interacciones del flujo en la realidad. En contra parte, la principal desventaja del CFD es que proporciona una aproximación, esta aproximación está en función del modelo y los recursos de cómputo con los que se cuente, una buena aproximación requiere una desmedida cantidad de recursos de cómputo. La forma experimental por su parte involucra más tiempo de preparación y artefactos de instrumentación que pueden llegar a ser muy sofisticados y costosos.

El flujo sanguíneo en el sistema cardiovascular es muy complejo, existen aproximaciones analíticas para modelar y lograr definir los fenómenos que se presentan en el complicado arreglo cardiovascular, pero son simplificaciones que comúnmente tratan los fenómenos de forma aislada y que se encuentran alejados de los resultados prácticos. Es por eso que recientemente la inmersión de la técnica de CFD en el diseño e investigación biomédica resulta una forma muy eficiente y capaz de entregar conclusiones de aplicación directa en el tratamiento, diagnóstico y estudio de enfermedades.

La técnica requiere que se realicen ciertas tareas para lograr obtener una solución adecuada en la descripción del flujo:

1. Definición de la geometría y los fenómenos físicos involucrados (turbulencia, ondas de choque, etc.)
2. Discretización espacial del dominio (Mallado)
3. Solución numérica de las ecuaciones diferenciales espaciales que gobiernan al fenómeno.
4. Post-procesamiento e interpretación de los resultados.

Es muy importante que antes de iniciar se tenga bien definido el problema, es decir, geoméricamente y definir los eventos que suceden durante el análisis, las características del fluido que en este caso es la sangre y cómo se comporta, para establecer el modelo matemático que se resolverá.



# Capítulo III: Desarrollo

## Definición del problema

El principal objetivo de este trabajo es proponer un dispositivo de bombeo sanguíneo que disminuya el daño provocado en las células durante el bombeo extracorpóreo. Como se ha mencionado con anterioridad la tarea no es sencilla, porque la naturaleza del fenómeno se presenta como un flujo incompresible, en estado no estacionario y con fronteras móviles, fronteras que además sufren deformaciones no lineales. Aunado a todo esto existe una múltiple variedad de factores biológicos involucrados.

En este trabajo no se busca resolver esa compleja red de factores biológicos que se activan y afectan a la sangre durante su manipulación, se centrará solamente en estudiar los fenómenos físicos. En otras palabras, lo que se busca es un análisis que solo considere los efectos del flujo, descartando posibles efectos de cavitación, pero considerando un modelo que involucra los efectos viscosos del fluido como vorticidad y turbulencia, pues para la hemólisis de la sangre los efectos de la velocidad son más perjudiciales que los efectos de aumento o disminución de la presión.

Es conveniente establecer en un diagrama de flujo (figura 26) para resumir cómo opera la técnica de análisis computacional, cuando menos los pasos que se siguieron para obtener los resultados del siguiente capítulo. De esta forma es un poco más visual la forma en que se realiza el análisis del modelo.

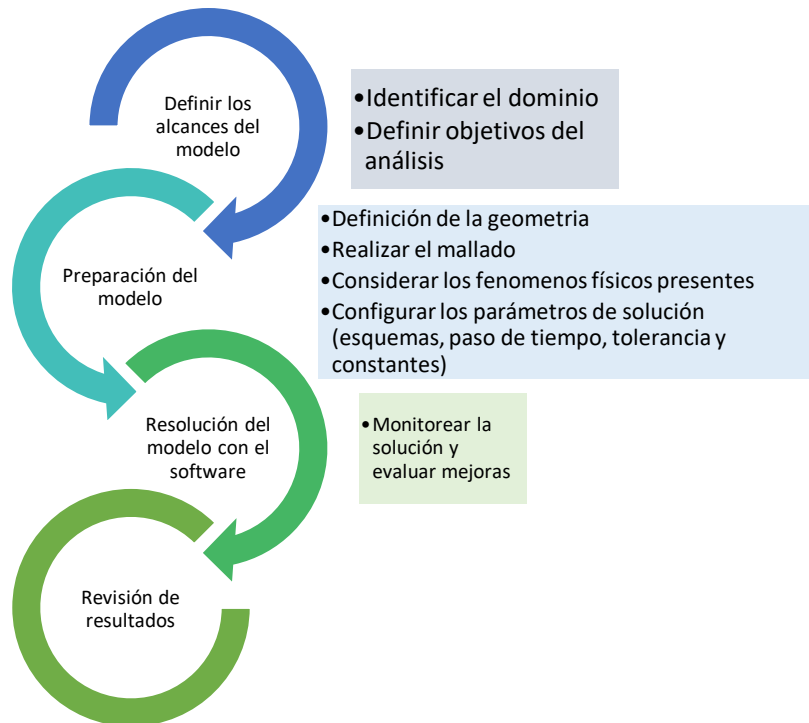


Figura 26. Diagrama de flujo

Como se puede observar es un proceso iterativo que permite siempre que se concluye evaluar los resultados y realizar modificaciones en la geometría o la configuración en caso de que se busque una mejora. En este capítulo se desarrollará esta secuencia de pasos. Comenzando por definir los objetivos del análisis, geometría y modelos de análisis numérico que el programa ejecuta para resolver el modelo.

Queda fuera del alcance de este trabajo determinar la forma en la que las ecuaciones de balance son resueltas por Fluent™, aunque se hace una revisión somera en los modelos que se emplearon para resolver el problema no se revisan a profundidad ni con la suficiente forma. Este trabajo emplea Fluent™ solo como una herramienta.

Desafortunadamente no es posible mostrar todas y cada una de las configuraciones que ofrece ANSYS Fluent™, a pesar de eso se hace una revisión de las configuraciones que se emplearon durante la solución del modelo.

## Requerimientos técnicos

De la investigación expuesta en los capítulos anteriores se determinaron los requerimientos de funcionamiento del equipo, es decir las especificaciones técnicas de nuestra bomba.

### Condiciones de flujo.

- Se emplearán los regímenes de gasto, presión y temperatura en un metabolismo normal como valores de referencia y se muestran en la tabla 3.

Tabla 3: Valores de gasto y presión para un metabolismo normal.

Variable	Requerimiento
Gasto de 75 latidos por minuto	$Q = 5.8 [lt/min]$
Presión del sistema	$P_{rango} = 120 - 0 [mmHg]$
Temperatura	$T = 37[°C]$

Las condiciones de flujo como gasto, presión y temperatura dependen de los requerimientos metabólicos. Normalmente un equipo de bombeo de circulación extracorpórea es utilizado en un procedimiento de hipotermia, lo que disminuye el gasto de perfusión. Esta es la razón por la que se utilizarán los valores de un metabolismo normal, porque si el dispositivo de bombeo opera de forma correcta en el régimen de flujo de un metabolismo normal podrá también operar con un régimen menor.

### Propiedades del fluido de trabajo.

Las propiedades de la sangre como la viscosidad y densidad son valores que dependen de factores metabólicos propios de cada persona. Pero para cuestiones de diseño se emplearán los siguientes valores promedio.

- Fluido de trabajo: Sangre
- Tipo de fluido: Incompresible.
- Propiedades de la sangre composición normal (Plasma: 55% y Elementos formes: 45%).
- Viscosidad:  $\mu = 4 \times 10^{-2} \left[ \text{dinas} \cdot \frac{\text{s}}{\text{cm}^2} \right]$  a  $37^\circ\text{C}$

- Densidad:  $\rho = 1060 \left[ \frac{kg}{m^3} \right]$

Como se estableció en el capítulo anterior la sangre se puede modelar como un fluido Newtoniano cuando el diámetro del conducto por donde circula es mayor a  $1.5[mm]$  y las velocidades de corte son mayores a  $100[s^{-1}]$ .

### Definición del tipo de bomba y flujo.

El flujo pulsátil tiene beneficios para el usuario de la circulación extracorpórea y es muy importante puntualizar que el corazón es una bomba de desplazamiento positivo y produce un flujo pulsátil, por lo tanto, si se desea emular el patrón de flujo que produce el corazón es importante emplear una bomba de desplazamiento positivo.

La bomba peristáltica es un dispositivo que se ha utilizado y se utiliza ampliamente en el campo de la medicina, ofrece sin dudarle muchos beneficios, además se ha demostrado que en su aplicación práctica ejerce un daño similar a las bombas centrífugas en la sangre. Por su parte las bombas de diafragma también han sido empleadas en el bombeo sanguíneo y probablemente estos equipos tienen la ventaja de emular sobre cualquier otro equipo el patrón de flujo que genera el corazón.

- Tipo de bomba: Bomba de desplazamiento positivo.
- Bomba de diafragma.
- El volumen desplazado en cada ciclo de trabajo en el corazón a régimen de metabolismo normal es de  $V_d = 80 [ml]$ .

### Geometría

Para definir nuestra geometría emplearemos como referencia la patente US5458468 de una bomba de sangre del año 1995, esta patente tiene una tarifa caducada y se realizará una modificación en la entrada del flujo propuesta por Chun-Xia Ye, según el creador el dispositivo muestra una reducción en el índice de Hemólisis.

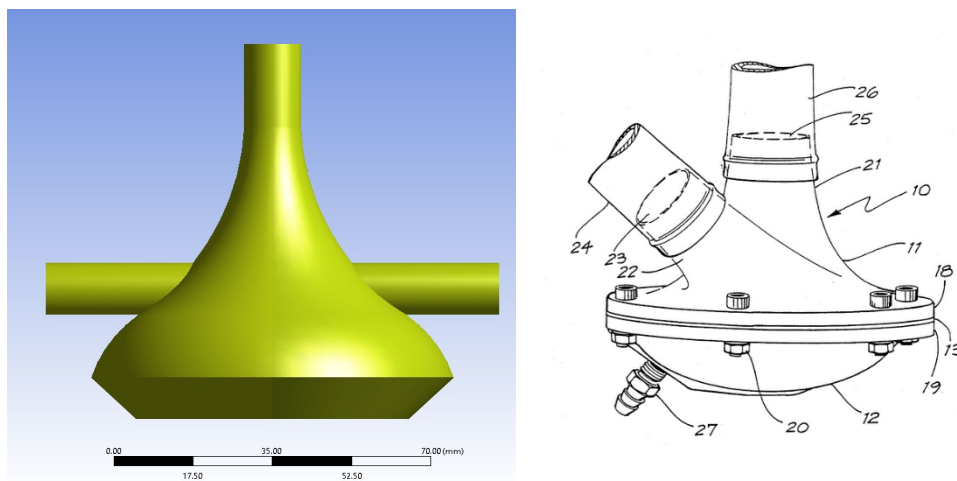


Figura 27. A la izquierda en amarillo se encuentra el diseño propuesto en este trabajo, a la izquierda se encuentra una vista exterior de la patente US5458468. Nótese las diferencias.

El diseño que se propone en esta tesis es diferente al de la patente en dimensiones y configuración como se puede apreciar en la figura 27.

La primera diferencia son las cánulas de entrada, en nuestro equipo tenemos dos entradas de flujo en vez de una, esta modificación tiene varias ventajas que serán mencionadas a continuación.

- Favorece el llenado de la bomba y disminuye la presión vacuométrica en la cámara interior de la bomba. Es decir, al tener dos conexiones al reservorio venoso la velocidad de llenado se reduce a la mitad. Además, las entradas están orientadas de forma que las descargas se encuentran, la razón es favorecer el amortiguamiento de los flujos al chocar entre ellos. Es decir, durante el llenado los flujos del ciclo de trabajo anterior y del nuevo ciclo de trabajo se mezclan.
- Favorece la simplificación de la simulación por un plano simétrico, establecer de forma prematura que nuestro dispositivo presenta un plano simétrico o que el flujo presenta una simplificación debido a la geometría puede ser un error. Afortunadamente después de realizar varias pruebas con la geometría el flujo resulto tener un plano simétrico. Aquí es importante acotar que las herramientas de Fluent<sup>TM</sup> nos permiten sacar ventajas de esta simplificación en la geometría porque los recursos de cómputo necesarios se reducen. Por esta razón resulta ser una ventaja para el modelo la configuración elegida.
- La siguiente ventaja que desafortunadamente no podremos evaluar en este trabajo es la reducción en las fuerzas inerciales que se presentan en las válvulas de entrada y salida de la bomba. Es decir, el conocido golpe de ariete que tendrá que disminuir en función de cuantas entradas y salidas tenga nuestro dispositivo.

En la figura 28 se presenta una imagen donde se describen las partes que son relevantes en la simulación. Adicionalmente se puede apreciar la simetría mencionada con anterioridad.

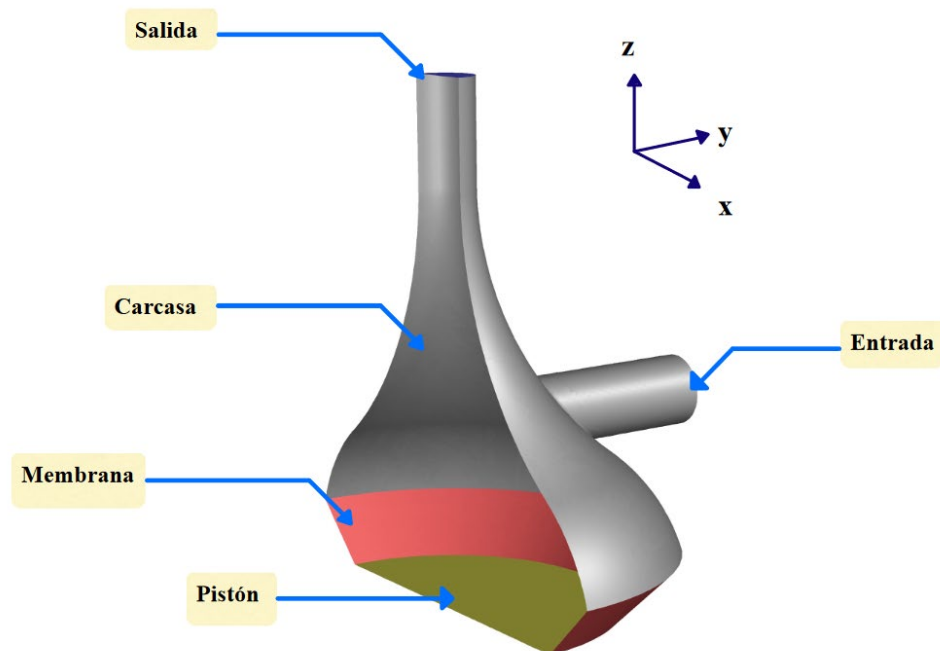


Figura 28. Componentes del equipo en vista isométrica del plano simétrico.

## Dimensionamiento de la membrana y el pistón.

Los requerimientos de la geometría se encuentran limitados solamente por el volumen de la cámara y las medidas de las cánulas de entrada y salida de diámetro  $d_{canula} = 12.5 [mm]$  estandarizadas para estos equipos, además de la disposición de las válvulas. Para favorecer el flujo el creador propone una configuración peculiar con las entradas orientadas de forma tangencial a la carcasa y en un ángulo de  $45^\circ$  respecto de la base. En este trabajo se propone una bomba con las entradas orientadas a  $0^\circ$ .

Para la geometría de nuestro modelo se empleará una carcasa con la forma de medio hiperboloide con la salida orienta de tal manera que el flujo expulsado por la membrana salga de la cámara de la manera más ordenada y direccionada, evitando la generación de zonas de estancamiento o efectos de recirculación. Es decir, que la geometría de la cámara favorezca un flujo lo más laminar posible.

Para determinar las dimensiones geométricas se emplearán conceptos de máquinas de desplazamiento positivo.

Como primer requisito de diseño se requiere un volumen desplazado  $V_d$  por cada ciclo de trabajo de:

$$V_{Td} = 0.00008 [m^3] = 80 [ml]$$

Considerando una bomba simplex de cilindro pistón. Es posible estimar las dimensiones que requiere nuestro equipo, teniendo siempre en cuenta: la deformación de la membrana y la configuración del equipo.

Para desarrollar este trabajo, se plantea una bomba de diafragma que será accionada mediante un pistón, ésta es la configuración típica para estos dispositivos. Es posible estimar dos regiones de volumen desplazado.

Estimaremos el volumen del equipo como la suma del volumen desplazado por el pistón ( $V_{pistón}$ ), más el volumen desplazado por la deformación de la membrana ( $V_{membrana}$ ).

$$V_{Td} = V_{pistón} + V_{membrana}$$

$$V_{pistón} = h_{max} A_{pistón}$$

$$A_{pistón} = \pi r_{pistón}^2$$

En el caso del volumen de la membrana se puede obtener una buena aproximación considerando que:

$$V_{membrana} = \frac{1}{2} h_{max} A_{membrana}$$

$$A_{membrana} = \pi(r_{membrana}^2 - r_{pistón}^2)$$

Es decir, considerando solo la mitad del volumen formado por el aro de deformación de la membrana.

Donde  $h_{max}$ , es el recorrido de la membrana, conocido también como la carrera del pistón o desplazamiento que está en función del tipo de material elegido, y las características como grosor, temperatura de operación, etc.

En una primera aproximación del modelo se establece un recorrido de la membrana de 20 [mm], considerando que las deformaciones pueden ser bien soportadas por este material y que las deformaciones dentro del modelo, considerando la malla dinámica son lo suficientemente bajas para no aumentar considerablemente la complejidad del modelo, y evitar problemas de convergencia en la simulación.

$$h_{max} = 0.02[m]$$

Además, para evitar la formación de zonas de recirculación dentro del equipo y evitar problemas de vorticidad definiríamos  $r_{membrana}$  como:

$$r_{membrana} = r_{pistón} + .01[m]$$

Finalmente, el volumen desplazado está en función solamente del radio del pistón, como se puede constatar en la siguiente ecuación.

$$V_{Td} = V_{pistón} + V_{membrana}$$

$$V_{Td} = h_{max}A_{pistón} + \frac{1}{2}h_{max}A_{membrana}$$

$$V_{Td} = h_{max} \left( \pi r_{pistón}^2 + \frac{1}{2} \pi (r_{membrana}^2 - r_{pistón}^2) \right)$$

Simplificando obtenemos una ecuación de segundo orden:

$$V_{Td} = \pi \left( \frac{2}{10} r_{pistón}^2 + \frac{2}{1000} r_{pistón} + \frac{2}{200000} \right) = 0.00008 [m^3]$$

Resolviendo y tomando la solución positiva  $r_{pistón} = 0.03033$

Para fines prácticos  $r_{pistón} = 0.03[m]$  por lo tanto  $r_{membrana} = 0.04[m]$

Tomando como modelo la patente citada y considerando una geometría simplificada del dominio de la bomba se tiene geometría de la figura 29. La propuesta es función de los cálculos preliminares realizados y además se busca favorecer la descarga y el llenado del equipo.

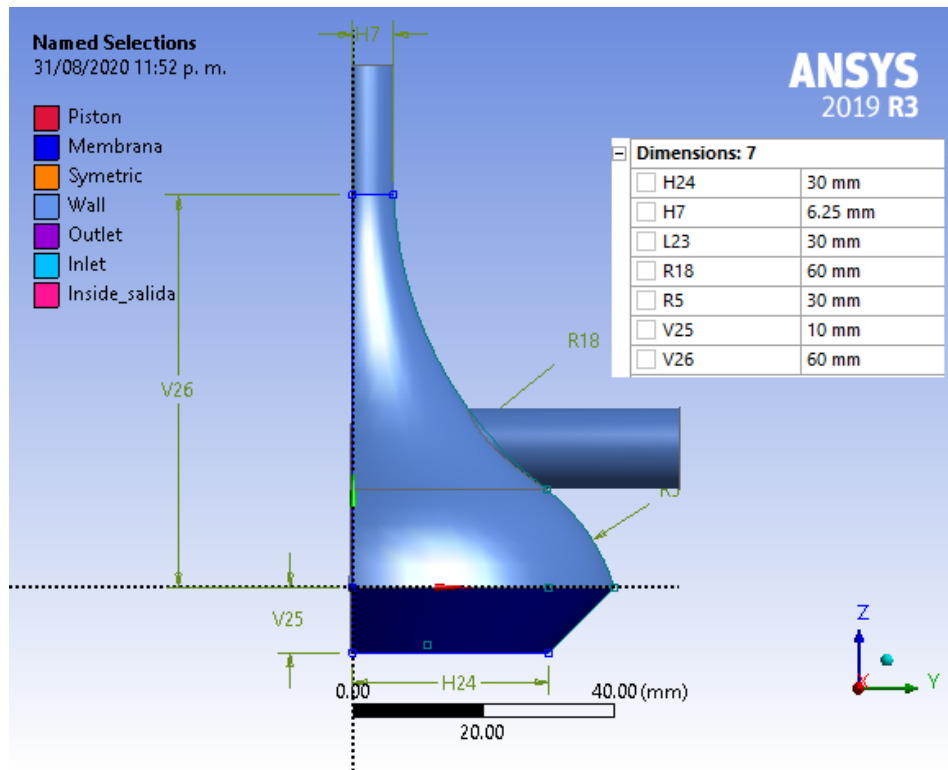


Figura 29. Muestra la vista lateral del modelo, con la tabla de dimensiones en [mm].

La membrana que se empleará en la bomba de diafragma será de un polímero hemocompatible, la deformación de estos materiales tiene efectos no lineales y resulta muy complejo establecer un modelo de cómo se deforma. Afortunadamente se puede usar una simplificación de la geometría ya que las membranas fabricadas con estos materiales comúnmente se ofrecen en una gran variedad de geometrías. Se muestra la geometría de la membrana en la figura 30.

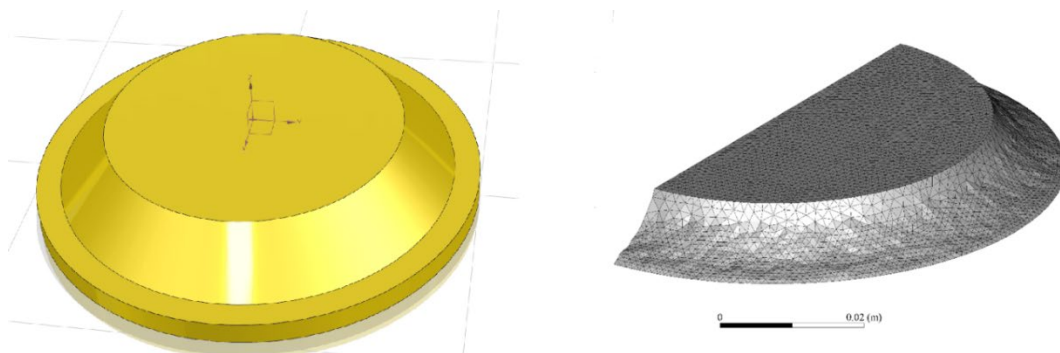


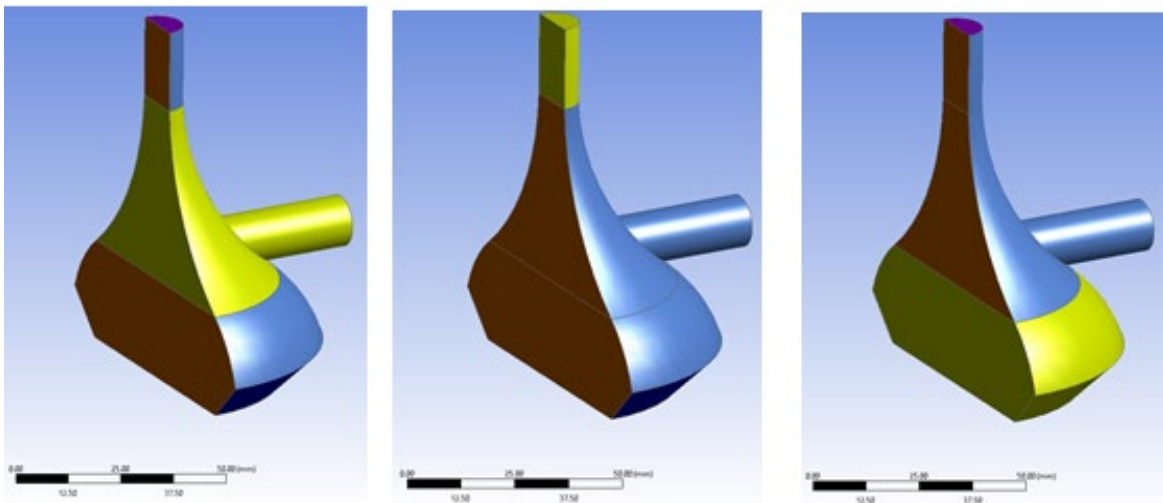
Figura 30. A la izquierda en amarillo se muestra la geometría de la membrana de forma física. A la izquierda en gris se muestra la región del dominio deformado por el movimiento de la membrana.

## Dominio y discretización de la geometría

Los softwares de mecánica de fluidos computacional CFD emplean herramientas de análisis numérico para lograr obtener soluciones numéricas a las ecuaciones de Navier-Stokes, la ecuación de la energía, etc., por lo tanto, es necesario que el dominio del modelo sea discretizado, es decir el dominio sea dividido en pequeños elementos, donde aplicando la teoría de volúmenes finitos es posible obtener soluciones a estas ecuaciones.

La calidad de la solución numérica que se obtenga al usar cualquier CFD, está directamente relacionada con el detalle de la discretización realizada. En nuestro caso se está empleando la herramienta de mallado que incluye ANSYS Fluent™.

Para simplificar la solución de la bomba con base en simulaciones previas el análisis se hizo en una geometría usando un plano simétrico. Adicionalmente el cuerpo se divide en tres zonas (véase la figura 31) para realizar diferentes restricciones de malla.



*Figura 31. De izquierda a derecha se muestra resaltado en color amarillo: Cámara de mezclado (incluye la sección de entrada del flujo), región de salida o cánula y finalmente la región de bombeo que sufre deformación durante la simulación.*

Para cada sección se realizó un mallado diferente empleando la herramienta de ANSYS. Como se puede observar en la figura 32, la generación de las celdas es diferente para las tres zonas del dominio.



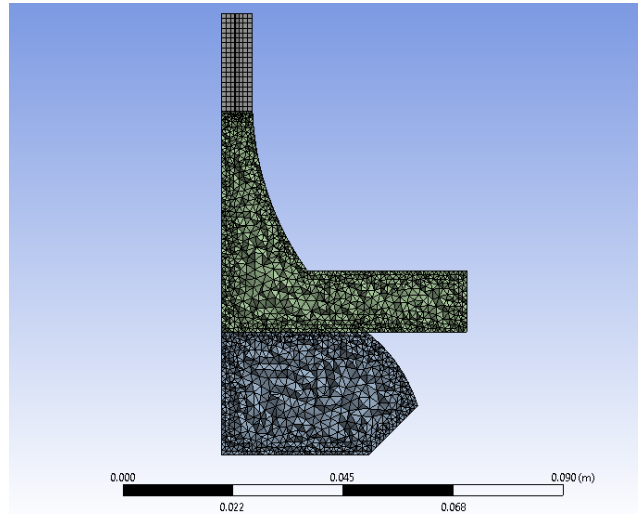


Figura 32. Celdas de mallado para el dominio computacional.

Las propiedades de grano fueron acotadas tanto en tamaño como en calidad en función de la geometría y la rapidez en la solución. Es decir, las funciones de ANSYS están disponibles solo para una configuración determinada de malla. Como se revisará en otro apartado, es necesario que la malla cumpla con determinado tipo de elemento y calidad. Desafortunadamente el tiempo que toma la solución está estrechamente relacionada con el tamaño de celda.

Tabla 4. Se muestra la configuración de la malla.

Details of "Mesh"	
Display	
Display St...	Use Geometry Setting
Defaults	
Physics Pr...	CFD
Solver Pre...	Fluent
Element ...	Linear
Elemen...	1.e-003 m
Export Fo...	Standard
Export Pre...	No
Sizing	
Use Adap...	No
Growt...	Default (1.2)
Max Size	Default (2.e-003 m)
Mesh Def...	Yes
Defeat...	Default (5.e-006 m)
Capture C...	Yes
Curvat...	Default (1.e-005 m)
Curvat...	Default (18.0°)
Capture P...	No
Bounding...	0.13038 m
Average S...	1.0023e-003 m <sup>2</sup>
Minimum ...	1.25e-002 m
Quality	
Check Me...	Yes, Errors
Target ...	Default (0.900000)
Smoothing	Medium
Mesh Met...	Skewness
Min	2.5466e-006
Max	0.9745
Average	0.22482
Standa...	0.11677
Inflation	
Assembly Meshing	
Advanced	
Statistics	
Nodes	56364
Elemen...	285976

Las características de la malla se pueden ver en la tabla 4.

- Tamaño de celdas: Se ha establecido un tamaño de elementos  $1 \times 10^{-3} [m]$ . Los elementos son relativamente grandes para este modelo que tiene dimensiones no mayores  $1 \times 10^{-1} [m]$ . La razón se debe al excesivo tiempo de simulación que requiere.
- Se configuraron las zonas de forma que los elementos que se encuentran en las caras en contacto se encuentren conectados. Lo que se denomina una malla conforme.
- Se estableció un parámetro de Skewness que para el programa es muy relevante. A grosso modo este factor mide la calidad de los elementos. Este factor se encuentra entre 0 y 1. Para un valor cercano a 0 los elementos tienen la calidad óptima y para un valor de 1 la calidad es la más baja. Importante mencionar que los elementos generados por el programa tienen un valor promedio de  $Average = 0.2248$ .
- Número total de elementos: 285,976.

En el Apéndice II se puede consultar información más detallada de la discretización y la información geométrica.

## Deformación del dominio en el tiempo. Mallado dinámico

La bomba opera en función de un diafragma que se deforma en el tiempo y es necesario por lo tanto establecer cómo se lleva a cabo esta deformación. Dentro de las características de Fluent™ es posible elegir un Mallado Dinámico, este mallado puede realizarse de diferentes formas. En función del tipo de material, el tipo de celda elegida durante la discretización y factores que dependen de modelo empleado en la solución numérica, es necesario determinar parámetros para la deformación del dominio. A continuación, se analiza la configuración elegida para establecer una mallado dinámico.

Inicialmente debemos contemplar la forma en que será resuelto el modelo y los valores que nos interesan conocer del mismo. Es importante mencionar que la configuración expuesta es la que resulta más aceptable para la solución del problema y se realizaron muchas pruebas antes de obtener un resultado aceptable.

### Método de suavizado (Smoothing).

El método de suavizado consiste en el movimiento de las fronteras y los nodos interiores para absorber el movimiento de alguna frontera móvil o deformable.

Una de las características de este método es que el número de nodos y la conectividad no cambia, además está disponible para los diferentes tipos de nodos. (tetraedros, hexagonales o poligonales). También está disponible para modelos 2D ó 3D.

El método de suavizado funciona de la siguiente forma:

- Los bordes entre dos nodos son idealizados como una red de resortes.
- El desplazamiento en la frontera del nodo genera una fuerza en el resorte
- Se usa la ley de Hook para establecer la fuerza en un nodo  $i$ . Esta fuerza se puede expresar como:

$$\vec{F}_i = \sum_j^{n_i} k_{ij} (\Delta\vec{x}_j - \Delta\vec{x}_i)$$

Donde  $\Delta\vec{x}_j$  y  $\Delta\vec{x}_i$  son los desplazamientos del nodo  $i$  y su vecino  $j$ ,  $n_i$  es el número de nodos conectados a  $i$  y  $k_{ij}$  es la constante del resorte.

$$k_{ij} = \frac{k_{fac}}{\sqrt{|\vec{x}_i - \vec{x}_j|}}$$

El valor de  $k_{fac}$  es el que se debe ingresar en el programa y debe ser un valor entre 0 y 1.

- Un valor cercano a 0 hará que la malla se deforme lejos de la membrana
- Un valor cercano a 1 hará que la malla se deforme cerca de la membrana

El programa se encargará de resolver la red de resortes, de tal forma que la fuerza neta en el nodo  $i$  debe ser igual a cero. Esto es, una solución iterativa de toda la red de forma que en un valor de convergencia determinado por el usuario la posición de los nodos se actualiza.

Para nuestro modelo se emplearon los valores de convergencia mostrados en la figura 33 y se estableció en 5000 el número máximo de iteraciones para que la solución convergiera y una tolerancia de 0.00001.

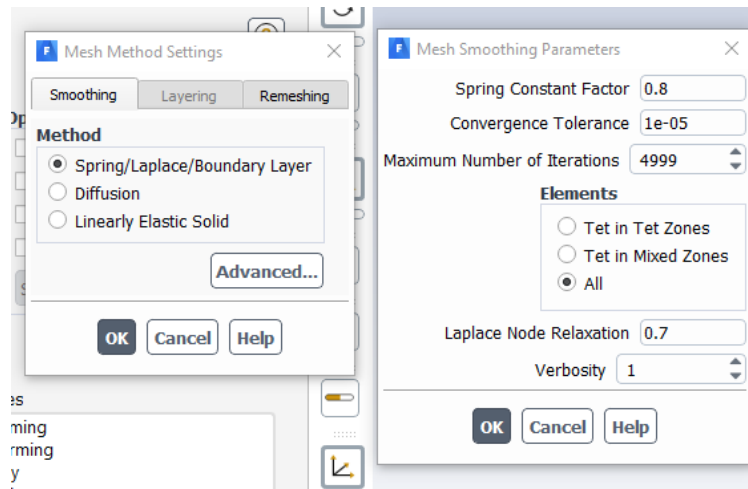


Figura 33. Valores empleados para la configuración del método de suavizado (smoothing).

Es importante mencionar que el efecto de  $k_{fac}$  decrece conforme el método de suavizado converge.

### Remallado (Remeshing).

El método de remallado permite simular problemas con un movimiento relativamente grande de las fronteras. El método de remallado funciona de la siguiente forma.

Las celdas del dominio son remalladas cuando se han deformado demasiado y superan ciertos límites que fija el usuario. Es una excelente combinación usar los métodos de suavizado y remallado porque ambos permiten una buena calidad de malla.

Los límites empleados en este proyecto se puede observar en la figura 34.

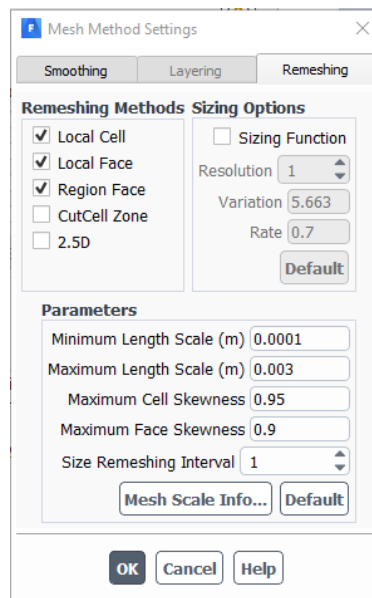


Figura 34. Configuración empleada en el remallado

En nuestra bomba de diafragma la deformación de las fronteras no es extrema, pero se realizaron varias pruebas con los parámetros mostrados y el resultado de la deformación es bastante aceptable.

## **Condiciones de frontera y condiciones iniciales**

Para que el modelo se encuentre perfectamente definido es necesario establecer las condiciones en que opera, es decir, definir para cada elemento del dominio sus condiciones físicas de forma que al evaluar el modelo de volúmenes finitos tengamos un sistema de ecuaciones determinado, y de esta forma tener una solución.

Las condiciones de frontera y condiciones iniciales son valores de las propiedades físicas del dominio que se presentan durante la operación del equipo y que son necesarias para lograr resolver el modelo de ecuaciones diferenciales parciales que representan las ecuaciones de Navier-Stokes.

La solución que alcance el modelo se encuentra directamente relacionada con la calidad de las condiciones de frontera e iniciales asignadas. Es conveniente que sean lo más realistas posibles, obtenerlas de forma experimental es la mejor opción, esto le permitirá al software alcanzar la convergencia en la solución de una mejor manera.

### **Descripción del funcionamiento del equipo.**

Después de haber planteado la necesidad de certidumbre de nuestras condiciones de frontera e iniciales, procederemos a hacer la descripción del funcionamiento del equipo.

El ciclo de trabajo que describe el funcionamiento del equipo dura 0.8[s]. Es decir, cada 0.8[s] se completa un ciclo. Como se puede recordar es el mismo tiempo en el que se realiza un ciclo de trabajo del corazón. Considerando condiciones normales de operación.

Este ciclo de trabajo se compone de dos etapas las cuales se describirán a continuación:

#### **Etapas de descarga ó desalojo.**

La primera etapa es la etapa de descarga o desalojo y se presenta una vez que la bomba se encuentra completamente llena de fluido el pistón se desplaza desde el extremo inferior hasta el punto máximo superior.

Este movimiento se ha idealizado tratando de emular el ciclo cardiaco y sigue la descripción de la gráfica de la figura 37 . La etapa tiene una duración de 0.4 [s]. El intervalo de tiempo para esta etapa va desde 0.0 [s] hasta 0.4 [s].

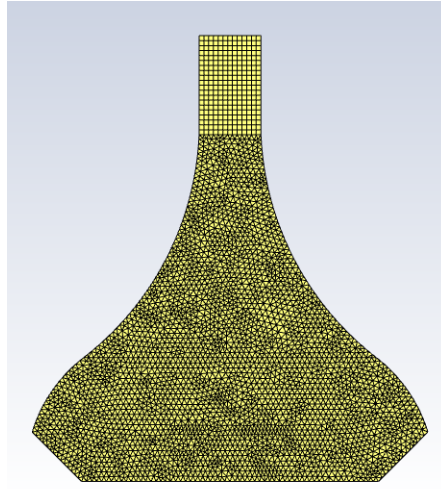


Figura 35. Estado inicial del dispositivo en la etapa de descarga en  $t=0.0$  [s]. Después de haber realizado la carrera de succión o llenado de la bomba (plano de simetría XZ,  $Y=0$ ).

### **Etapas de llenado o succión.**

La segunda etapa es la etapa de succión o llenado de la cámara de bombeo. Esta se presenta justo después de haber finalizado la etapa de desalojo. La etapa de succión tiene una duración de 0.4 [s] el intervalo de tiempo va desde 0.4 [s] hasta 0.8 [s].

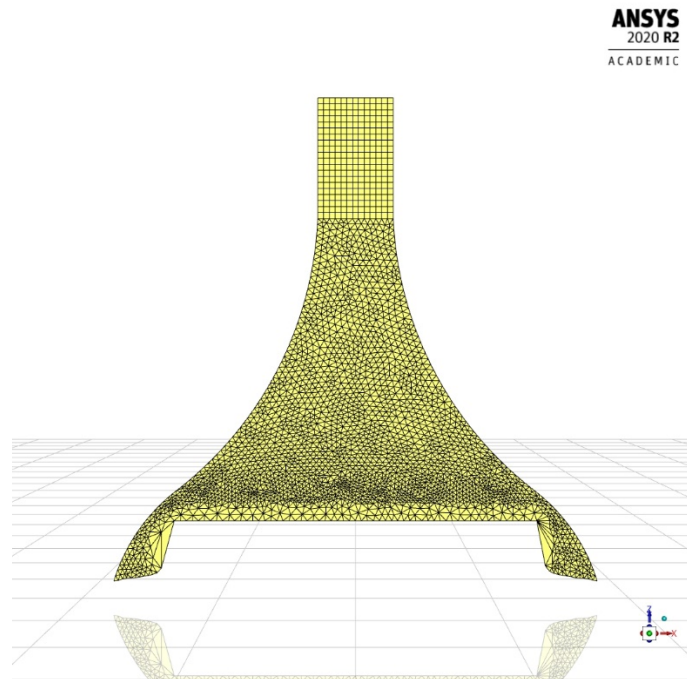


Figura 36. Estado inicial del dispositivo en la etapa de llenado en  $t= 0.4$  [s]. Después de haber realizado la carrera de desalojo o descarga de la bomba (plano de simetría XZ,  $Y=0$ ).

## Condiciones de frontera

### Condición de frontera en el pistón: móvil y rígido

El funcionamiento de la bomba se encuentra estrechamente relacionado con el movimiento de la membrana. La bomba es accionada por un pistón que se encuentra en contacto con la membrana, la razón de haber elegido esta configuración es por la simplicidad que existe al obtener la curva de comportamiento y el ingreso de esta información al programa.

Como se ha mencionado, es necesario definir el desplazamiento de todos los elementos que se encuentran en el pistón. Para esto se han resuelto las ecuaciones de movimiento de un mecanismo manivela corredera. Esta información se ha ingresado al programa como una secuencia de puntos y se muestran en la gráfica de la figura 37. El desplazamiento del pistón es en función del tiempo, es decir la altura en dirección Z es función del tiempo.

- Para la etapa de desalojo el pistón realiza un desplazamiento como se muestra en la gráfica de la figura 37. Y es un movimiento que va desde el punto  $z_{t=0} = -0.1[m]$  en el paso de tiempo  $t = 0.0 [s]$  y logra su velocidad máxima en  $t = 0.1871 [s]$
- Para la etapa de succión el pistón realiza un desplazamiento como se muestra en la gráfica de la figura 37. Y es un movimiento que va desde el punto  $z_{t=0.4} = 0.1[m]$  en el paso de tiempo  $t = 0.4 [s]$  hasta  $z_{t=0.8} = -0.1 [m]$  en el paso de tiempo  $t = 0.8 [s]$  y logra su velocidad máxima en  $t = 0.6124 [s]$  .

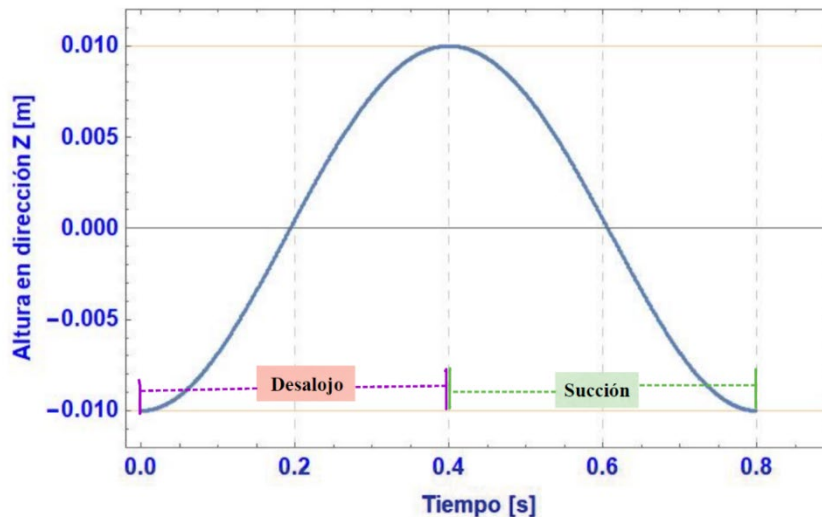


Figura 37. Gráfica del desplazamiento del pistón en la membrana.

Adicionalmente el pistón tiene la configuración de ser un elemento no deformable, es decir que los elementos del pistón no modifican su posición relativa durante la simulación. En la gráfica de la figura 38 se puede observar la gráfica de la velocidad del pistón, es valioso observar los efectos del mecanismo en la velocidad del pistón ya que la función no es completamente sinusoidal.

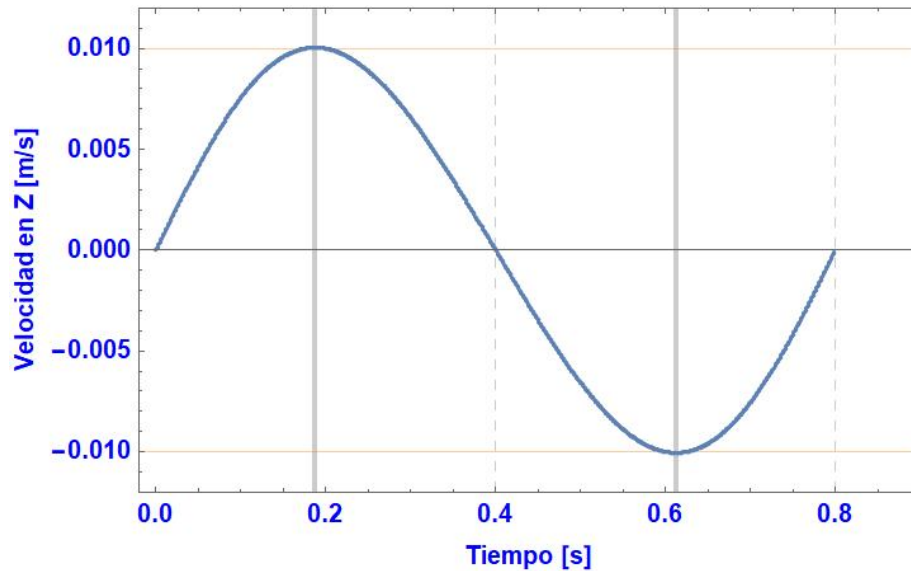


Figura 38. Gráfica del comportamiento de la velocidad del pistón en  $t=0.1871$  valor máximo de velocidad=  $0.01005$  [m/s]. En  $t=0.612428$  [s] valor mínimo de velocidad=  $-0.01005$  [m/s]

Etapa de desalojo	Etapa de succión
Desde $z_{t=0} = -0.1[m]$ hasta $z_{t=0.4} = 0.1 [m]$ Rígido y móvil	Desde $z_{t=0.4} = 0.1[m]$ hasta $z_{t=0.8} = -0.1 [m]$ Rígido y móvil

### Condición de frontera en el plano simétrico y la membrana: Deformable

Los elementos que forman la membrana se deformaran bajo las condiciones establecidas en el mallado dinámico y siguiendo las restricciones del método de suavizado y remallado.

Los elementos del plano simétrico de forma similar son elementos deformables, pero a diferencia de la membrana estos elementos tienen la atribución de pertenecer al plano simétrico y son tratados por el programa de forma especial.

Para las dos fronteras la configuración es igual durante las dos etapas del ciclo de trabajo.

Etapa de desalojo	Etapa de succión
Deformable	Deformable

### Condición de frontera para las paredes del dominio: Estáticas y rígidas

Las paredes cumplen con la condición de no deslizamiento y se establece un modelo de rugosidad estándar para considerar los efectos de la turbulencia. Adicionalmente a los elementos que se encuentran en estas regiones del dominio se les asigna la condición no moverse y no deformarse durante las dos etapas del ciclo de trabajo.

El valor de rugosidad se estableció en  $e = 0.0001 [m]$  como se puede apreciar en la

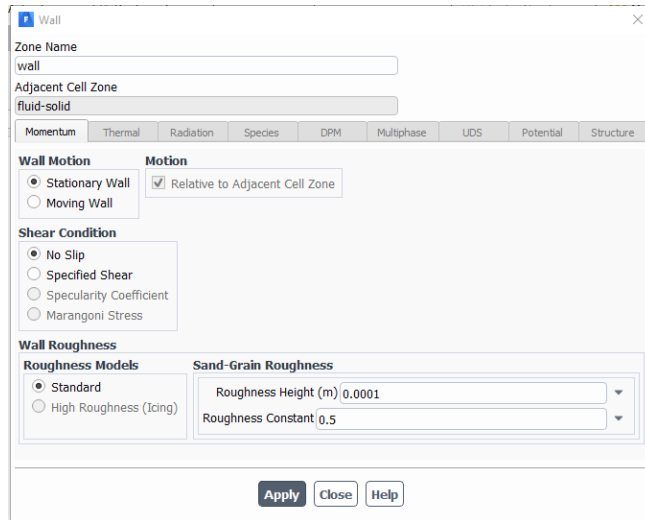


Figura 39. Ejemplo de configuración en las paredes

Etapa de desalojo	Etapa de succión
Estática y rígida	Estática y rígida

### Condición de frontera para las entradas y la salida: Válvulas de entrada y salida.

Con la finalidad de simplificar la simulación del modelo se consideró las regiones de entrada y salida como se describe a continuación buscando que el modelo ofreciera la solución más robusta y siguiendo las indicaciones del desarrollador.

- En la etapa de desalojo el modelo solo tiene salidas y no se considera más que una sola fase. De esta forma los elementos de la región en la salida se configuran como una salida de flujo. En la etapa de desalojo la entrada opera como una pared y se le asigna la misma configuración.
- En la etapa de succión el modelo solo tiene entradas, se ingresa para los elementos de la entrada un valor de presión de entrada igual a 20 [kPa]. Este valor se calcula de la columna de sangre que se almacena en el reservorio venoso. Este es un valor de precarga que ayuda a alzar un valor de presión en la salida.

Etapa de desalojo	Etapa de succión
Entrada: Pared (estática y rígida) Salida: Salida de flujo	Entrada: Presión 20 [kPa] Salida: Pared (estática y rígida)

### Condiciones iniciales

- Las condiciones iniciales para el caso de la etapa de desalojo son:

La velocidad inicial de la sangre contenida en la bomba es cero en el comienzo de la etapa de descarga. Para realizar esta configuración se realiza una inicialización híbrida en el software.



Se supone que las válvulas de admisión de la sangre tienen un sello perfecto, por lo tanto, se considera que las entradas se vuelven paredes rígidas. El modelo solo tiene salidas y no entradas.

- Las condiciones iniciales para el caso de la etapa de succión:

Para el caso de los valores iniciales de los elementos del modelo se utiliza la información del último paso de tiempo de la etapa de desalojo. De esta forma se busca que el modelo proporcione información más realista. Apoyándonos en esta herramienta la convergencia durante la solución también es más rápida.

Etapa de desalojo	Etapa de succión
Valores del campo de velocidades $V = 0$	Valores del campo de velocidades de $t = 0.4 [s]$

## Modelos de análisis de flujo.

Para la solución del problema como ya se mencionó se utilizó ANSYS Fluent™. Entonces se usaron los modelos necesarios aplicables a la física del problema, esto es, las ecuaciones de masa, momentum y funciones necesarias para describir el movimiento del diafragma entre otras. Para fluidos que involucran la transferencia de calor o son compresibles se resuelven adicionalmente la ecuación de conservación de la energía. Para los fluidos que involucran mezcla de especies o reacciones se resuelve una ecuación de conservación de especies. En nuestro caso se considera un modelo de turbulencia

### Ecuación de conservación de masa

Considerando el teorema del transporte de Reynolds para determinar cómo cambia la masa dentro de un volumen de control infinitesimal se puede llegar a determinar la ecuación de la conservación de la masa también conocida como ecuación de continuidad puede ser descrita como sigue.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{V}) = 0$$

Esta ecuación es la forma general de la conservación de la masa y es válida para todo flujo tipo de flujo.

### Ecuación de conservación del momentum

Conservación del momentum de forma diferencial puede ser expresada como:

$$\rho \frac{d}{dt} \mathbf{V} = \rho \mathbf{g} - \nabla p + \nabla \cdot \boldsymbol{\tau}_{ij}$$

Donde  $\nabla p$  es la presión esférica,  $\boldsymbol{\tau}_{ij}$  es el tensor de esfuerzos viscoso sobre el elemento diferencial,  $\rho \mathbf{g}$  son los efectos de la fuerza gravitacional

También

$$\frac{d}{dt} \mathbf{V} = \frac{\partial \mathbf{V}}{\partial t} + u \frac{\partial \mathbf{V}}{\partial x} + v \frac{\partial \mathbf{V}}{\partial y} + w \frac{\partial \mathbf{V}}{\partial z}$$

Esta última ecuación contiene la parte convectiva de la ecuación de momentum y le da su carácter no lineal a la ecuación de conservación.

Para más información acerca de las ecuaciones empleadas dentro del software de ansys es necesario que se revise el apéndice I, donde se puede encontrar la interpretación que hace el software de estas ecuaciones.

### **Modelo de turbulencia RNG $k - \varepsilon$ (Re-Normalisation Group)**

Este modelo de turbulencia se deriva del uso de una técnica estadística rigurosa denominada teoría de renormalización de grupo. Es similar al modelo de turbulencia  $k - \varepsilon$  estándar pero se diferencia en los siguientes refinamientos.

- El modelo RNG tiene un término adicional en la ecuación  $\varepsilon$  que mejora la exactitud de flujos residuales.
- El efecto de la vorticidad en la turbulencia es incluido en el modelo RNG asegurando la precisión para flujos con vórtices.
- La teoría RNG ofrece una fórmula analítica para los números de turbulencia de Prandtl, mientras el modelo estándar de  $k - \varepsilon$  usa valores especificados por el usuario.
- Mientras que el modelo estándar  $k - \varepsilon$  es un modelo para números de Reynolds elevados, la teoría de RNG ofrece una fórmula diferencial derivada analíticamente para la viscosidad efectiva que toma en cuenta los efectos de bajos números de Reynolds. Para un uso efectivo de esta característica es necesario un tratamiento apropiado de la región cerca de la pared del fluido.

Estas características hacen al modelo RNG más exacto y confiable para una más amplia variedad de flujo que el modelo estándar.

Es recomendable revisar la información de la formulación de las ecuaciones de transporte para el modelo de turbulencia  $RNG k - \varepsilon$  en el apéndice III.

## **Solución**

En la solución se ingresó la información ya mencionada, y se evaluó una solución de segundo orden con la finalidad de obtener resultados más cercanos a la realidad. Una solución exitosa del modelo requiere que las condiciones iniciales sean buenas y que la malla tenga la suficiente discretización, de forma que, considerando el paso, la solución converja.

En nuestro caso el paso de tiempo elegido fue de  $t=0.001$  [s] con un total de 400 pasos de tiempo para cada etapa de bombeo. Este valor permitió disminuir las fallas durante la convergencia.

### **Criterios de convergencia**

El solucionador de ANSYS requiere que se asigne un número máximo de iteraciones para alcanzar la convergencia. En nuestro caso la convergencia se logra considerando los valores residuales de las cantidades  $V_x, V_y, V_z, \varepsilon, y k$ . Por recomendación de ANSYS los valores de convergencia se logran cuando la diferencia entre cada iteración para los valores es igual a un

$residual = 0.00001$  o se asigna un valor máximo de iteraciones de 10000 si no se alcanza la convergencia.

Asegurar que durante la solución exista conservación de la masa es muy relevante para determinar que nuestros resultados sean coherentes. Esta condición se cumplió considerando que el modelo expulsa masa debido a la deformación.

# Capítulo IV: Análisis de resultados

## Primera etapa: Desalojo o descarga

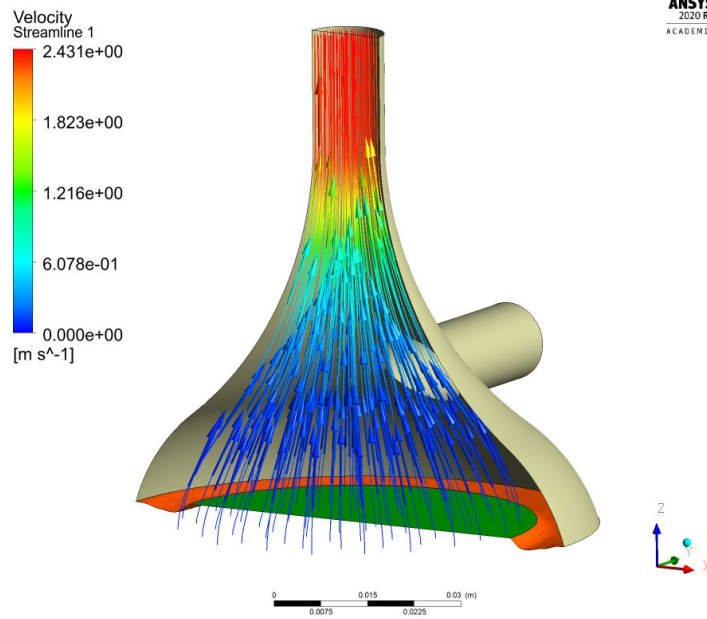


Figura 40. Líneas de corriente en  $t=0.2s$ .

### Comportamiento del gasto de salida.

La etapa de desalojo va desde el  $t = 0.0 s$  hasta  $t = 0.4s$  durante este lapso de tiempo se realiza el recorrido de la membrana y se expulsa el fluido a través de la salida. El comportamiento del gasto como era de esperarse esta en función del movimiento del pistón.

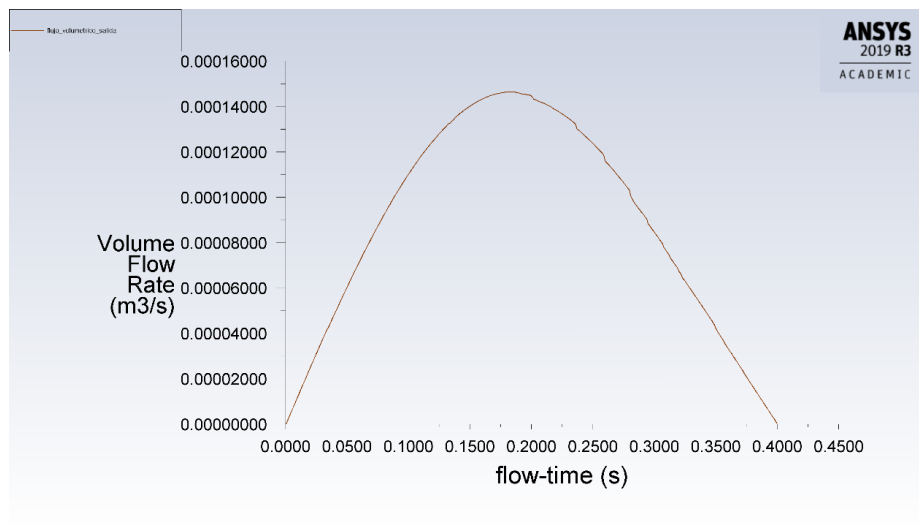


Figura 41. Comportamiento del gasto durante la etapa de desalojo.

Durante la programación de Fluent™ se le pidió al programa que registrara el valor del gasto volumétrico en la salida del equipo. Fluent™ puede registrar los valores para cada paso de tiempo, y entregar los valores al final de la simulación el registro se puede observar en figura 41. Resulta mucho más complicado definir una función que determine el gasto acumulado durante toda la etapa de desalojo, esta es la razón por la que se decidió utilizar una herramienta de análisis de datos externa a ANSYS. La estimación de gasto volumétrico se realizó considerando el área de la salida.

### Cálculo del gasto neto por ciclo de trabajo

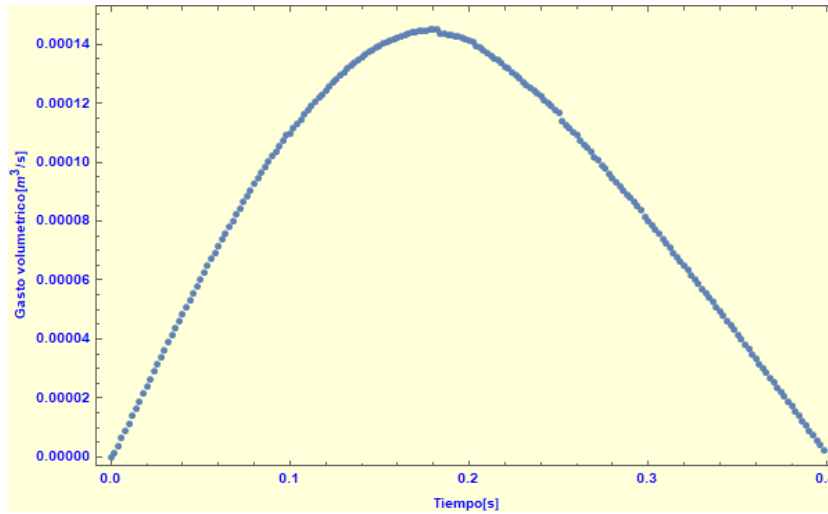


Figura 42. Datos del gasto volumétrico durante la etapa de desalojo.

Para determinar el gasto que se desplaza durante un ciclo se realizó un análisis de los datos entregados por el programa. El programa entrega un archivo de extensión *.out* que contiene los datos para cada paso de tiempo, los puntos se encuentran graficados en la gráfica de la figura 42.

Existen muchas formas prácticas para realizar el análisis de estos datos, por comodidad se empleó Wolfram Mathematica®, la UNAM tiene un convenio de colaboración con esta compañía y los alumnos pueden acceder a una licencia estudiantil.

Empleando la función *FindFormula[]* se puede determinar una función de gasto  $q(t)$  que se ajusta de la manera óptima a nuestros datos.

$$\begin{aligned}
 q(t) = & 0.0010252071594425219t + 0.013772341554760613t^2 \\
 & - 0.34151432745077265t^3 + 3.9392284861941893t^4 \\
 & - 26.69083100727417t^5 + 105.52002375909139t^6 \\
 & - 239.52629798889936t^7 + 289.9914777563758t^8 \\
 & - 145.3579135068022t^9
 \end{aligned}$$

Este polinomio se muestra en la gráfica de la figura 43.

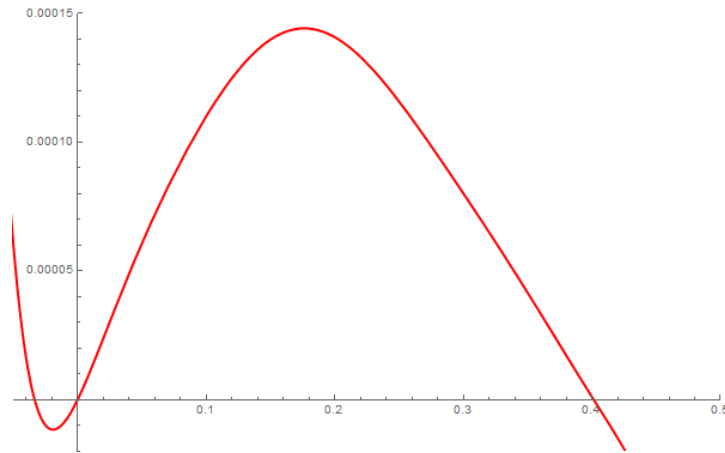


Figura 43. Curva de ajuste para el gasto volumétrico  $q(t)$ .

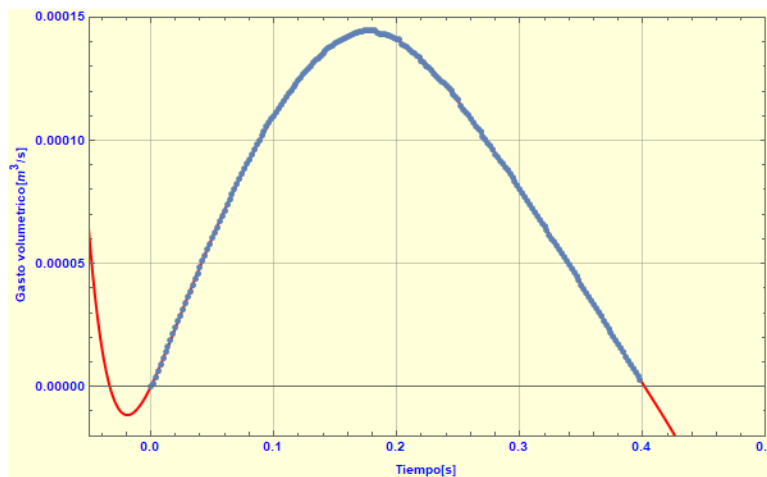


Figura 44. Sobre posición de los datos (en azul) y el polinomio de ajuste  $q(t)$  (en rojo).

Como se observa en la gráfica de la figura 44 el valor de  $q(t)$  solo es válido para el periodo de tiempo que va desde  $t = 0[s]$  hasta  $t = 0.4 [s]$ . El valor de volumen desplazado en un ciclo de trabajo es igual a la suma del valor de gasto para cada instante dentro del periodo del ciclo de trabajo, es decir es posible aprovechar la función  $q(t)$  para determinar nuestro volumen.

$$\int_0^{0.4} q(t) dt = 0.00003488[m^3]$$

Considerando que nuestro gasto es solo la mitad de nuestra geometría por la simplificación de nuestro plano simétrico el valor del gasto será de:

$$\text{Volumen desplazado} = 2 \left[ \int_0^{0.4} q(t) dt \right] = 0.0000697618 [m^3]$$

## Estimación de la eficiencia volumétrica de la bomba

Estos equipos suelen tener sellos que evitan las pérdidas de fluido durante su operación, finalmente cualquier pérdida de fluido es indeseable. Para nuestro modelo vamos a estimar la deformación de la membrana. Es decir, se requiere un volumen neto por ciclo de trabajo de  $0.00008 [m^3]$  y después del análisis obtuvimos un gasto de neto diferente. La diferencia entre los gastos de diseño y el gasto requerido es:

$$0.00008 [m^3] - 0.0000697618 [m^3] = 0.0000102382 [m^3]$$

Es posible establecer que estamos 10.23 ml por debajo del gasto de diseño. Esto es:

$$\eta_{volumen} = \frac{\text{Volumen desplazado}}{\text{Volumen de diseño}} = \frac{69.72 [ml]}{80 [ml]} = 0.87$$

A partir de este primer desempeño del equipo es posible estimar un valor de las pérdidas al realizar la deformación y estimar un incremento en la geometría de la bomba. Considerando un incremento de un 15% para el volumen de diseño.

## Comportamiento del campo de velocidades en la bomba

### Velocidad máxima.

La velocidad del fluido está en función del tiempo y la posición, dentro del análisis se pudo determinar que para el  $t = 0.2 [s]$  la velocidad en el fluido es máxima. La distribución de velocidades en el plano simétrico es una buena medida del comportamiento del equipo.

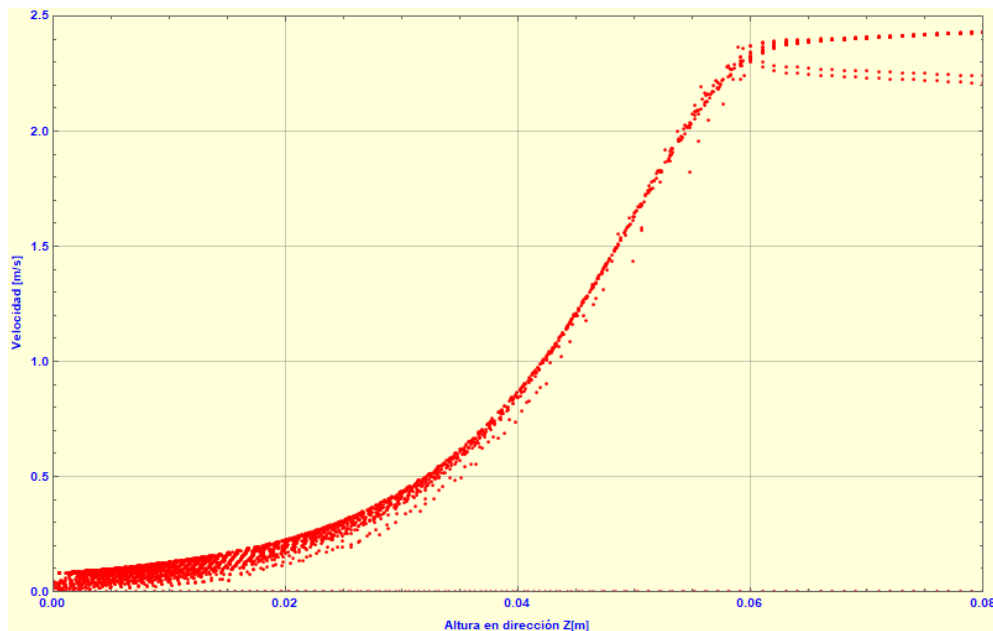


Figura 45. Distribución de velocidades en el plano simétrico etapa de desalojo  $t=0.2 [s]$ .

Para este paso de tiempo donde se ha determinado que la velocidad logra su valor máximo tenemos una velocidad máxima de  $V_{max} = 2.431 [m/s]$  en  $z = 0.08 [m]$

Además, es importante hacer una revisión de la distribución mostrada en la figura 45, donde se pueden observar los valores de la velocidad en el plano simétrico en la dirección Z, es claro que para el fluido que se encuentra cerca de las paredes de la bomba los valores de velocidad son  $V_{pared} = 0 [m/s]$ . También es particularmente notable que el flujo aumenta de velocidad en función de Z, es decir que la velocidad se incrementa durante la descarga según el fluido sale de la bomba y logra un valor máximo de  $V_{max} = 2.431 [m/s]$ .

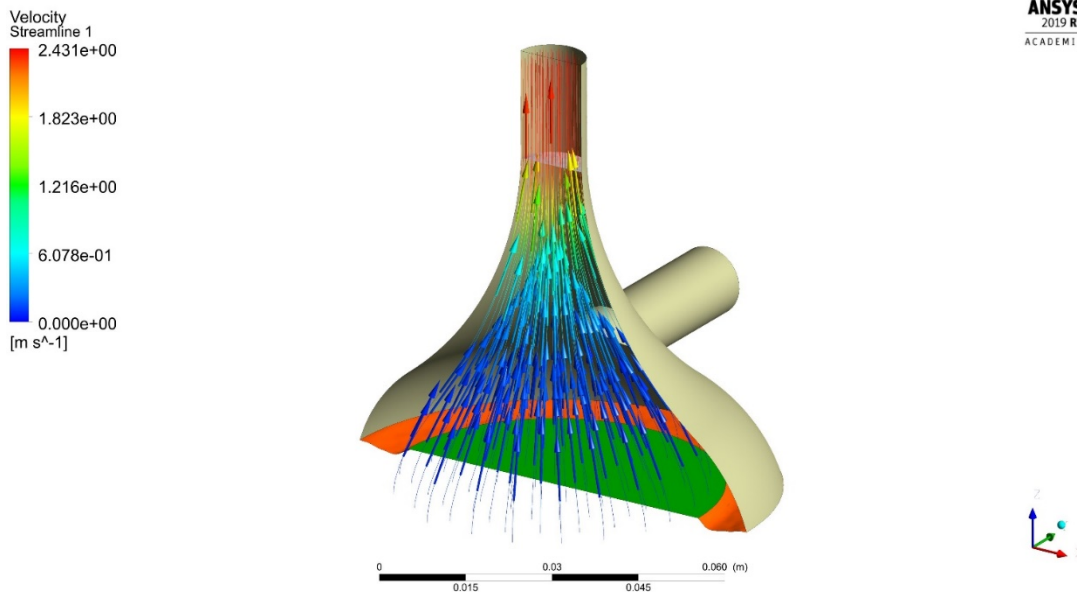


Figura 46. Líneas de corriente para  $t=0.2[s]$  se observa la dirección del flujo que es desalojado durante el desalojo.

Importante para nuestros objetivos es resaltar la suavidad de las líneas de corriente evitando vórtices y valores de velocidad excesiva. Al final, la etapa de desalojo presenta números muy agradables para la etapa de descarga. El desalojo se presenta con una disposición que favorece un buen flujo. Es posible hablar de un flujo con bajos esfuerzos cortantes. Más adelante se hará una evaluación respecto a los esfuerzos cortantes.

## Comportamiento del campo de presiones en la bomba

Aunque se puede esperar un comportamiento muy similar al de la velocidad en el campo de presiones, pero de forma inversamente proporcional como lo establece la ecuación de Bernoulli para fluidos ideales.



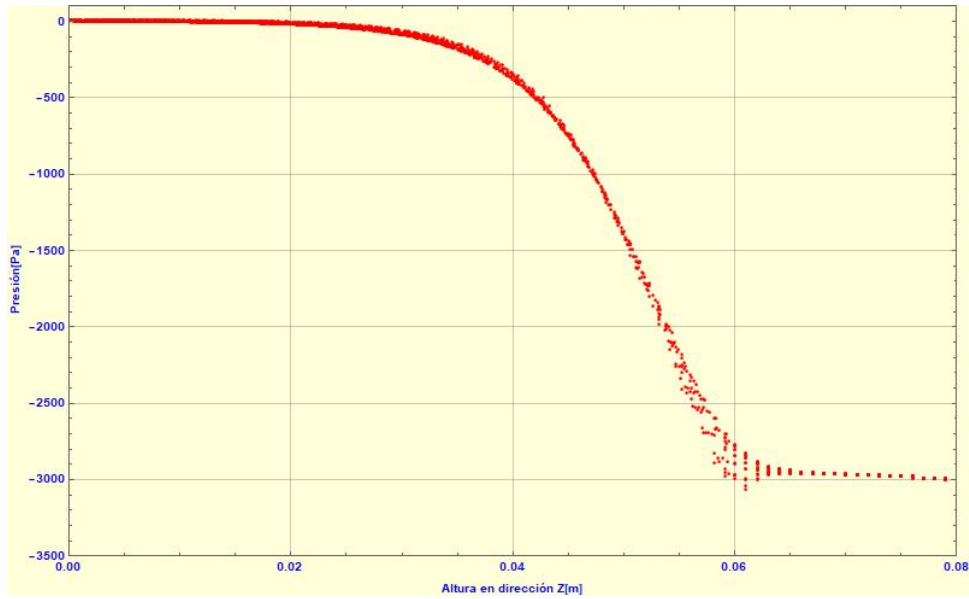


Figura 47. Distribución de presiones para  $t=0.2[s]$  en plano simétrico respecto de la dirección Z

De forma similar es posible evaluar nuestro equipo para el paso de tiempo  $t = 0.2 [s]$ , donde se presenta el valor máximo de aceleración del actuador. Esto produce en nuestro dominio la mayor carga energética y es conveniente revisar los valores presión en este tiempo.

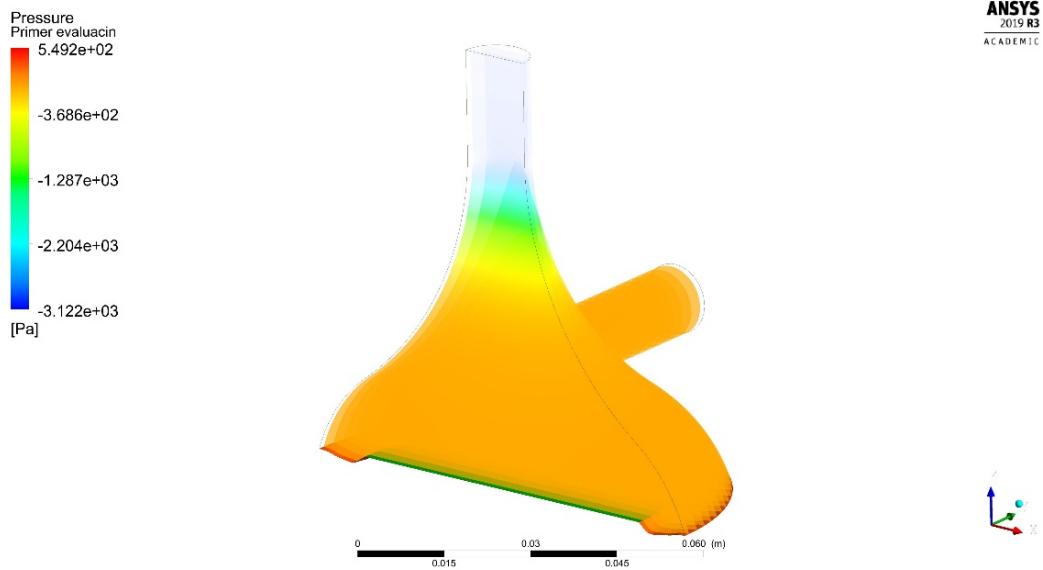


Figura 48. Campo de presiones en la bomba en escala de colores.

Como es de esperarse la presión estática tiene valores más grandes donde la velocidad del flujo es más pequeña.

## Aproximación de esfuerzos.

De acuerdo con uno de los objetivos de este trabajo es más que conveniente determinar la carga de esfuerzos cortantes que sufre un elemento (glóbulo rojo) durante el bombeo e intentar determinar la suma de todos los esfuerzos cortantes que sufre durante el bombeo. Pero este problema resulta sumamente complejo para un trabajo como éste. La complejidad del cálculo de la historia de todos los esfuerzos cortantes que sufre un elemento y la forma tan aleatoria en que los resultados pueden darse nos restringe la opción de llevar a cabo un análisis de esta naturaleza.

Para nuestro análisis inicial se muestra la distribución de esfuerzos de los elementos que se encuentran en el plano simétrico y adicionalmente los esfuerzos cortantes de los elementos que se encuentran en las paredes del fluido. No existe en la literatura un parámetro para determinar la calidad de estos esfuerzos, pero a continuación se muestra de forma gráfica estas distribuciones.

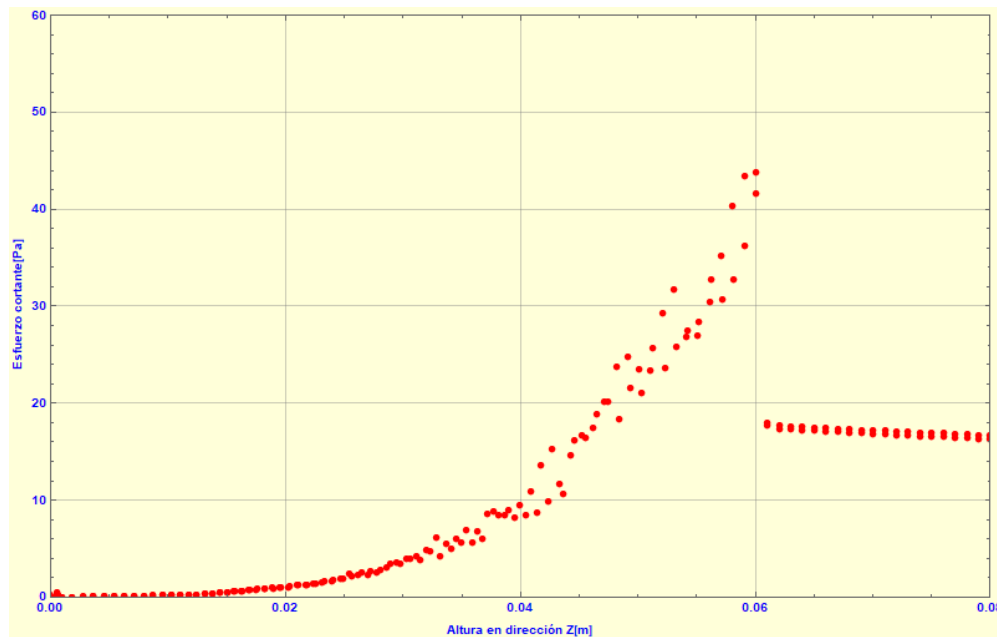


Figura 49. Distribución de esfuerzos en el plano simétrico en función de Z.

Se observa en la figura 49 para los elementos que se encuentran en el plano simétrico el valor máximo de esfuerzos cortantes es de 44 [Pa].

A continuación, se evalúan los esfuerzos cortantes para la pared de la bomba.

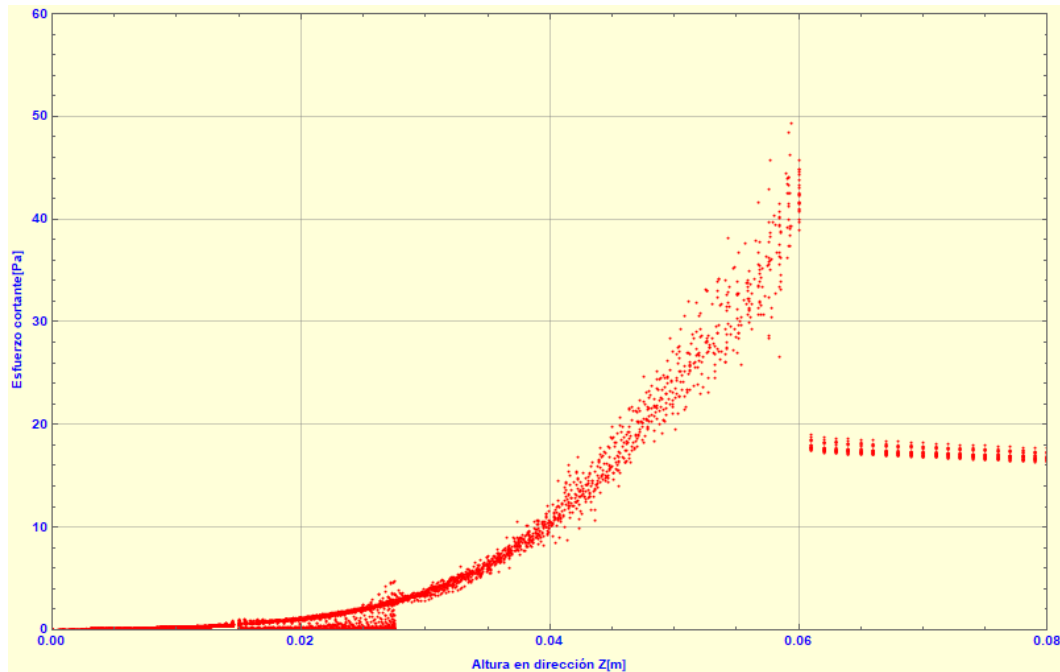


Figura 50. Distribución de esfuerzos en las paredes de la bomba para  $t=0.2$  [s] en dirección Z

Como se ha mencionado antes que es muy difícil establecer un modelo matemático que nos permita evaluar la cantidad de daño que produce el equipo al bombearlo por esta razón no se realiza ningún análisis de mayor profundidad. El análisis se limita a determinar donde se presentan los valores mayores valores de esfuerzos.

En la figura 49 y figura 50 se observan dos diferentes regiones del fluido al evaluar los datos se observa que existe una región en común de nuestro equipo que es precisamente donde se presentan los gradientes del velocidad más acentuados. Esta región va desde  $z = 0.04[m]$  hasta  $z = 0.06[m]$ , justamente la región que se asemeja a un cono. Esta región presenta la mayor carga de esfuerzos cortantes.

## Segunda etapa: Succión o llenado

La etapa de succión de la bomba va desde  $t = 0.4[s]$  hasta  $t = 0.8 [s]$  durante este lapso de tiempo se permite el ingreso del flujo en las entradas y se impide el flujo en la salida de la bomba.

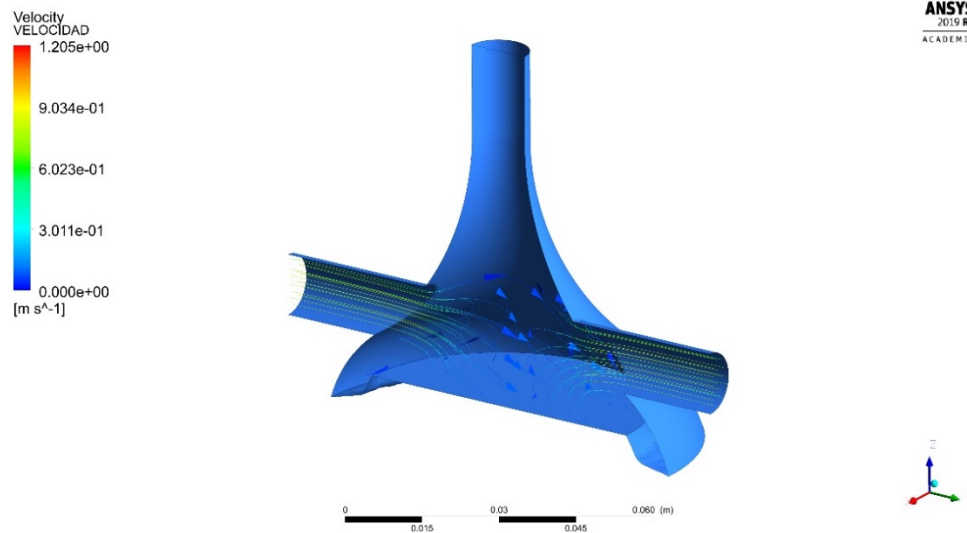


Figura 51. Líneas de corriente para  $t=0.52s$

## Comportamiento del gasto que ingresa al equipo

Cálculo del gasto volumétrico en las entradas del dispositivo: de forma similar que en la etapa de bombeo en esta etapa se evaluó el gasto volumétrico que ingresa al equipo. Los datos pueden ser visualizados en la gráfica de la figura 52.

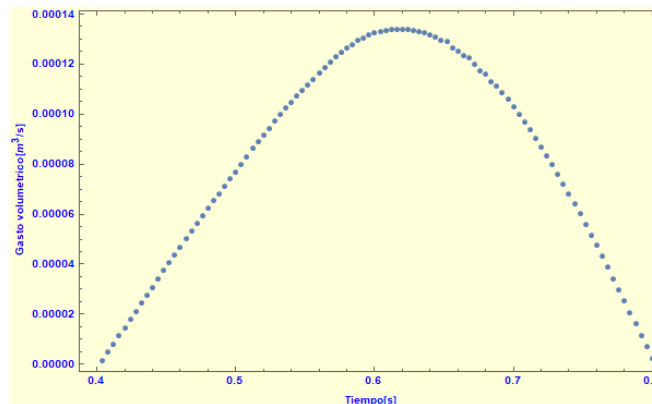


Figura 52. Datos del gasto volumétrico en las entradas para la etapa de bombeo.

Ajustando los valores de gasto a una función es posible obtener el valor del gasto volumétrico evaluando la integral en el intervalo de la succión, la curva de ajuste se puede visualizar en la gráfica de la figura 53.

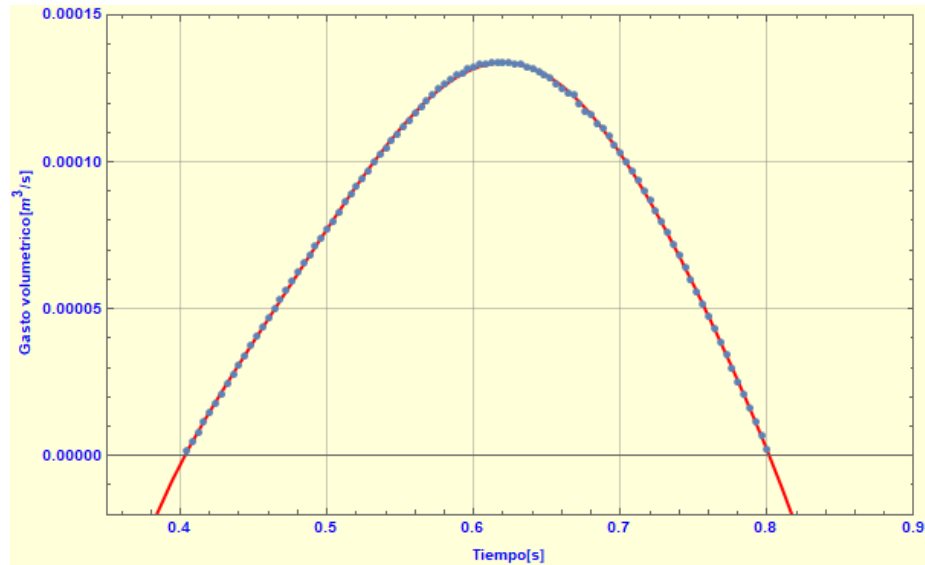


Figura 53. Curva de ajuste en color rojo y puntos de datos en azul.

### Cálculo del gasto neto

La función de gasto de entrada es:

$$\begin{aligned}
 q(t) = & -0.01719748067301542 + 0.17480846891970425t \\
 & - 0.6394179872318839t^{1.9554617830209127} \\
 & + 1.2951171005298665t^{3.005893380513018} \\
 & - 1.2348751492759378t^{3.975880622940829} \\
 & + 0.47463852683403207t^{5.28230968011537} \\
 & - 0.054330618733473286t^{8.026843429893393} \\
 \int_{0.4}^{0.8} q(t) dt = & 0.00003290 [m^3]
 \end{aligned}$$

Considerando que nuestro gasto es solo la mitad de nuestra geometría por la simplificación de nuestro plano simétrico el valor del gasto será de:

$$\text{Volumen desplazado} = 2 \left[ \int_{0.4}^{0.8} q(t) dt \right] = 0.000065805 [m^3]$$

### Estimación de la eficiencia volumétrica de la bomba

Se requiere un volumen neto por ciclo de trabajo de  $0.00008 [m^3]$  y después del análisis se obtuvo un gasto de neto diferente. La diferencia entre los gastos de diseño y el gasto requerido es:

$$0.00008 [m^3] - 0.000065805 [m^3] = 0.0000141951 [m^3]$$

Es posible establecer que estamos 10.23 ml por debajo del gasto de diseño. Esto es:

$$\eta_{\text{volumen}} = \frac{\text{Volumen desplazado}}{\text{Volumen de diseño}} = \frac{65.8 [ml]}{80 [ml]} = 0.8225$$

## Comportamiento del campo de velocidades

Para la etapa de llenado nos resulta muy importante determinar la distribución de velocidades para  $t = 0.6$  que es el paso de tiempo donde se presenta la mayor carga energética ejercida por el actuador en la membrana.

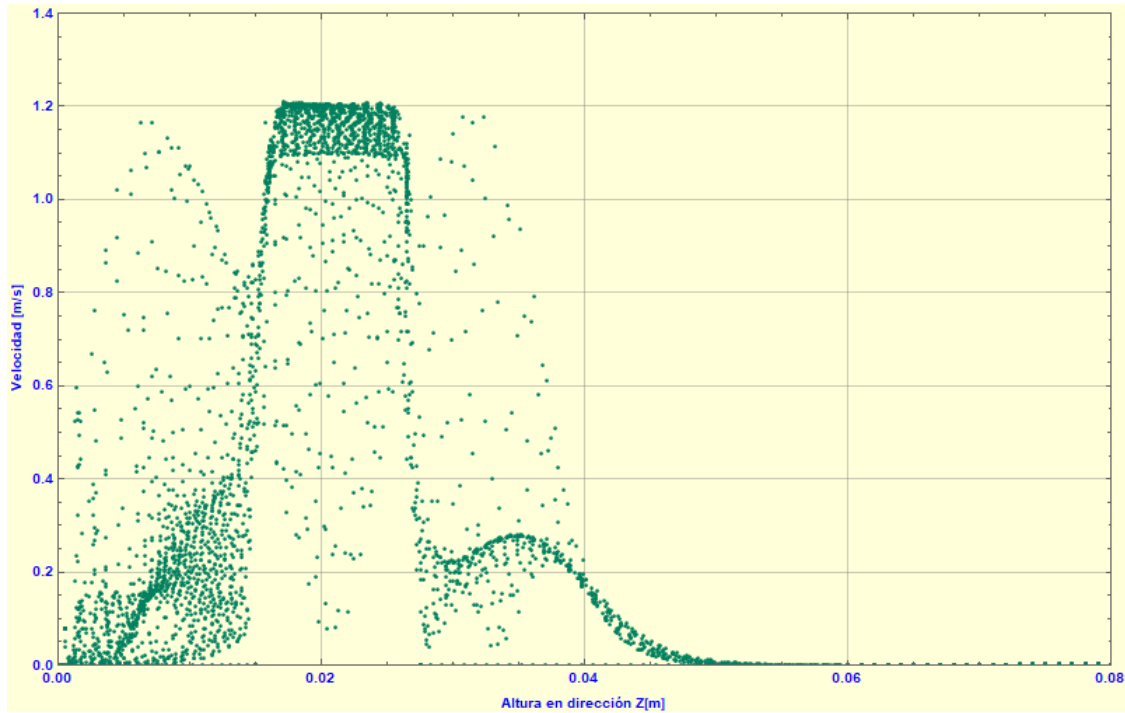


Figura 54. Distribución de velocidades para  $t=0.6$  [s] en dirección Z

Como se puede observar en la figura 54 la bomba tiene una región donde se presentan la mayor cantidad interacciones. Esta región se encuentra precisamente a la altura de las dos entradas.

### Velocidad máxima

La velocidad máxima se presenta en las entradas al equipo con un valor máximo de  $V_{max} = 1.214 \left[ \frac{m}{s} \right]$ . Este valor se presenta en el centro de la entrada como es de esperar por el efecto de las paredes.

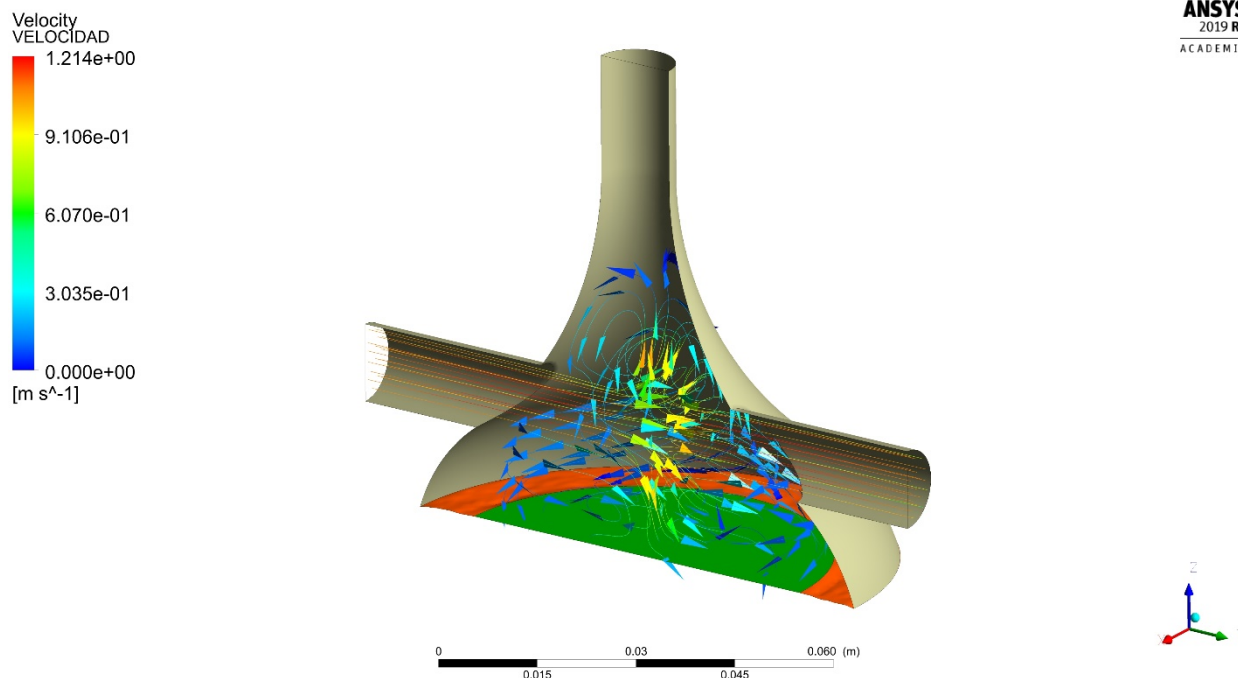


Figura 55. Líneas de corriente en el paso de tiempo  $t=0.6$  [s].

A diferencia de la etapa de bombeo, en la etapa de succión existe una región del fluido donde los gradientes de velocidad se vuelven grandes, adicionalmente en esta región se presenta una especie de mezclado entre el flujo de entrada y el flujo residual del bombeo. Como se puede observar en la figura 55. La región es donde se encuentran los flujos de entrada.

Se aprecia también la influencia de la turbulencia y la generación de vórtices en esta etapa. Como se ha mencionado con anterioridad los vórtices no son deseables. El flujo se aprecia turbulento.

## Comportamiento del campo de presiones

La presión durante el llenado debe ser negativa, este efecto es producto de la expansión del dominio. El efecto de la expansión es una característica de los equipos de desplazamiento positivo y resulta de gran utilidad para muchos equipos. En el caso de una bomba extracorpórea los efectos no son del todo indeseables, pero no son completamente benéficos. Razón por la que es muy importante evaluar la distribución de presiones dentro de nuestra bomba. De forma predecible la mayor presión vacuométrica se presenta justo al finalizar la etapa de bombeo y para nuestro caso también en  $t = 0.6$  [s].

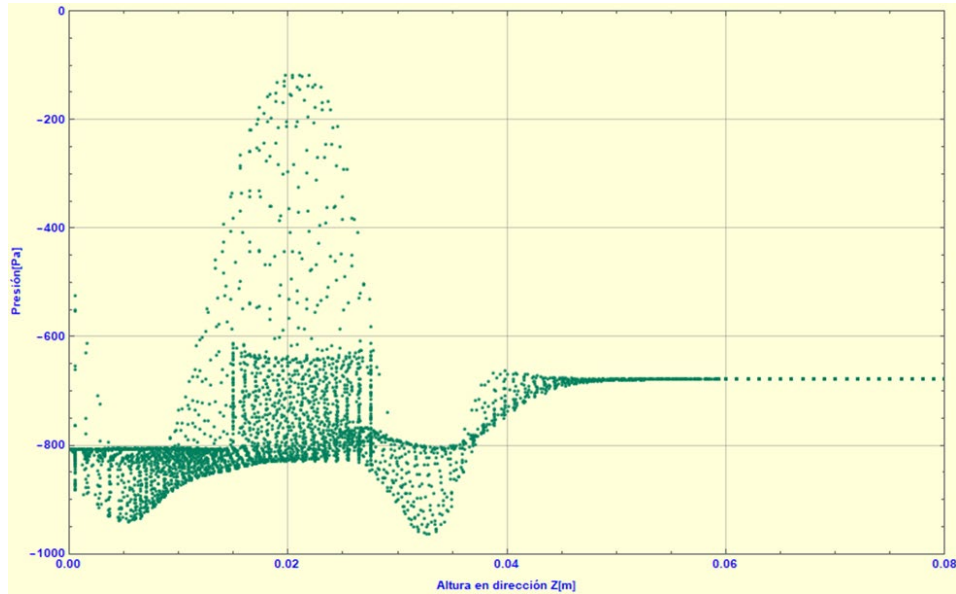


Figura 56. Distribución de presiones en el plano simétrico para  $t=0.6$  [s] en dirección Z

Al final la etapa de bombeo se presenta un cierre y apertura de válvulas para salida y entrada respectivamente. En la práctica el ajuste de las válvulas debe ser muy cuidadoso por que puede producir un excesivo valor de presión vacuométrica. En nuestro caso se ha idealizado el tiempo de apertura y cierre de válvulas. Por lo tanto, sus efectos no se verán reflejados en nuestros resultados.

En la figura 56 se muestra que el valor de presión vacuométrica no es mayor a  $P_{vacoumax} \approx -1000$  [Pa], un valor en el que se pueden presentar efectos de generación de burbujas debidas a la cavitación.

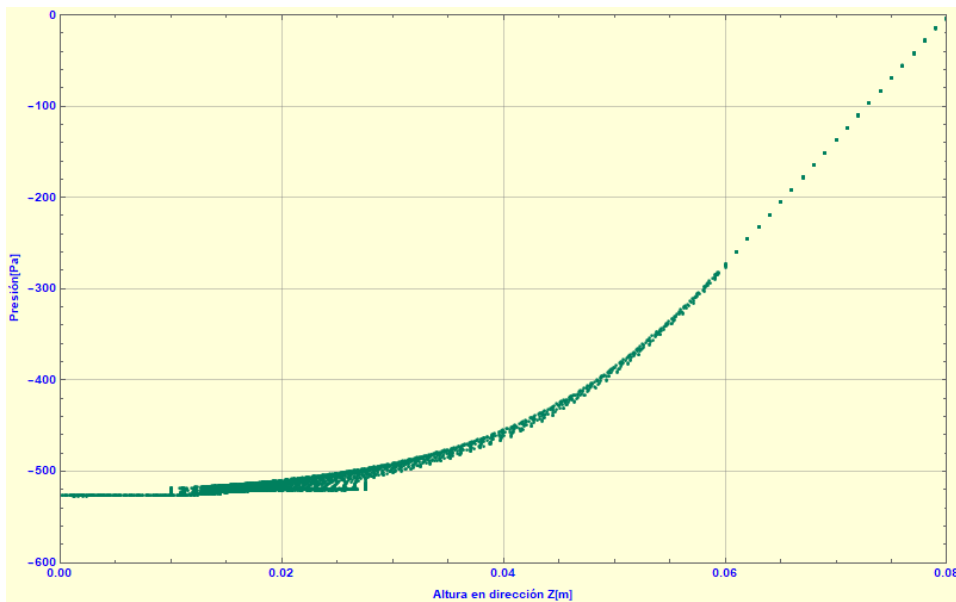


Figura 57. Distribución de presiones en  $t=0.4$  [s] en dirección Z

En el caso de la figura 57 se puede ver que se presenta una distribución de presiones menor que para el caso de  $t = 0.6$  [s]. Para los efectos de presiones vacuométricas en casos reales con



válvulas la distribución de la figura 57 se debería ver mucho más aleatoria y con valores de presiones vacuométrica más elevados.

En la figura 58 se observa la distribución de presiones para  $t = 0.6$  [s]. Es posible visualizar la región donde los dos flujos de entrada se encuentran en la imagen se ve en color rojo. Aquí la presión vacuométrica es más baja que en las otras regiones.

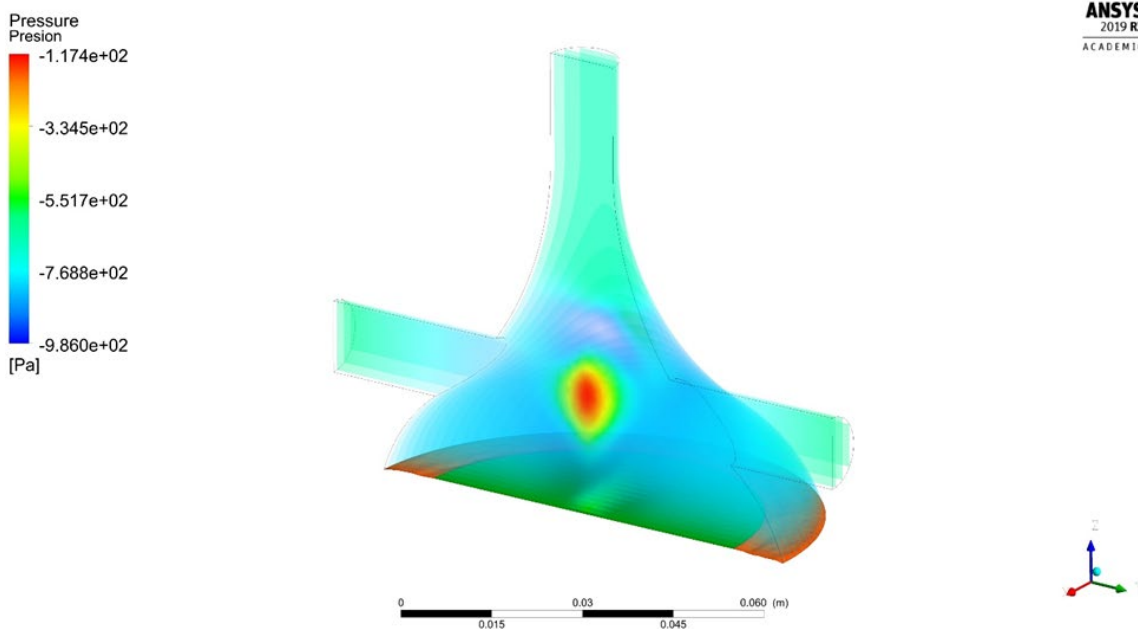


Figura 58. Campo de presiones para el paso de tiempo  $t=0.6$  [s]

## Aproximación de esfuerzos

De forma similar a la etapa de bombeo es posible evaluar para el paso de tiempo  $t = 0.6$  [s] los valores de esfuerzos cortantes en el flujo.

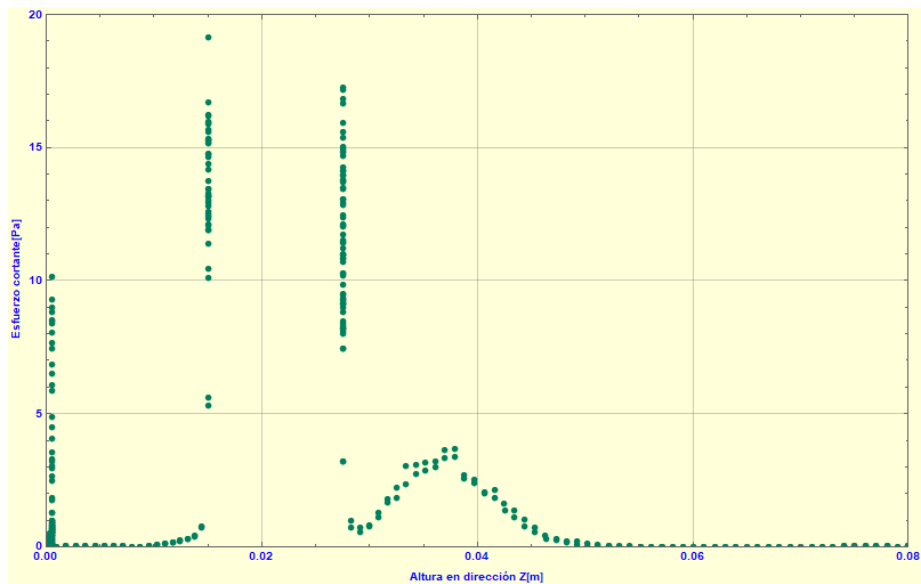
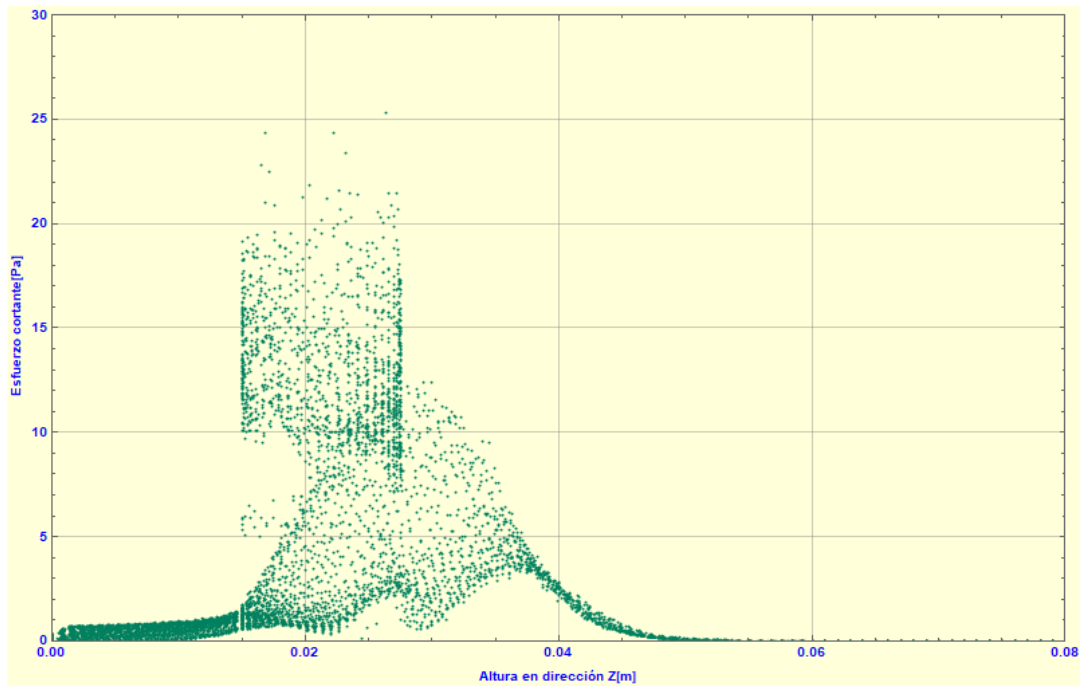


Figura 59. Distribución de esfuerzos en el plano simétrico para  $t=0.6$  [s]

En el caso de la carcasa de la bomba la distribución es:



*Figura 60. Distribución de esfuerzos cortantes en la pared de la bomba en  $t=0.6$  [s]*

## Capítulo V: Conclusiones

Considerando los objetivos planteados se puede asegurar que se logró obtener una descripción detallada de la operación la bomba de diafragma propuesta. Desafortunadamente no es posible comparar los valores obtenidos con algunos otros que existan en la literatura, es decir, realizar una validación de los resultados. Sin embargo, con la información calculada durante la simulación es posible evaluar las ventajas y desventajas, determinar las condiciones del diseño y visualizar el funcionamiento del equipo. La dirección en la que este proyecto se puede orientar considerando esta etapa inicial de análisis es muy evidente, puesto que toda la información nos permitiría presentar muchas mejoras en el diseño, proponer un sistema de válvulas que se acople y evaluar una posible manufactura.

Es consistente establecer que la simulación es una herramienta muy poderosa para determinar la naturaleza y las condiciones en las que opera nuestro equipo. Como se puede visualizar en las diferentes gráficas es posible definir las distribuciones de presiones, velocidades y esfuerzos.

### **Durante el análisis.**

El análisis que se realizó fue para una geometría tridimensional, con un flujo incompresible, en estado no estacionario y considerando un modelo turbulento. Adicionalmente la membrana sufrió una deformación semi- elástica que junto con la definición de condiciones iniciales fueron motivo de mucho tiempo de cómputo. Todo esto produjo problemas de convergencia durante el análisis que en suma resultaron en más de un año de intentos con diferentes parámetros hasta que finalmente se obtuvo estabilidad durante el análisis.

Uno de factores más relevantes para haber obtenido buenos resultados en el análisis fue realizar significativas mejoras en la malla del modelo y en los parámetros del mallado dinámico del dominio.

Justo ahora es importante hablar de todas complicaciones técnicas que se presentaron al analizar el modelo con el programa. Inicialmente se buscaba determinar una forma de medir la cantidad de esfuerzos cortantes que sufriría un elemento al ser bombeado por nuestro equipo. Todo esto con la finalidad determinar un parámetro de hemólisis o de daño sanguíneo. El problema resultó ser tan complejo y las simulaciones tan largas que finalmente calcular el campo de velocidades se volvió por si sola una tarea muy compleja. Razón por la que en este trabajo solo se presenta un análisis global y un acercamiento al análisis de esfuerzos cortantes.

Finalmente, después una gran cantidad de horas de trabajo y haber ganado la suficiente experiencia con el software fue posible obtener buenos resultados, puesto que son resultados físicamente congruentes.

### **Mejoras en el diseño según resultados.**

Las mejoras en el diseño pueden acotarse a dos diferentes tipos. El primer tipo de mejora es una mejora geométrica como se puede concluir de nuestros resultados sobre la deformación de la membrana es un parámetro muy complicado de modelar. En la etapa de bombeo el gasto se

encuentra por debajo del gasto requerido, esto se debe a que la deformación de la membrana no es la óptima.

Otra mejora geométrica relevante se puede observar durante la etapa de llenado del equipo. Al encontrarse los flujos de entrada se reduce la presión vacuométrica que se produce en el equipo, esto sucede al expandirse la cámara lo cual resulta ventajoso. Pero también genera una región de mezclado que tiene la desventaja de generar vórtices, lo cual resulta en un aumento en la velocidad no deseable. No es algo de qué preocuparse porque los esfuerzos cortantes son relativamente bajos.

El otro tipo de mejoras tiene que ver con la definición del modelo, básicamente el tipo de actuador que opera en la membrana. La membrana fue accionada por un pistón cuyo movimiento se ingresó en el programa y sigue los parámetros de un mecanismo manivela-corredera. Este mecanismo tiene aceleraciones que no son deseables. Corregir el tipo de actuador mejoraría notablemente el análisis del modelo.

## **Evaluación**

Es posible establecer en función de los objetivos planteados en nuestro trabajo una evaluación favorable del análisis computacional. Este análisis nos permitió determinar las regiones donde el fluido es sometido a la mayor cantidad de estrés físico debido al flujo del fluido.

Se hizo una revisión en el capítulo anterior de las distribuciones de presión, velocidad y esfuerzos cortantes durante los pasos de tiempo donde el equipo ejerce la mayor cantidad de cargas energéticas. Con esta información es posible tener una visualización de las regiones con mayor influencia en el fluido. Todo permite sin lugar a dudas evaluar las condiciones en las que el fluido es bombeado.

## **Virtudes del modelo**

Ya se han explorado las diferentes áreas de oportunidad que tiene nuestro modelo, resulta sumamente valioso analizar en retrospectiva las virtudes de la bomba. Primordialmente en lo relativo a la función de flujo que se genera durante el bombeo. El flujo es muy ordenado y esto impacta directamente en una reducción de las diferentes cargas que recibe el fluido durante la etapa de bombeo. Que la función de flujo sea pulsátil, es decir que sea similar al flujo generado por el corazón es una gran ventaja sobre otros equipos que existen en el mercado.

Existe también la ventaja simétrica que como se puede observar durante el análisis computacional permite disminuir los tiempos de simulación y aumentar en gran medida la resolución de la malla. Al tener que evaluar solo la mitad del modelo acotado por el plano simétrico se pudo aumentar la cantidad de elementos favoreciendo directamente en la calidad de la solución.

Adicionalmente, introducir dos entradas disminuye la presión vacuométrica que se genera al iniciar el llenado de la bomba durante su operación. Esta cualidad de la geometría propuesta sin duda es una ventaja significativa sobre otros modelos debido a la reducción de las presiones vacuométricas generadas, que sin dudarlo impacta en la generación de burbujas de cavitación, disminuyendo sus efectos.

Finalmente, el mecanismo de acción del fluido (pistón) se encuentra en el exterior del fluido evitando el contacto con el fluido lo que disminuye significativamente los efectos que pudieran

provocarse por este contacto. A diferencia de los equipos centrífugos en los que el rotor se encuentra inmerso en el fluido. Una diferencia sin duda notable.

## **Prospectivas**

Sin dudarle el resultado más relevante de este trabajo fue la descripción detallada del comportamiento del fluido. Pero estos resultados en lo que a mí respecta son mucho más valiosos si se usan para completar el dispositivo. Este dispositivo no tiene válvulas, en vez de eso se usó una función que modifica los flujos de entrada y salida en cierto tiempo.

La razón para no considerar válvulas en el equipo fue el incremento notable en la complejidad del modelo que pueden generar. El modelo evaluado considerando los criterios de convergencia ya expuestos tomaron casi dos semanas por cada etapa. Adicionar las válvulas en este modelo requiere mayor capacidad computacional y mucho más tiempo de cómputo.

Desde la etapa inicial de este proyecto se definió que la forma más adecuada de completarlo era realizar una descripción detallada del flujo que es el primer paso para determinar un tipo de válvulas que nos ayuden a mejorar el funcionamiento del equipo. No fue posible realizar el análisis de las válvulas. Esta es la razón por la que se contempla analizar el dispositivo en el futuro basados en el análisis las válvulas.

## Referencias

- Adélia Sequeira, J. J. (2007). An Overview of some Mathematical Models of Blood Rheology. En M. S. Editor, *A Portrait of State-of-the-Art Research at the Technical University of Lisbon* (págs. 65-87). Netherlands: Springer.
- Andréia Cristina Passaroni, M. A. (2015). Cardiopulmonary bypass: develop of John Gibbon's hear-lung machine. *Brazil Cardiovascular Surgery*, 30(2):235-245.
- Bassin L, B. (2016). Temporary extra-corporal bypass modalities during aortic surgery. *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*, 21. doi:10.1016/j.bpa.2016.08.001
- Chun-Xia Ye, M. U. (1994). *USA Patente n° US5458468A*.
- Cooley, D. A. (1987). Development of the Roller Pump for Use in the Cardiopulmonary Bypass Circuit. *Texas Heart Institute Journal* 14(2), 112–118.
- Fox, S. I. (2011). *Fisiología Humana* (12 ed.). Mexico: Mc Graw-Hill.
- Galletti, P. M. (1993). Cardiopulmonary Bypass: A Historical Perspective. *Artificial Organs Vol 17 N°8*, 675--686.
- Glenn P. Gravlee, R. F. (2008). *Cardiopulmonary Bypass, Principles and Praticce*. Philadelphia, USA.: Wolters Kluwer.
- Kim E. Barrett, S. M. (2012). *GANONG Fisiología médica*. México: Mc Graw Hill.
- Lee Waite Ph.D, J. F. (2007). *Applied Biofluids Mechanics*. United States of America: Mc Graw-Hill. doi:10.1036/0071472177
- M.Frank, W. (2009). *Fluids Mechanics* (Seven Edition ed.). New York, USA: Mc Graw Hill.
- Michael E. DeBakey, G. P. (2004). The Rotatory Blood Pump: Lessons Learned and Future Directions. *Artificial Organs*, 28(10):865-868.
- Myer, K. (2009). *Biomedical Engineering and Design Handbook* (Vol. Volumen 1:Fundamentals). (K. Myer, Ed.) New York, USA: Mc Graw Hill.
- Narayan, R. (2009). *Biomedical Materials*. (R. Narayan, Ed.) New York. USA: Springer. doi:0.1007/978-0-387-84872-3
- Pal, S. (2014). *Design of Artificial Human Joints & Organs*. New York: Springer. doi:10.1007/978-1-4614-6255-2
- Passaroni, A. &. (2015). Cardiopulmonary bypass: Development of John Gibbon's heart-lung machine. *Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular*. 30., 235-245. doi:10.5935/1678-9741.20150021.
- Philip Hornick, K. T. (1997). Pulsatile and Nonpulsatile Perfusion: The Continuing Controversy. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*, 310-315.
- Proceedings of a Conference Sponsored by The Committee on Trauma . (1966). *Mechanical Devices to Assit the Falling Heart*. Washington, D. C.: The National Academie Press.
- Pulliam, T. H. (2014). *Fundamental Algorithms in Computational Fluids Dynamics*. Switzerland: Springer. doi:0.1007/978-3-319-05053-9
- Rubenstein, D. A. (2012). *Biofluid Mechanics*. USA: Academic Press .

- Rüdiger Kramme, K.-P. H. (2011). *Springer Handbook of Medical Tecnology*. Heidelberg,Berlin.: Springer. doi:10.1007/978-3-540-74658-4
- Secretaria de salud. (09 de 11 de 2019). *Sistema de informacion de la secretaria de salud*. Obtenido de Gobierno de México, Secretaria de salud.: <http://sinaiscap.salud.gob.mx:8080/DGIS/>
- Wolfgang Boettcher, F. M.-H. (2003). History of Extracorporeal Circulation: The Invention and Modification of Blood Pumps. *The Journal of The American Society of Extra-Corporeal Technology*, 35:184-191.
- Zubicaray, V. (1977). *Bombas, Teoria diseño y aplicaciones*. México: LIMUSA.

# Índice de figuras

Figura 1. Bomba de rodillos de Porter y Bradley 1855, Fuente: (Cooley, 1987).....	8
Figura 2. Bomba de rodillos de Allen, patentada en 1887. Fuente (Wolfgang Boettcher, 2003).....	9
Figura 3. Circuito extracorpóreo de Carl Jacobj 1890 Alemania. Fuente: Wikipedia: <a href="https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/ff/f6/Jacobj_Apparat_Zeichnung.jpg/1920px-Jacobj_Apparat_Zeichnung.jpg">https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/ff/f6/Jacobj_Apparat_Zeichnung.jpg/1920px-Jacobj_Apparat_Zeichnung.jpg</a> .....	9
Figura 4. "Truax's Surgical Pump", patentada en 189. Fuente: (Wolfgang Boettcher, 2003).....	10
Figura 5. Bomba de membrana pulsátil, de Dale y Schuster en 1928. Fuente DOI: 10.1113/jphysiol.1928.sp002446	11
Figura 6. Bomba de Davol. ....	13
Figura 7. Fingerpump. Fuente: (Passaroni, 2015) .....	13
Figura 8. Configuración no oclusiva de una bomba peristáltica. Fuente: (Glenn P. Gravlee, 2008).....	15
Figura 9. Equipo moderno de bypass cardiopulmonar Fuente: <a href="https://www.klinikum.uni-heidelberg.de/Die-Herz-Lungen-Maschine.136521.0.html">https://www.klinikum.uni-heidelberg.de/Die-Herz-Lungen-Maschine.136521.0.html</a> .....	18
Figura 10. Sistema de bypass cardiopulmonar, en él se muestran todos los elementos que lo conforman. Fuente: (Bassin L, 2016).....	19
Figura 11. Se muestran los instrumentos que se emplean durante una operación a corazón abierto, también el personal que realiza la intervención quirúrgica.....	20
Figura 12. . Cilindro de una bomba de desplazamiento positivo. Fuente: (Zubicaray, 1977) .....	22
Figura 13. Comparativa de desempeño entre las bombas rotodinámicas y las bombas de desplazamiento positivo. Fuente: (M.Frank, 2009).....	23
Figura 14. La imagen muestra una bomba de diafragma, usada para bombear sangre una vista de sección, marcada con el número 13 se encuentra la membrana, con el número 21 y 22 la salida y la entrada del flujo respectivamente. La cámara de bombeo se encuentra marcada con el número 14 y la de accionamiento 15. Fuente: (USA Patente nº US5458468A, 1994) .....	24
Figura 15. La grafica muestra el aumento del índice de resistencia vascular periférica cuando se emplea un flujo continuo en el tratamiento, y muestra la respuesta normal del PVRI para un flujo pulsátil, en función del tiempo de perfusión. Fuente: (Philip Hornick, 1997) .....	25
Figura 16. La figura muestra a la gráfica 1 (Secreción de Tirotopina[mU/L]-Tiempo[min]) y la gráfica 2 (Secreción de cortisol[nmol/l]- Tiempo[hrs]. Fuente: (Philip Hornick, 1997).....	26
Figura 17. Vasos sanguíneos que forman parte de la red circulatoria, en rojo se muestra el flujo oxigenado que provienen del corazón y en azul el flujo no oxigenado que va hacia el corazón. Fuente: <a href="http://www.biografiasyvidas.com/tema/aparato_circulatorio.htm">http://www.biografiasyvidas.com/tema/aparato_circulatorio.htm</a> .....	27
Figura 18. Ciclo cardiaco, se muestran los dos eventos que están presentes durante el funcionamiento del corazón la sístole y la diástole. Fuente: (Fox, 2011).....	28
Figura 19. Rango de presión manejada dentro de los diferentes componentes del sistema circulatorio Fuente (Fox, 2011).....	29
Figura 20. La imagen muestra los gastos cardiacos para un estado en reposo y otro durante el ejercicio, se puede observar como el volumen de flujo compensa las necesidades físicas. (Fox, 2011).....	30
Figura 21. Se muestra la geometría de los glóbulos rojos. ....	30
Figura 22. Agrupación de los glóbulos rojos sometidos a relaciones de corte bajas. Fuente <a href="https://es.pinterest.com/gygq/blood-cell/">https://es.pinterest.com/gygq/blood-cell/</a> .....	31
Figura 23. Se muestra la dependencia de la viscosidad en la sangre respecto a la concentración de glóbulos rojos (Hct). Fuente: (Rubenstein, 2012). ....	32
Figura 24. Se muestra la relación de la viscosidad en función de la velocidad de corte y el esfuerzo cortante para un número de hematocritos dado. La viscosidad es constante al superar una velocidad de corte igual a $100 [s^{-1}]$ a $37[^\circ C]$ . Fuente: (Lee Waite Ph.D, 2007).....	32
Figura 25. La figura muestra la dependencia de la viscosidad de la sangre respecto al diámetro donde circula Fuente: (Lee Waite Ph.D, 2007) .....	33
Figura 26. Diagrama de flujo.....	39



Figura 27. A la izquierda en amarillo se encuentra el diseño propuesto en este trabajo, a la izquierda se encuentra una vista exterior de la patente US5458468. Nótese las diferencias. ....	41
Figura 28. Componentes del equipo en vista isométrica del plano simétrico. ....	42
Figura 29. Muestra la vista lateral del modelo, con la tabla de dimensiones en [mm]. ....	45
Figura 30. A la izquierda en amarillo se muestra la geometría de la membrana de forma física. A la izquierda en gris se muestra la región del dominio deformado por el movimiento de la membrana. ....	45
Figura 31. De izquierda a derecha se muestra resaltado en color amarillo: Cámara de mezclado (incluye la sección de entrada del flujo), región de salida o cánula y finalmente la región de bombeo que sufre deformación durante la simulación. ....	46
Figura 32. Celdas de mallado para el dominio computacional. ....	47
Figura 33. Valores empleados para la configuración del método de suavizado (smoothing). ....	49
Figura 34. Configuración empleada en el remallado ....	49
Figura 35. Estado inicial del dispositivo en la etapa de descarga en $t=0.0$ [s]. Después de haber realizado la carrera de succión o llenado de la bomba (plano de simetría XZ, $Y=0$ ). ....	51
Figura 36. Estado inicial del dispositivo en la etapa de llenado en $t= 0.4$ [s]. Después de haber realizado la carrera de desalojo o descarga de la bomba (plano de simetría XZ, $Y=0$ ). ....	51
Figura 37. Gráfica del desplazamiento del pistón en la membrana. ....	52
Figura 38. Gráfica del comportamiento de la velocidad del pistón en $t=0.1871$ valor máximo de velocidad= $0.01005$ [m/s]. En $t=0.612428$ [s] valor mínimo de velocidad= $-0.01005$ [m/s] ....	53
Figura 39. Ejemplo de configuración en las paredes. ....	54
Figura 40. Líneas de corriente en $t=0.2s$ . ....	58
Figura 41. Comportamiento del gasto durante la etapa de desalojo. ....	58
Figura 42. Datos del gasto volumétrico durante la etapa de desalojo. ....	59
Figura 43. Curva de ajuste para el gasto volumétrico $q(t)$ . ....	60
Figura 44. Sobre posición de los datos (en azul) y el polinomio de ajuste $qt$ (en rojo). ....	60
Figura 45. Distribución de velocidades en el plano simétrico etapa de desalojo $t=0.2$ [s]. ....	61
Figura 46. Líneas de corriente para $t=0.2[s]$ se observa la dirección del flujo que es desalojado durante el desalojo. ....	62
Figura 47. Distribución de presiones para $t=0.2[s]$ en plano simétrico respecto de la dirección Z. ....	63
Figura 48. Campo de presiones en la bomba en escala de colores. ....	63
Figura 49. Distribución de esfuerzos en el plano simétrico en función de Z. ....	64
Figura 50. Distribución de esfuerzos en las paredes de la bomba para $t=0.2$ [s] en dirección Z. ....	65
Figura 51. Líneas de corriente para $t=0.52s$ ....	66
Figura 52. Datos del gasto volumétrico en las entradas para la etapa de bombeo. ....	66
Figura 53. Curva de ajuste en color rojo y puntos de datos en azul. ....	67
Figura 54. Distribución de velocidades para $t=0.6$ [s] en dirección Z. ....	68
Figura 55. Líneas de corriente en el paso de tiempo $t=0.6$ [s]. ....	69
Figura 56. Distribución de presiones en el plano simétrico para $t=0.6$ [s] en dirección Z. ....	70
Figura 57. Distribución de presiones en $t=0.4$ [s] en dirección Z. ....	70
Figura 58. Campo de presiones para el paso de tiempo $t=0.6$ [s] ....	71
Figura 59. Distribución de esfuerzos en el plano simétrico para $t=0.6$ [s] ....	71
Figura 60. Distribución de esfuerzos cortantes en la pared de la bomba en $t=0.6$ [s]. ....	72

# Apéndice I

## Revisión a los modelos físicos en ANSYS Fluent™

ANSYS Fluent™ ofrece un compendio de herramientas de modelado para un amplio rango de problemas de flujo ya sean incompresibles, compresibles, turbulentos, laminares, etc. Adicionalmente estas herramientas pueden ser configuradas para análisis de flujo estacionario o no estacionario. Todo esto se ofrece con una enorme cantidad de modelos matemáticos para los fenómenos de transporte como son transferencia de calor y reacciones químicas. Algunos ejemplos de aplicaciones de ANSYS Fluent™ incluyen flujos laminares no-newtonianos en combinación con transferencia de calor en turbomáquinas y componentes del motor en automóviles, también combustión de carbón en calderas, flujos aerodinámicos, flujo a través de compresores, bombas y ventiladores.

Para que el modelado del flujo en equipos y procesos industriales sea posible se ofrecen variadas y útiles características. Algunas de ellas son medios porosos, parámetros concentrados (ventiladores e intercambiadores de calor), transferencia de calor y flujos periódicos, remolinos y modelos con marcos de referencia móviles.

## Continuidad y ecuaciones de momentum.

Para todos los flujos Fluent™ resuelve las ecuaciones de masa y momentum. Para flujos que involucran transferencia de calor o son compresibles se resuelve adicionalmente la ecuación de conservación de la energía. Para fluidos que involucran mezcla de especies o reacciones se resuelve una ecuación de conservación de especies.

A continuación, se mostrarán las ecuaciones de conservación que son empleadas para un flujo laminar en un sistema de referencia no inercial.

### Ecuación de la conservación de la masa.

La ecuación de la conservación de la masa también conocida como ecuación de continuidad puede ser descrita como sigue.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v}) = S_m$$

Esta ecuación es la forma general de la conservación de la masa y es válida para flujo compresible y para flujo incompresible. La fuente  $S_m$  es la masa añadida a la fase continua de la segunda fase discreta (por ejemplo, debido a la vaporización de gotas líquidas) y alguna fuente definida por el usuario.

Para modelos 2D de geometrías axial simétricas, la ecuación de la continuidad es dada por.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x} (\rho v_x) + \frac{\partial}{\partial r} (\rho v_r) + \frac{\rho v_r}{r} = S_m$$

Donde  $x$  es la coordenada axial,  $r$  es la coordenada radial,  $v_x$  es la velocidad axial, y  $v_r$  es la velocidad radial.

## Ecuación de conservación del momentum

Conservación del momentum en un sistema de referencia no inercial es descrito por:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \vec{v}) + \nabla \cdot (\rho \vec{v} \vec{v}) = -\nabla p + \nabla \cdot (\vec{\tau}) + \rho \vec{g} + \vec{F}$$

Donde  $p$  es la presión estática,  $\vec{\tau}$  es el tensor de esfuerzos que se describirá a continuación,  $\rho \vec{g}$  y  $\vec{F}$  son la fuerza gravitacional y las fuerzas de cuerpo externas respectivamente.  $\vec{F}$  también contiene otros términos de generación como son los medios porosos o algún otro definido por el usuario.

El tensor de esfuerzos  $\vec{\tau}$  esta dado por:

$$\vec{\tau} = \mu \left[ (\nabla \vec{v} - \nabla \vec{v}^T) - \frac{2}{3} \nabla \cdot \vec{v} I \right]$$

Donde  $\mu$  es la viscosidad molecular,  $I$  es el tensor identidad y el segundo término de la mano derecha es el efecto de la dilatación del volumen.

## Flujo monofásico o flujo simple.

Para un campo escalar arbitrario  $\phi_k$ , Ansys Fluent™ resuelve lo siguiente:

$$\frac{\partial \rho \phi_k}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_i} \left( \rho u_i \phi_k - \Gamma_k \frac{\partial \phi_k}{\partial x_i} \right) = S_{\phi_k} \quad k = 1, \dots, n$$

Donde  $\Gamma_k$  y  $S_{\phi_k}$  son el coeficiente de difusión y el termino fuente, son evaluados para cada  $n$  número de ecuaciones escalares. Note que  $\Gamma_k$  es definida como un tensor para la difusividad anisótropa. El termino de difusión queda como  $\nabla \cdot (\Gamma_k \cdot \phi_k)$ .

Para una difusividad isotrópica,  $\Gamma_k$  puede ser escrita como  $\Gamma_k I$  donde  $I$  es la matriz identidad.

Para casos de estado estacionario, ANSYS resuelve una de las tres ecuaciones siguientes:

- Si el flujo convectivo no es calculado, Fluent™ resuelve la ecuación:

$$-\frac{\partial}{\partial x_i} \left( \Gamma_k \frac{\partial \phi_k}{\partial x_i} \right) = S_{\phi_k} \quad k = 1, \dots, n$$

- Si el flujo convectivo es calculado con el flujo másico, Fluent™ resuelve la ecuación:

$$\frac{\partial}{\partial x_i} \left( \rho u_i \phi_k - \Gamma_k \frac{\partial \phi_k}{\partial x_i} \right) = S_{\phi_k} \quad k = 1, \dots, n$$

- También es posible especificar una función definida por el usuario para el cómputo del flujo convectivo. En este caso el flujo de masa es asumido de la forma:

$$F = \int_S \rho \vec{u} \cdot d\vec{S}$$

Donde  $d\vec{S}$  es el vector área.

## Flujos usando mallas dinámicas y mallas deslizantes.

Los modelos de malla dinámica le permiten al usuario mover las fronteras de una zona relativa a una celda a otras fronteras de zona y ajustar la malla acordemente. El movimiento de las fronteras puede ser **rígido** como en los pistones moviéndose dentro del cilindro de un motor, **deformable** como en los alerones de un avión o **elástico** como la pared de una arteria respondiendo al pulso del corazón.

En cualquier caso, los nodos deben ser actualizados en función del tiempo, inclusive si los flujos evaluados son en estado estacionario.

### Teoría de malla dinámica.

Los modelos de malla dinámica en ANSYS Fluent™ pueden ser usados para flujos donde la forma de las fronteras del dominio cambia con el tiempo. El modelo de malla dinámica puede ser aplicado para flujos monofásicos o multifásicos. La ecuación genérica de transporte aplica para todos los modelos, como: turbulencia, energía, especies, fases y más. El modelo de malla dinámica puede ser empleado en aplicaciones de flujo estacionario.

El movimiento puede ser descrito por el usuario; por ejemplo: el usuario puede especificar la velocidad angular, desplazamiento del centro de gravedad de un cuerpo sólido respecto al tiempo; también puede ser determinada por el movimiento basado en la solución de Fluent™, empleando el solucionador de seis grados de libertad (6DOF).

La actualización del volumen de la malla es manejado de forma automática por el programa en cada paso de tiempo basado en las nuevas posiciones de las fronteras. Para usar el modelo de malla dinámica es necesario que el usuario ingrese un volumen de malla y la descripción del movimiento de alguna zona en el modelo. Fluent™ permite ingresar la descripción del movimiento de las fronteras por *profiles, user define functions o el 6DOF solver*.

### Ecuaciones de conservación

Para la malla dinámica la forma integral de la ecuación de conservación para un campo escalar  $\phi$  o un volumen arbitrario  $V$  cuya frontera se está moviendo puede ser escrita como:

$$\frac{d}{dt} \int_V \rho \phi dV + \int_{\partial V} \rho \phi (\vec{u} - \vec{u}_g) \cdot d\vec{A} = \int_{\partial V} \Gamma \nabla \phi \cdot d\vec{A} + \int_V S_\phi dV$$

Donde

$\rho$  es la densidad del fluido.

$\vec{u}$  es el vector velocidad.

$\vec{u}_g$  es la velocidad de la malla móvil

$\Gamma$  es el coeficiente de difusión

$S_\phi$  es el termino fuente de  $\phi$

Donde,  $\partial V$  es usada para representar la frontera del volumen de control.  $V$ .

**Termino no estacionario de la ecuación de conservación en un esquema de primer orden.**

Para la fórmula de la diferencia hacia atrás de primer orden en el término no estacionario puede ser reescrito como:

$$\frac{d}{dt} \int_V \rho \phi dV = \frac{(\rho \phi V)^{n+1} - (\rho \phi V)^n}{\Delta t}$$

Donde  $n$  y  $n + 1$  denota su respectiva cantidad en el tiempo actual y el siguiente nivel respectivamente. El  $(n + 1)$  enesimo volumen es computado de:

$$V^{n+1} = V^n + \frac{dV}{dt} \Delta t$$

Donde  $\frac{dV}{dt}$  es la derivada del volumen en el tiempo del volumen de control. En función de satisfacer la ley de conservación, la deriva del volumen de control es computada por:

$$\frac{dV}{dt} = \int_{\partial V} \vec{u}_g \cdot d\vec{A} = \sum_f^{n_f} \vec{u}_{g,j} \cdot d\vec{A}$$

Donde  $n_f$  es el número de caras en el volumen de control y  $\vec{A}_j$  es el área  $j$  del vector. El producto punto  $\vec{u}_{g,j} \cdot \vec{A}$  es cada cara del volumen es calculado por:

$$\vec{u}_{g,j} \cdot \vec{A}_j = \frac{\partial V_j}{\Delta t}$$

Donde  $\partial V_j$  es el cambio de volumen por la cara  $j$  sobre el paso de tiempo  $\Delta t$ .

**Termino no estacionario de la ecuación de conservación en un esquema de segundo orden.**

Para la fórmula de la diferencia hacia atrás de segundo orden de la ecuación de continuidad la derivada en el tiempo puede ser escrita como:

$$\frac{d}{dt} \int_V \rho \phi dV = \frac{3(\rho \phi V)^{n+1} - 4(\rho \phi V)^n + (\rho \phi V)^{n-1}}{2\Delta t}$$

Donde  $n$  y  $n + 1$  denotan el tiempo actual y el siguiente nivel respectivamente.

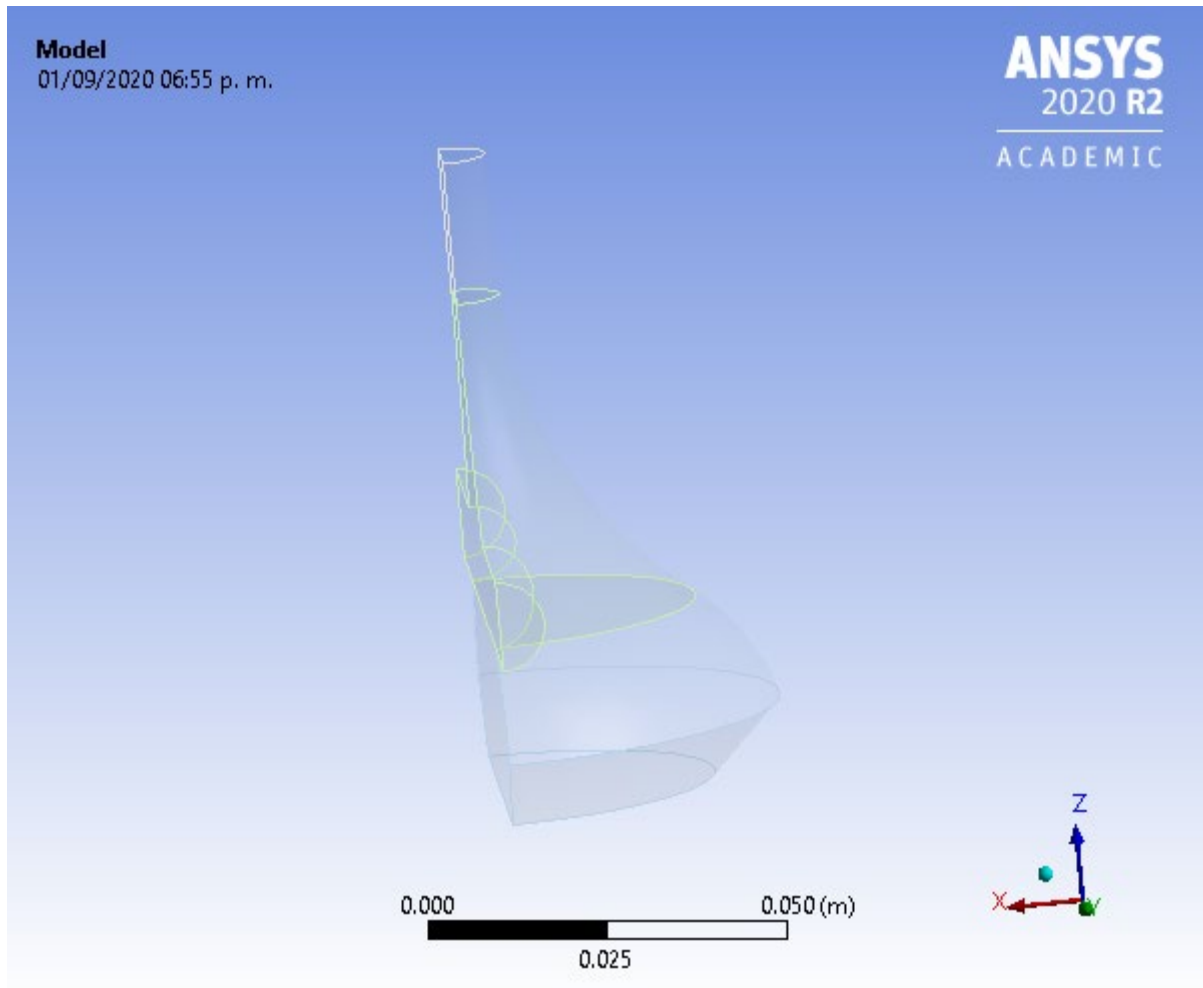
En el caso de un esquema diferencial de segundo orden la derivada en el tiempo del volumen de control es computada en la misma manera que en el esquema de primer orden. Para el caso del producto punto de  $\vec{u}_{g,j} \cdot \vec{A}$  es el esquema de segundo orden cada cara del volumen de control es calculada:

$$(\vec{u}_{g,j} \cdot \vec{A})^{n+1} = \frac{3}{2} (\vec{u}_{g,j} \cdot \vec{A})^n - \frac{1}{2} (\vec{u}_{g,j} \cdot \vec{A})^{n-1} = \frac{3}{2} \left( \frac{\delta V_j}{\delta t} \right)^n - \frac{1}{2} \left( \frac{\delta V_j}{\delta t} \right)^{n-1}$$

Donde  $(\delta V_j)^n$  y  $(\delta V_j)^{n-1}$  son los cambios de volumen para las caras del volumen de los tiempos previos y del paso de tiempo actual.

# Apéndice II

Reporte la malla



Units

TABLE 1

Unit System	Metric (m, kg, N, s, V, A) Degrees rad/s Celsius
-------------	--

Angle	Degrees
Rotational Velocity	rad/s
Temperature	Celsius

## Model (H3)

### Geometry

**TABLE 2**  
**Model (H3) > Geometry**

Object Name	<i>Geometry</i>
State	Fully Defined
<b>Definition</b>	
Source	C:\Users\isuar\Desktop\Laminar_completo\Simulacion20_miercoles26febrero\Viscoso_correcciones_files\dp0\Geom-1\DM\Geom-1.agdb
Type	DesignModeler
Length Unit	Meters
<b>Bounding Box</b>	
Length X	4.e-002 m
Length Y	0.1 m
Length Z	9.e-002 m
<b>Properties</b>	
Volume	7.0972e-005 m <sup>3</sup>
Scale Factor Value	1.
<b>Statistics</b>	
Bodies	3
Active Bodies	3
Nodes	54951
Elements	274577
Mesh Metric	None

Update Options	
Assign Default Material	No
Basic Geometry Options	
Parameters	Independent
Parameter Key	
Attributes	Yes
Attribute Key	
Named Selections	Yes
Named Selection Key	
Material Properties	Yes
Advanced Geometry Options	
Use Associativity	Yes
Coordinate Systems	Yes
Coordinate System Key	
Reader Mode Saves Updated File	No
Use Instances	Yes
Smart CAD Update	Yes
Compare Parts On Update	No
Analysis Type	3-D
Clean Bodies On Import	No



Stitch Surfaces On Import	None
Decompose Disjoint Geometry	Yes
Enclosure and Symmetry Processing	Yes

**TABLE 3**  
**Model (H3) > Geometry > Body Groups**

Object Name	<i>Fluid</i>
State	Meshed
<b>Graphics Properties</b>	
Visible	Yes
<b>Definition</b>	
Suppressed	No
Assignment	
Coordinate System	Default Coordinate System
<b>Bounding Box</b>	
Length X	4.e-002 m
Length Y	0.1 m
Length Z	9.e-002 m
<b>Properties</b>	
Volume	7.0972e-005 m <sup>3</sup>
<b>Statistics</b>	
Nodes	54951
Elements	274577
Mesh Metric	None
<b>CAD Attributes</b>	
DMBodyGroup	4

**TABLE 4**  
**Model (H3) > Geometry > Fluid > Parts**

Object Name	<i>Solid</i>	<i>Solid</i>	<i>Solid</i>
State	Meshed		
<b>Graphics Properties</b>			
Visible	Yes		

Transparency	0.1		
<b>Definition</b>			
Suppressed	No		
Coordinate System	Default Coordinate System		
Treatment	None		
Reference Frame	Lagrangian		
<b>Material</b>			
Assignment			
Fluid/Solid	Defined By Geometry (Fluid)		
<b>Bounding Box</b>			
Length X	6.25e-003 m	4.e-002 m	2.9607e-002 m
Length Y	1.25e-002 m	8.e-002 m	0.1 m
Length Z	2.e-002 m	2.5e-002 m	4.5e-002 m
<b>Properties</b>			
Volume	1.2272e-006 m <sup>3</sup>	5.0051e-005 m <sup>3</sup>	1.9694e-005 m <sup>3</sup>
Centroid X	-2.648e-003 m	-1.5261e-002 m	-7.464e-003 m
Centroid Y	1.6824e-007 m	2.4472e-011 m	-5.2505e-007 m
Centroid Z	6.9999e-002 m	2.4104e-003 m	2.5653e-002 m
<b>Statistics</b>			
Nodes	2226	33414	20939
Elements	1760	171328	101489
Mesh Metric	None		

**TABLE 5**  
**Model (H3) > Materials**

Object Name	<i>Materials</i>
State	Fully Defined
<b>Statistics</b>	
Materials	0
Material Assignments	0

## Coordinate Systems

**TABLE 6**  
**Model (H3) > Coordinate Systems > Coordinate System**

Object Name	<i>Global Coordinate System</i>
State	Fully Defined
<b>Definition</b>	
Type	Cartesian

Coordinate System ID	0.
<b>Origin</b>	
Origin X	0. m
Origin Y	0. m
Origin Z	0. m
<b>Directional Vectors</b>	
X Axis Data	[ 1. 0. 0. ]
Y Axis Data	[ 0. 1. 0. ]
Z Axis Data	[ 0. 0. 1. ]

## Connections

**TABLE 7**  
**Model (H3) > Connections**

Object Name	<i>Connections</i>
State	Fully Defined
<b>Auto Detection</b>	
Generate Automatic Connection On Refresh	Yes
<b>Transparency</b>	
Enabled	Yes

## Mesh

**TABLE 8**  
**Model (H3) > Mesh**

Object Name	<i>Mesh</i>
State	Solved
<b>Display</b>	
Display Style	Use Geometry Setting
<b>Defaults</b>	
Physics Preference	CFD
Solver Preference	Fluent
Element Order	Linear
Element Size	1.e-003 m
Export Format	Standard
Export Preview Surface Mesh	No
<b>Sizing</b>	
Use Adaptive Sizing	No
Growth Rate	Default (1.2)
Max Size	Default (2.e-003 m)

Mesh Defeaturing	Yes
Defeature Size	Default (5.e-006 m)
Capture Curvature	Yes
Curvature Min Size	Default (1.e-005 m)
Curvature Normal Angle	Default (18.0°)
Capture Proximity	No
Bounding Box Diagonal	0.14036 m
Average Surface Area	9.2405e-004 m <sup>2</sup>
Minimum Edge Length	1.25e-002 m
<b>Quality</b>	
Check Mesh Quality	Yes, Errors
Target Skewness	0.4
Smoothing	Medium
Mesh Metric	None
<b>Inflation</b>	
Use Automatic Inflation	None
Inflation Option	Smooth Transition
Transition Ratio	0.272
Maximum Layers	5
Growth Rate	1.2
Inflation Algorithm	Pre
View Advanced Options	No
<b>Advanced</b>	
Number of CPUs for Parallel Part Meshing	Program Controlled
Straight Sided Elements	
Rigid Body Behavior	Dimensionally Reduced
Triangle Surface Mesher	Program Controlled
Topology Checking	Yes
Pinch Tolerance	Default (9.e-006 m)
Generate Pinch on Refresh	No
<b>Statistics</b>	
Nodes	54951
Elements	274577

## Named Selections

**TABLE 9**  
**Model (H3) > Named Selections > Named Selections**

Object Name	<i>Piston</i>	<i>Membrane</i>	<i>Wall</i>	<i>Inlets</i>	<i>Outlet</i>	<i>Symmetric</i>
State	Fully Defined					
<b>Scope</b>						
Scoping Method	Geometry Selection					
Geometry	1 Face	5 Faces	2 Faces	1 Face	3 Faces	
<b>Definition</b>						
Send to Solver	Yes					
Protected	Program Controlled					
Visible	Yes					
Program Controlled Inflation	Exclude					
<b>Statistics</b>						
Type	Imported					
Total Selection	1 Face	5 Faces	2 Faces	1 Face	3 Faces	
Surface Area	1.4066e-003 m <sup>2</sup>	1.5533e-003 m <sup>2</sup>	5.7628e-003 m <sup>2</sup>	1.221e-004 m <sup>2</sup>	6.1048e-005 m <sup>2</sup>	3.9365e-003 m <sup>2</sup>
Suppressed	0					
Used by Mesh Worksheet	No					

## Apéndice III

### Teoría del modelo RNG $k - \varepsilon$ para turbulencia.

#### Ecuaciones de transporte para el modelo RNG

El modelo RNG tiene una descripción similar a modelo estándar:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho k) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho k u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left( \alpha_k u_{eff} \frac{\partial k}{\partial x_j} \right) + G_k + G_b - \rho \varepsilon - Y_M + S_k$$

Además:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \varepsilon) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho \varepsilon u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left( \alpha_\varepsilon u_{eff} \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right) + C_{1\varepsilon} \frac{\varepsilon}{k} (G_k + C_{3\varepsilon} G_b) - C_{2\varepsilon} \rho \frac{\varepsilon^2}{k} - R_\varepsilon + S_\varepsilon$$

En estas ecuaciones,  $G_k$  representa la generación de energía cinética de turbulencia debido a los gradientes de velocidad.  $G_b$  representa la generación de energía de turbulencia cinética debido al vacío y está presente solo si: existe un gradiente de temperaturas y un campo gravitacional simultáneamente.  $Y_M$  representa la contribución de la fluctuación de la dilatación de la turbulencia compresible sobre la tasa de disipación general, se puede revisar en la documentación de ANSYS ya que nuestro modelo es flujo incompresible y no presenta estos efectos. Finalmente, las cantidades  $\alpha_k$  y  $\alpha_\varepsilon$  son los números efectivos de Prandtl para  $k$  y  $\varepsilon$  respectivamente.  $S_k$  y  $S_\varepsilon$  son fuentes de turbulencia definidas por el usuario.

#### Producción de la turbulencia en los modelos de $k - \varepsilon$ .

El término  $G_k$  representa la producción de la turbulencia de la energía cinética es modelada de forma idéntica para todos los modelos  $k - \varepsilon$ . La definición exacta de la ecuación de transporte  $k$  puede ser definido como:

$$G_k = -\overline{\rho u'_i u'_j} \frac{\partial u_j}{\partial x_j}$$

Para evaluar  $G_k$  en una manera consistente con la teoría Boussinesq.

$$G_k = \mu_t S^2$$

Donde  $S$  es el módulo del tensor principal de esfuerzos definido como:

$$S = \sqrt{2S_{ij}S_{ji}}$$

Cuando se usan altos números de Reynolds se usa  $u_{eff}$  en vez de  $\mu_t$

## Modelo de la viscosidad efectiva.

El proceso de eliminación a escala en la teoría RNG resulta en una ecuación diferencial para la viscosidad de la turbulencia.

$$d\left(\frac{\rho^2 k}{\sqrt{\varepsilon\mu}}\right) = 1.72 \frac{\hat{v}}{\sqrt{\hat{v}^3 - 1 + C_v}} d\hat{v}$$
$$\hat{v} = \frac{\mu_{eff}}{\mu}$$
$$C_v \approx 100$$

Esta ecuación es integrada para obtener una descripción aproximada de como el transporte efectivo de la turbulencia varia con el número de Reynolds efectivo (o escala Eddy), permitiendo que el modelo mejore con números de Reynolds bajos con flujos cerca de las paredes.

El número de Reynolds limite es:

$$\mu_t = \rho C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon}$$

Con  $C_\mu = 0.0845$ , derivado de la teoría usada en RNG es muy interesante decir que  $C_\mu$  tiene un muy parecido al valor empírico de 0.09 usado en el modelo estándar.

En Ansys Fluent™ por defecto la viscosidad efectiva viene configurada usando altos números de Reynolds. Sin embargo, es posible activar la opción de usar la relación diferencial dada por la ecuación anterior y evaluar los efectos de bajos números de Reynolds.

## Modificación en la vorticidad del modelo RNG

La turbulencia en general es afectada por la vorticidad o rotación en el flujo principal. El modelo RNG ofrece una opción para tomar en cuenta los efectos de los vórtices o rotación por la modificación de la viscosidad turbulenta de forma apropiada. La modificación se realiza en forma de la siguiente función.

$$\mu_t = \mu_{t0} f\left(\alpha_s, \Omega, \frac{k}{\varepsilon}\right)$$

Donde  $\mu_{t0}$  es el valor de la viscosidad turbulenta calculada sin la modificación de la vorticidad usando cualquiera de sus dos variables ( para números altos o bajos de Reynolds).  $\Omega$  es un numero característico de vorticidad evaluado dentro del programa.  $\alpha_s$  es una constante de vorticidad que asume diferentes valores dependiendo si el flujo es muy rotacional o si tiene una media cantidad de vórtices. La modificación de la vorticidad siempre toma efectos para modelos con tridimensionales, axisimétricos, flujos con vorticidad o donde el modelo RNG es seleccionado. Para flujos con media vorticidad  $\alpha_s$  es configurado con un valor de 0.07 pero puede ser mayor para flujos con mayor vorticidad.

## Calculando los números de Prandtl efectivos inversos.

Los números inversos de Prandtl  $a_k$  y  $a_\varepsilon$  son computados usando la siguiente formula derivada analíticamente de la teoría RNG.

$$\left|\frac{\alpha - 1.3929}{a_0 - 1.3929}\right|^{0.6321} \left|\frac{\alpha + 2.3929}{a_0 + 2.3929}\right|^{0.3679} = \frac{\mu_{mol}}{\mu_{eff}}$$

Donde  $a_0 = 1.0$ . Para altos números de Reynolds el límite es:

$$\left( \frac{\mu_{mol}}{\mu_{eff}} \ll 1 \right) \text{ para } a_k = a_\varepsilon \approx 1.393$$

### El termino $R - \varepsilon$ en la ecuación $\varepsilon$ .

La principal diferencia entre el modelo RNG y el modelo estándar es el termino adicional en la ecuación  $\varepsilon$ . Este término adicional es:

$$R_\varepsilon = \frac{C_\mu \rho \eta^3 \left(1 - \frac{\eta}{\eta_0}\right) \varepsilon^2}{1 + \beta \eta^3} \frac{1}{k}$$

Donde  $\eta \equiv S \frac{k}{\varepsilon}$ ,  $\eta_0 = 4.38$ ,  $\beta = 0.012$

Los efectos de este término en la RNG ecuación pueden ser visualizados de mejor forma si la ecuación:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho\varepsilon) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho\varepsilon u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left( \alpha_\varepsilon u_{eff} \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right) + C_{1\varepsilon} \frac{\varepsilon}{k} (G_k + C_{3\varepsilon} G_b) - C_{2\varepsilon} \rho \frac{\varepsilon^2}{k} - R_\varepsilon + S_\varepsilon$$

Se reconfigura y se emplea la ecuación de  $R_\varepsilon$ .

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho\varepsilon) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho\varepsilon u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left( \alpha_\varepsilon u_{eff} \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right) + C_{1\varepsilon} \frac{\varepsilon}{k} (G_k + C_{3\varepsilon} G_b) - C_{2\varepsilon}^* \rho \frac{\varepsilon^2}{k}$$

Entonces  $C_{2\varepsilon}^*$  es igual a:

$$C_{2\varepsilon}^* = C_{2\varepsilon} + \frac{C_\mu \rho \eta^3 \left(1 - \frac{\eta}{\eta_0}\right)}{1 + \beta \eta^3}$$

En regiones donde  $\eta < \eta_0$  el termino  $R$  hace una contribución positiva y  $C_{2\varepsilon}^*$  se hace mayor que  $C_{2\varepsilon}$ . En la capa logarítmica, por ejemplo, se puede demostrar que  $\eta \approx 3.0$ , dando  $C_{2\varepsilon}^* \approx 2.0$ , que está cerca en magnitud al valor de  $C_{2\varepsilon}$  en el modelo estándar. Como resultado, para flujos residuales débiles o moderados, el modelo RNG tiende a dar resultados en gran medida comparables al modelo estándar.

Sin embargo, en regiones de alta tasa de deformación ( $\eta > \eta_0$ ), el término  $R$  hace una contribución negativa, haciendo que el valor de  $C_{2\varepsilon}^*$  menor que  $C_{2\varepsilon}$ . En comparación con el modelo estándar, la menor destrucción de  $\varepsilon$  aumenta el valor de  $\varepsilon$ , reduciendo  $k$  y finalmente, la viscosidad efectiva. Como resultado, en flujos altamente residuales, el modelo RNG produce una viscosidad turbulenta menor que el modelo estándar.

Por lo tanto, el modelo RNG es más sensible a los efectos de la tensión rápida y la curvatura de las líneas de corriente que el modelo estándar, lo que explica el rendimiento superior del modelo RNG para ciertas clases de flujos.



### **Constantes del modelo**

Las constantes del modelo  $C_{1\varepsilon}$  y  $C_{2\varepsilon}$  tiene valores analíticos derivados de la teoría del modelo RNG. Los valores usados por defecto en el programa son:

$$C_{1\varepsilon} = 1.42 \text{ y } C_{2\varepsilon} = 1.68$$