



República de Cuba  
Ministerio de Educación Superior  
Instituto Superior Minero Metalúrgico de Moa  
*“Dr. Antonio Núñez Jiménez”*  
Facultad de Metalurgia y Electromecánica  
Departamento de Ingeniería Mecánica

## **TESIS EN OPCIÓN AL TÍTULO DE MÁSTER EN CIENCIAS TÉCNICAS**

**TÍTULO: DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE BOMBA  
PERISTÁLTICA EXTRACORPÓREA DE USO MÉDICO**

**Autor: Ing. Jesús Reinaldo Muñoz García**

**Tutores: Dr.C. Raúl Izquierdo Pupo  
Departamento de Ingeniería Mecánica  
Facultad de Metalurgia y Electromecánica  
Instituto Superior Minero Metalúrgico de Moa**

**Dr.C. Alberto Turro Breff  
Departamento de Ingeniería Mecánica  
Facultad de Metalurgia y Electromecánica  
Instituto Superior Minero Metalúrgico de Moa**

**Dr.C. Manuel Suárez Feliu  
Departamento de Ingeniería Mecánica  
Facultad de Metalurgia y Electromecánica  
Instituto Superior Minero Metalúrgico de Moa**

**Caracas, 2009**

## **RESUMEN**

En el presente trabajo se hace una sinopsis sobre la utilización, aplicación y perspectivas de los impulsores peristálticos del tipo extracorpóreos a nivel internacional y nacional. Se realiza un estudio de las partes constitutivas del prototipo de bomba peristáltica diseñada a partir de sus características técnicas, perfil de su traza y las propiedades físico mecánica del material y fluido circulante, para ello se emplean la teoría viscosa de líquidos y la teoría de diseño de Von Mises mediante el método de elemento finito. Se efectúa un razonamiento del nivel de utilización de este tipo de bomba en el ámbito médico, lo cual genera la característica portable del impulsor sanguíneo. De la capacidad de carga hidráulica causante de los síntomas de malestar general de coagulación, hemolisis y hematomas en el paciente, surge la necesidad del diseño de un regulador de presión que disminuye la amplitud del pulso sanguíneo causante de cuadros clínicos anteriores. Además se realiza una investigación de los parámetros tecnológicos de la bomba propuesta a partir de los resultados del estudio de las propiedades física de la sangre de un paciente venezolano.

## **SUMMARY**

In the present work a synopsis becomes on the use, application and perspective of external the peristaltic impellers of the type at international and national level. It is realized a study of the constituent parts of the prototype of designed peristaltic pump from his technical characteristics, profile of his plan and the properties physical mechanical of the material and circulating fluid, for it the viscous theory of liquids and the theory of design of Von Mises by means of the method of finite element are used. A reasoning of the level of use of this type of pump in the medical scope takes place, which generates the characteristic portable of the sanguineous impeller. From the hydraulic lifting capacity cause of the symptoms of general malaise of coagulation, hemolysis and hematomas in the patient, arises the necessity of the design of a pressure controller that diminishes the amplitude of the sanguineous pulse previous clinical picture cause. In addition it realizes an investigation of the technological parameters of the propose pump from the results of the study of the properties physical of the blood of a Venezuelan patient.

## **INDICE**

**Dedicatoria**

**Agradecimientos**

**Resumen**

**Introducción..... i**

**CAPÍTULO I. Análisis del estado actual de la investigación. Estado del arte.**

**1.1. Funciones del corazón como una bomba..... 12**

**1.2. Características del transporte corporal..... 13**

**1.3. Generalidades del bombeo peristáltico..... 15**

**1.4 Composición química de los fluidos corporales..... 18**

**1.5. Viscosidad de la Sangre..... 19**

**1.6. Hematocrito..... 20**

**1.7. Otros factores que afectan la viscosidad de la sangre..... 21**

**1.8. Régimen Laminar y Turbulento..... 22**

**1.9. Velocidad Crítica..... 23**

**1.10. Flujo en el Aparato Circulatorio..... 23**

**1.11. Ley de Hagen-Poiseuille..... 24**

**1.12. Hemodinámica..... 26**

<b>1.13. Resistencia y Caída de Presión.....</b>	<b>29</b>
<b>1.14. Presión Arterial.....</b>	<b>31</b>
<b>1.15. Volumen Minuto o Gasto Cardíaco.....</b>	<b>32</b>
<b>1.16. Retorno Venoso.....</b>	<b>32</b>
<b>1.17. Leyes de la Circulación .Ley del Caudal.....</b>	<b>33</b>
<b>1.18. Ley de las Velocidades.....</b>	<b>34</b>
<b>1.19. Ley de las Presiones.....</b>	<b>35</b>
<b>1.20. Trabajo Cardíaco.....</b>	<b>36</b>
<b>1.21. Potencia Cardíaca.....</b>	<b>37</b>
<b>1.22. Análisis de las fuentes bibliográficas.....</b>	<b>37</b>
<b>1.22. Factores humanos para el diseño y manufactura de equipos médicos.</b>	<b>41</b>
<b>Conclusiones del capítulo.....</b>	<b>42</b>

**Capítulo II. Metodología de diseño**

<b>2. Parámetros para el diseño de una bomba peristáltica como tarea multidisciplinaria.....</b>	<b>45</b>
<b>2.1. El proceso de diseño de la bomba peristáltica.....</b>	<b>46</b>
<b>2.1.1. Formulación del problema.....</b>	<b>47</b>

<b>2.1.2. Análisis del problema.....</b>	<b>47</b>
<b>2.1.3. La búsqueda de soluciones posibles al bombeo sanguíneo.....</b>	<b>50</b>
<b>2.1.3.1. Métodos búsqueda para introducir un sistema de impulsión sanguínea.....</b>	<b>51</b>
<b>2.1.4. La fase de decisión.....</b>	<b>53</b>
<b>2.1.5. Especificación de la solución (prototipo de bomba peristáltica de rodillo).....</b>	<b>55</b>
<b>2.1.5.1. Características de funcionamiento del prototipo de Bomba Peristáltica.....</b>	<b>56</b>
<b>2.1.5.2. Atributos físicos del prototipo de bomba peristáltica.....</b>	<b>57</b>
<b>Conclusiones del capítulo.....</b>	<b>61</b>
 <b>Capítulo III. Consideraciones de diseño en el desarrollo del prototipo de bomba peristáltica.</b>	
<b>3.1. Consideración de diseño para el caudal a través de una superficie elemental.....</b>	<b>63</b>
<b>3.2. Consideración de diseño según la teoría de flujo viscoso incompresible</b>	<b>64</b>
<b>3.3. Consideración de diseño según la teoría de Von Mises.....</b>	<b>67</b>
<b>3.4. Consideraciones de diseño del método de elemento finito.....</b>	<b>69</b>
<b>3.5. Características físicas de los materiales empleados en el desarrollo del</b>	

<b>prototipo de bomba.....</b>	<b>71</b>
<b>3.6. Velocidad de diseño del prototipo de bomba peristáltica extracorpórea.</b>	<b>73</b>
<b>3.7. Caudal nominal.....</b>	<b>76</b>
<b>3.8. Análisis de esfuerzos en el prototipo de bomba peristáltica.....</b>	<b>78</b>
<b>3.9. Diseño y manufactura ambiental.....</b>	<b>80</b>
<b>Conclusiones.....</b>	<b>83</b>
<b>Recomendaciones.....</b>	<b>84</b>
<b>Bibliografía.....</b>	<b>85</b>

**Anexos**

## Introducción

Las máquinas de impulsión sanguíneas generalmente tienen gran influencia sobre la vida de los pacientes; muchas de ellas han estado íntimamente relacionadas con importantes eventos políticos, sociales, y económicos de la historia. Por ejemplo, consideremos las acciones recíprocas de índole comercial, cultural y política entre diversas naciones cuando fueron apareciendo los primeros órganos artificiales y equipos de asistencia quirúrgicas capaces de sustituir funciones orgánicas, mantener la circulación durante el reemplazo de órganos enfermos y suministrar medicamentos para aliviar el dolor, la disminución de los fallecimientos y el incremento de la productividad biomédica. Los anteriores no son los únicos efectos de estos artefactos, ni tampoco son ellos los únicos objetos que han tenido importantes consecuencias para la humanidad.

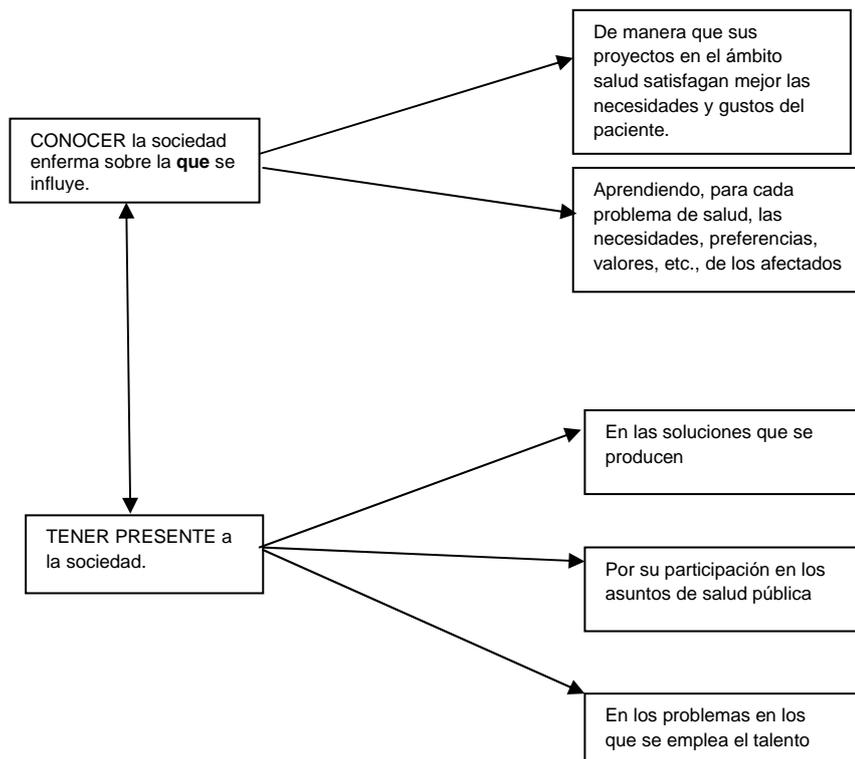
Los aparatos, estructuras y procesos tecnológicos del ámbito médico creados por los ingenieros en diseño no son diferentes en este aspecto. Tales obras influyen significativamente en el bienestar físico y la seguridad personal del paciente, en su locomoción, en la facilidad con que puede comunicarse, en la educación que necesita, en la duración de su vida, en el tiempo, contenido, exigencias físicas y estabilidad de su trabajo, en sus actividades de recreo y en su ambiente físico. De hecho, nuestros sistemas económicos, sociales, políticos son afectados y dependen notablemente de las obras de la ingeniería electromecánica.

Consideremos uno de estos aspectos, el ambiente corporal. El cuerpo humano densamente poblado, con sus diferentes órganos y fluidos corporales que al ser influenciados por los equipos médicos pueden ser afectados por hemólisis, coagulación, infecciones, hematomas. Todos estos son aspectos de nuestro ambiente corporal del que la ingeniería de equipos médicos es responsable en alto grado. Y obsérvese que se puede tener también un tratamiento extracorpóreo muy próximo a lo ideal, independientemente de cuáles sean las condiciones externas de caudal, presión, temperatura, conductividad, y humedad. Los efectos de este ambiente artificial no son sólo físicos. Recuérdese que el comportamiento de una persona está determinado

en parte por lo que la rodea durante el tratamiento médico, en consecuencia, los ingenieros influyen indirectamente sobre la conducta del paciente por medio de las obras que alteran el ambiente hospitalario de una comunidad.

La sensibilidad de un diseñador de equipos médicos al efecto de sus soluciones es importante por dos razones. El paciente, el personal médico y técnico interviene directamente en las obras que produzca, como usuarios, operadores y conservadores de ellas. De la efectividad con que los diseños satisfagan a la gente del ámbito médico dependerá especialmente el concepto que se formen de uno como ingeniero.

El diseñador de equipos médicos, deberá "conocer" la sociedad a la que afectarán sus soluciones y tener en cuenta el bienestar de ella (Fig. 1).



**Figura 1.** Factores que influyen en el diseño equipos médicos.

Por otra parte La industria de equipos médicos en la economía venezolana no ocupa ningún renglón exportable o rubro de la economía. El incremento del precio de equipos que involucran impulsión sanguínea se comporta a un ritmo creciente, alcanzando valores aproximados de 500 dólar/mes y 1000 dólar/mes por conceptos de mantenimiento y suministro de insumos por cada paciente. El gobierno venezolano se ha propuesto disminuir la dependencia tecnológica de este tipo de aparatos. Un elemento indispensable para lograr este objetivo es la proyección de investigaciones en el ámbito de la salud hasta lograr generar equipos de impulsión sanguínea tales como corazón, riñón, pulmón artificial que se adapten a la realidad nacional [11].

#### **Situación problemática actual.**

El desconocimiento nacional de una metodología de diseño y construcción de una bomba extracorpórea, de alta sensibilidad humana y tecnológica y con gastos de mantenimiento por aclimatación y operatividad de las mismas para las condiciones fisiológicas de un paciente.

#### **Formulación del problema científico.**

La necesidad de formular el diseño de una bomba peristáltica extracorpórea de alta sensibilidad humana y tecnológica para las condiciones fisiológicas de un paciente.

#### **Hipótesis del trabajo.**

Con la aplicación de una metodología de diseño se desarrolla el prototipo de una bomba peristáltica de equipos médicos con regulación de presión para los requerimientos de alta sensibilidad humana y tecnológica se da respuesta a las expectativas de un paciente.

#### **Objetivo general.**

Desarrollar un prototipo de bomba peristáltica de equipo médico que responda a las condiciones de sensibilidad humana de un paciente.

**Como objeto de la investigación.**

Un prototipo de bomba extracorpórea.

**Objetivos Específicos.**

1. Realizar la búsqueda en las fuentes bibliográficas que permita la actualización del tema de estudio.
2. Analizar códigos y normas de diseño de bombas peristálticas de uso médico.
3. Aplicar las leyes fundamentales de las teorías hidráulicas, resistencia mecánica y electromecánicas para cumplir con las exigencias fisiológicas y ambientales.
4. Presentar el prototipo de bomba peristáltica desarrollado.

## **Capítulo I. Análisis del estado actual de la investigación. Estado del arte.**

En esta fase del proceso de diseño se analizan la vasta acumulación de conocimientos humanos relacionados con la impulsión corpórea y extracorpórea de la sangre y modelos matemáticos, utilizados para pronosticar el comportamiento de presión y flujo de la sangre producto del funcionamiento del corazón.

### **1.1. Funciones del corazón como una bomba.**

El corazón humano es un músculo hueco, del tamaño del puño como mínimo. Está compuesto (Fig. 1.1.) de dos atrios (5) y (6) y dos ventrículos (8) y (9), en los que un atrio y un ventrículo forman una unidad. Las venas van hacia los atrios, las venas corporales (10) y (11) y las venas pulmonares (3). Las venas son vasos sanguíneos de pared delgada. En ellas no hay presión prácticamente. Las arterias salen del corazón, específicamente de los ventrículos, la arteria pulmonar (2) y la arteria corporal (1), también llamada arteria principal o aorta. La sangre es empujada bajo presión a las arterias. Es por ello que son de pared gruesa, musculosas y elásticas. Se habla de sístole cuando se contraen los ventrículos.

Se habla de diástole cuando el músculo se relaja luego para evitar que la sangre fluya en el sentido incorrecto durante la contracción del músculo cardíaco existen válvulas que evitan el flujo retrógrado. Entre el atrio y el ventrículo están las válvulas atrio-ventriculares (7). Las válvulas aórtica y pulmonar (4) evitan el flujo retrógrado de las arterias al ventrículo.

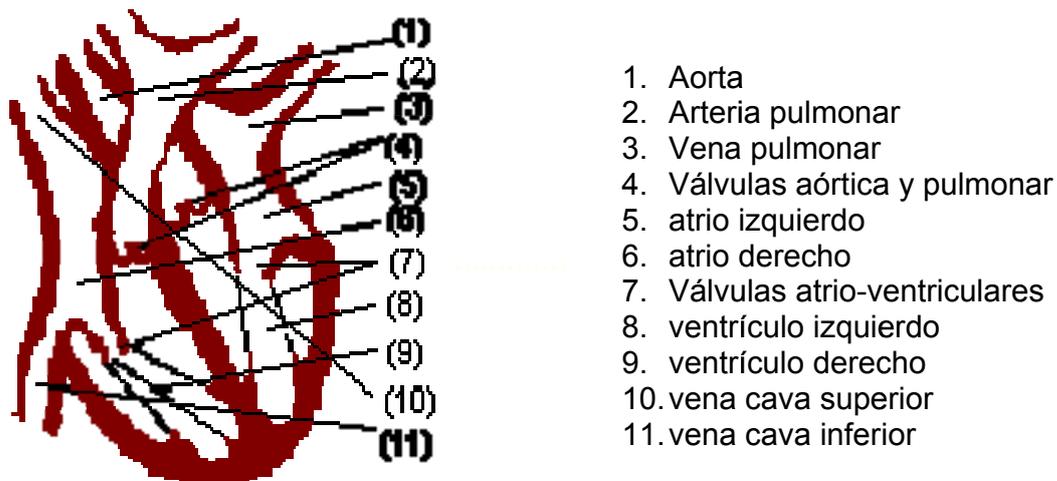


Figura 1.1.Vista general del corazón

## 1.2. Características del transporte corporal.

El sistema circulatorio es un sistema cerrado de conductos con una bomba que genera un régimen forzado por diferencia de presión. El corazón envía sangre a través de dos circuitos (Fig. 1.2.a), separados y sincronizados: la pequeña circulación y la gran circulación.

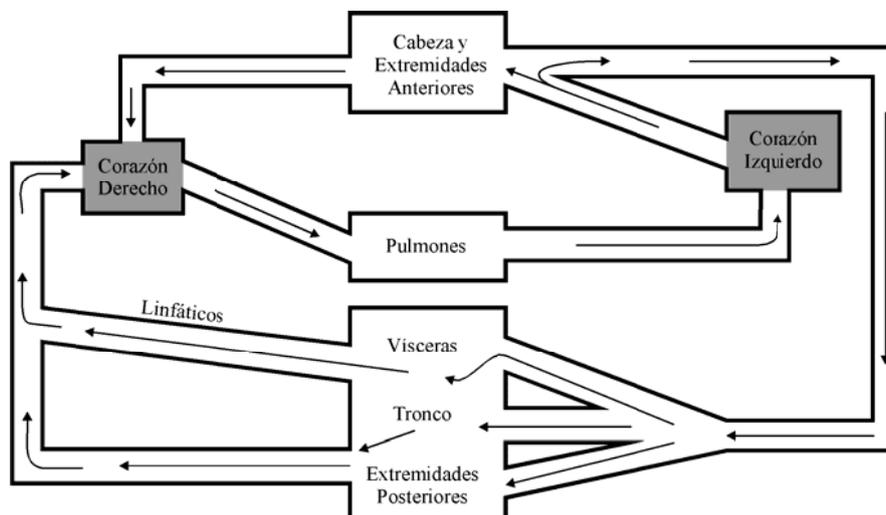
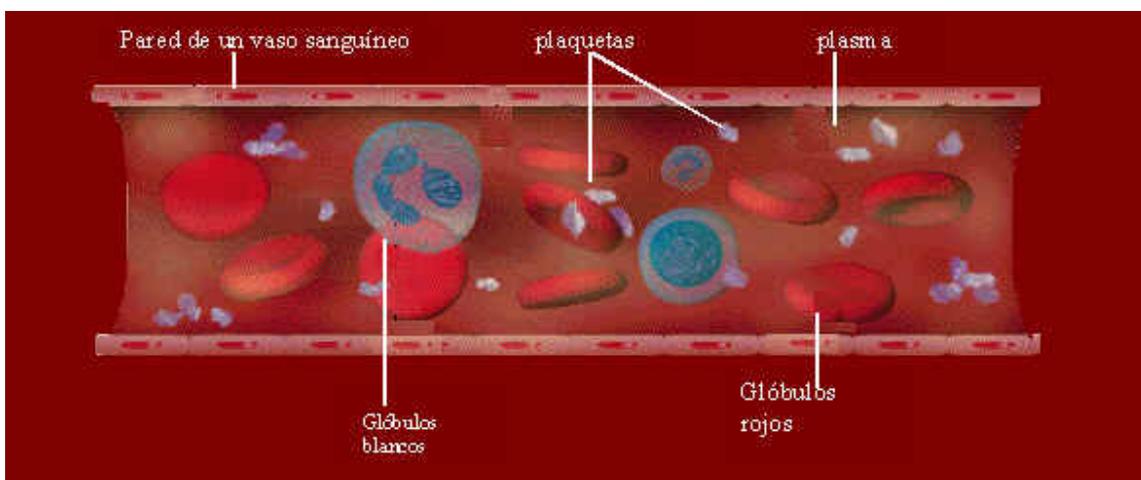


FIGURA 1.2.a.Flujo sanguíneo corporal

En la primera, denominada circulación pulmonar o menor, la sangre impulsada por el ventrículo derecho se dirige a los pulmones para oxigenarse y

luego, ya oxigenada, vuelve hacia la aurícula (atrio) izquierda. De allí, la sangre pasa al ventrículo izquierdo que lo impulsa hacia la gran circulación, circulación sistémica o general, recorriendo los tejidos e intercambiando sustancias, para volver por el sistema venoso a la aurícula derecha. La diferencia fundamental entre ambos ventrículos es que aunque ambos manejan la misma cantidad de sangre, la diferencia de presión para la circulación general (100 mmHg) es mucho más elevada que en el circuito menor (10 mmHg).

Los vasos sanguíneos que salen del corazón se llaman arterias. El corazón bombea con gran presión la sangre dentro de las arterias (figura 1.2.b). Es por ello que son de pared gruesa y musculosa. La sangre penetra en ellas con una onda de presión, que se puede sentir como pulso. Los vasos sanguíneos que llegan al corazón se llaman venas. Ellas son de pared delgada y tienen válvulas venosas cada cierta distancia. En ellas prácticamente no hay presión sanguínea. En las venas la sangre es transportada de manera prácticamente pasiva de una válvula venosa a la siguiente.



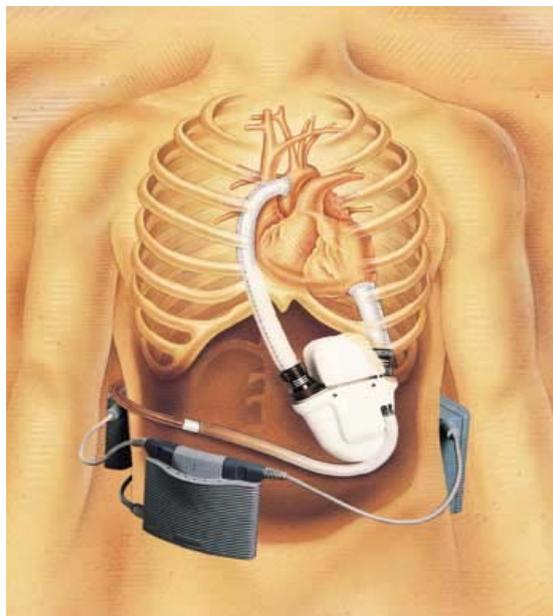
**Figura 1.2.b Transporte corporal**

La función aspiradora del corazón apoya este transporte. Las arterias que salen del corazón son muy anchas y gruesas al principio, se les llama arterias (Arteria corporal = Aorta). Conforme aumenta la distancia desde el corazón se ramifican cada vez más, se hacen más angostas y se llaman, entonces, arteriolas.

Finalmente son tan delgadas, que los glóbulos rojos apenas pueden pasar y se llaman capilares. Aquí se realiza el intercambio gaseoso y material. El líquido sanguíneo o glóbulos blancos pueden abandonar el vaso sanguíneo y se les encuentra, por ello, en los tejidos. Aquí termina prácticamente la influencia de la presión cardíaca y cuando los capilares se ensanchan para convertirse en vénulas, la sangre debe ser transportada sobre todo por efecto de los músculos, de las ondas de presión y de las válvulas venosas. Las vénulas se siguen ensanchando y se convierten en venas.

### 1.3. Generalidades del bombeo peristáltico.

Las bombas peristálticas de uso médico se diseñan y construyen en la mayoría de los países desarrollados, las cuales destacan las de tipo centrífugo de acción magnética, diafragma y las de rodillos, las dos primeras tienen aplicación en implantes corporales y que generalmente su conducto de succión y descarga van conectados a la arterias aorta y pulmonar.



**Figura 1.3.a.** Bomba de implante corporal del tipo “diafragma”

Los fluidos corporales transportados por las bombas implantadas en el cuerpo están formados por un líquido amarillento denominado plasma, en el que

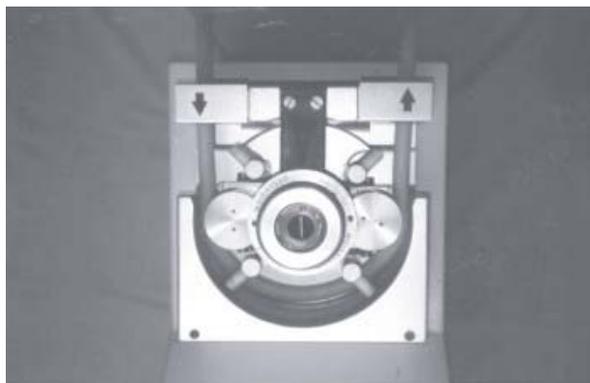
se encuentran en suspensión millones de células que suponen cerca del 45 % del volumen de la sangre total.

Estas bombas generan pulsos de presión por debajo de los 100 mmHg por lo que el daño a los corpúsculos sanguíneos es reducido y están diseñadas para asistir a la circulación en el caso que se produzca el fallo total del corazón.

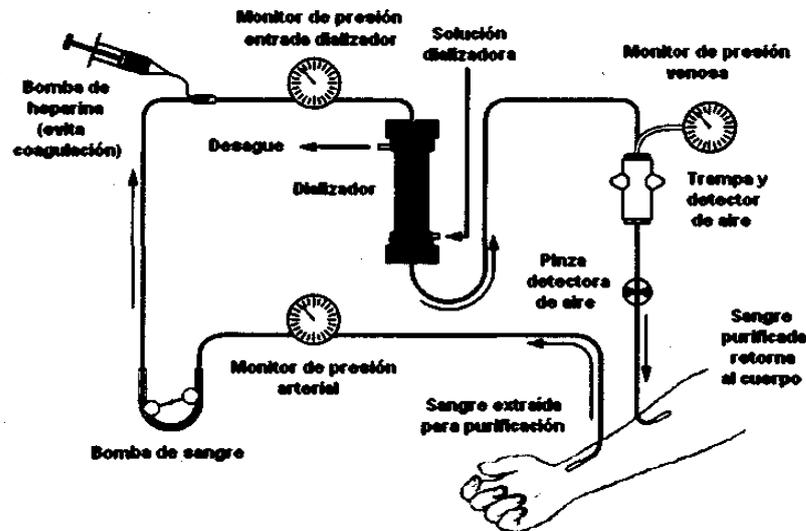
El caudal que generan las bombas magnéticas es proporcional a la velocidad del campo magnético y producen un caudal bastante uniforme.

Las bombas de diafragma producen un caudal fluctuante que están relacionados con la velocidad de desplazamiento de la membrana incorporada.

Las bombas peristálticas del tipo extracorpóreo, ofrecen un bombeo libre de contaminación y relativamente poco mantenimiento. Esto debido a que dicha bomba mantiene el fluido a impulsar dentro de un tubo distensible todo el tiempo, lo anterior es muy importante por dos razones: el fluido no puede contaminar la bomba y la bomba no puede contaminar el fluido, debido a que solamente la parte que se humedece es la tubería.



**Figura 1.3.b.**Bomba peristáltica de rodillo



**Figura 1.3.a.** Bombeo extracorpóreo mediante una bomba de rodillos

La tubería se debe reemplazar regularmente para evitar fugas o un servicio deficiente. Es típico que este procedimiento tome solo segundos, que puede ser una ventaja al usar la misma bomba para transferir o dispensar productos médicos, plasma sanguíneo, sangre etc., esto significa que hay una formulación de tubo distensible para cumplir cada necesidad de manejo de fluidos.

Este tipo de bomba de desplazamiento positivo genera un mecanismo de transporte peristáltico a través de un tubo circular el cual es estimulado por una onda elástica que se propaga en la pared del tubo distensible producto de sus contracciones y expansiones que originan un conjunto giratorio de rodillos que pasan a través de él. Este mecanismo es una causa natural de movimiento de fluidos en cuerpo de seres vivos, y de manera frecuente ocurre en órganos tales como uréteres, intestino, arterias, etc. Algunos gusanos y lombrices, usan la perístalsis como medio de locomoción. La bomba peristáltica cuando es usada para bombear sangre presenta un serio problema, que es la hemólisis o destrucción de los glóbulos rojos. Hay evidencia que la hemólisis está relacionado con los altos esfuerzos cortantes desarrollados por el aplastamiento del tubo. Esto implica que se debe tener una buena comprensión y análisis del movimiento del fluido para realizar diseños adecuados en este tipo de bombas, bajo este punto de

vista, se formulan dos modelos hidráulicos que se pueden aplicar a fluidos viscosos (sangre), Newtonianos (agua).

Las bombas peristálticas también son muy populares en aplicaciones de proceso donde puede ser importante mantener la esterilidad y prevenir la contaminación. Muchos tipos de tubería de bombas se pueden esterilizar usando métodos comunes tales como aplicación de radiación gamma o gas de óxido de etileno, y muchos sistemas facilitan las técnicas de vapor-en-sitio y limpieza-en-sitio. Esto garantiza la esterilidad completa de todo el sistema de la bomba y hace de las bombas peristálticas una alternativa muy interesante en relación a aquellas bombas que requieren de procesos de esterilización con mano de obra que consumen mucho tiempo.

#### **1.4 Composición química de los fluidos corporales.**

En una persona normal sana, el 45 % del volumen de su sangre son células, glóbulos rojos (la mayoría), glóbulos blancos y plaquetas. Un fluido claro y amarillento, llamado plasma, constituye el resto de la sangre. El plasma, del cual el 95% es agua, contiene también nutrientes como glucosa, grasas, proteínas, vitaminas, minerales y los aminoácidos necesarios para la síntesis de proteínas. El nivel de sal en el plasma es semejante al nivel de sal en el agua de mar.

**Tabla 1.4. - Valores Normales de los principales componentes químicos de la sangre.**

<b>PRINCIPALES PARÁMETROS</b>	<b>VALORES NORMALES</b>
Ácido úrico	20-70 mg/l
Albúmina	33-49 g/l
Amilasa	40-110 unidades
Bilirrubina	0,6-2,5 mg/dl
Calcio	90-110 mg/l
Colesterol	1,5-2,6 g/l
Cuerpos cetónicos (acetona, ácido	Trazas

acetilacético, ácido betahidroxibutírico)	
Creatinina	5-18 mg/l
Eritrocitos (glóbulos rojos)	4,5-5 millones/mm <sup>3</sup>
Hierro	0,7-1,7 mg/l
Fibrinógeno	3-5 g/l
Fosfatasa alcalina y fosfatasa ácida	5-13 unidades/l 0,5-4 unidades/l
Globulinas	20-24 g/l
Glucosa	0,8-1,1 g/l
Leucocitos (glóbulos blancos)	5.000-10.000 /mm <sup>3</sup>
Lípidos totales	5-8 g/l
Plaquetas	150.000-400.000/mm <sup>3</sup>
Proteínas totales plasmáticas	65-75 g/l
Sodio	3,1-3,4 g/l
transaminasa glutámico-oxalacética o GOT; glutámico-pirúvica o GPT)	2-40 unidades/l
Urea	0,1-0,5 g/l

### 1.5. Viscosidad de la Sangre

La sangre es un sistema bifásico formado por una suspensión de células, en su mayoría eritrocitos, en una solución acuosa coloidal. La viscosidad es una propiedad del fluido en relación con la fricción interna de las capas adyacentes de líquidos sanguíneos deslizantes entre sí así como la fricción generada entre la sangre y la pared del ducto sanguíneo.

La viscosidad del plasma es de aproximadamente 1,8 veces la viscosidad del agua (lo que se denomina relación de viscosidad) a 37 ° C y está relacionada con la composición de las proteínas plasmáticas. El plenario sanguíneo tiene una

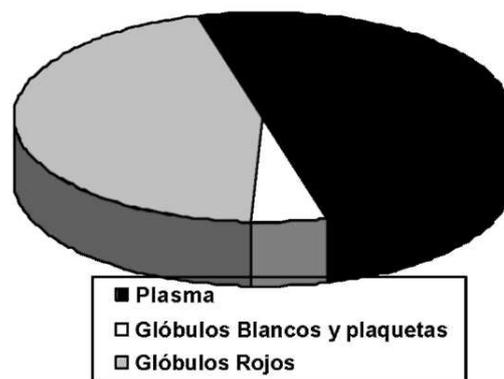
viscosidad relativa de 3-4 dependiendo del hematocrito, la temperatura, y caudal. En la siguiente tabla se muestran algunas propiedades físicas importantes:

**Tabla 1.5. Propiedades físicas del flujo sanguíneo.**

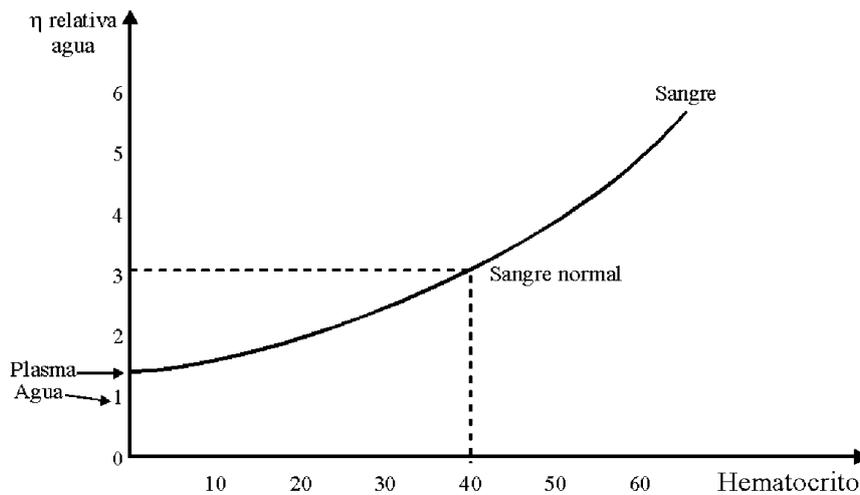
Columna1	Densidad [kg/m <sup>3</sup> ]	Viscosidad [kPa.s]	PH	Punto de congelación [°c]
		Sangre total=3.6-4.7		
<b>Hombres</b>	1052-1060	Suero= 1.3-1.6 Plasma= 1.6-1.8	7.36-7.44	0.55 - 0.58
		Sangre total=3.3-4.3		
<b>Mujeres</b>	1050-1056	Suero= 1.3-1.4 Plasma= 1.4-1.5	7.25-7.35	0.55 - 0.58

## 1.6. Hematocrito

Hematocrito es el porcentaje de sangre constituido por glóbulos. Cuando aumenta, hay mayor viscosidad, y por lo tanto mayor es el trabajo que debe hacer el corazón para mantener la circulación (Figura 1.6.a y Figura 1.6.b).



**Figura1.6.a. Hematocrito**



**Figura1.6.b. Gráfico viscosidad-Hematocrito**

Por ejemplo, a un hematocrito de 40 %, la viscosidad relativa es de 3. En un hematocrito de 60 %, La viscosidad relativa es de aproximadamente 6. Por lo tanto, un incremento del 50 % en el hematocrito desde un valor normal de sangre aumenta la viscosidad de alrededor de 100 %. Estos cambios en el hematocrito y la viscosidad de la sangre se producen en un paciente con policitemia.

### 1.7. Otros factores que afectan la viscosidad de la sangre

En los capilares, la viscosidad es afectada de la siguiente manera:

- La tasa de flujo de la sangre también afecta la viscosidad. En los estados de muy bajo flujo en la microcirculación, como ocurre durante el shock circulatorio, la viscosidad de la sangre pueden aumentar considerablemente. Esto ocurre porque en los estados de bajo flujo hay aumento del intercambio molecular debido a la separación entre células y proteínas, que pueden causar que los eritrocitos se adhieran entre sí y aumentar la viscosidad sanguínea.
- La temperatura también tiene un efecto significativo sobre la viscosidad. A medida que disminuye la temperatura, la viscosidad aumenta. Este efecto

tiene varias consecuencias. Por ejemplo, cuando una persona se enfría la mano por la exposición a un ambiente frío, el aumento de la viscosidad sanguínea contribuye a la disminución en el flujo sanguíneo (el sistema Neural activa mecanismos de termorregulación que se contraen los vasos). El uso de la hipotermia corporal total durante ciertos procedimientos quirúrgicos también aumenta la viscosidad sanguínea y, por lo tanto, aumenta la resistencia al flujo sanguíneo.

Como estos factores actúan en diferente sentido existe una compensación y los efectos viscosos en capilares son aproximadamente equivalentes a los vasos de mayor calibre.

### **1.8. Régimen Laminar y Turbulento**

El tipo de régimen que se establece en un vaso o tubería depende de la velocidad del líquido que fluye, del diámetro del vaso o tubo, de la densidad y de la viscosidad.

En un mismo circuito hidrodinámico cerrado que tenga diferentes secciones y, como consecuencia de ello distintas velocidades del fluido, puede suceder que existan ambos regímenes, laminar y turbulento. Se encuentra experimentalmente que en las zonas de baja velocidad el régimen generalmente es laminar, mientras que donde la velocidad es suficientemente alta, suele modificarse de laminar a turbulento.

Sin embargo, esto no es general, lo que motivó que Reynolds investigara como intervenía la geometría del conducto, las características del fluido, en particular su densidad y viscosidad, y la velocidad del mismo. Empíricamente encontró una relación simple para el caso de conductos rígidos cilíndricos, que permitió desarrollar luego la denominada teoría dimensional, base de los túneles de viento.

Esta relación funcional simple se la conoce como Número de Reynolds, debido a que no tiene unidades (se simplifican), siendo su expresión matemática:

$$Re = \frac{D \cdot v \cdot \rho}{\eta} \quad [1.8.1]$$

Donde: D[m] es el diámetro, v[m/s] es la velocidad,  $\rho$ [kg/m<sup>3</sup>] es la densidad y  $\eta$ [Pa.s] es la viscosidad dinámica.

En tubos rígidos por donde circula un fluido cualquiera el régimen es laminar para valores del número de Reynolds menores que 2.000, es turbulento si es mayor que 4000, y es de transición laminar-turbulento entre 2000 y 4000.

### 1.9. Velocidad Crítica

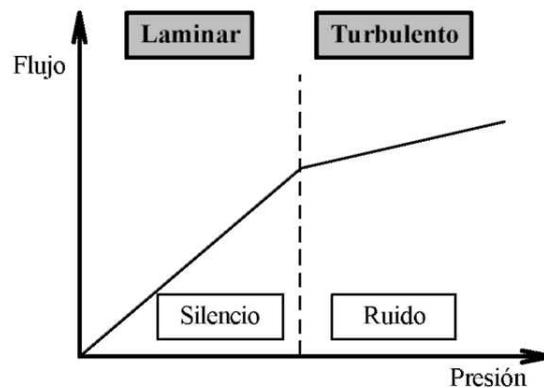
Se denomina así a la velocidad que corresponde a un número de Reynolds de 2000.

$$vc = \frac{2000 \eta}{D \cdot \rho} \quad [\text{m/s}] \quad [1.8.2]$$

Cuando la velocidad del líquido es mayor que la velocidad crítica, el régimen deja de ser laminar y es turbulento o de transición.

### 1.10. Flujo en el Aparato Circulatorio

El flujo sanguíneo es silencioso cuando el régimen es laminar. Puede romperse en ciertos casos y la corriente tornarse turbulenta, dando origen a vibraciones audibles y palpables (soplos y "thrills") cuando su intensidad es suficiente. Si en un conducto aumentamos la diferencia de presión se encuentra que aumenta el caudal, pero esta variación ocurre de manera distinta si el régimen es laminar o turbulento (Figura 1.8.).



**Figura 1.8.** Gráfica flujo contra presión en el sistema circulatorio.

La turbulencia puede aparecer en los siguientes casos: aumento de la velocidad a través de las válvulas, flujo a través de una válvula estrechada, corriente retrógrada a través de una válvula y por la combinación de algunos de estos factores.

En la circulación capilar no puede hablarse de flujo laminar o turbulento ya que los glóbulos circulan de a uno, separados por plasma, y en algunos casos aplastados ya que el diámetro de los mismos es mayor que el de los propios capilares.

### 1.11. Ley de Hagen-Poiseuille

Uno de los aspectos característicos de los fluidos reales es la pérdida de energía por rozamiento interno provocado por la viscosidad. Esta pérdida de energía se manifiesta como una disminución de la presión.

Resultaría muy importante para las aplicaciones poder calcular estas caídas de presión y su relación con la viscosidad del líquido. Desafortunadamente el tema es muy complejo pues depende de la geometría del dispositivo. No obstante, si la geometría es simple se han logrado importantes leyes de gran aplicación.

Si por un tubo de radio constante  $r$  circula un líquido real de viscosidad  $\eta$  en régimen laminar (**Figura 1.2.b**), para dos puntos A y B separados por una longitud  $L$ , se cumple la siguiente relación:

$$Q = \frac{\Delta p \cdot \pi \cdot r^4}{8 \cdot \eta \cdot L} \quad [1.11.1]$$

Siendo **Q[m<sup>3</sup>/s]** el caudal, **Δp [Pa]** la diferencia de presiones entre dos puntos cualesquiera en el tubo, **r[m]** el radio del tubo, **η[Pa.s]** la viscosidad del líquido y **L[m]** la distancia que separa los puntos.

La expresión anterior es la ley de Hagen-Poiseuille, esta ley es válida rigurosamente con las siguientes suposiciones:

- Líquido real en régimen laminar ( $Re < 2.000$ ) y estacionario
- Tubos rígidos circulares ( $r$  constante)
- Líquido incompresible y newtoniano ( $r =$  constante)
- Puntos no ubicados en la entrada o salida del tubo (efectos de borde).

De todas las magnitudes el radio se destaca por estar elevado a la cuarta potencia. Por ejemplo, si aumentamos el radio al doble y el resto de los factores permanecen constantes, el caudal aumenta 16 veces. Cuadruplicar el radio implica aumentar el caudal 256 veces.

**Nota importante:** Para un fluido real en régimen laminar la diferencia de presión entre dos puntos se debe sólo a tres causas posibles (que pueden ser concurrentes):

- Puntos a diferente altura.
- Diferente velocidad del fluido en cada punto (presión cinemática).
- Pérdida de energía por rozamiento (viscosidad).

La última opción siempre está presente, mientras que las dos primeras dependen de la geometría, es decir, si los puntos están a distinta altura y si las secciones del conducto son distintas.

La ley de Hagen-Poiseuille puede interpretarse de otra manera. Si variamos la diferencia de presión  $\Delta p$  entre los dos puntos, solamente cambiará el caudal pues los otros factores dependen del fluido y de la geometría del conducto. Podemos expresar entonces que "la diferencia de presión entre dos puntos es directamente

proporcional caudal". La constante de proporcionalidad se llama Resistencia o Impedancia hidrodinámica y depende de la viscosidad del líquido ( $\eta$ ) y de la forma del tubo.

$$Q = \Delta p / R \quad [1.11.2]$$

Comparando con la expresión de la ley se deduce (para tubos de sección circular):

$$R = \frac{8.\eta.L}{\pi.r^4} \quad [Pa.s/m^3] \quad [1.11.3]$$

El nombre de resistencia es adecuado pues para una diferencia de presión constante el caudal será menor cuanto mayor sea la resistencia. Nótese que la Resistencia aumenta con la viscosidad y disminuye con el radio.

Por otro lado, aún en el caso en que la geometría no sea uniforme y/o la sección no sea circular, el concepto de Resistencia es válido, encontrándose que la Ley de Hagen-Poiseuille es aplicable.

Como en fisiología es más corriente utilizar la diferencia de presión en mm Hg y la resistencia al flujo en:

$$[URP] = \left[ \frac{mmHg.s}{cm^3} \right] \quad [1.11.4]$$

Siendo URP : Unidad de resistencia periférica.

## 1.12. Hemodinámica.

El caudal, que en el lecho circulatorio se conoce como Volumen Minuto o Gasto cardíaco, es directamente proporcional a la diferencia de presión (presión arterial -presión venosa o presión en aorta - presión en vena cava).Para cada latido la presión sistólica es de 115 mmHg y la diastólica es de 75 mmHg.

$$Volumen\ minuto = \frac{Presión\ Arterio-venosa}{resistencia\ Periférica\ Total} \quad \left[ \frac{m^3}{min} \right] \quad [1.12.1]$$

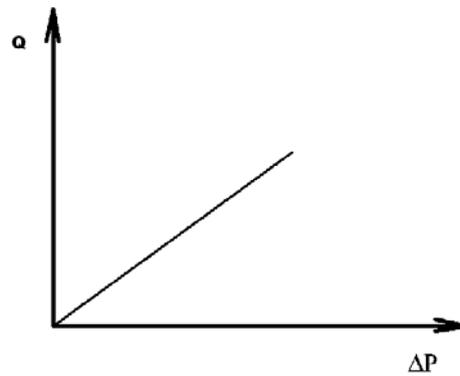
Se llama resistencia periférica total a la resistencia de todo el sistema circulatorio. En un hombre medio es de aproximadamente 1 URP (unidad de resistencia periférica).

Puede variar entre 4 URP en la contracción máxima y 0,25 URP en la mínima dilatación. Los valores correspondientes en el circuito pulmonar son 0,09 URP; 1 URP y 0,03 URP respectivamente.

Existen algunas limitaciones de la ley que se pasan a considerar:

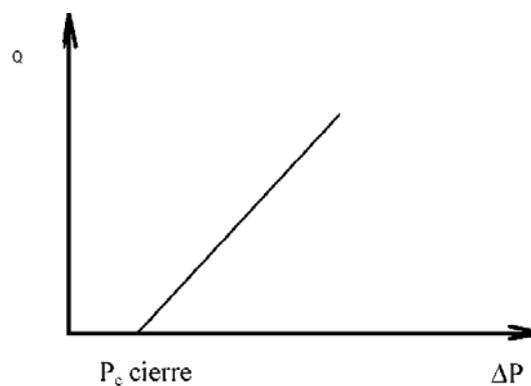
- En la circulación, los tubos no son rígidos sino que pueden modificar su diámetro.
- En el sistema circulatorio se comprobó que es necesaria una caída de presión mínima para que circule un cierto caudal. Esto sucede porque cuando la diferencia de presión es menor que la llamada presión crítica de cierre, las arteriolas se cierran. Para explicar este fenómeno se puede aplicar la ley de Laplace, que dice que: "la fuerza que tiende a distender las fibras musculares de la pared vascular es proporcional al producto del diámetro del vaso por la presión arterial". Si la presión disminuye también disminuye el diámetro y por lo tanto, la fuerza. Cuando ésta es menor que tensión del vaso, éste se cierra.

La presión crítica de cierre está regulada por el Sistema Nervioso Autónomo, que actúa modificando el diámetro de los vasos, permitiendo o no el paso de la sangre. Si se representa caudal en función de  $\Delta P$  en tubos rígidos se obtiene una recta que pasa por el origen de coordenadas (Figura 1.12.a).



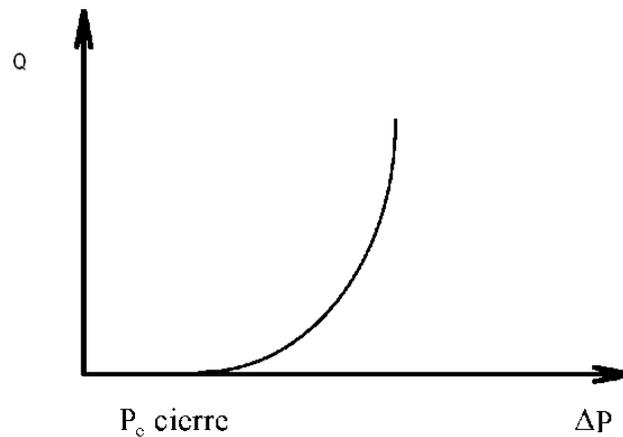
**Figura 1.12.a.** Comportamiento del caudal y presión en los vaso capilares

Si se representa caudal versus  $\Delta P$  en vasos rígidos del lecho circulatorio, se obtiene una recta que no pasa por el origen y que corta al eje de las abscisas en la presión crítica de cierre (Figura 1.12.b).



**Figura 1.12.b.** Comportamiento del caudal corporal en vasos rígidos.

Si se representa el mismo gráfico para vasos sanguíneos distensibles (radio no constante), se obtiene una curva que corta al eje de las abscisas en la presión crítica de cierre.



**Figura 1.12.c.** Caudal para vasos distensibles.

La sección del capilar y el tamaño de los glóbulos son equivalentes, por lo que la fuerza de impulsión debe ser suficiente para que lo atraviese, ya que si fuera menor se "atascaría" impidiendo el paso del plasma, y tal como se dijo circulan en fila separados por el plasma. Este movimiento se aparta del régimen laminar.

### 1.13. Resistencia y Caída de Presión

Cuando un líquido circula por un tubo, la caída de presión entre los extremos es la diferencia de presión entre la entrada y la salida del líquido, y resulta proporcional al caudal que circula por el tubo ( $\Delta P = R \cdot Q$ ).

Aplicando la ecuación de continuidad ( $Q = v \cdot S$ ), queda:

$$\Delta p = R \cdot v \cdot S \quad [1.13.1]$$

Siendo  $v$  [m/s] la velocidad media del líquido y  $S$  [m<sup>2</sup>] el área transversal del tubo. Esto indica que en un tubo la caída de presión será tanto mayor cuanto mayor sea la velocidad media del fluido en dicho conducto.

En los capilares la resistencia, que es individualmente muy grande al ser el radio pequeño, es aumentada por la necesaria deformación de los glóbulos rojos para poder atravesarlos.

Las arterias elásticas se expanden durante la sístole ventricular para recibir sangre en exceso que pueda correr a través del lecho capilar de alta resistencia. Durante la diástole ventricular mantienen un flujo ininterrumpido de sangre. La presencia simultánea de la resistencia capilar y de la elasticidad arterial es necesaria para producir este flujo continuo.

La resistencia se mide calculando la diferencia de presión y el caudal.

$$R = \frac{\Delta p}{v.s} \left[ Pa \cdot \frac{s}{m^3} \right] \quad [1.13.2]$$

Los factores que afectan la resistencia periférica son múltiples:

- Viscosidad.
- Velocidad.
- Calibre del vaso.
- Vasodilatación y vasoconstricción.
- Nutrición del órgano en estudio.
- Tensión de O<sub>2</sub> y CO<sub>2</sub>,
- Catecolaminas.

El caudal o volumen minuto está controlado principalmente por la frecuencia cardíaca. Una compresión u obstrucción parcial en alguna parte del sistema circulatorio provoca un incremento de la resistencia de los vasos afectados y de la resistencia periférica total, aunque más levemente y en forma transitoria, y un correspondiente aumento de la presión.

Dentro de ciertos límites los mecanismos de regulación, que dispone de sensores de presión distribuidos dentro del sistema arterial, compensan rápidamente el aumento de presión con una distensión general selectiva de las arterias, provocando una disminución de la resistencia, de tal forma que la

resistencia periférica total, la presión y el caudal permanecen aproximadamente constantes, sin modificar la frecuencia cardíaca.

#### 1.14. Presión Arterial

Se define como presión a la fuerza que se ejerce por unidad de superficie sobre la pared del vaso. Presión arterial es el empuje que ejerce la sangre por unidad de superficie sobre la pared de la arteria. Debemos recordar que por su elasticidad, las arterias transforman el flujo intermitente pulsátil en continuo.

La presión sistólica o máxima [115mmHg] es aquella que se mide al comienzo de la sístole, mientras que la presión diastólica o mínima [75mmHg] es la que corresponde al final de la diástole. La diferencia entre ambas es la presión diferencial o presión de pulso [ $P_{\text{pulso}} = P_{\text{sistólica}} - P_{\text{diastólica}}$ ].

**Tabla 1.14.a Clasificación de la presión sanguínea en el adulto.**

Categoría	Sistólica [mmHg]	Diastólica [mmHg]
Hipotensión	< 90	<60
Normal	90 – 119	60 – 79
Estado1 hipertensión	140- 159	90 -99
Estado2 hipertensión	> 159	>99

Desde el punto de vista circulatorio, la más importante es la presión circulatoria media [PCM], presión estática o presión de llenado circulatorio.

El gradiente de presiones que mantiene la circulación y determina la dirección del flujo es el gradiente de presión media:

$$PCM \approx P_{\text{diastólica}} - \frac{1}{3} P_{\text{pulso}} \quad [1.14.1]$$

### 1.15. Volumen Minuto o Gasto Cardíaco

Se conoce como volumen minuto o gasto cardíaco a la cantidad de sangre expulsada por el ventrículo izquierdo o derecho en cada minuto.

Si dividimos el volumen minuto por la frecuencia cardíaca, que es la cantidad de latidos del corazón en un minuto, se obtiene la descarga sistólica (volumen eyectado por el corazón en cada latido).

$$\textit{Descarga sistólica} = \frac{\textit{Volumen minuto}}{\textit{Frecuencia cardíaca}} [\textit{cm}^3] \quad [1.15.1]$$

La frecuencia cardíaca (**fc**) en reposo es de  $70 \frac{\textit{latidos}}{\textit{minuto}} \approx 1 \textit{ Hz}$

El organismo tiende a mantener constante el volumen minuto. Al ser un sistema cerrado, la cantidad de sangre que pasa por unidad de tiempo en cada sección completa del sistema cardiovascular debe ser la misma, aún cuando las velocidades varían según la distancia al corazón. Por ejemplo, la velocidad en la aorta humana es de aproximadamente **50 cm/seg**, mientras que en el lecho capilar es de **0,07 cm/seg**.

No todos los capilares llevan la misma cantidad de sangre, sino que algunos pueden estar cerrados en cierto momento. Debe tomarse en cuenta que mientras algunos capilares se encuentran pletóricos de sangre por las necesidades del tejido a que pertenecen, otros permanecerán "vacíos" de sangre, porque esta pasará por anastomosis arteriovenosa.

### 1.16. Retorno Venoso

Se llama retorno venoso al movimiento de la sangre desde los capilares hacia el corazón, o volumen de sangre que sale de las venas hacia la aurícula derecha por minuto.

Los factores que permiten este retorno son: la disposición del árbol vascular, la acción del corazón, la presión intratorácica negativa relativa y la bomba muscular. La suma de estos factores, algunos aspirando y otros

impulsando la sangre, permite el llenado auricular, de importancia fundamental en el mantenimiento del volumen minuto.

Se conoce como bomba muscular a la compresión que sufren las venas por los músculos cuando éstos se contraen, ya que se acortan pero no disminuyen su volumen. La disposición de las válvulas impide que la sangre refluya hacia el lecho capilar, haciendo el flujo unidireccional.

En los animales de patas largas como el caballo, con muchos tendones y pocos músculos, el mecanismo más importante es el lecho vascular compresible de los cascos, ya que cuando el peso se posa sobre ellos, la sangre es impulsada hacia el tórax por las venas, y las válvulas hacen el resto. De ahí la importancia de hacer caminar a un animal sudoroso y cansado.

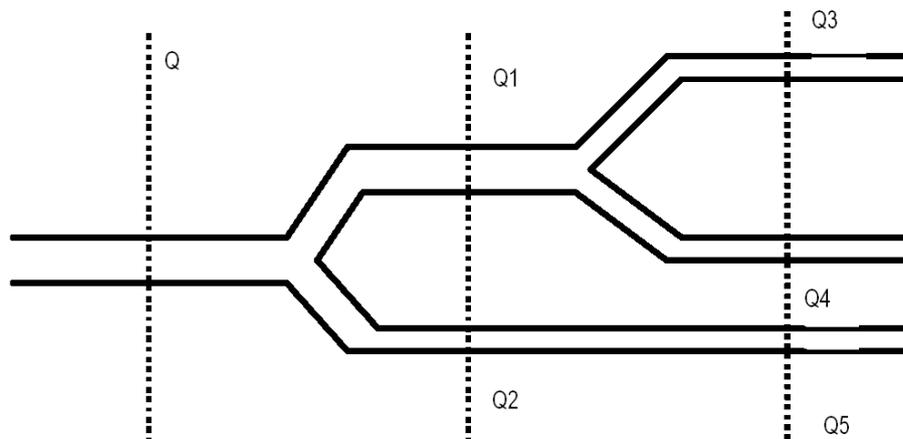
En el hombre y otros mamíferos la función diafragmática es importante, ya que en la expansión pulmonar también hay una expansión de las venas torácicas, mientras que en el abdomen la compresión es inspiratoria.

### **1.17. Leyes de la Circulación .Ley del Caudal**

"El caudal se mantiene constante a todo lo largo del lecho circulatorio". Esta ley es una consecuencia de la ecuación de continuidad, que estudiamos con los principios de la hidrodinámica.

Esto debe entenderse de la siguiente manera: el caudal medio que entrega el corazón, que se va distribuyendo por distintas ramificaciones, es igual a la suma de todos los caudales parciales de las ramificaciones (Figura 1.16.a).

Ello no significa que el caudal no pueda modificarse de acuerdo a las exigencias del organismo, que automáticamente cambia la frecuencia cardiaca cuando es necesario. La ley del caudal hace referencia a un estado estacionario del ritmo cardíaco, es decir el caudal, en un instante dado, es el mismo en cualquier sección completa.



**Figura 1.17.a. Circulación del caudal en el sistema arterial**

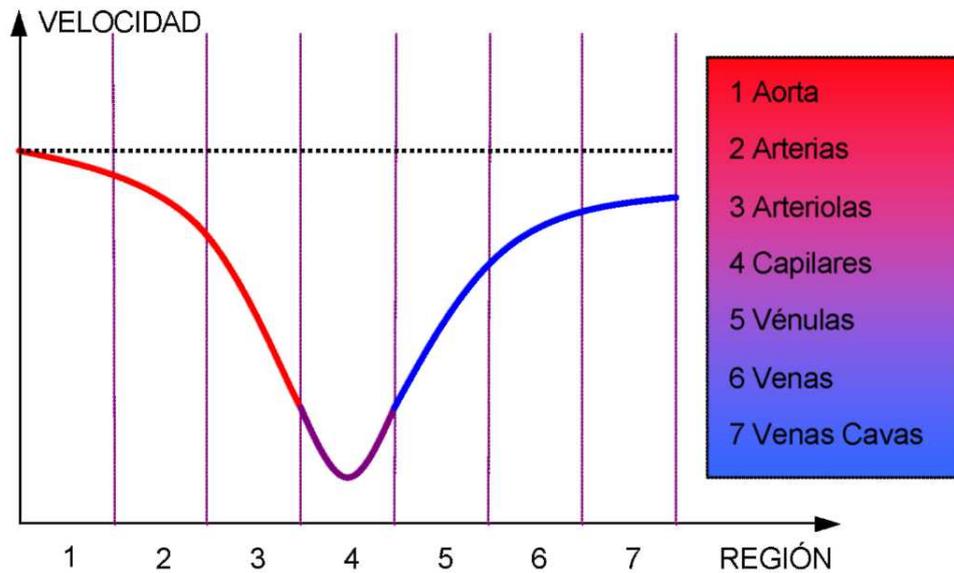
$$Q = Q_1 + Q_2 = Q_3 + Q_4 + Q_5 \quad [1.17.1]$$

Otra manera de enunciar la misma ley sería: En todo instante el caudal permanece constante en cualquier sección completa o total del sistema circulatorio.

### **1.18. Ley de las Velocidades.**

La velocidad es inversamente proporcional a la sección total. Esta ley se desprende de la anterior, ya que para que el caudal se mantenga constante, al aumentar la velocidad debe disminuir la sección, de acuerdo con la ecuación de continuidad.

La importancia fundamental de este hecho en la circulación, es que la mayor sección total se encuentra a nivel capilar, y por lo tanto es en ese nivel donde la velocidad es mínima. En esta zona se produce el intercambio entre la sangre oxigenada y los tejidos (Figura 1.6.6.1.).

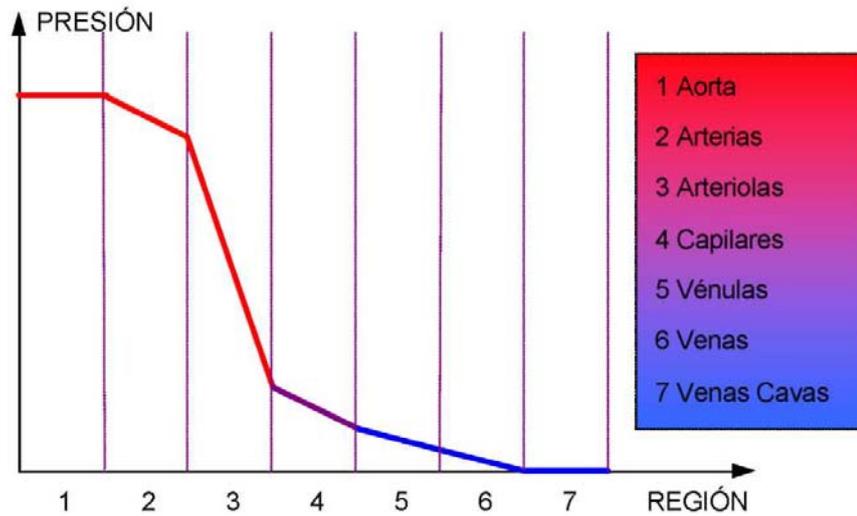


**Figura 1.18.**Disminución de la velocidad por región

La velocidad en la región de las venas cavas (entrada de sangre al corazón) es menor que en la aorta (salida de sangre del corazón). Esto favorece el llenado del corazón (menor tiempo de llenado).

### 1.19. Ley de las Presiones

Se produce una caída de presión entre el ventrículo izquierdo y la aurícula derecha (donde la presión es de aproximadamente 0 mm Hg). La mayor caída de presión sucede en el lecho arteriolar, ya que las arteriolas con su esfínter precapilar regulan el paso de sangre al sistema capilar en virtud de su contracción y relajación.



**Figura 1.19.** Caída de presión entre el ventrículo izquierdo y aurícula derecha.

La pendiente de los segmentos de cada región es una medida de la resistencia al pasaje de sangre. En la aorta y en las venas cavas, que son grandes conductos, la resistencia es mínima.

### 1.20. Trabajo Cardíaco

Es la cantidad de energía que entrega el corazón en un ciclo. Esta energía se utiliza para desplazar la sangre contenida (Volumen sistólico) e imprimirle velocidad (Energía cinética). El volumen ventricular izquierdo es de unos 120 – 130 ml , con un volumen sistólico de 80 ml y 50 ml de volumen residual (pues el ventrículo no se vacía al contraerse). Para desplazar la sangre del corazón debe vencer la presión arterial en la aorta. El trabajo necesario para ello es:

$$W_1 = P_{aorta} \cdot vol_{sistólico} \quad [joule]$$

[1.20.1]

Además realiza trabajo para imprimirle velocidad, resultando:

$$W_2 = \frac{1}{2} \cdot m \cdot V^2 = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot vol_{sistólico} \cdot V^2 \quad [joule]$$

[1.20.2]

$\rho$  es la densidad y  $V$  la velocidad de la sangre en la aorta.

El trabajo cardíaco  $W_{ct}$  es la suma de  $W_1$  y  $W_2$

### 1.21. Potencia Cardíaca

La potencia cardíaca es el trabajo cardíaco por unidad de tiempo.

$$Potencia\ cardíaca = \frac{W_{ct}}{tiempo\ sistólico} \quad \left[ \frac{joule}{s} \right] \quad [1.21.1]$$

La frecuencia cardíaca se define como las veces que se late corazón por unidad de tiempo. Normalmente se expresa en pulsaciones por minuto. La frecuencia cardíaca en reposo depende de la genética, el estado físico, el estado psicológico, las condiciones ambientales, la postura, la edad y el sexo. Pero los estudiosos afirman que en un adulto se puede dar como valores medio entre

$$60-80 \frac{contracciones}{minuto}$$

### 1.22. Análisis de las fuentes bibliográficas.

En este sentido, la investigación asume el propósito de iniciar el estudio de construcción de bombas de uso médico en Venezuela, para cumplir con dicho fin se cumplieron los siguientes pasos:

- Revisión de las más recientes obras sobre diseño de bombas peristálticas y consultas a expertos del área médica.[7],[14],[29],[26],[40]
- Revisión de materiales utilizados en el ámbito médico.[10],[26],[27]
- Revisión de líneas generales del plan de desarrollo Económico y social de la nación 2007-2013 que prevén impulsar el logro de un desarrollo tecnológico interno que posibilite la autonomía relativa de las actividades productivas y de servicios necesarias para alcanzar y sostener el desarrollo, mediante el fortalecimiento de la capacidad de innovar, importar, modificar y divulgar tecnologías orientadas primordialmente a la satisfacción de las necesidades humanas que, a su vez, favorezcan el desarrollo científico.[11]

El bombeo extracorpóreo está presente durante muchas actividades médicas tales como cirugías, trasplantes, tratamientos sanguíneos etc. En 1880 Lander descubre la circulación sanguínea coronaria normal y el suministro vascular desde estructuras extra-cardíacas cercanas como el diafragma, bronquios y pericardio. Pratt en 1898 sugirió que podía ser revertido el flujo sanguíneo a través del seno coronario por la inserción de una arteria, y mejorar así el flujo de sangre en el miocardio. Pero la historia de la circulación extracorpórea comienza en 1813, cuando Legallois sugiere que mediante una circulación artificial se puede mantener la vitalidad en una zona específica del cuerpo. En 1858 Brown-Sequard demuestra en trabajos sobre cerebros de prisioneros guillotinado que la actividad nerviosa refleja puede ser preservada si se inicia rápidamente una perfusión de sangre oxigenada a través de las arterias con una jeringuilla [17],[24]

Porter y Bradley patentan la primera bomba de rodillo en 1855. Ludwig y Schmidt en 1868 describen un aparato para la infusión de sangre arterial de un reservorio hacia un órgano aislado con vitalidad. En 1882 von Schroder describe un oxigenador de burbujas con aire burbujeante del fondo al tope a través de sangre venosa y que oxigenaba la misma. Ya en el año 1885 von Frey y Grubber diseñan la primera máquina corazón-pulmón que permite la oxigenación de la sangre sin interrupción del flujo sanguíneo. Jacobi en 1895 utiliza un aparato de perfusión empleando pulmones de perro o lóbulos pulmonares de cerdos y becerros. Estos avances técnicos fueron utilizados solamente en investigaciones experimentales con órganos aislados. Uno de los elementos claves en el desarrollo de la máquina corazón-pulmón es la anticoagulación. McLean (estudiante de medicina) y Howell (fisiólogo del Johns Hopkins) descubren la antitrombina, la cefalina y la heparina. En 1916 McLean presenta la cefalina, Howell y Holt reportan en 1918 los resultados con la heparina. En 1920 se confirman los efectos anticoagulantes de la heparina con diversos trabajos experimentales en animales. [33]

En Rusia (1926), Brukhonenko con la colaboración de Tchechulin diseña un dispositivo (autojector) para la «circulación artificial con sangre de un animal de

sangre caliente». En este caso utilizaron perros, el equipo tenía dos bombas de diafragma con sistemas de válvulas operadas de forma mecánica y usaban los pulmones de un perro donante como oxigenador. La sangre venosa del perro receptor era impulsada por una de las bombas al oxigenador (pulmones del perro donante) y la otra bomba la devolvía a la circulación sistémica del perro. La sangre se mantenía anticoagulada con Suramin. Mantuvieron al perro vivo con el corazón detenido por dos horas hasta que un sangrado masivo interrumpió el experimento. Este fue el primer intento exitoso de circulación extracorpórea en un organismo vivo completo. El dispositivo de circulación extracorpórea de Brukhonenko al usar pulmones de donantes como oxigenador no era aplicable clínicamente, por lo que en 1936 este crea un oxigenador de burbujas (llamado pulmón artificial) con lo que completa su máquina corazón-pulmón. En 1939 ya lograba de forma estable mantener vivo a un perro por diez minutos con recuperación completa posterior y sin secuelas neurológicas. Para 1941 ya esta máquina era segura y confiable para su uso clínico, pero el inicio de la Segunda Guerra Mundial detiene su trabajo y su dispositivo nunca se usó en la cirugía cardíaca. [16]

En Alemania (1948) Kolff W. J. Construye la primera máquina de circulación extracorpórea para la purificación sanguínea. Esta máquina estaba formada por un sistema de impulsión sanguínea, anticoagulante y líquido purificador. [10]

En la actualidad muchos investigadores estudian la perístalsis en el interior del cuerpo de seres vivos donde se produce el transporte de fluidos fisiológicos, que inclusive es empleado por algunos gusanos como medio de locomoción y así obtener modelos matemáticos que ayuden a comprender este tipo de bombeo corporal y sean empleados en el diseño de dispositivos de bombeo extracorpóreo.

El mecanismo de mezcla y transporte corporal ha causado mucho interés en el campo de la hidrodinámica, y un número de estudios se han realizado para entender este tipo de transporte en diferentes situaciones.

Estudios importantes sobre la incidencia de la viscosidad en el bombeo peristáltico han sido recopilado por Jaffrin y Shapiro [15].

Los resultados de algunas investigaciones teóricas relacionadas con diferentes geometrías y parámetros (radio de amplitud, frecuencia de ondas, número de Reynolds) son estudiadas en las referencias [30] y [36].

Fuera de estas investigaciones hay varios análisis de tópicos similares, como la interacción entre fluido y pared vibrante, con efectos de la no uniformidad del tubo distensible [39].

Los estudios de efectos del fluido no-Newtoniano en el transporte peristáltico se han hecho bajo ciertas simplificaciones relacionadas con magnitudes de amplitud y longitud de ondas en tubos distensibles, número de Reynolds y flujos medios. [5],[6],[35].

En Siddiqui y Schwarz , El fluido peristáltico de segundo orden es simulado mediante la propagación de ondas de baja frecuencia. Normalmente, un fluido de segundo orden no exhibe esfuerzos cortantes que espesan o adelgazan el fluido. [32],

Para comprender los efectos reales observados en el campo glaciológico Man y Sum proponen una teoría generalizada para fluidos de segundo orden para ser usada en combinación con la teoría clásica de fluidos viscosos en donde el esfuerzo cortante produce cambios en la viscosidad. [21]

En la actualidad los impulsores peristálticos han invadido el campo de la nutrición enteral para personas que se encuentran en vida vegetativa y en caso de intoxicación, en donde es necesaria la extracción de sustancias gástricas [28].

Para tratamientos del dolor, el bombeo peristáltico ingresa fármacos en espacios intersticiales de la medula espinal mediante un implante en el abdomen, [2].

Otro campo importante de aplicación del bombeo peristáltico es la asistencia respiratoria extracorpórea en cirugía cardiovascular e inhalaciones de gases [37].

### **1.22. Factores humanos para el diseño y manufactura de Bombas peristálticas de uso médico.**

La sensibilidad de un Ingeniero diseñador en el ámbito médico en sus soluciones en casos de bombeo extracorpóreo tienen un efecto importante por varias razones: la población de enfermos interactúa directamente con los equipos de impulsión sanguínea, los médicos son quienes los manipulan, los técnicos les dan mantenimiento durante su vida útil y debe tener en cuenta el diseño verde para su desarrollo. Así, son las personas quienes manipulan, utilizan, reparan los equipos electromecánico perteneciente al ámbito salud.

Es muy necesario que el diseño de prototipo de bomba peristáltica satisfaga en el mayor grado las necesidades y deseos humanos, que el diseñador prediga inteligentemente las consecuencias del bombeo extracorpóreo de la sangre con incidencia mínima de trastornos clínicos debido a la coagulación, hemólisis, hematomas y contaminación, que minimice efectivamente los inconvenientes sociales, ya que pueden afectar el medio ambiente inmediato, es decir los individuos con los que el paciente tiene mayor contacto cuando no realiza el tratamiento extracorpóreo. Ello incluye familia, amigos y patronos.

El diseño del sistema impulsor no debe crear roces con la comunidad en la que vive el paciente, incluyendo el personal médico y adecuarse a las instituciones que le proporcionan cuidados. Es bien conocido que el personal que cuida a los pacientes con tratamientos extracorpóreos está expuesto a contraer hepatitis, sida y quizá otras enfermedades.

La transferencia tecnológica está presente durante la actividad de diseño, y construcción de las bombas de uso médico ya que produce un flujo de contenido tecnológico (licencias, estudios, cooperación técnica, etc.). De esta forma, la transferencia de tecnología en el ámbito de diseño de equipos médico causa una transmisión de conocimientos a nivel nacional o internacional que produce un

impacto social, comercial y jurídico en el país. Esta transferencia de conocimientos es necesaria para el funcionamiento productivo y reducción de costos de una empresa perteneciente al ámbito médico.

La seguridad y responsabilidad legal es un aspecto importante que se considera durante el diseño de equipos médicos de impulsión sanguínea ya que este concepto expresa que el diseñador de un artículo es legalmente responsable por cualquier daño o perjuicio que resulte debido a un defecto, inclusive después de diez años de fabricado, el conocimiento tecnológico lo puede hacer defectuoso, por lo que es aconsejable la reactivación periódica del ciclo de diseño para estos productos médicos.

### **Conclusiones del capítulo.**

- Se puede suponer que en condiciones normales la sangre actúa como un líquido viscoso en todos los vasos.
- El hematocrito es una variable de diseño importante para el desarrollo del prototipo de impulsión sanguínea ya que se relacionan con los problemas de turbulencia, coagulación, hemolisis y hematomas.
- Es muy necesario que el diseño del impulsor sanguíneo satisfaga en el mayor grado necesidades y deseos humanos, que el investigador prediga inteligentemente las consecuencias completas de las soluciones que considera, que minimice efectivamente los inconvenientes sociales y maximice los beneficios de igual índole de las obras de ingeniería, y que se resista a las presiones para especificar una solución que aumente las ganancias de particulares a expensas de la seguridad pública.

## **CAPÍTULO II. METODOLOGÍA DE DISEÑO.**

Los ingenieros mecánicos se asocian con la producción y los procesamientos de impulsores sanguíneos. Las bases de la habilidad y del conocimiento son extensas entre las cuales tenemos la mecánica de sólido, fluidos, transferencia de calor, procesos de manufactura y teoría eléctrica.

El diseño y construcción de este prototipo de bomba peristáltica involucra flujo de fluidos, transferencia de calor, fricción, transporte de energía, selección de materiales, etcétera.

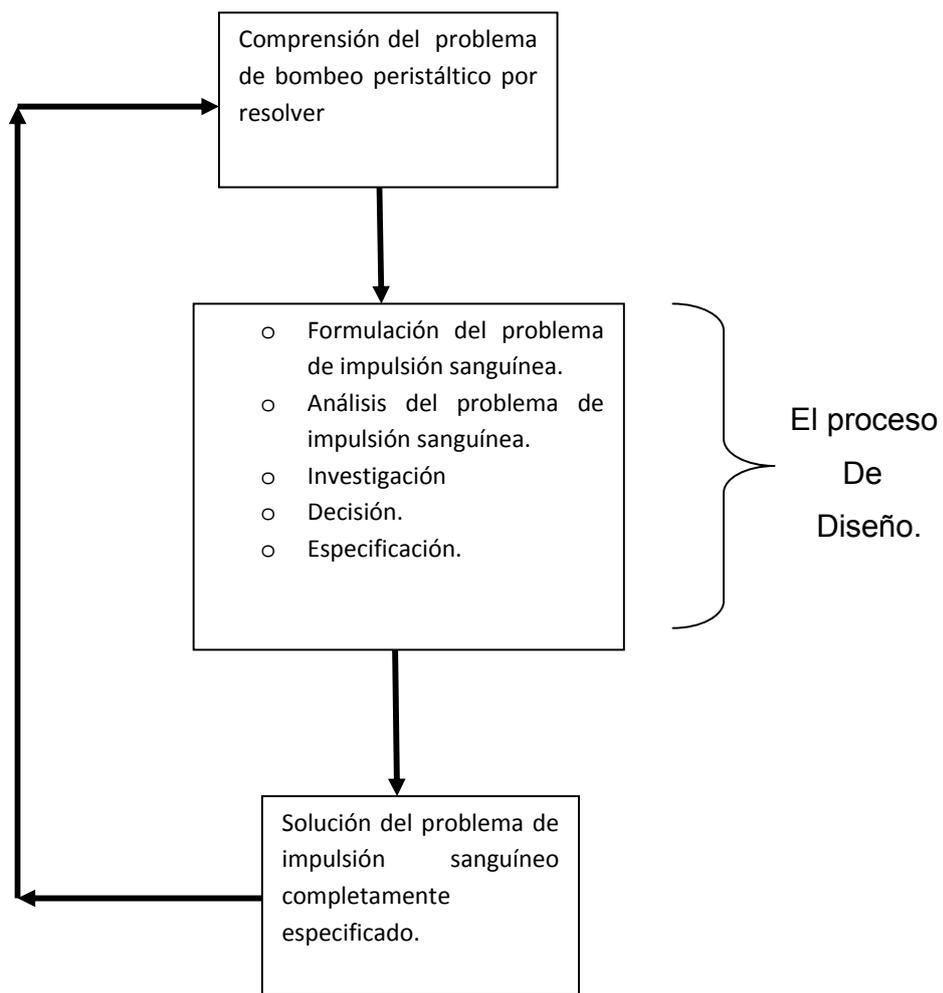
Este diseño comienza con la necesidad de hacer algo con respecto a la hemólisis y hematomas que producen algunos impulsores sanguíneos del tipo peristáltico que provienen de otros países, el problema se solucionaría reduciendo la amplitud del pulso sanguíneo e incorporando la reología corporal en el diseño de estos equipos.

La definición del problema de la circulación extracorpórea debe incluir todas las especificaciones para lo que se va a diseñar, estas son cantidades de entrada y salida, las características y dimensionado del prototipo de bomba y todas las limitaciones sobre estas cantidades. Se considera a lo que se va a diseñar como algo dentro de una caja negra, con entradas y salida de flujo de sangre, junto con sus características y limitaciones. Las especificaciones definen el costo, la vida esperada, la temperatura, caudal y presión de operación permisibles y la confiabilidad. Los puntos obvios en las especificaciones son las velocidades, las variaciones esperadas de hematocrito, avances del regulador de presión, limitaciones de presión temperatura, caudal, intervalo máximo y las limitaciones dimensionales y de peso.

Los procesos de manufactura disponibles constituyeron restricciones a la libertad del diseño ya que no se poseía un método de manufactura asistida por computadora para la construcción del prototipo de bomba peristáltica

En la tarea de la síntesis se conectan los elementos posibles del prototipo de bomba peristáltica, a medida de que se desarrolla el esquema, se deben hacer un análisis para evaluar si el desempeño del sistema es cuando menos satisfactorio, y si lo es, que tan bien se desempeñará. Los esquemas del sistema

impulsor extracorpóreo que no sobrevivan al análisis se deben revisar para mejorar o se desechan. Aquellos con potencial se mejoraron para determinar el mejor desempeño del prototipo de bomba peristáltica. Los esquemas que compiten se comparan de manera que se pueda elegir el camino que conduzca al prototipo más competitivo. En la figura 2. Se muestra las fases del diseño del prototipo de bomba peristáltica.



**Figura 2. El proceso de diseño**

En la figura 2 se muestra que el diseño de un prototipo de bomba peristáltica es un proceso iterativo en el cual procedemos a través de varios pasos, evaluamos los resultados y luego regresamos a la fase inicial del procedimiento.

## **2. Parámetros para el diseño de una bomba peristáltica como una tarea multidisciplinaria.**

De muchas maneras, los atributos de diseño del prototipo de bomba cardiaca han sido determinados por los deseos y necesidades únicas de los usuarios. Entre otros, las siguientes disciplinas y puntos de vista han contribuido al diseño y manufactura de este prototipo de bomba:

- **Uso final.** Los usuarios del sistema de bombeo fueron consultados de manera directa desde el principio del ciclo de desarrollo del prototipo, y sus evaluaciones y sus recomendaciones fueron incorporadas en todo el proceso de diseño. La bomba peristáltica ha sido diseñada para facilitar la transferencia a ambulancias y baños y para permitir su fácil almacenamiento y mantenimiento.
- **Enfermeras.** Las enfermeras fueron consultadas como asesores durante la etapa de diseño; hicieron énfasis en las dificultades que ocurren cuando a los pacientes de terapia intensiva se les debe trasladar de un piso a otro para el tratamiento extracorpóreo. Gracias a esta información de las enfermeras en este prototipo de bomba peristáltica es portátil.
- **Biomecánica.** El diseño del sistema regulador de presión está influenciado de manera importante por la investigación biomecánica lo cual ha sido un factor fundamental en el desarrollo del prototipo, que permite atenuar la formación de hematomas y destrucción de los glóbulos rojos en los diferentes puntos de descarga corporal de la bomba, que resultan de un alto gradiente de bombeo, reduciendo la severidad de este problema.
- **Diseñadores estructurales.** Dado que el personal médico, debe, de vez en vez, levantar y mover la máquina de bombeo, fue adoptado un diseño ligero, fabricado de materiales compuestos y de metales ligeros.

- **Diseñadores mecánicos.** Se han seleccionado cojinetes y motor silenciosos y de alto rendimiento. El rotor de la bomba acepta hasta cuatro rodillos compresores para uniformizar el flujo de sangre, y la carcasa es desplazable para una regulación uniforme del gradiente de presión en el interior de la bomba y además adecuarse a tres tamaños de tubo distensible.
- **Diseñadores eléctricos.** El equipo electromecánico tiene un consumo energético bajo y puede operar con suministro eléctrico de corriente eléctrica directa y alterna.

## **2.1. El proceso de diseño de la bomba peristáltica.**

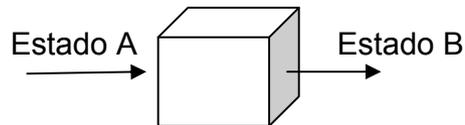
A continuación presentamos el procedimiento general para resolver el problema de bombeo sanguíneo:

- **Formulación del problema:** el problema de bombeo se define en forma amplia y sin detalles.
- **Análisis del problema:** esta etapa se relaciona con la forma de suministro de energía hidráulica a la circulación sanguínea, se define con todo detalle.
- **Búsqueda de soluciones:** las soluciones alternativas de bombeo se determinaron mediante indagación, invención, investigación, etc.
- **Decisión:** todas las alternativas de bombeo se evalúan, comparan y seleccionan hasta que se obtiene la solución más adecuada al propósito de este trabajo.
- **Especificación:** la solución elegida se expone detalladamente.

### **2.1.1. Formulación del problema**

Se ha dicho que un problema bien definido está prácticamente resuelto. Aunque esto es exagerado, sirve para destacar la importantísima naturaleza de esta fase del proceso de diseño del prototipo de bomba de sangre.

El método de caja negra permite visualizar el problema planteado:



**Figura 2.1.1.**

***Estado A:***

Flujo sanguíneo debido a  
La energía corporal.

***Estado B:***

Flujo sanguíneo con energía  
Corpórea y extracorpórea.

**2.1.2. Análisis del problema**

En la formulación de este problema es suficiente identificar el estado A simplemente como el fluido sanguíneo producto de la energía corporal, y el estado B como el mismo flujo pero con un agregado energético externo (**Figura 2.1.1.**)

Sin embargo, para resolver el problema es necesario saber más acerca de la entrada y la salida. Por lo tanto, durante esta etapa del proceso de diseño se determinan las características cualitativas y cuantitativas del flujo de sangre a la entrada y salida del dispositivo impulsor.

Muy pocas características de los estados de entrada y salida son constantes, el hematocrito y el flujo sanguíneo varían según el peso y edad del paciente, estas características dinámicas se llaman variables de entrada y salida por lo que el sistema admitirá alguna forma de análisis matemático (modelo

matemático) para el análisis y optimización y así simular muy bien el sistema físico real. La metodología de diseño se desarrolla a continuación:

**Entrada:** Flujo sanguíneo producto del bombeo del corazón.

<b>VARIABLES DE ENTRADA</b>	<b>LIMITACIONES DE ENTRADA</b>
Hematocrito (%).....	entre 20-50%
Viscosidad (h) del plasma sanguíneo.....	1.3 a 1.8 veces la viscosidad del agua
Tipo de flujo (Turbulento ó Laminar).....	Número de Reynolds $\leq 2000,00$
Grado de contaminación (Hepatitis, SIDA, Chagas, etc.).....	Ninguna
Tipo sanguíneo.....	Ninguna
Peso del paciente.....	Ninguna
Presión arterial.....	Sin Hipotensión ó hipertensión

**Salida:** Flujo sanguíneo con impulsión externa.

<b>VARIABLES DE SALIDA</b>	<b>LIMITACIONES DE SALIDA</b>
Hematocrito (%) .....	variación menor al 5 %
Viscosidad (h) del plasma sanguíneo.....	variación menor al 1%
Tipo de flujo (Turbulento ó Laminar).....	Número de Reynolds $\leq 2000,00$
Grado de contaminación (Hepatitis, SIDA, Chagas, etc.).....	variación menor al 1%

Tipo sanguíneo.....	Ninguna
Peso del paciente.....	Ninguna
Carga hidráulica.....	menor a 300 mmHg
Caudal sanguíneo.....	menor a 300 mL/s
Coagulación.....	Sin coagulación
Presión arterial.....	Sin Hipotensión ó hipertensión

### **Variables de solución.**

- Tamaño de la bomba cardiaca.
- Forma de la estructura.
- Método de bombeo sanguíneo.
- Método de regulación de caudal y presión.
- Método de conexión con el paciente.
- Método de llevar el impulsor al paciente.
- Fuente de energía
- Materiales de construcción.

### **Restricciones.**

- Mantenable (Tiene componentes que se pueden reemplazar y mantener con facilidad)
- No mayor de 36 x 52 x 46 cm
- Debe utilizar 12 volts C.D. y 115 volts de C.A.
- Debe tenerse la aprobación de los laboratorios de control venezolanos.
- Su costo no debe exceder de 325 dólares
- Debe operar a prueba de equivocaciones

## **Criterios**

- Facilidad de manejo.
- Seguridad para el usuario y operario.
- Confiabilidad.
- Facilidad de mantenimiento y reparación.
- Efectividad de limpieza.
- Peso.
- Ruido.

### **2.1.3. La búsqueda de soluciones posibles al bombeo sanguíneo extracorpóreo.**

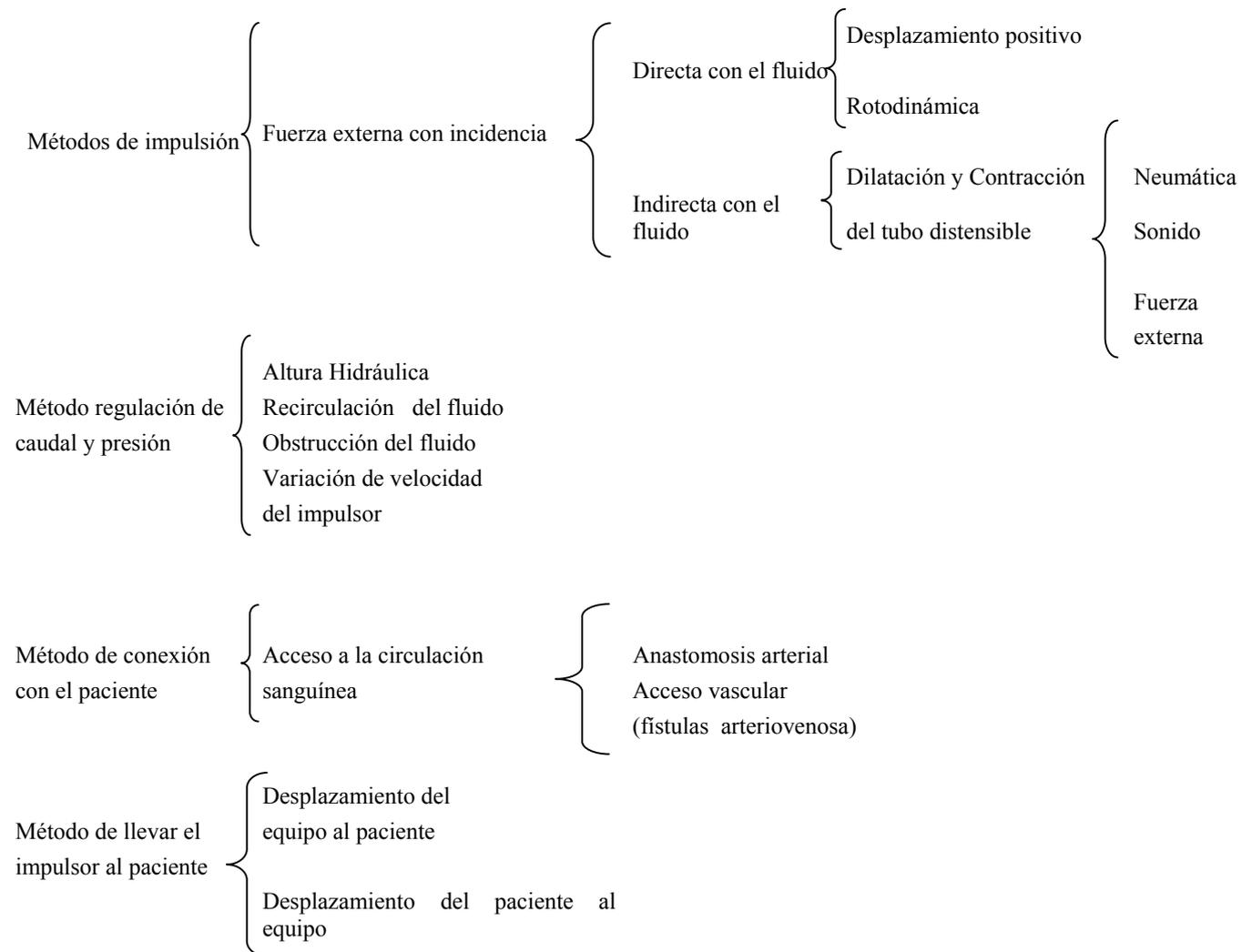
Durante la formulación del problema de impulsión se la sangre, surgen algunas soluciones, pero sólo como subproductos y no como el objeto de esfuerzos. En esta fase del proceso de diseño se buscan activamente las soluciones posibles, en la literatura técnica y científica, y en el mundo que nos rodea. La vasta acumulación de conocimientos humanos proporciona soluciones "ya hechas" para algunas partes del prototipo de bomba cardiaca. Pero hay una segunda gran fuente de soluciones: las propias ideas, que son producto del proceso mental llamado invención.

Para guiar la búsqueda en áreas provechosas de posibles soluciones al problema planteado, que de otro modo podrían pasar inadvertidas, se recomiendan dos tipos de medidas:

- a) Utilizar un sistema para dirigir la búsqueda en muchas áreas de posibilidades.
- b) Emplear métodos que dirijan al azar la búsqueda o la indagación.

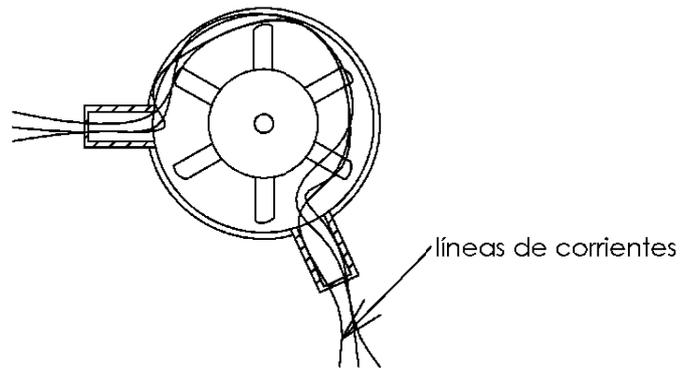
### 2.1.3.1. Método búsqueda para introducir un sistema de impulsión sanguínea.

Un método excelente para lograr tener un sistema de impulsión sanguínea es concentrarnos en las variables de solución, considerando una cada vez y tratando de crear muchas posibilidades para cada una.

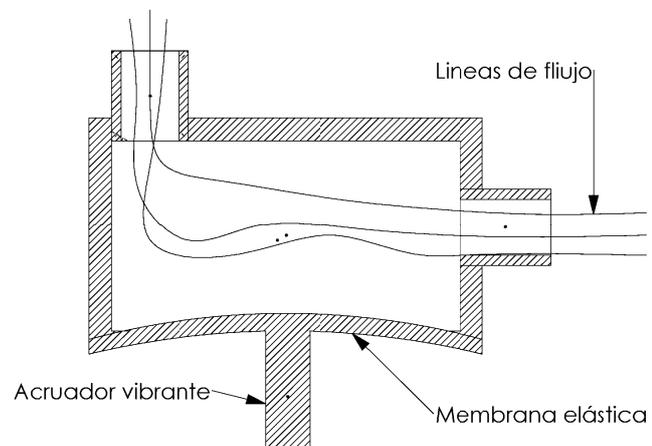


**a. Bombeo con influencia directa sobre el fluido.**

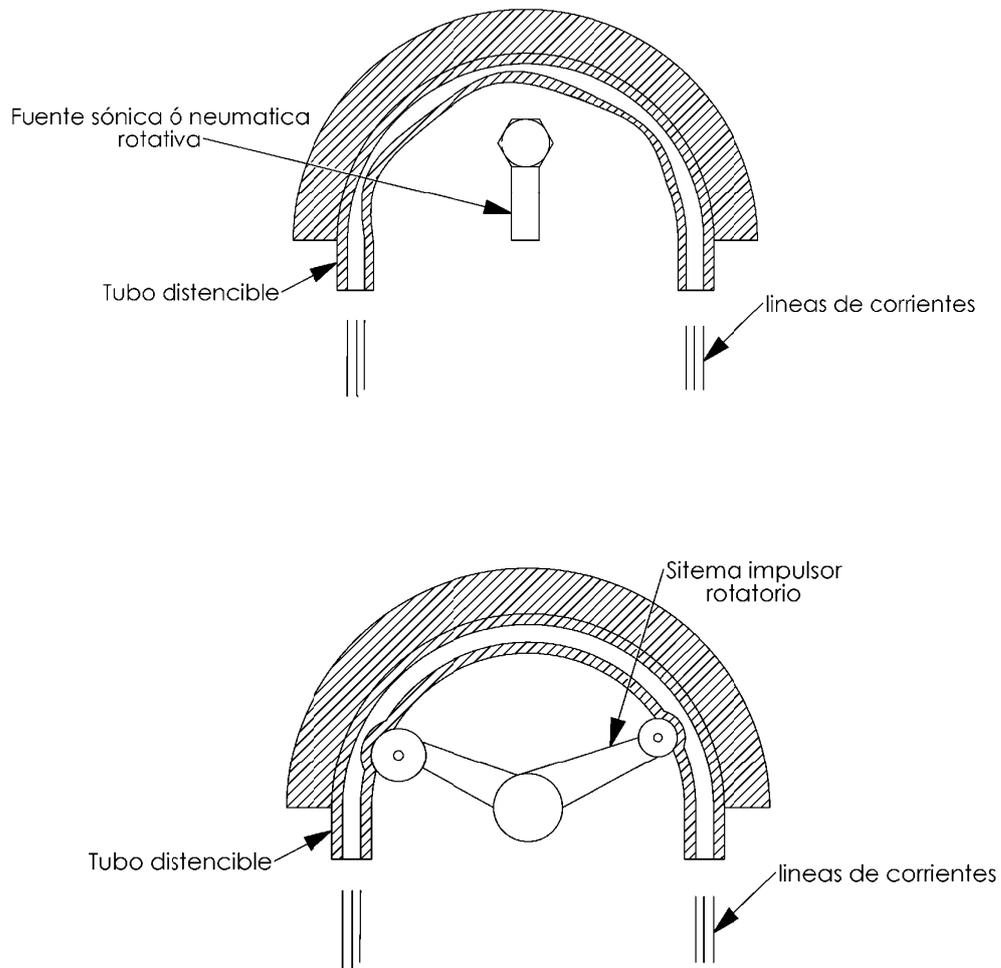
Impulsión rotodinámica



Impulsión por desplazamiento



### b. Bombeo con influencia indirecta sobre el fluido.



#### 2.1.4. La fase de decisión

En la fase de búsqueda se amplía el número y la variedad de las soluciones posibles al bombeo sanguíneo, inicialmente, las soluciones elegibles se expresaron sólo en términos generales en forma de croquis.

Los aspectos específicos de las alternativas de impulsión presentadas varían de un caso a otro, para llegar a una inteligente decisión de diseño se dieron los cuatro pasos siguientes:

- Seleccionar los criterios y determinar su importancia relativa.
- Predecir el funcionamiento de las soluciones alternativas con respecto a tales criterios.
- Comparar las alternativas sobre la base de los funcionamientos predichos.
- Hacer una elección.

**Tabla 2.1.4. Estudio de los casos propuestos.**

Tipo de impulsión	Grado de contaminación	Hemólisis	Coagulación	Flujo sanguíneo	Embolia gaseosa
Rotodinámica	Mayor al 5 % del flujo de entrada	Mayor al 5 % del flujo de entrada	Mayor al 5 % del flujo de entrada	Cumple con las limitaciones de flujo ( $Q \leq 300 \text{ml/min}$ )	Permite la entrada de aire a la circulación.
Diafragma	Menor al 5 % del flujo de entrada	Menor al 5 % del flujo de entrada	Menor al 5 % del flujo de entrada	Cumple con las limitaciones de flujo ( $Q \leq 300 \text{ml/min}$ )	No
Contracción y dilatación del tubo	Menor al 5 % del flujo de entrada	Menor al 5 % del flujo de entrada	Menor al 5 % del flujo de entrada	Cumple con las limitaciones de flujo ( $Q \leq 300 \text{ml/min}$ )	No

Un criterio importante en el diseño de un impulsor de sangre lo es la seguridad del paciente por lo que la alternativa de impulsión rotodinámica queda descartada debido a su alto riesgo de generar embolias gaseosas y coagulación al paciente.

Los costos de fabricación de una bomba de diafragma son mayores a las de impulsión de rodillos debido a su geometría aerodinámica para la disminución de los efectos viscosos debido al roce y su factibilidad de construcción en el país se complica debido a los materiales de construcción que deben de tener resinas

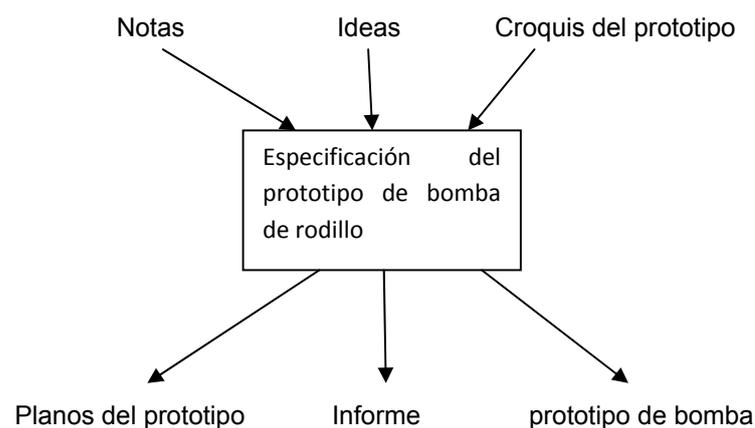
para cubrir porosidades y capas adherentes de anticoagulante (heparina) para evitar la coagulación [8], [22].

La impulsión sanguínea por medio de aire comprimido alcanza niveles de hemólisis menores a los de impulsión por rodillos, pero la elevación del ruido alcanzado durante el bombeo neumático, hace inadecuado este procedimiento para el tratamiento médico[10]. Las estructuras que utilizan los sistemas de aire comprimido son más pesadas y le quitan lo portátil al tratamiento médico extracorpóreo.

La facilidad de construcción, mantenimiento, manejo u operación del sistema de impulsión del tipo **peristáltico de rodillo**, por parte del personal médico y técnico la convierten en el mejor diseño al momento de realizar este análisis.

### 2.1.5. Especificación de la solución (prototipo de bomba peristáltica de rodillo).

Los datos de entrada en esta fase del diseño se muestran a continuación:



A continuación se describen con los detalles suficientes, los atributos físicos y las características de funcionamiento del prototipo de bomba peristáltica propuesta, de manera que las personas involucradas en su construcción, manejo y mantenimiento, puedan desempeñar satisfactoriamente sus funciones.

#### **2.1.5.1. Características de funcionamiento del prototipo de Bomba Peristáltica.**

El prototipo de bomba extracorpórea diseñada y construida (ver planos) consta de un motor eléctrico que hace girar un rotor de aluminio, que puede alojar hasta cuatro rodillos rotatorios que comprimen el tubo flexible a cada vuelta del rotor, atrapando y expulsando un volumen dado de fluido entre los rodillos adyacentes, cuando el rodillo ha pasado el segmento, el tubo se vuelve a expandir y aspira el fluido, introduciéndolo en el segmento de tubo.

El diseño propuesto es único ya que dispone de una carcasa móvil, elaborada en acrílico, que sirve como alojamiento a varios diámetros (1/8 pulg. Hasta 1/2 pulg.) de tubería de plástico, lo cual permite regular la amplitud de pulso de presión y el caudal, variables que si no están dentro de los valores corporales permisibles, causan la destrucción de los glóbulos rojos que circulan a través del conducto de la bomba.

El diseño alcanzado resulta muy ventajoso dado que permite los siguientes beneficios:

- El diseño del prototipo de bomba peristáltica mantiene el bombeo del fluido dentro de la tubería todo el tiempo. Esto es importante por dos razones: el fluido no puede contaminar la bomba, y la bomba no puede contaminar el fluido.
- El prototipo de bomba peristáltica requiere de poco mantenimiento para conservarla en condiciones de máxima operación. La tubería flexible se debe reemplazar regularmente para evitar fugas o un desempeño deficiente. Es típico que este procedimiento tome sólo segundos, que puede ser una ventaja al usar la misma bomba para los diferentes

pacientes que requieren de su uso, en este caso, se necesita cambiar solamente la tubería, y la bomba puede estar montada y funcionando en minutos. Esto ahorra tiempo y trabajo, y permite que la misma bomba sea usada en una variedad de procesos médicos, contribuyendo potencialmente a ahorros importantes en costo.

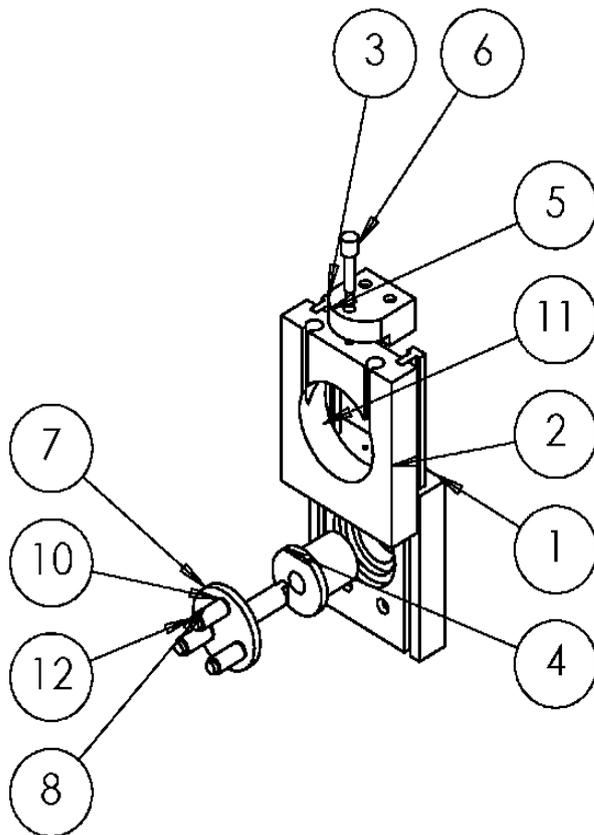
- El diseño de bomba propuesto tiene una capacidad de cebado automático, cuando inicia su funcionamiento, genera la suficiente succión para arrastrar el fluido corporal desde la interface médica hasta dentro de la tubería y a través de la bomba, eliminando la necesidad de cebar con anticoagulante la línea de succión y bombeo antes de su uso. Esto pone fin a la necesidad de succión por inundación, colocando la bomba debajo del nivel de presión de suministro, facilitando la instalación de la bomba y permitiendo mover la bomba cuando se necesite, **esto hace portátil** el diseño propuesto.
- Debido a que la tubería es la única parte de la bomba que entra en contacto con el fluido fisiológico que está siendo bombeado, permite el uso de una diversidad de materiales para la fabricación de sus partes, lo cual facilita su construcción en el país.
- El movimiento de la carcasa superior de la bomba, el cual aloja al conducto sanguíneo, crea una acción de exprimir moderada para mover el fluido a través de la bomba. El fluido no está sujeto a ninguna acción de trituración o esfuerzo cortante mecánico proveniente de los rodillos, dejando los componentes fisiológicos del fluido, incluyendo las paredes de las células sanguíneas intactas. Por esta razón, el diseño propuesto es sensible a la hemólisis y a la formación de hematomas al cuerpo.

#### **2.1.5.2. Atributos físicos del prototipo de bomba peristáltica.**

La bomba extracorpórea desarrollada está conformada por un rotor que gira solidario al eje de la bomba (7), su material es de aluminio y consta de tres rodillos (8) de material nailon que imparten energía al fluido en forma de energía cinética y

de presión. Su superficie moleteada no permita el deslizamiento axial de la manguera al ser comprimida por dichos rodillo.

La carcasa superior (2) de la bomba es de material de acrílico y sirve como soporte radial al tubo flexible, tiene una movilidad transversal al eje de la bomba, el desplazamiento es posible por el alojamiento de un tornillo de paso milimétrico en un orificio en dicha carcasa.



PART NUMBER	ITEM NO.
Carcasa inferior	1
Carcasa superior	2
Guía de la carcasa sup.	3
Bocina	4
Soporte del tornillo regulador regulador	5
Pasador	6
Rotor	7
Rodillo	8
arandela1	9
arandela2	10
Pista de compresión	11
Guía del rodillo	12

**Figura 2.1.5.2.a. Prototipo de bomba extracorpórea**

Las guías (3) en forma de “T” de la carcasa superior son de material de acrílico y permiten el movimiento transversal del soporte superior.

La carcasa inferior (1) tiene como función el alojamiento del rotor de la bomba y está conformado por una bocina de nailon grafitado que soporta al impulsor sanguíneo, tiene una entalladura que encaja con la guía del soporte superior.

El soporte (5) del tornillo de empuje la carcasa superior se sujeta al soporte inferior de la bomba, está elaborado en material acrílico.

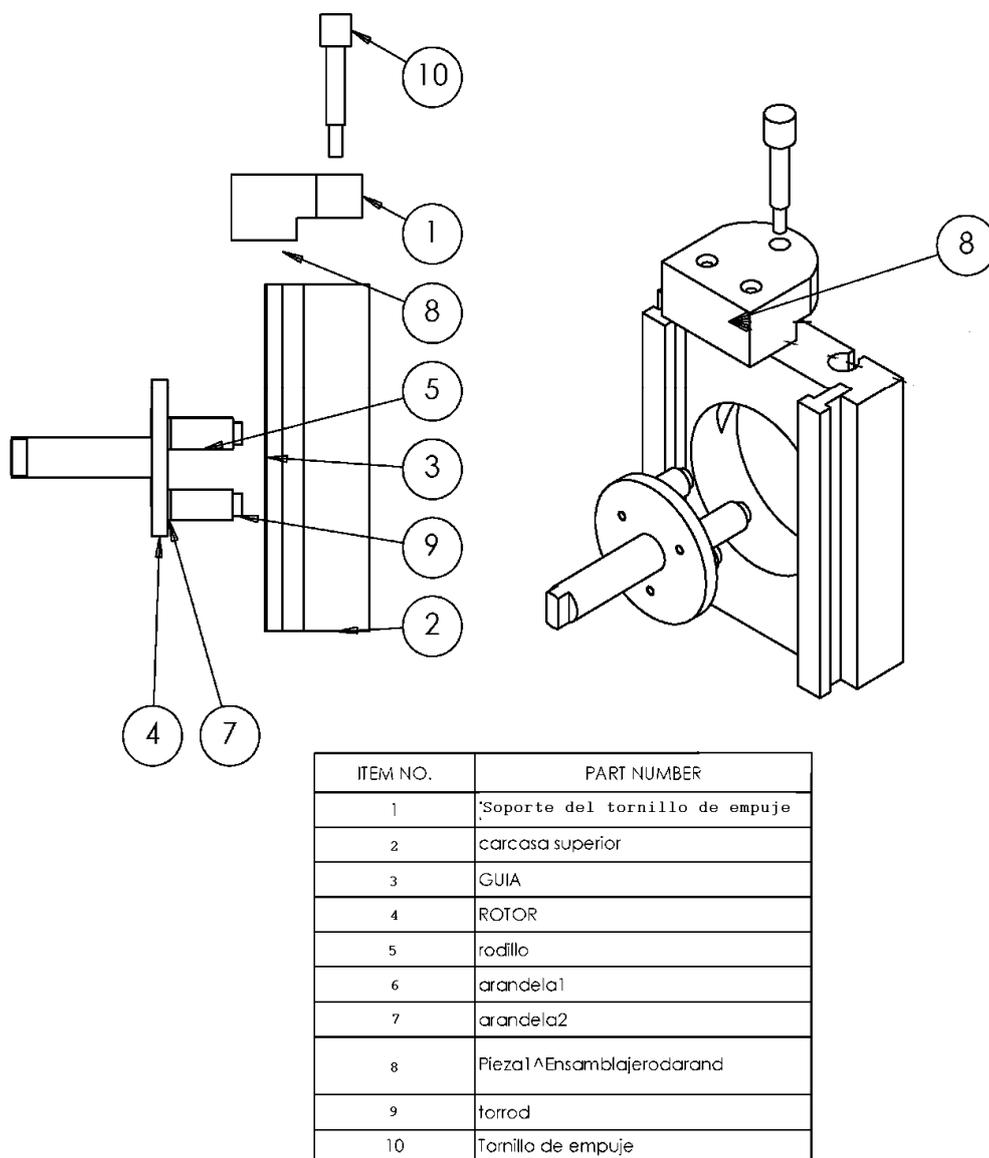
Las aplicaciones de bombas peristálticas en el ámbito médico se han limitado por la capacidad de presión de la tubería. Los materiales típicos de la tubería de estas bombas tienen clasificaciones de presión de trabajo que tienen un rango entre 10 mmHg y 600 mmHg, estas bombas de uso médico no vigilan la presión de descarga para evitar niveles de presión peligrosos para la composición sanguínea y otros daños como hematomas en la piel.

El mecanismo regulador (**Figura 2.1.5.2.b.**) del prototipo de bomba peristáltica puede variar la amplitud del pulso presión y caudal de descarga, este mecanismo restringe el paso de fluido en el interior de la bomba, ya que el movimiento de avance de la carcasa superior del impulsor permite un gradiente de presión permisible para adultos y niños.

El mecanismo está conformado por un tornillo empuje, elaborado en acero inoxidable, que desplaza el inserto de la manguera contra el conjunto de rodillos giratorios, estos van montados sobre un rotor que es impulsado por un motor de corriente directa, el movimiento es posible debido al diseño de un sistema guía de dirección radial. El sistema regulador está elaborado en material de acrílico, aluminio y nailon.

Debido a que la tubería flexible es la única parte de la bomba que entra en contacto con el fluido que está siendo bombeado, se debe determinar la compatibilidad del material con tratamiento médico aplicado. El amplio rango de

materiales disponibles para tubería, incluyendo silicona, termoplásticos, Viton etc., significa que hay una formulación para las necesidades de manejo de fluidos durante la actividad medica desarrollada, lo que permite que se utilice el mismo diseño propuesto de bomba en múltiples aplicaciones simplemente cambiando la tubería.



**Figura 2.1.5.2.b. Sistema regulador de presión y caudal**

### **Conclusiones del capítulo**

- Los atributos de diseño del prototipo de bomba peristáltica la convierten en portátil, esto gracias a los deseos y necesidades únicas del paciente, personal médico y técnico.
- La confiabilidad, la operabilidad y la disponibilidad, junto con criterios tales como la reparabilidad y la facilidad de mantenimiento o mantenibilidad, son cada vez más importantes, a medida que los desarrollos de impulsores de sangre aumentan en complicación y costo, y a medida que dependemos más de ellos.
- El sistema regulador de presión propuesto para las bombas de uso médico, generan niveles confort y seguridad adecuados en el paciente durante su tratamiento.

### **CAPÍTULO III. CONSIDERACIONES DE DISEÑO EN EL DESARROLLO DEL PROTOTIPO DE BOMBA PERISTÁLTICA.**

La resistencia requerida para cada componente del prototipo de bomba extracorpórea significa un factor importante en la determinación de la geometría y dimensiones de cada elemento. En esa situación se dice que la resistencia es una condición de diseño importante. Se consideran algunas características del diseño de la situación dada, tales como:

- Resistencia/esfuerzo.
- Distorsión/deflexión/rigidez.
- Peso
- Tamaño.
- Responsabilidad legal.
- Desecho/reciclado.

Algunas de estas propiedades tienen que ver de manera directa con las dimensiones, el material y la unión de los elementos de la bomba peristáltica.

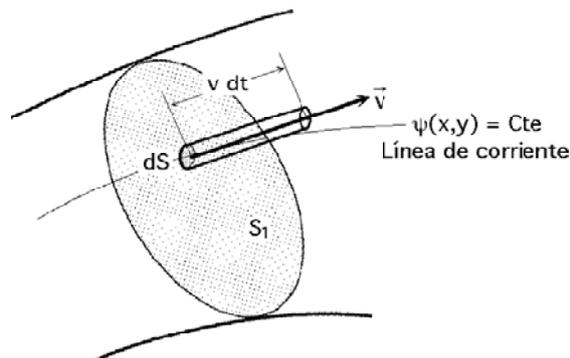
En este desarrollo se emplearan los fundamentos de la ingeniería, con un enfoque matemático en el campo de la mecánica de fluido viscoso y mecánica de sólido por elemento finito, lo anterior resulta correcto y apropiado, sin embargo, para mantener la perspectiva correcta se debe observar que muchas situaciones de diseño de los componentes del impulsor sanguíneo, se diseñaron solo desde el punto de vista del estilo y nada más.

El prototipo de bomba peristáltica genera un flujo de fluido constante a través del ducto circular flexible de la bomba, que es regulado por un mecanismo de contracción, que se adapta a las necesidades del paciente (Regulador de presión), que influyen en las propiedades del flujo sanguíneo y propiedades del material cuando la bomba comienza el funcionamiento.

De esta breve información se presentan algunas leyes y principios de la mecánica de fluidos y sólido que se utilizarán en el proceso de desarrollo de las partes del impulsor de sangre.

### 3.1. Consideración de diseño para el caudal a través de una superficie elemental.

En general, el caudal  $Q$  de una corriente para una sección determinada, es el volumen de fluido que la atraviesa en la unidad de tiempo,  $m^3/s$ . Si se considera un tubo de corriente de sección  $S_1$  normal en cada uno de sus puntos a la línea de corriente correspondiente, y un elemento infinitesimal de sección  $dS$ , el volumen de fluido que pasa por  $dS$  en el tiempo  $dt$  es,  $V dS dt$ , ya que,  $V dt$ , es la longitud de este tubo de corriente infinitesimal, Figura 3.1



**Figura 3.1. Tubo de corriente de sección  $S_1$**

Por la sección  $S_1$  pasa un volumen de fluido  $dW$  de la forma,

$$dW = \int_{S_1} v dS dt = dt \int_{S_1} v dS \quad [3.1.1]$$

y como se ha definido el caudal  $Q$ , como el volumen de fluido que pasa por la sección  $S_1$  en la unidad de tiempo, resulta,

$$Q = \frac{dW}{dt} = \int_{S_1} v \, dS \quad [3.1.2]$$

Cuando  $S_1$  no sea perpendicular a la línea de corriente en cada punto, el caudal es,

$$Q = \int_{S_1} V_n \, dS = \int_{S_1} V \cdot \cos \phi \quad [3.1.3]$$

La velocidad media correspondiente a la sección  $S_1$  es,

$$\bar{V} = \frac{\int_{S_1} V_n \, dS}{S_1} \quad [3.1.4]$$

Un elemento de volumen no sigue las líneas de corriente, sino las de movimiento; sólo coincidirán cuando el campo de velocidades sea estacionario.

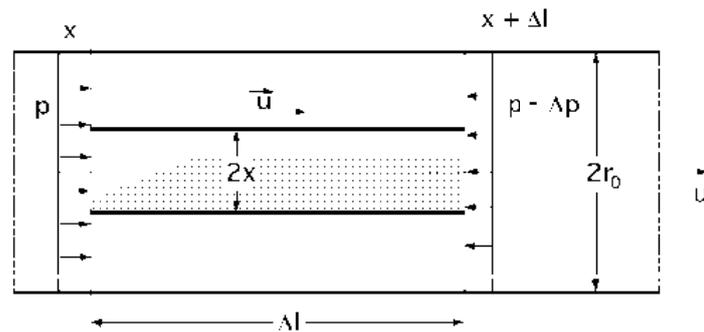
### 3.2. Consideración de diseño según la teoría de flujo viscoso incompresible

En un flujo viscoso laminar la corriente es relativamente lento y no es perturbada por las posibles protuberancias del contorno, mientras que la viscosidad es relativamente grande, de forma que si por cualquier circunstancia se iniciase un fenómeno de turbulencia, la viscosidad lo destruiría.

La formulación que a continuación se va a desarrollar sirve, por lo tanto para tuberías lisas como para tuberías rugosas, suponiendo que las partículas de fluido, en un flujo laminar a lo largo de un tubo, se mueven en capas cilíndricas coaxiales; en el eje del tubo, el desplazamiento se realiza a mayor velocidad, mientras que en las paredes permanece en reposo.

La distribución de velocidades en una sección transversal cualquiera del tubo obedece a las fuerzas de rozamiento transmitidas de capa en capa.

Si se considera una parte del tubo Figura 3.2., de diámetro,  $2r_0$ , y un cilindro de fluido coaxial de diámetro,  $2x$ , y longitud  $\Delta l$ .



**Figura 3.2. Tubo de fluido para la ecuación de líquidos viscosos**

Las condiciones de contorno implican que en su cara frontal la presión es  $p$  y en la posterior la presión es,  $p - \Delta p$ , sobre el cilindro actuará una fuerza de empuje de la forma:

$$F_{emp} = \pi \cdot r^2 \cdot \Delta p \quad [3.2.1]$$

La fuerza de rozamiento,

$$F_{roz} = \eta \cdot S \cdot \frac{du}{dr} = 2 \cdot \pi \cdot r \cdot \Delta l \cdot \eta \cdot \frac{du}{dr}$$

es igual a la de empuje, por lo que,

$$2 \cdot \pi \cdot r \cdot \eta \cdot \Delta l \cdot \frac{du}{dr} = \pi \cdot r^2 \cdot \Delta p \rightarrow \frac{du}{dr} = \frac{r \cdot \Delta p}{2 \cdot \eta \cdot \Delta l}$$

$$u = \frac{\Delta p}{2 \cdot \eta \cdot \Delta l} \int_r^R r \, dr = \frac{\Delta p}{4 \cdot \eta \cdot \Delta l} (R^2 - r^2) \quad [3.2.2]$$

que es una distribución del campo de velocidades de tipo parabólico, en un plano longitudinal. La expresión del caudal es,

$$Q = \int_0^R u \, d\Omega = \int_0^R u \, 2 \pi r \, dr = \frac{\Delta p}{4 \eta \Delta l} \int_0^R (R^2 - r^2) \, 2 \pi r \, dr = \frac{\pi R^4 \Delta p}{8 \eta L}$$

$$Q = \frac{\pi \cdot r^4 \cdot \Delta p}{8 \cdot \eta \cdot L} \quad [3.2.3]$$

que es directamente proporcional a la variación de presión entre las secciones A y B, tramo de longitud,  $\Delta l = L$ , a la cuarta potencia del radio de la conducción, e inversamente proporcional al tramo de tubería considerada de longitud L y a la viscosidad dinámica  $\eta$ .

El caudal en función de la velocidad media  $\bar{u}_r$  es,  $Q = A \cdot \bar{u}_r$ , por lo que la velocidad media se puede poner en la forma,

$$\bar{u}_r = \frac{Q}{A} = \frac{(\pi \cdot R^4 \cdot \Delta p) / (8 \cdot \eta \cdot L)}{\pi \cdot R^2}$$

$$\bar{u}_r = \frac{R^2}{8 \cdot \eta} \cdot \frac{\Delta p}{L} \quad [3.2.4]$$

La velocidad máxima se tiene para,  $r = 0$ , y es de la forma,

$$u_{max} = \frac{R^2}{4 \cdot \eta} \cdot \frac{\Delta p}{L} \quad [3.2.5]$$

La relación entre la velocidad máxima y la velocidad media es,

$$u_{max} = 2 \cdot \bar{u}_r$$

Despejando de la expresión de la velocidad media el valor de  $\Delta p$ , se obtiene la ecuación:

$$\Delta p = \frac{32 \cdot \eta \cdot L \cdot \bar{u}_r}{d^2} \quad [3.2.6]$$

### 3.3. Consideración de diseño según la teoría de Von Mises.

La hipótesis de la energía de distorsión (hipótesis de Von Mises) se originó debido a la observación de que los materiales dúctiles sometidos a esfuerzos hidrostáticos presentan resistencia de fluencia que exceden en gran medida los valores dados por el ensayo de tensión simple. Por lo tanto, se postuló que la fluencia no era un fenómeno de tensión o compresión simples, sino más bien, que estaba relacionada de alguna manera con la distorsión angular del elemento esforzado. Para desarrollar la teoría, observe en la figura 3.3.a, el volumen unitario sometido a cualquier estado de esfuerzos tridimensional, designado por los esfuerzos  $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ .

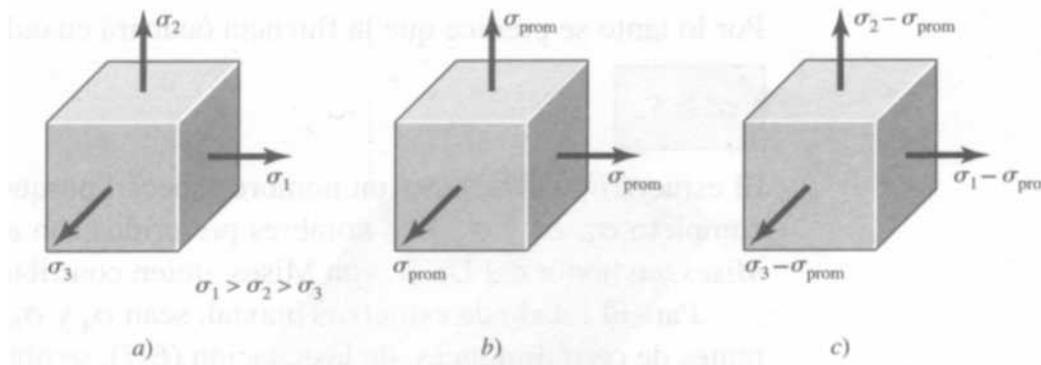


Figura. 3.3. Tensión Hidrostática debido a los esfuerzos  $\sigma_{prom}$

El estado de esfuerzos que se muestra en la figura 3.3. es de tensión hidrostática debida a los esfuerzos  $\sigma_{prom}$  que actúan en cada una de las mismas direcciones principales, como en la figura 3.3.a La fórmula para  $\sigma_{prom}$  es

$$\sigma_{prom} = \frac{\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3}{3} \quad [3.3.1]$$

De esta manera, el elemento de la figura 3.3.b experimenta un cambio de volumen puro; es decir, sin distorsión angular. Si se considera  $\sigma_{prom}$  como un componente de  $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ , entonces este componente se puede restar de ellos, dando como resultado el estado de esfuerzos que se muestra en la figura 3.3.c. Este está sometido a distorsión angular pura; es decir, no hay cambio de volumen.

La ecuación siguiente proporciona la energía de deformación total para el elemento de la figura 3.3.a.

$$u_{\sigma} = \frac{1}{2E} [\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - 2\nu (\sigma_1 \cdot \sigma_2 + \sigma_3 \cdot \sigma_2 + \sigma_1 \cdot \sigma_3)] \quad [3.3.2]$$

La energía de deformación para producir sólo un cambio de volumen se puede obtener sustituyendo  $\sigma_{prom}$  para  $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ , en la ecuación 2.2.4.2. El resultado es

$$u_{v} = \frac{3 \sigma_{prom}^2}{2E} (1 - 2\nu) \quad [3.3.3]$$

Si ahora se sustituye el cuadrado de la ecuación [3.3.1] en la ecuación [3.3.3] y se simplifica la expresión, se obtiene

$$u_{v} = \frac{1-2\nu}{2E} [\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 + 2 (\sigma_1 \cdot \sigma_2 + \sigma_3 \cdot \sigma_2 + \sigma_1 \cdot \sigma_3)] \quad [3.3.4]$$

Entonces la energía de distorsión se obtiene restando la ecuación [3.3.4] de la ecuación [3.3.2] quedando:

$$u_d = u_{\sigma} - u_{v} = \frac{1+\nu}{3E} \left[ \frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2} \right] \quad [3.3.5]$$

Observe que la energía de distorsión es cero si  $\sigma_1 = \sigma_2 = \sigma_3$ .

Expresada con palabras, la hipótesis de la energía de distorsión **predice que la fluencia ocurrirá cuando la energía de distorsión en un volumen unitario iguale la energía de distorsión en el mismo volumen cuando se someta a un esfuerzo uniaxial hasta la resistencia de fluencia**. Para el ensayo de tensión simple, sea  $\sigma_1 = \sigma_1'$ ,  $\sigma_2 = \sigma_3 = 0$ . La energía de distorsión es:

$$u_d = \frac{1+\nu}{3E} \cdot \sigma'^2 \quad [3.3.6]$$

Igualando las ecuaciones [3.3.5] y [3.3.6] se obtiene

$$\sigma' = \left[ \frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2} \right]^{1/2} \quad [3.3.7]$$

Por lo tanto se predice que la fluencia ocurrirá cuando

$$\sigma' \geq \text{resistencia de fluencia en tensión } (S_y)$$

### 3.4. Consideraciones de diseño del método de elemento finito.

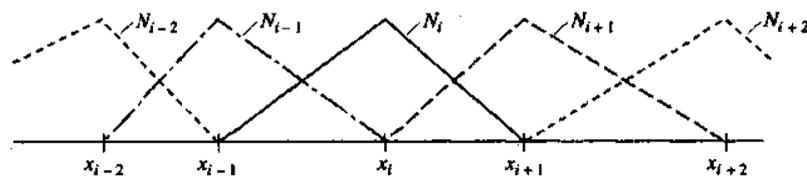
Este método es muy empleado para resolver problemas con valor de frontera de ecuaciones diferenciales ordinarias y parciales de orden dos o más, que deben cumplir condiciones de frontera de algún dominio, en donde estas derivadas se sustituyen por aproximaciones por diferencia finita, interpolando los valores extremos nodales  $u_{i-1}$  y  $u_i$  donde  $u$  son aproximaciones a los valores reales de las variables físicas reales  $y(x)$ , por medio de un polinomio de grado bajo obtenido por medio del método de Galerkin.

En este método, los nodos pueden estar espaciados de manera no uniforme. Esto no sólo resuelve el problema de hacer coincidir los nodos con una frontera, sino que también facilita la colocación más estrecha de los nodos entre sí en partes de la región donde la solución del problema varía rápidamente, con lo que se mejora la exactitud.

Al aplicar esta técnica se recomienda la estrategia que sigue:

- Subdividir la región  $[a, b]$  en  $n$  subintervalos, denominados elementos, que se unen en  $x_1, x_2, \dots, x_{n-1}$ . A este arreglo se suman  $x_0 = a$  y  $x_n = b$ . Las  $x$  se denominan nodos del intervalo. Los elementos se numeran del **1** a  $n$ , donde

el elemento (i) va desde  $x_{i-1}$  hasta  $x_i$ . Los  $x_i$  no necesitan estar uniformemente espaciados.



- Aplicar el método de Galerkin por separado a cada elemento para interpolar (sujeto a la ecuación diferencial) entre los valores nodales extremos,  $u(x_{i-1})$  y  $u(x_i)$ , donde estas  $u$  son aproximaciones a las  $y(x_i)$  que son la solución verdadera de la ecuación diferencial.

$$u(x) = c_L * N_L + c_R * N_R = c_L \frac{x-R}{L-R} + c_R \frac{x-L}{R-L}$$

$$u(x) = c_L \frac{x-R}{h_i} + c_R \frac{x-L}{h_i} \quad [3.4.1]$$

- Usar un polinomio de grado bajo para  $u(x)$ , aunque a menudo se usan polinomios cuadráticos o cúbicos. Este polinomio se obtiene aplicando el método de Galerkin a la ecuación diferencial del proceso

$$R(x) = y'' + Qy - F = u'' + Qu - F \quad [3.4.2]$$

$$\int_L^R N_L R(x) dx = 0,$$

$$\int_L^R N_R R(x) dx = 0.$$

[3.4.3]

- El resultado de aplicar el método de Galerkin al elemento (i) es un par de ecuaciones donde las incógnitas son los valores nodales en los extremos del elemento (i). Cuando lo anterior se ha hecho para cada elemento, se tienen ecuaciones que involucran a todos los valores nodales, que se combinan para obtener un conjunto de ecuaciones que pueden resolverse para los valores nodales desconocidos. (El proceso de combinar las ecuaciones de elementos por separado se denomina ensamblar el sistema.)
- Estas ecuaciones se ajustan para las condiciones en la frontera y se resuelven para obtener aproximaciones a  $y(x)$  en los nodos; valores intermedios para  $y(x)$  se obtienen mediante interpolación lineal.

### 3.5. Características físicas de los materiales empleados en el desarrollo del prototipo de bomba.

Ahora está disponible una variedad de materiales, cada uno con sus propias características, aplicaciones, ventajas y limitaciones. Los siguientes son los tipos de materiales utilizados en la manufactura del prototipo de bomba peristáltica:

- Materiales ferrosos: acero inoxidable.
- Materiales no ferrosos: aluminio, refractarios
- Plásticos: termoplásticos.

Conforme se van desarrollando nuevos materiales, la selección de materiales apropiados se convierte cada vez más un reto. Las estructuras de las bombas

sanguíneas extracorpóreas han ocupado la primera línea en la aplicación de nuevos materiales, la tendencias es utilizar mas materiales plásticos, con una reducción gradual en el uso de aluminio y acero.

Al seleccionar los materiales del impulsor de sangre consideramos sus propiedades mecánicas: resistencia, ductilidad, fatiga y cedencia (ver tablas 3.5.1, 3.5.2).

**TABLA 3.5.1. Características generales de manufactura.**

Material	Capacidad de fundición	Capacidad de soldadura	Maquinabilidad
Aluminio	E	F	G-E
Nylon	E	E	G-E
Goma Silicona	E	F	VP
Acrílico	E	E	G-E

Nota: E, excelente, G, bueno, F, aceptable, D, difícil, VP, muy pobre

**TABLA 3.5.2. Características generales de rigidez y resistencia.**

Material	Módulo de Young E (GPa)	Esfuerzo de cedencia S <sub>y</sub> (MPa)	Resistencia tensil max. UTS (MPa)
Aluminio	69-79	35-550	90-600
Nylon	2.0 -10.0	15-120	70-210
Goma Silicona	0.7-1.2	0.8-1	2.0-3.0
Acrílico	1.4-3.5	35.0-180	55-200

Las propiedades de manufactura de los materiales empleados en el prototipo de bomba peristáltica determinan si pueden ser fundidos, maquinados, soldados.

Los métodos utilizados para procesar los materiales hasta la forma deseada pueden afectar de manera adversa las propiedades finales y vida de servicio del prototipo propuesto.

### 3.6. Velocidad de diseño del prototipo de bomba peristáltica extracorpórea.

Para el cálculo del diámetro del tubo flexible por donde circulará el fluido corporal, es factor primordial la velocidad del flujo y los valores permisibles del pulso de presión para evitar daños a los elementos constitutivos de la sangre y hematomas corporales.

Tabla 3.6. Diámetro nominal. Fuente: Mangueras Industriales c.a.

Diámetro(interno) comercial (m.m)	Espesor(m.m)
Tubería de goma silicona	
3	1
4	1
5	1.5
6	1.5
7	1.5
8	1.5
9	1.5
10	1.5

Para un paciente venezolano con las siguientes características corporales:

- Hematocrito= 30%
- Viscosidad ( $\eta$ )= 4 kPa .s
- Densidad ( $\rho$ ) =  $1050 \frac{Kg}{m^3}$
- Gradiente de Presión Permisible = 200 mm Hg

- o Longitud (L) del ducto= 3m

Hay evidencia que la coagulación sanguínea y la hemolisis en la circulación extracorpóreas es ocasionada por la turbulencia y gradientes de presión mayores a 200 mmHg [11], por lo que podemos emplear los fundamentos teóricos de los líquidos viscosos para calcular la velocidad crítica de bombeo:

$$v_c = \frac{\eta R_e}{\rho \phi} \quad R_e = \text{numero de Reynolds} = 2000, \phi = 4,0 \text{ mm}$$

$$v_c = \frac{0,004 * 2000}{1050 * 0,004} = 1,9 \frac{m}{s}$$

La velocidad de transición de flujo laminar a turbulento es = 1.9 m/s.

El caudal crítico de bombeo para un paciente venezolano es:

$$Q_c = v_c \cdot A = v * \frac{\pi}{4} * \phi^2 = 1,9 * \frac{\pi}{4} * (0,004)^2 = 0.000023935 \frac{m^3}{s} = 1.43616 \frac{L}{min}$$

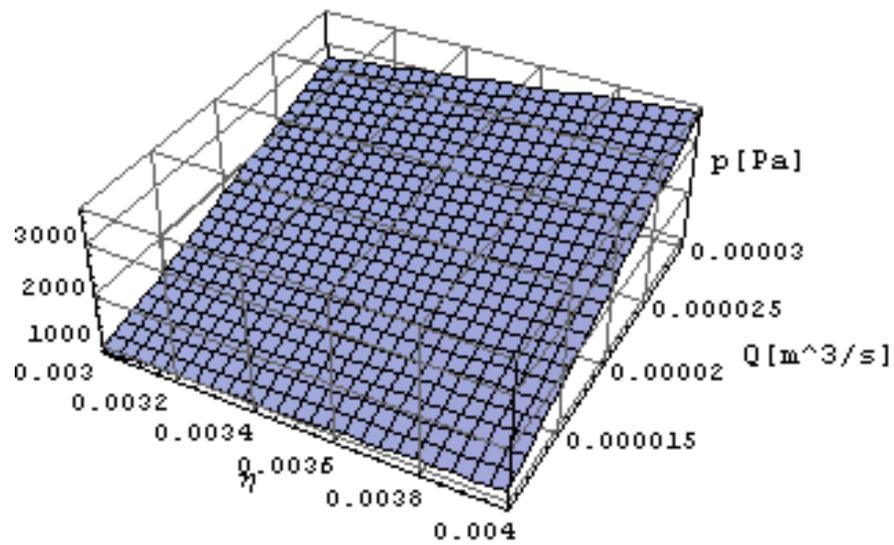
El diámetro de tubería para el diferencial de presión permisible es:

$$\phi = 2 \cdot \left[ \frac{8 \cdot \eta \cdot L \cdot Q_c}{\pi \cdot \Delta p} \right]^{1/4} = 2 * \left[ \frac{8 * 0,004 * 3 * 0.0000239}{\pi * 200 * 133} \right]^{1/4} = 4.57 \text{ mm}$$

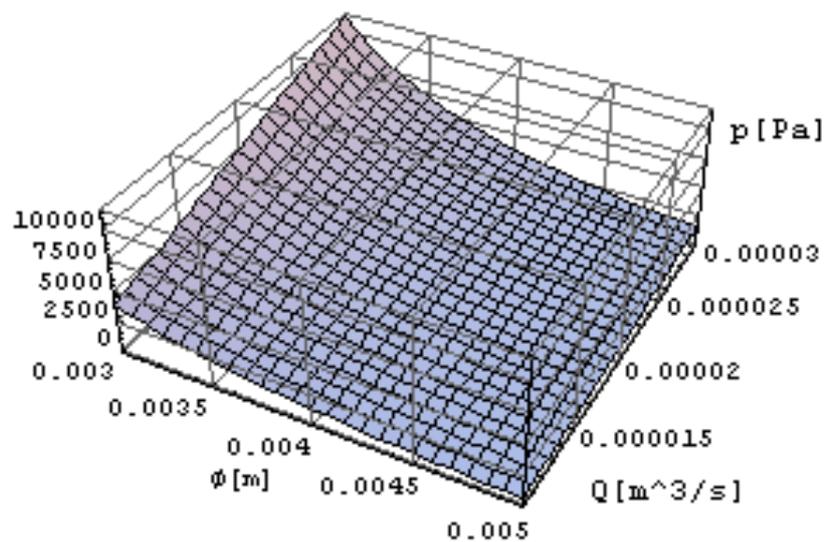
Se toma un diámetro comercial de 5,0 mm

A continuación se muestra el comportamiento del gradiente de presión en función de la “viscosidad - el caudal” y “Diámetro – caudal”, para la teoría viscosa.

$$\Delta p[\eta, Q] = \frac{8 \cdot L \cdot \eta \cdot Q}{\pi \cdot (\phi/4)^4} [Pa] \quad \text{y} \quad \Delta p[\Phi, Q] = \frac{8 \cdot L \cdot \eta \cdot Q}{\pi \cdot (\phi/4)^4} [Pa]$$



**Figura 3.6.** Grafico de presión en función de la viscosidad y caudal.



**Figura 3.7.** Grafico de presión en función del diámetro y caudal.

### 3.7. Caudal nominal.

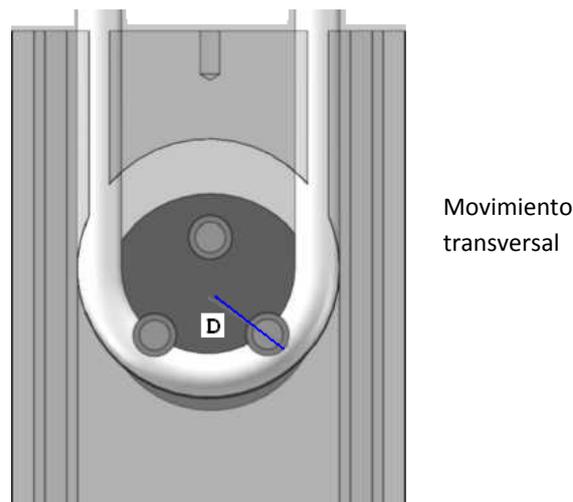
El caudal ( $Q_n$ ) de sangre que registran los sensores en el eje del prototipo de bomba de sangre en ml/min es un caudal denominado nominal. El caudal de la bomba depende del número de vueltas que esté dando por minuto, de la dimensión de la pista o lecho de la bomba y del diámetro del ducto sanguíneo.

$$Q_n = rpm \cdot \pi \cdot D \cdot \left(\pi \frac{\phi^2}{4}\right) \quad [3.7.1]$$

D.... Longitud del lecho de la bomba.

$\Phi$ .....Diámetro del tubo flexible.

RPM...Revoluciones por minuto.



**Figura 3.7.1.** Sistema regulador de caudal.

Sin embargo el flujo sanguíneo real suele ser menor que el nominal (15-30 %) a causa de la existencia de una significativa presión negativa en el sector previo a la bomba sanguínea que produce un retroceso en fluido en el ducto. La magnitud de esa presión negativa depende del Caudal de sangre, diámetros y de la resistencia hidráulica de la interface corporal y de la viscosidad de la sangre.

Para el valor de velocidad crítica y las dimensiones obtenidas en la fase de diseño y la ecuación anterior se obtiene la velocidad de rotación de la bomba peristáltica

$$rpm = \frac{Q_c}{\pi \cdot D \cdot (\pi \frac{\phi^2}{4})}$$

$$rpm = \frac{0.00002393 \frac{m^3}{s} \cdot 60 \frac{s}{min}}{\pi \cdot 0.05 m \cdot (\pi \frac{(0.004 m)^2}{4})} = 728 RPM$$

Se selecciona un motor de 12volt, CD con reductor de velocidad y potencia de salida de 22 kw y 800 rpm con intervalo de regulación sin pérdida de torque de 400 – 800 rpm

El torque T [N .m] de salida es

$$T = \frac{P}{2 \pi f} \quad [3.2.1.3]$$

*P.....Potencia [w]*

*f.....frecuencia de rotación [número de revoluciones / segundo]*

$$T = \frac{22000 w}{2 \pi 800 rpm \frac{1 Hz}{60 rpm}} = 263 N m$$

La fuerza de empuje del sistema de rodillos es

$$F = \frac{T}{D} \quad [N] \quad [3.2.1.4]$$

D.... Longitud del lecho de la bomba [m]

$$F = \frac{263 N m}{0.05 m} = 5252 N$$

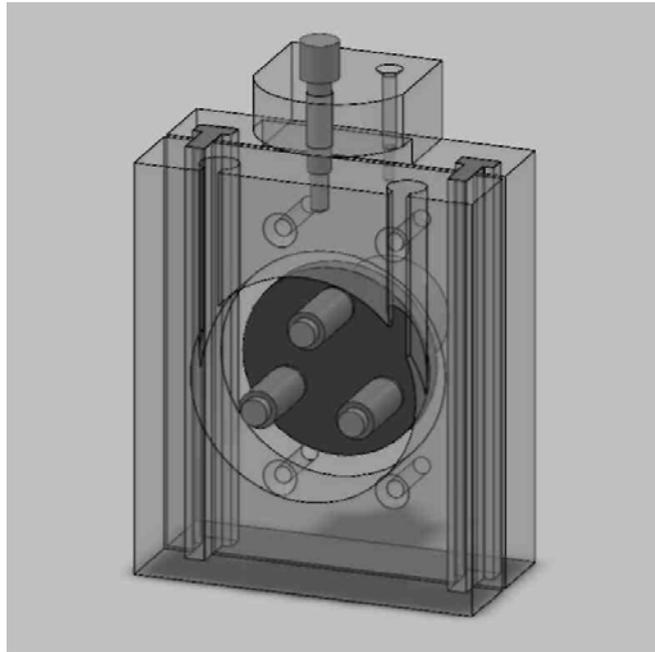
### **3.8. Análisis de esfuerzos en el prototipo de bomba peristáltica.**

La simulación digital ofrece a los diseñadores una herramienta para el análisis de esfuerzos, esto ayuda a reducir el coste y el tiempo de salida al mercado de cualquier equipo médico, probando los diseños en el sistema informático en lugar de realizar pruebas de campo costosas y que requieren una gran cantidad de tiempo.

La metodología empleada en el diseño presentado, considera un recurso computacional en el área asistida por computadora llamado SolidWorks. La primera etapa del diseño propuesto consistió en digitalizar la idea, es decir parametrizar el modelo y así controlar variables como la forma, peso y el desplazamiento (ver Anexos). Para conseguir una primera aproximación a la idea se presentan las primeras líneas sobre una imagen de bomba peristáltica a fin de garantizar la proporcionalidad del prototipo de bomba. Esta primera aproximación se convierte en un modelo paramétrico, con la posibilidad de modificarlo en tamaño y forma fácilmente (figura 3.8.1).

Se emplea el método de elemento finito a fin de verificar los valores de esfuerzos máximos, peso y desplazamientos, bajo las condiciones de borde del torque mecánico del motor.

El método consiste en discretizar el volumen del prototipo en forma de malla de  $n$  nodos, sobre la cual se van a definir las ecuaciones relacionadas con el esfuerzo de Von Mises, que caracterizan el comportamiento de resistencia y deformación del diseño propuesto. Las regiones que recibirán gran cantidad de esfuerzos tienen normalmente una mayor densidad de nodos (densidad de malla) que aquellos que experimentan poco o ninguno.



**Figura 3.8.1.** Modelo digital paramétrico del prototipo de bomba extracorpórea.

Puntos de interés consisten en: puntos de fractura previamente testeados del material, entrantes, esquinas, detalles complejos, y áreas de elevado esfuerzo. La malla actúa como la red de una araña en la que desde cada nodo se extiende un elemento de malla a cada nodo adyacente. Este tipo de red vectorial es la que lleva las propiedades del material.

La versión de modelo propuesto se somete a dos condiciones reales de funcionamiento, 5252 N a  $0^\circ$  al comienzo de la compresión (succión) y 5252N a  $180^\circ$  ,finalizando de la compresión (descarga), el material empleado en este diseño es acrílico con límite de fluencia 207.00 [MPa] y relación de Poisson de 0.35 . El modelo es restringido en la carcasa superior por el sistema regulador de presión y guías de carcasa y la carcasa inferior por tornillos de la estructura del sistema de bombeo, las cargas son aplicadas según cada uno de los escenarios en estudio, todos los valores se reportan como esfuerzos equivalentes a Von Mises .Al verificar la primera versión del modelo, sometido a las cargas de la fase de contacto no se logran los valores esperados, es necesario rediseñar, para

lograrlo se agrega material en las zonas débiles en forma progresiva, que generan en cada modelación una nueva versión del modelo, una vez alcanzados el valor admisible, se procede a minimizar el peso y maximizar la flexibilidad manteniendo el esfuerzo dentro del límite establecido. Este procedimiento se repite en cada uno de los componentes en estudio a fin de garantizar las condiciones impuestas.

Del análisis de esfuerzos, tenemos que el soporte del tornillo regulador posee un factor de seguridad de 2.06 mientras que los componentes restantes poseen factores de seguridad por encima de 2.

Para que los resultados sean válidos, las propiedades de material especificadas deben representar de manera precisa el material de la pieza, y las restricciones y cargas deben representar de manera precisa las condiciones de trabajo de la pieza.

En general, las regiones críticas de la bomba son aquellas que poseen un factor de seguridad próximo a uno (1).

### **3.9. Diseño y manufactura ambiental.**

La construcción de una fábrica para la manufactura de equipos médicos o cualquier otro producto en un país afectará de seguro a esa región, pues creará nuevos empleos, aumentará el tránsito y acentuará notablemente la interacción de los pueblos de varias naciones.

Muchos subproductos provenientes de las plantas de manufactura de equipos médicos se han descartado durante el transcurso de los años. Estructuras que contienen aditivos utilizados los procesos de fundición de plásticos; agua, aceite y otros fluidos de instalaciones de desinfección y una amplia variedad de desperdicio metálico y no metálico, producido en operaciones como el formado de láminas, la fundición y el moldeo.

Los adversos efectos presentes y futuros de estas actividades, su daño a nuestro entorno y al ecosistema de la tierra y de manera última su efecto en la

calidad de la vida humana está ahora bien reconocida por el público, así como por los gobiernos locales y extranjeros. Piense en los efectos de la contaminación del agua y del aire, de la lluvia ácida, de la desaparición del ozono, del efecto invernadero, de los desperdicios peligrosos, de las infiltraciones de tierra de relleno y del calentamiento global.

En respuesta a estas preocupaciones de importancia, se han promulgado muchas y diversas leyes y reglamentaciones internacionales. Estas reglamentaciones por lo general son severas y su implementación tiene un impacto de importancia en la operación económica y en la salud financiera de las organizaciones industriales.

Se puede ganar mucho mediante un análisis cuidadoso de los productos, su diseño, los materiales que se utilizan en los mismos y los procesos y prácticas de manufactura que se emplean en su fabricación. En este análisis se pueden seguir ciertas guías de acción:

- Reducir el desperdicio de materiales en su fuente, mediante refinamientos en el diseño del producto y reduciendo la cantidad de materiales utilizados.
- Llevando a cabo investigación y desarrollo en productos ambientalmente seguros y en tecnologías de manufactura.
- Reducir el uso de materiales riesgosos en productos y procesos.
- Asegurar un manejo y disposición apropiada de todo el desperdicio.
- Efectuar mejoras en el reciclaje, en el tratamiento del desperdicio y en la reutilización de los materiales.

Están ocurriendo mucho desarrollo en relación con todos estos asuntos, y el término diseño y manufactura con conciencia ambiental se ha hecho ahora de uso común en la industria de equipos médicos, lo que indica un alcance amplio del problema. Un énfasis de importancia se encuentra en el diseño para el entorno (DFE) o diseño verde. Este procedimiento anticipa el impacto ambiental negativo posible de materiales, productos y procesos, para que puedan ser tomadas en consideración en las etapas iniciales del diseño de la producción. Los objetivos

principales ahora son evitar la contaminación en la fuente y promover el reciclaje y reutilización en vez de la eliminación. Estas metas han llevado al concepto del diseño para el reciclaje (DFR).

### **Conclusiones del capítulo**

- Al seleccionar materiales para el prototipo de bomba se deben considerar sus propiedades mecánicas, físicas, químicas y propiedades de manufactura.
- El sistema regulador de presión y caudal diseñado permite al prototipo alcanzar los niveles fisiológicos requeridos en fase de diseño.
- Las teorías de líquidos viscosos y resistencia de Von Mises le dan las dimensiones, formas y peso adecuado al prototipo de bomba peristáltica.
- El diseño asistido por computadora permite conceptualizar los componentes de la bomba extracorpórea con mayor facilidad, sin tener que elaborar ilustraciones y prototipos costosos.

**Conclusiones:**

- Se establecen los criterios y condiciones específicas para el diseño del prototipo de una bomba peristáltica de uso médico.
- Los resultados de la investigación demuestran que es factible desarrollar el diseño y de una bomba peristáltica extracorpórea de uso médico teniendo en cuenta las condiciones de sensibilidad humana y tecnológicas para las características de un paciente.
- El prototipo de bomba peristáltica de tres rodillos desarrollado cumple con los requisitos para el cual fue concebido.

**Recomendaciones:**

- Aplicar la metodología y parámetros establecidos para el diseño y construcción de una bomba peristáltica de rodillo para las condiciones corporales de un paciente venezolano.
- Emplear técnicas computarizadas para la manufactura de los componentes de este tipo de bomba.
- Realizar el análisis de esfuerzo utilizando otras hipótesis de resistencia de materiales.
- Incluir en las disciplinas de la educación de postgrado el estudio de las influencias económicas, sociales, culturales y políticas a las soluciones alternativas a través de cursos de economía, psicología, sociología, ciencias políticas y humanidades aplicadas a investigaciones relacionados con órganos artificiales

## Bibliografía.

1. Álvarez Cuervo & García Jorge, Introducción al Diseño Paramétrico, Textos Universitarios Rdiuno, 2005.
2. Benzon Honorio T, Tratado Practico del Dolor, Tercera Edición, Editorial Harcourt , S.A. 2004.
3. Bird Byron R. Fenómenos de transporte, Editorial Limusa-Wiley, 2006.
4. Boccardo Renzo, Creatividad en la Ingeniería de Diseño, Editorial Equinoccio, 2006.
5. Bohme G. and Friedrich R., Peristaltic flow of viscoelastic liquids, J. Fluid Mech. 128 109-122. (1983)
6. Brasseur J. G., Corrsin S. and Lu N. Q., The influence of a peripheral layer of viscosity on peristaltic pumping with Newtonian fluids, J. Fluid Mech. 174 (1987) 495-510.
7. Closkey Mc. y Dochterman L., Clasificación de Intervenciones de Enfermería, cuarta edición, Editorial Lóame, Madrid 2008.
8. Cherkasski, W.M., Bombas y Ventiladores, editorial Mir, 1988.
9. Dicoovsky J. Principios de hemodinámica,. Editorial El Ateneo.Mexico, 2003.
10. Drukker William, Sustitución de la Función Renal por Diálisis, Editorial Jims, Barcelona, 1998.
11. Gaceta Oficial de la República Bolivariana de Venezuela, No 5.742 Extraordinaria, Caracas, 13-12-2004.
12. Ganong, William F. Fisiología Médica, Manual Moderno S.S. de C.V., Barcelona ,1989.
13. Gere Juanes M., Mecánica de Materiales, Séptima edición, Cengage Learning editores. Dr 2009
14. Heitz y Horve, Fluidos, Electrolitos y Equilibrio acido – Base, Quinta edición. Madrid, 2007.
15. Jaffrin M. Y. and Shapiro A. H., Peristaltic pumping, in Annual review of fluid mechanics (Annual Review Palo Alto Publications, CA, V3, pp. 13-35. 1971

16. Konstantinov IE, Alexi-Meskishvili VV. Sergei S. Brukhonenko: the development of the first heart-lung machine for total body perfusion. Ann Thorac Surg [Seriada en línea] 2000;69:962-6. Disponible en: <http://ats.ctsnetjournals.org/cgi/content/full/69/3/962>. Consultado Mayo 11, 2007.
17. Konstantinov IE. Robert H. Goetz: The surgeon who performed the first successful clinical coronary artery bypass operation. Ann Thorac Surg [Seriada en línea] 2000;69:1966-72. Disponible en: <http://ats.ctsnetjournals.org/cgi/content/full/69/6/1966>. Consultado Mayo 10, 2007.
18. Krick E.V. Introducción a la Ingeniería y al Diseño en la Ingeniería..Editorial Limusa, 2004
19. Lawrence Kent, Ansys Tutorial, Release 10, 2007.
20. Lipták Bela G., Instrument Engineers Handbook Process Measurement and Analysis, CRC Press, 2006.
21. Man C. S. and Sun Q. K., On the significance of normal stress effects in the flow of glaciers J. Glaciology 33 268-273. (1987)
22. Mc Neil Alexander , Biomecánica,. Editorial Omega, Madrid, 2001.
23. Mott Robert L., Mecánica de Fluidos, Sexta edición, Pearson E. Educación, Mexico, 2006.
24. Mueller RL, Rosengart TK, Isom OW. The history of surgery for ischemic heart disease. Ann Thorac Surg [Seriada en línea] 1997;63:869-78. Disponible en: <http://ats.ctsnetjournals.org/cgi/content/full/63/3/869>. Consultado Mayo 12, 2007.
25. Muller Carmen & Kanger William, IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2006, páginas 2008-1278.
26. Olarte Federico, Betancur Mario, Corazón Artificial y bombas de asistencia ventricular, Editorial Universidad de Atacama, 2005.
27. Poblet José, Introducción a la Bioingeniería, Serie Mundo Electrónico, Marcombo, 2006.
28. Rodríguez Hernández María, Tratado de Nutrición, Ediciones Díaz Santos, S.A. 1999, Madrid.

29. Sánchez Juan Miguel, Problemas de Calculo Numérico para Ingeniero con Aplicaciones Matlab, Editorial Prentice Hall, 2005.
30. Schneck D, Walburn F. Pulsatile blood flow in a channel of small exponential divergence. Part II: steady streaming due to the interaction of viscous effects with convected inertia. Transaction of ASMA. Journal of Fluids Engineering 1976; 707-713.
31. Shigley Joseph , Diseño en la Ingeniería Mecánica, McGraw-Hill, sexta edición, México 2002
32. Siddiqui A. M. and Schwarz W. H., Peristaltic flow of a second order in tubes, J.Non-Newtonian Fluid Mech. 53 257-284. (1994)
33. Stephenson LW. History of cardiac surgery. En: Cohn LH, Edmunds LH Jr, eds. Cardiac surgery in the adult. New York: McGraw-Hill; 2003.p. 329-87.
34. Strother B. Física Aplicada a las Ciencias de la Salud. Editorial McGraw - Hill.2004.
35. Takabatake S. and Ayukawa K., Numerical study of two-dimensional peristaltic flows. Fluid Mech. 122 439-465. (1982)
36. Takabatake S., Ayukawa K. and Mori A., Peristaltic pumping in circular cylindrical tubes: A numerical study of fluid transport and its efficiency, J. Fluid Mech. 269-283. 193 (1988)
37. Téllez de Peralta A., Bombas para la Asistencia Respiratoria, Tratado de Cirugía Cardiovascular, Ediciones Díaz Santos, S.A. 1999, Madrid.
38. The New Encyclopedia Britannica, Parte 3, Volumen 5, página 773 .
39. The physics of pulsatile blood flow with particular reference to small vessels .Paper the National Institutes of Health 5-F3-GM-14037 and supported by Research Grants H-6836 and FR 00148 from the United States Public Health Service.
40. Tranvenol, RPS, Hemodialysis training Program Book One, Páginas 115-130.1982.

## ANEXO1. BOMBA PERISTÁLTICA EXTRACORPÓREA

