



UNIVERSIDAD DEL BÍO-BÍO
FACULTAD DE EDUCACIÓN Y HUMANIDADES DEPARTAMENTO DE
CIENCIAS DE LA EDUCACIÓN

ESTUDIO Y EXPERIMENTACIÓN DE LA MECÁNICA
DE FLUIDOS EN EL APARATO CARDIOVASCULAR
HUMANO

SEMINARIO PARA OPTAR AL TÍTULO DE PROFESOR DE ENSEÑANZA MEDIA EN
CIENCIAS NATURALES CON MENCIÓN EN FÍSICA

Alumno Seminarista

Héctor Andrés Mena Mena

Profesor Guía

Carlos Torres Hernández

Agradecimientos

Estas líneas las escribo con especial agradecimiento, en primer lugar a Dios y a mi madre María Mena Inzunza, por su amor e incondicional apoyo en los momentos de flaqueza, por entregarme las fuerzas necesarias para superar las adversidades y por estar presente siempre en el cumplimiento de mis metas.

Sin dejar de olvidar a aquellas personas que de alguna forma fueron participes en esta etapa, que hoy doy por finalizada.

A mis incondicionales amigos y amigas que siempre me animaron a continuar, depositando su confianza en mí, comprendiéndome en cada momento.

A mis profesores de asignaturas, en especial a los profesores Carlos Torres Hernández y Claudio Mege, por sus horas, días, semanas, meses y años de sabiduría y enseñanza que brindó para formarme como un profesional idóneo.

Y en forma especial a Karla Navarrete Aguayo, quien compartió conmigo su amor y por ser mi soporte en los buenos y malos momentos de este proceso.

Índice de contenidos

CAPITULO 1 PROBLEMATIZACIÓN	1
1.1 Justificación	1
1.2 Viabilidad	1
1.3 Objeto de Estudio	1
1.4 Preguntas de investigación	2
1.5 Descripción de los objetivos y el alcance de la tesis	2
1.5.1 Objetivo general.....	2
1.5.2 Objetivos específicos	2
1.6 Diseño Metodológico	3
1.6.1. Hipótesis	3
1.6.2 Variables en estudio	4
CAPÍTULO 2 LA MECÁNICA DE FLUIDOS	5
2.1 Introducción	5
2.2 Características Generales de un fluido	5
2.3 Evolución de la Mecánica de Fluidos.....	6
2.4 Aplicaciones de la Mecánica de Fluidos	8
CAPITULO 3 EL SISTEMA CARDIOVASCULAR	9
3.1 Introducción	9
3.2 Morfología de los vasos sanguíneos	9
3.2.1 Morfología de las arterias, función y arterias principales	9
3.2.2 Las venas principales y sus funciones	12
3.2.3 Los vasos capilares	13
3.3 Descripción del aparato cardiovascular	14
3.3.1 El corazón	14
3.3.2 Funcionamiento del corazón o ciclo cardiaco	17
3.3.3 Red circulatoria	19
3.4 Presión sanguínea.....	19
CAPITULO 4 LA SANGRE VISTA COMO UN FLUIDO	21
4.1 Introducción	21
4.2 La sangre: fluido de la vida	21
4.3 Propiedades de la sangre como un fluido.....	23
4.3.1 Presión de la sangre	23
4.3.2 Densidad	24

4.3.3 Tensión superficial	25
4.3.5 Capilaridad	25
4.3.6 Viscosidad	27
4.3.8 Caudal volumétrico	28_Toc251572030
4.3.9 Compresibilidad	29
CAPITULO 5 ANÁLISIS MATEMÁTICO	30
5.1 Introducción	30
5.2 Ecuación de continuidad.....	30
5.3 Ecuación de Bernoulli	31
CAPITULO 6 DESCRIPCIÓN Y DISEÑO DEL PROTOTIPO	34
6.1 Introducción	34
6.2 Descripción del prototipo	35
6.3 Diseño del prototipo.....	36
6.3.1 Diseño y armado de la estructura	36
6.3.2 Ensamble del prototipo.....	36
6.4 Diseño del sistema cardiovascular	38
6.4.1 Diseño y armado de la estructura	38
6.4.2 Ensamble del sistema cardiovascular	39
CAPITULO 7 APLICACIONES Y RESULTADOS	41
7.1 Introducción	41
7.2 Descripción de las aplicaciones.....	41
7.3 Resultados de las aplicaciones.....	44
7.4 Análisis de los resultados	48
7.5 Conclusiones de los resultados	49
8. CONCLUSIONES Y DISCUSIONES.....	51
9. ANEXOS	53
9.1 ANEXOS DE FIGURAS.....	53
9.2 ANEXO COMPLEMENTARIO	56
C.1 Obtención de la ecuación de continuidad a través de modelos de Integración y Derivadas parciales	56
C.2 Obtención de la ecuación de Bernoulli a través de modelos de integración y derivadas parciales a partir de la primera ley de la termodinámica	59
9.3 ANEXOS TABLA DE DATOS	67

9.4 GUÍA DE APRENDIZAJE.....	69
9.5 GUIA DE LABORATORIO.....	73
9.6 FOTOS DEL PROYECTO	76
10. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	77

RESUMEN

Este trabajo unifica el conocimiento Biológico del cuerpo humano, órganos y sistemas, con los conocimientos físicos-matemáticos de la mecánica de fluidos, a través del estudio del movimiento de la sangre como un fluido y de las propiedades principales que presentan estos, dentro de un tubo conductor.

Para ello se construirá un prototipo del cuerpo humano que simulará el recorrido de la sangre desde y hacia el corazón, donde se estudiarán algunos de los factores que afectan el comportamiento en un fluido como: la presión, la densidad y la viscosidad. Se manipulará el diámetro y las alturas de los tubos conductores (vasos sanguíneos) y utilizando las ecuaciones de continuidad y de Bernoulli, se describirá el movimiento que experimentan los fluidos ideales en el sistema cardiovascular y las variaciones de presión, velocidad y caudal que han de experimentar.

Palabras Claves

Mecánica de fluidos, sistema cardiovascular, fluido, tubo conductor, sangre.

INTRODUCCIÓN

En el transcurso del proceso evolutivo aparecieron animales con una mayor complejidad estructural y un mayor tamaño. Entre esos animales, fueron favorecidos los que adquirieron órganos especializados en la captación de oxígeno, como las branquias y pulmones, y un tejido conectivo fluido. En el caso de los vertebrados, la sangre, capaz de transportarlo hasta las células. Se considera a la sangre, un fluido por ser una sustancia que adquiere la forma del recipiente que lo contiene.

En la actualidad coexisten organismos de una gran diversidad de sistemas cardiovasculares, siendo el más completo y estructurado el de los mamíferos. Básicamente, todos consisten en una red de conductos por los que circula sangre y una o varias bombas, como el corazón, capaces de generar el trabajo necesario para esta circulación. La sangre es la encargada del transporte del oxígeno, los nutrientes y otras moléculas esenciales, así como también los productos de desecho. En los vertebrados, la sangre circula a través de un circuito cerrado de vasos sanguíneos: arterias, capilares y venas, entre otras. Esta red incluye tanto al circuito pulmonar como el sistémico.

Este seminario se enfocará en estudiar parte de la mecánica de fluidos, en un prototipo del cuerpo humano, el que se confeccionará a tamaño real, utilizando como material, yeso blanco y sondas de alimentación. Además se trabajará con la sangre como un fluido y para ello se fabricará uno de similares características de densidad y viscosidad. En base a lo anterior se ejecutará un análisis matemático del movimiento del fluido a través de las ecuaciones de continuidad y de Bernoulli, incluyendo las variables de presión, velocidad y del área del conducto por donde circulará nuestro fluido. También se enfocará este estudio al contexto del aula, ya que se trabajará en la confección de guías de aprendizaje y laboratorio para alumnos de enseñanza media. Donde ellos podrán aplicar y reforzar los conocimientos que pudiesen adquirir en la sala de clases, con ayuda del prototipo.

CAPITULO 1

PROBLEMATIZACIÓN

1.1 Justificación

El interés principal de desarrollar esta temática es indagar algo nuevo radica en dar a conocer de una forma integral cómo se distribuyen los fluidos corporales en el organismo humano, obteniendo como elaboración práctica el desarrollo de un prototipo del sistema cardiovascular.

Este beneficia, tanto a los futuros estudiantes de la carrera de pedagogía en Ciencias Naturales de la Universidad del Bío-Bío, como también a estudiantes de las ramas de Ciencias de la Salud.

De manera más explícita, este tipo de ensayo puede ser usado tanto a nivel físico, en el estudio de la mecánica de fluidos y biológico, en el estudio de la distribución general del sistema cardiovascular humano. Lo que conlleva a mostrar y experimentar de manera práctica la teoría de la mecánica de los fluidos, lo cual ayudará a desarrollar capacidades como; medir, identificar y calcular datos matemáticos, afín de visualizar e identificar más claramente este sistema del cuerpo humano.

1.2 Viabilidad

Para la realización de esta investigación se cuenta con los recursos, ya sea, humano, económico (*Cedido por la Dirección de Escuela de la Carrera de Pedagogía en Ciencias Naturales, mención Biología o Química o Física*) y de implementación técnica e instrumental laboratorista (*Proporcionados por el laboratorio de Ciencia Físicas de la Universidad del Bío-Bío*).

1.3 Objeto de Estudio

El aparato cardiovascular del cuerpo humano.

1.4 Preguntas de investigación

1. ¿Es posible simular con una máquina simple los movimientos del fluido que realiza el aparato cardiovascular en un sistema cerrado?
2. ¿Es posible simular las características propias de viscosidad y densidad de la sangre humana en el prototipo que representa el aparato cardiovascular?
3. ¿Los modelos matemáticos que describen el movimiento de fluidos, serán aplicables al aparato cardiovascular de nuestro prototipo confeccionado?

1.5 Descripción de los objetivos y el alcance de la tesis

El trabajo objeto de este estudio tiene por finalidad estudiar la mecánica de fluidos en el sistema cardiovascular humano. Para ello se propone la confección y simulación de un prototipo del cuerpo humano, en el cual se pretende cumplir con los siguientes objetivos.

1.5.1 Objetivo general

Analizar el comportamiento del fluido dentro de los conductos transportadores, en un prototipo del sistema cardiovascular.

1.5.2 Objetivos específicos

Describiendo con más detalle los objetivos de este trabajo, se pueden enumerar los siguientes aspectos:

1. *Estudiar las características de viscosidad y densidad del fluido corporal humano, la sangre.*
2. *Encontrar un fluido que presente características similares de viscosidad y densidad al de la sangre humana.*

3. *Construir un prototipo del sistema cardiovascular humano*
4. *Estudiar y analizar modelos matemáticos preestablecidos de la mecánica de fluidos, aplicados a un sistema cardiovascular cerrado.*
5. *Experimentar con el prototipo confeccionado en base a las variables de presión-altura y caudal-diámetro en los conductos de circulación.*
6. *Comprobar si en el prototipo, se cumple la conducta real del movimiento del fluido, en base a los modelos matemáticos analizados a nivel teórico como la ecuación de continuidad y de Bernoulli.*
7. *Elaborar una guía de aprendizaje que relacione los conceptos de mecánica de fluidos para estudiantes de la enseñanza media.*
8. *Elaborar una guía de actividades de laboratorio, que permita utilizar el prototipo confeccionado como una forma de estudio de la mecánica de fluidos en el aula.*

1.6 Diseño Metodológico

1.6.1. Hipótesis

H_i: Es posible la simulación de los movimientos de fluidos que se distribuyen en el cuerpo humano y la representación de las características de viscosidad y densidad de la sangre utilizando los modelos matemáticos de la ecuación de continuidad y de Bernoulli que explican el movimiento de fluidos.

H_o: No es posible la simulación de los movimientos de fluidos que se distribuyen en el cuerpo humano y la representación de las características de viscosidad y densidad de la sangre utilizando los modelos matemáticos de la ecuación de continuidad y de Bernoulli que explican el movimiento de fluidos.

1.6.2 Variables en estudio

Como se expuso anteriormente y para dar cumplimiento tanto a las preguntas como a los objetivos de la investigación, es necesario mencionar que se trabajó midiendo el caudal que causa un volumen fijo de fluido que pasa por una sección transversal en un instante de tiempo, modificando el diámetro del canal de conducción (arteria o vena) de dicho fluido, además de la medición de la presión en función de la variación de la altura.

Tabla1. Descripción de las variables en estudio

Variabes	Caudal	Diámetro
Definición conceptual	Cuociente entre el volumen (V) que pasa por una determinada sección o área y el tiempo (t) que demora en pasar ese volumen.	Es la máxima cuerda (segmento entre dos puntos de la circunferencia) que se encuentra dentro de una circunferencia, o en un círculo.
Definición operacional	Magnitud física que denota a la velocidad que circula un fluido por una sección transversal dentro de un tubo conductor.	Segmento de línea que pasa a través del centro de un círculo y tiene sus dos puntos extremos en el círculo, diferenciando la línea de una arteria y de una vena.
Variabes	Presión	Altura
Definición conceptual	Cuociente entre la magnitud de la fuerza normal (F) por la sección transversal (A) en la que circula un fluido dentro de un conductor.	Elevación de cualquier cuerpo sobre un nivel de referencia a la superficie horizontal de la tierra.
Definición operacional	La fuerza normal dividida por el área de la sección transversal del tubo conductor del fluido.	Elevación de una burbuja de aire dentro de los conductos sobre la superficie horizontal de la estructura de soporte.

A fin de familiarizarse con la temática de investigación, ciertos aspectos, conceptos y terminologías serán tratados en los capítulos siguientes.

CAPÍTULO 2

LA MECÁNICA DE FLUIDOS

2.1 Introducción

La mecánica es la rama de las ciencias física que estudia la acción de las fuerzas sobre los cuerpos materiales. El concepto de mecánica abarca cuatro grandes grupos: **la mecánica relativista, la mecánica cuántica, la mecánica cuántica relativista y la mecánica clásica**. Esta última a su vez se divide en **mecánica newtoniana** (mecánica de sólidos rígidos), **mecánica analítica, mecánica estadística y la mecánica de medios continuos**, en donde intervienen la **mecánica de sólidos deformables, mecánica ondulatoria y la mecánica de fluidos**. Este concepto, hace referencia al movimiento de sustancias líquidas y/o gaseosas, destacando que un **fluido** está definido como “un conjunto de moléculas distribuidas al azar que se mantienen unidas por fuerzas cohesivas débiles y por fuerzas ejercidas por las paredes de un recipiente que los contiene “ (Serway, 1997).

Básicamente, la mecánica de fluidos puede dividirse en dos grandes grupos: la **estática o hidrostática de fluidos**, que se ocupa de los fluidos en reposo, y la **dinámica de fluidos**, que trata de fluidos en movimiento.

En este capítulo se dará una visión general de las características y clasificación que poseen los fluidos y de algunas de las aplicaciones prácticas que el hombre le ha brindado.

2.2 Características Generales de un fluido

Consideremos algunas características generales que poseen los fluidos.

1. *El flujo puede ser estacionario o no estacionario*, describiendo el flujo en función de las variables como presión, densidad y velocidad del flujo en todos los puntos del fluido. Si es constante en el tiempo la presión, la densidad y la velocidad, se

dice que el flujo es estacionario. De lo contrario, si estos valores cambiaran de un punto a otro, estamos en presencia de un fluido no estacionario.

2. *El flujo puede ser compresible o incompresible*, si la densidad ρ de un fluido es una constante independiente de la posición y del tiempo al flujo se le llamará flujo incompresible.

3. *El flujo puede ser viscoso o no viscoso*. La viscosidad en el movimiento de fluidos es el equivalente de la fricción en el movimiento de sólidos: la energía cinética asociada al flujo puede ser transformada en energía interna por fuerzas viscosas. Cuanto mayor sea la viscosidad, más grande será la fuerza externa o la presión que es preciso aplicar para conservar el flujo. La viscosidad depende de la temperatura. Aunque la viscosidad se observa en todos los flujos de fluidos, en algunos sus efectos pueden ser insignificantes y entonces podemos considerarlos como no viscosos.

4. *El flujo puede ser rotacional o irrotacional*. El flujo del fluido es irrotacional si no hay momento angular del fluido alrededor de algún punto, de lo contrario será rotacional (Serway, 1997).

“Debido a que el movimiento de un fluido real es complicado e incluso no comprendido del todo, se hizo algunas suposiciones simplificadoras en nuestro planteamiento y se trabajó con fluidos ideales. Los fluidos ideales son flujos estacionarios, incompresibles, no viscosos e irrotacionales” (Resnick y otros, 2004).

2.3 Evolución de la Mecánica de Fluidos

El interés por la Mecánica de Fluidos se remonta a las aplicaciones más antiguas de los fluidos en ingeniería. El Matemático y Filósofo griego Arquímedes (287-212A.C.) estableció el concepto de peso equivalente en un fluido, enunció el

principio que lleva su nombre el cual establece que *“todo cuerpo sumergido en un fluido experimenta una fuerza de empuje hacia arriba igual al peso del volumen del fluido desplazado por dicho cuerpo”* (Giancoli, 2004). Otra contribución importante la realizó el Filósofo y Científico Blaise Pascal (1623-1662) el cual establece que *“una presión externa aplicada a un fluido confinado se transmite uniformemente a través del volumen del líquido”* (Tippens, 2001), o dicho de otra forma la presión sobre un fluido es directamente proporcional a la fuerza externa aplicada sobre el mismo e inversamente proporcional al área en donde está contenido.

El estudio de los fluidos en movimiento o **Hidrodinámica**, comienza con la **ecuación de continuidad** para un flujo laminar, incompresible y que no presenta fricción con el conducto por el que circula. Establece que *“el producto de la velocidad que experimenta el fluido por la sección transversal del tubo es constante en cualquier punto”* (Tippens, 2001). El Matemático Suizo Daniel Bernoulli (1700-1782) relacionó cuatro grandes parámetros (presión, densidad, velocidad y altura) en una sola expresión la cual se le denomina el **Principio de Bernoulli**, que expresa *“la suma de la presión, la energía cinética por unidad de volumen y la energía potencial gravitacional por unidad de volumen tienen el mismo valor en todos los puntos a lo largo de una línea de corriente”* (Tippens, 2001). A esta expresión se le dio diversas aplicaciones como las impuestas por **Evangelista Torricelli** un tiempo antes de haberse enunciado el principio de Bernoulli, en el teorema que lleva su nombre, manifiesta que cuando se tiene un líquido en reposo en un gran tanque, y este sale por un orificio pequeño desde el fondo, la velocidad de este líquido a través del fondo, efectuará un movimiento de un cuerpo en caída libre, dependiendo tan solo de la diferencia de alturas del fluido. Otra de las aplicaciones es el **tubo de Venturi** el cual es la base del Venturímetro, que se usa para medir la velocidad de flujo de los fluidos (Giancoli, 2004). Conociendo las diferencias de presiones existentes entre los dos puntos a medir, una aplicación similar pero aplicada a los gases en movimiento es el **tubo de Pitot**.

2.4 Aplicaciones de la Mecánica de Fluidos

Las aplicaciones de la mecánica de fluidos se perciben en un gran número, ya que todo depende de los fluidos, directa e indirectamente. Un ejemplo palpable para demostrar tal afirmación es el de suponer que la superficie de la tierra está conformada de un 75% de agua. Es en el ámbito de la ingeniería donde se aprecia con mayor facilidad la utilización de la mecánica de fluidos, por ejemplo en el ámbito de la **aerodinámica** se aplica en el movimiento de un avión a través del aire y las fuerzas que el viento ejerce sobre su estructura. En la **supersónica** la mecánica de fluidos se ocupa de los fenómenos que tienen lugar cuando la velocidad de un sólido supera la velocidad del sonido en el medio en que se desplaza. Otro campo de estudio es la **ingeniería de fluidos y la Ingeniería ambiental**, ambos envuelven un amplio rango de aplicaciones que tienen en común la manipulación artificial de los fluidos en beneficio del hombre o del medio ambiente. Tales aplicaciones van desde la distribución del agua para riego o consumo humano, la disposición de desechos líquidos, la producción de energía eléctrica, los procesos de transporte de fluidos, el transporte mediante vehículos terrestres, acuática o aérea y los procesos naturales atmosféricos u oceánicos.

En la actualidad siguen surgiendo otras especialidades que amplían aún más el espectro de aplicaciones. Entre ellas tenemos a la Ingeniería Aeroespacial, Hidroinformática, Geohidráulica, Ingeniería Hidrológica, Ingeniería Eólica, Ingeniería de Costas e Ingeniería Oceánica, entre muchas más. En el campo de la salud, nos encontramos con especialidades como la Medicina, la Enfermería, etc. Otro terreno de aplicación, es la Educación, donde se encuentran las Licenciaturas en Química, Biología y Física y las Pedagogías en los mismos campos, disciplinas donde se abordan los temas de mecánica de fluidos.

CAPITULO 3

EL SISTEMA CARDIOVASCULAR

3.1 Introducción

En el sistema cardiovascular humano podemos distinguir fundamentalmente, un sistema cerrado de conductos (vasos sanguíneos), un contenido o sangre y un sistema de bombeo, llamado corazón.

El corazón es una bomba muscular hueca que impulsa la sangre que contiene, oxígeno, productos de desechos y otras sustancias a través de este circuito cerrado de arterias, venas y capilares a los distintos órganos y tejidos que conforman el cuerpo humano.

Para un mayor conocimiento y un mejor entendimiento de la composición y funcionamiento de este sistema, en este capítulo se realizará una descripción general de la morfología de los vasos sanguíneos, detallando la función y la ubicación de las principales venas y arterias que conforman el cuerpo. Se detalla la estructura, las capas y partes del corazón, asimismo de una descripción del funcionamiento del ciclo cardiaco y la presión sanguínea experimentada en cada ciclo cardiaco.

3.2 Morfología de los vasos sanguíneos

3.2.1 Morfología de las arterias, función y arterias principales

La sangre que circula por nuestro cuerpo es transportada a través de los vasos sanguíneos (arterias, venas y capilares) que son los conductos encargados de distribuir este líquido por todo el organismo, partiendo de los ventrículos cardiacos. Las paredes de las arterias poseen una cierta resistencia haciéndolas que, aún cuando se encuentren desprovistas de sangre, conservan su forma tubular característica. Según la localización y funciones de las arterias, su calibre es mayor o menor, y su constitución también varía. Así, en las arterias gruesas (como

la aorta) predominan las fibras elásticas. En las arterias más delgadas y superficiales el contenido en fibras elásticas es menor, predominando las fibras del tipo muscular.

Las arterias están constituidas por tres capas; **la íntima**, la más interna, permite que la sangre se deslice fácilmente; **la túnica media**, constituida por fibra muscular lisa bastante potente, que ayuda a variar el diámetro de la arteria; **la adventicia**, es la capa más externa. Existen innumerables arterias en nuestro organismo, pero describiremos las que tienen mayor importancia.

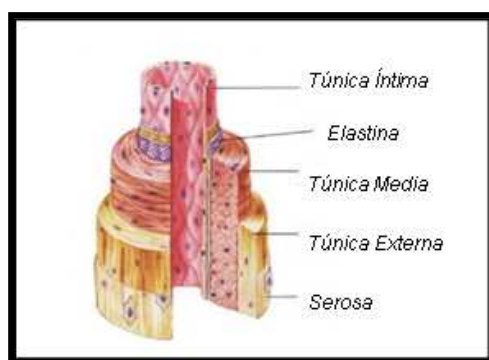


Figura 1. Corte de una arteria y sus capas principales.

1. Arteria Pulmonar: Es la que conduce a los pulmones la sangre venosa del ventrículo derecho para su oxigenación. Su origen se sitúa en el orificio pulmonar de este ventrículo. Desde allí la arteria se dirige oblicuamente hacia arriba, a la izquierda y hacia atrás, describiendo una media vuelta de espira sobre las caras anterior e izquierda de la parte ascendente del cayado aórtico y se bifurca en dos ramas terminales: la arteria pulmonar derecha y la arteria pulmonar izquierda (ver anexo figura N°18, pp 54).

2. Arteria Aorta: Dentro de toda la diversidad de arterias, “es la de mayor calibre del organismo. Arranca del ventrículo izquierdo del corazón y distribuye la sangre a todo el cuerpo. Emerge de la porción superior del ventrículo izquierdo, algo a la derecha y atrás del tronco pulmonar” (Latarjet y Ruiz, 2005). La aorta da origen a las dos arterias coronarias, derecha e izquierda (ver anexo figura N° 18, pp 54).

3. Arterias Subclavias: Son dos y se hayan situadas bilateralmente. Arrancan del cayado de la aorta y son el tronco principal de numerosas derivaciones que irrigan las extremidades superiores.

4. Arterias Carótidas: Son arterias de pasaje interpuestas entre la aorta o el tronco braquiocefálico y sus ramas terminales: la carótida interna y externa. La izquierda nace directamente de la aorta y posee, por ello, un trayecto intratorácico, en cambio, la derecha nace en la base del cuello, de la bifurcación del tronco braquiocefálico. Ambas se ramifican posteriormente para *irrigar el cerebro*.

5. Tronco Celiaco: Proporciona toda la sangre arterial del hígado, del estómago, del epiplón y del bazo, constituyendo en gran medida a la vascularización del páncreas. “Nace de la cara anterior de la aorta y llega al borde superior del páncreas cerca del cuello, donde termina” (Rouvière y Delmas, 1987).

6. Arterias Mesentéricas: Se dividen en *mesentérica superior* y *mesentérica inferior*. La primera irriga una parte del páncreas, el intestino delgado y la mitad derecha del intestino grueso. “Nace de la cara anterior de la aorta. La mesentérica menor irriga la parte izquierda del colon y el recto. Brota de la cara anterior de la aorta, más o menos por arriba de la bifurcación de la aorta” (Rouvière y Delmas, 1987).

7. Arterias renales: Se ubican una a cada lado de la aorta e irrigan los riñones.

8. Arterias iliacas: Son la continuación de la aorta cuando esta se bifurca. Irrigan cada una de las extremidades inferiores, subdividiéndose en numerosas ramas.

3.2.2 Las venas principales y sus funciones

Las venas son vasos sanguíneos que, proviniendo de los diversos órganos del cuerpo, conducen la sangre hasta el corazón llegando hasta sus aurículas.

Las paredes de las venas no son tan resistente como las de las arterias porque poseen menor proporción de fibras elásticas y musculares, lo cual hacen que cuando se vacían de sangre pierdan su forma cilíndrica. Sin embargo, su superficie interna es rica en una serie de repliegues que actúan como verdaderas válvulas que controlan mediante su cierre y apertura la dirección fluida de la sangre, para que este segregado sea el más adecuado. Debido a la gran cantidad de venas existentes en el cuerpo humano, a continuación solo se describirán las de mayor importancia:

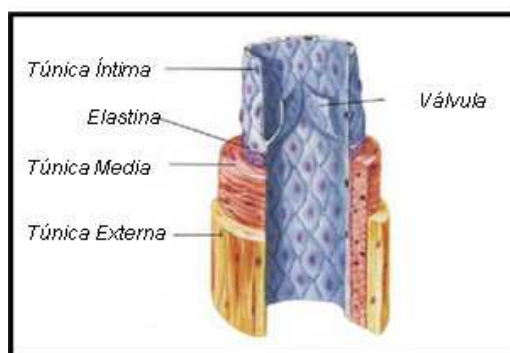


Figura 2. Corte de una vena y sus partes principales.

1. Venas braquiocefálicas: Se distinguen dos, la *vena braquiocefálica derecha*, la cual se forma en la base del cuello por la unión de las venas subclavias derecha y yugular interna derecha. La *vena braquiocefálica izquierda* tiene un origen similar. Se conecta con la vena braquiocefálica derecha para formar la vena cava superior (Rouvière y Delmas, 1987).

Vena Cava superior: Contiene toda la sangre venosa que proviene de la cabeza, el cuello y ambas extremidades superiores y está conformada por la unión de las dos venas braquiocefálicas. Avanza hacia abajo para desembocar en el atrio derecho del corazón.

Vena Cava inferior: Gran tronco venoso que devuelve la sangre desoxigenada al corazón desde las regiones corporales que se encuentran por debajo del diafragma. Está formada por la unión de las dos venas ilíacas primitivas (ver anexo figura N° 18, pp 54).

Vena Porta: Se extiende desde la cabeza del páncreas al hilio del hígado. Recibe las venas del estómago y de la vesícula biliar y termina en dos ramas en el hígado. La vena porta es una vena muy voluminosa, de paredes delgadas, su función es la de llevar los nutrientes al hígado para que los metabolice.

Venas Pulmonares: Son el conjunto de venas encargadas de transportar la sangre oxigenada desde los pulmones al corazón. Se trata de las únicas venas del organismo que transportan sangre oxigenada. “Se originan de las redes de capilares de los lobulillos pulmonares y de las últimas divisiones bronquiales. Estas ramificaciones convergen hacia el hilio pulmonar en número de cuatro, dos troncos paralelos al bronquio derecho y otros dos paralelos al bronquio izquierdo” (Rouvière y Delmas, 1987). Son venas voluminosas, cortas y carecen de válvulas. A través de ellas, la sangre oxigenada procedente del pulmón es transportada hasta el corazón, desembocando en la porción superior de la aurícula izquierda. Esta sangre llega al corazón luego de ser oxigenada mediante el proceso de hematosis que se lleva a cabo por medio de la barrera hemato-alveolar en el pulmón. A continuación, desde la aurícula izquierda, la sangre pasa al ventrículo izquierdo a través de la válvula mitral y, saliendo del mismo por la válvula aórtica, se introduce en la arteria aorta para así ser distribuida al resto del cuerpo (ver anexo figura N° 18, pp 54).

3.2.3 Los vasos capilares

Son unos tubos de pequeñísimo calibre cuya longitud total, es sin embargo, mucho mayor que los otros dos sistemas reunidos, debido a las numerosas

ramificaciones a que dan lugar. Estos vasos están en comunicación por una parte con las ramificaciones provenientes de las arterias y por otra, con las venas más pequeñas, actuando como puente entre ambos sistemas (Ganong, 1994). Su función es vital, pues en ellos “se produce el intercambio de nutrientes. Estos pueden deformarse con facilidad, permitiendo en ocasiones el paso de los glóbulos rojos” Ganong, 1994). Pero estas estructuras están englobadas como tal en lo que conocemos como sistema circulatorio. Este último, junto con el corazón forma lo que se conoce como el aparato cardiovascular (ver anexo figura N° 17, pp 53).

3.3 Descripción del aparato cardiovascular

El término “aparato cardiovascular” es utilizado para denominar las funciones del corazón (cardio) y los vasos sanguíneos (vascular). Es el sistema biológico responsable de la circulación de los fluidos en el cuerpo.

El sistema cardiovascular comprende esencialmente: un órgano central de impulsión, el corazón, y un conjunto de conductos, las arterias, las venas, los vasos capilares y los vasos linfáticos. Estos se distribuyen por el sistema circulatorio, el cual transporta las sustancias absorbidas en el aparato digestivo y el O₂ a los tejidos, así como el CO₂ a los pulmones y otros productos metabólicos a los riñones. Interviene en la regulación de la temperatura y distribuye a las hormonas y otros agentes que regulan las funciones celulares (Rouvière y Delmas, 1987).

3.3.1 El corazón

Este órgano está situado dentro de la caja torácica entre los dos pulmones, por delante del esófago y apoyado sobre el diafragma. Posee una forma de pirámide triangular. “Su volumen es similar al de un puño, de consistencia firme y coloración rojiza con un peso que aumenta gradualmente con la edad, un poco mayor en el hombre que en la mujer “(Ganong, 1994). Tiene una función de bomba, primordial

para la circulación de la sangre y por tanto para la vida. Esta función está regulada por el sistema nervioso autónomo mediante el sistema de conducción eléctrica del corazón, por lo que no podemos regular la frecuencia de bombeo de manera voluntaria.

El corazón está formado por musculatura estriada que es alimentada por los vasos cardíacos. Es un órgano hueco dividido en cuatro cavidades separadas entre sí, está compuesto por dos mitades diferenciadas, por lo cual se describe un **corazón derecho** y un **corazón izquierdo**. Interiormente, se distinguen cuatro cavidades: dos superiores llamadas **aurículas** y dos inferiores llamados **ventrículos** (Latarjet y Ruiz, 2005).

La Aurícula derecha está situada arriba y a la derecha del corazón, en ella desembocan las venas cava superior e inferior. Está separada de la aurícula izquierda por el *tabique interauricular* y del ventrículo derecho por un orificio en el que está la válvula *tricúspide*, la cual posee tres láminas de cierre.

La Aurícula izquierda está situada arriba y a la izquierda del corazón, en ella desemboca las venas pulmonares derechas e izquierdas que llevan sangre arterial, es decir, proveniente de los pulmones. Se encuentra separada del ventrículo izquierdo por un orificio donde se localiza la válvula *mitral*, la cual posee dos láminas de cierre.

El Ventrículo derecho está situado abajo del corazón. Es una cavidad más grande que la aurícula y con una musculatura más potente, separado del otro ventrículo por el tabique interventricular. A él llega sangre venosa de la aurícula derecha, que es expulsada a la arteria pulmonar.

El Ventrículo izquierdo se encuentra situado abajo y a la izquierda del corazón desde una vista posterior (ver figura 3, pp 16). Es la cavidad con la pared muscular más potente, pues debe expulsar la sangre arterial desde la aurícula izquierda, a través de la *válvula aórtica*, hacia la circulación general.

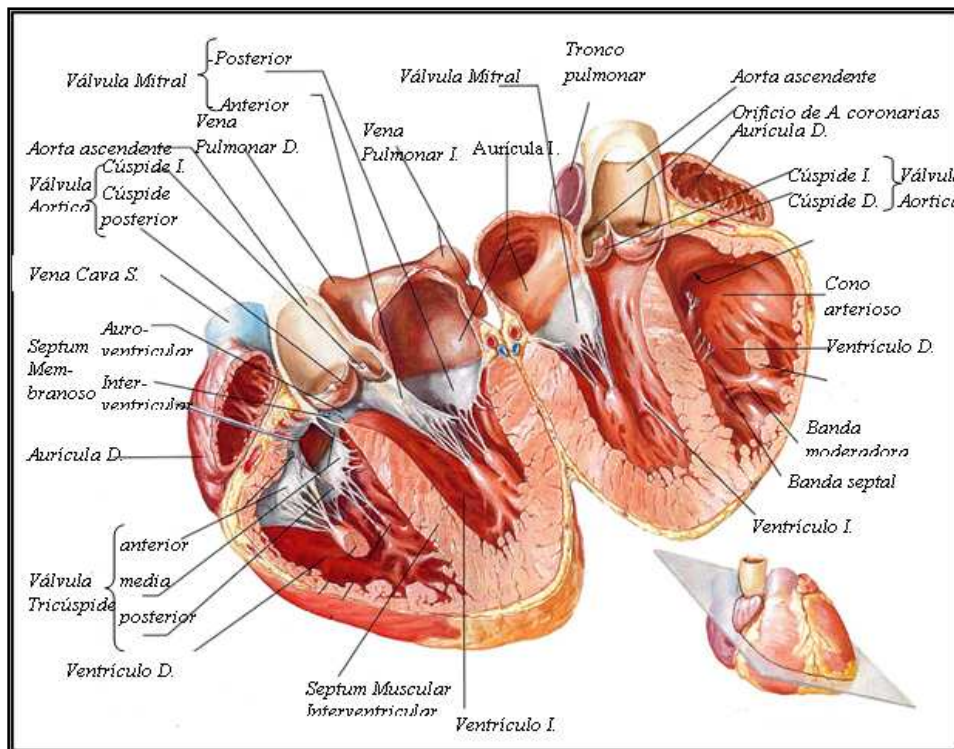


Figura 3. Anatomía interior y partes principales del corazón.

El corazón está configurado por tres hojas que de afuera hacia adentro reciben el nombre de pericardio, miocardio y endocardio. El **pericardio** es una membrana que recubre externamente al corazón y en la que se observan dos capas; una capa interna llamada *hoja visceral*, en contacto con su pared, y una capa externa llamada *hoja parietal*, en contacto con los pulmones. El **miocardio** es la pared muscular del corazón. Está constituido por un músculo estriado dispuesto helicoidalmente, constituyendo de esta forma todo el órgano. Esta disposición de sus fibras permite la contracción y el funcionamiento como bomba de expulsión. El **endocardio** es una membrana que recubre internamente las cavidades del corazón. Forma el revestimiento interno de las aurículas y ventrículos. Sus células son similares tanto embriológicamente como biológicamente a las células endoteliales de los vasos sanguíneos. El endocardio es más grueso en las aurículas que en el ventrículo, presenta tres capas: La capa interna o endotelial, la capa media o subendotelial y la capa externa o subendocárdica (Snell, 2002), (ver anexo figura N° 18, pp 54).

El armazón del corazón se compone de cuatro anillos fibrosos, colocados alrededor de los orificios auriculoventriculares y arterias de la base de los ventrículos. Estos anillos fibrosos o círculos tendinosos tienen la misma forma, orientación y dimensiones que los orificios que los circunscriben, los cuales son: los fibrosos auroventriculares y los arteriales (Snell, 2002).

3.3.2 Funcionamiento del corazón o ciclo cardiaco

El **ciclo cardiaco**, comprende al conjunto de eventos relacionado con el flujo de sangre que debe ocurrir desde el comienzo de un latido del corazón hasta el comienzo del siguiente.

La frecuencia cardíaca, es el número de latidos del corazón o pulsaciones por unidad de tiempo. Cada latido del corazón incluye tres etapas principales: la sístole auricular, la sístole ventricular y la diástole cardíaca

La **sístole auricular** es la contracción del tejido muscular cardíaco auricular. Esta contracción produce un aumento de la presión en la cavidad cardíaca auricular, con la consiguiente eyección del volumen sanguíneo contenido en esa cavidad. La contracción de las aurículas hace pasar la sangre a los ventrículos a través de las válvulas auriculoventriculares. Mediante este proceso, aumenta la presión intraventricular lo que causa la coaptación de las valvas de las válvulas auriculoventriculares e impiden que la sangre se devuelva a las aurículas y que, por lo tanto, salga por las arterias. Después de la contracción el tejido muscular cardíaco se relaja y se da paso a la diástole auricular y ventricular (Latarjet y Ruiz, 2005).

La **sístole ventricular** es la acción del corazón en la cual los ventrículos se contraen, provocando un aumento de presión en su interior y la consiguiente expulsión de sangre. Las válvulas bicúspide y tricúspide por el aumento de presión se cierran e impiden que la sangre vuelva a las aurículas. La sangre sale por las arterias pulmonares y aorta. Estas también tienen las llamadas válvulas sigmoideas, que evitan el reflujo de la sangre (Latarjet y Ruiz, 2005).

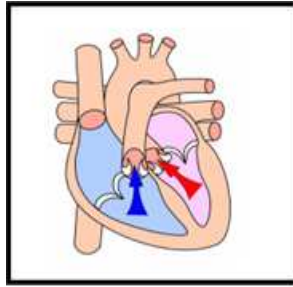


Figura 4. *Movimiento de la sangre en la sístole ventricular.*

La diástole cardíaca, es el período de tiempo en el que el corazón se relaja después de una contracción, en preparación para el llenado con sangre circulatoria. “La diástole ventricular es cuando los ventrículos se relajan, y la diástole auricular es cuando las aurículas están relajadas. Juntas se les conoce como la diástole cardíaca” (Ganong, 1994).

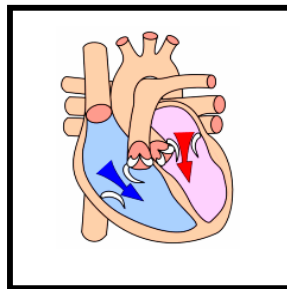


Figura 5. *Movimiento de la sangre en la diástole cardíaca.*

Durante la diástole auricular las aurículas se llenan de sangre por el retorno venoso desde los tejidos por la vía de las venas cavas superior e inferior y se produce un aumento progresivo de la presión intraauricular hasta superar la presión intraventricular. Durante la diástole ventricular (Crespo y otros, 1989).

3.3.3 Red circulatoria

El movimiento de la sangre en el aparato circulatorio puede dividirse en dos ciclos: el de la **circulación mayor**, o circulación general, y el de la **circulación menor**, también llamada circulación pulmonar. Esta última debe su nombre a que la

circulación de la sangre se realiza mientras atraviesa los pulmones. Los elementos del aparato circulatorio que intervienen en la circulación menor y el recorrido que efectúa la sangre durante la misma son los siguientes: la sangre contenida en el *ventrículo derecho* es expulsada hacia las *arterias pulmonares* cuyo trayecto escurre hasta llegar al *sistema capilar del pulmón*, en contacto con el *sistema venoso pulmonar* a través del cual penetrará en los *vasos pulmonares* que la conducirán, concluyendo el recorrido, a la *aurícula izquierda* (THEMA, 2002).

La **circulación mayor** está constituida por los siguientes elementos y trayectos: la sangre vertida en la *aurícula izquierda* durante la circulación menor pasa al *ventrículo izquierdo*, punto donde se inicia la segunda circulación, y desde donde será enviada a la *arteria aorta* y sus diversas ramificaciones, llegando por medio de ellas al *sistema capilar* que la pondrá en comunicación con las ramas más pequeñas del *sistema venoso*, circulando por las *venas cavas* hasta llegar a la *aurícula derecha*, iniciándose nuevamente el ciclo de la circulación menor.

Por la disposición de ambas circulaciones sanguíneas resulta que toda la mitad izquierda del corazón, junto con los vasos relacionados con la misma, contiene sangre arterial, mientras que la mitad derecha del corazón y sus vasos respectivos contienen sangre venosa. Este hecho es el que permite hablar de un corazón derecho y un corazón izquierdo, (ver anexo figura N° 19, pp 55).

3.4 Presión sanguínea

La **presión sanguínea** o **tensión sanguínea** es la fuerza de presión ejercida por la sangre circulante sobre las paredes de los vasos sanguíneos. La presión de la sangre disminuye a medida que la sangre se mueve a través de arterias, vasos capilares y venas. Aunque a la presión sanguínea se la confunde con la presión arterial, se puede distinguir dos tipos de presión sanguínea: la presión venosa y la Presión arterial: Esta posee dos medidas de presión arterial que son: la presión sistólica o *la alta* y la presión diastólica o *la baja*.

La presión arterial varía durante el ciclo cardíaco de forma semejante a una función sinusoidal lo cual permite distinguir una **presión sistólica** que es definida como el máximo de la curva de presión en las arterias y que ocurre cerca del principio del ciclo cardíaco durante la sístole o contracción ventricular; la **presión arterial diastólica** es el valor mínimo de la curva de presión (en la fase de diástole o relajación ventricular del ciclo cardíaco). La presión media a través del ciclo cardíaco se indica como presión sanguínea media; la presión de pulso refleja la diferencia entre las presiones máxima y mínima medidas. “Los valores típicos para un ser humano adulto, sano, en descanso, son aproximadamente 120 mmHg (16 kPa) para la sistólica y 80 mmHg (11 kPa) para la diastólica” (Ganong, 1994).

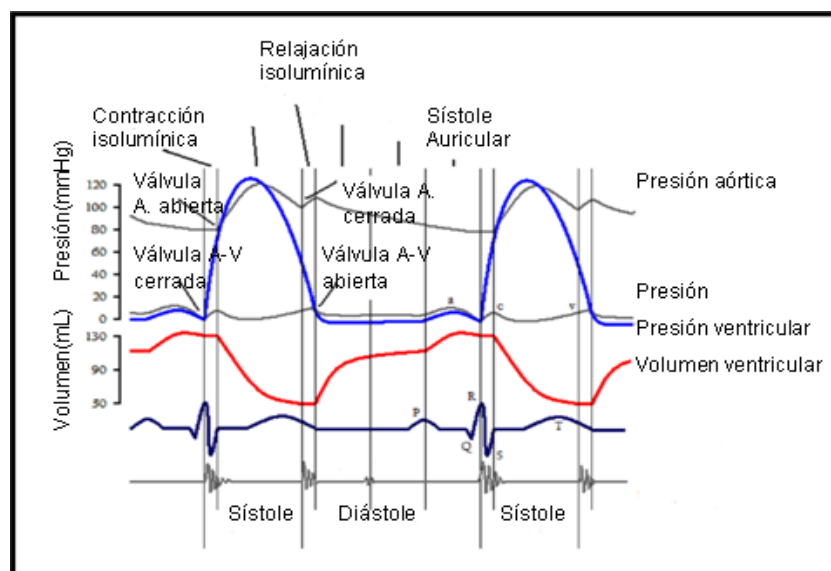


Figura 6. Distribución del volumen y la presión de la sangre durante el ciclo cardíaco.

CAPITULO 4

LA SANGRE VISTA COMO UN FLUIDO

4.1 Introducción

Los fluidos y las corrientes están en todas partes y dan prueba de lo complejo en la naturaleza. Cuando te duchas, cuando bebes un café, cuando estas cocinando o cuando te refrescas en el verano con un ventilador e incluso la sangre que circula por la sonda cuando la donamos, estos son algunos sencillos ejemplos de ellos. Pero el comportamiento de los fluidos, no es siempre el mismo, pues depende tanto de las características físicas (densidad, viscosidad) como de las características del espacio donde esté ubicado (presión, temperatura).

Es por ello que a continuación se describirá a la sangre humana como un fluido, detallando su composición. Se definirá algunas de sus propiedades físicas más importantes como la presión, la densidad, la viscosidad, el caudal, entre varias otras. Las que ayudaran a conocer las características que debe de tener el fluido que se desarrollará.

4.2 La sangre: fluido de la vida

Se conoce como hematología a la ciencia que comprende el estudio de la sangre y de los órganos del cuerpo productores de la misma. Esta ciencia nos dice que la sangre es un líquido rojo y espeso que circula de forma continua por el sistema vascular sanguíneo y que está formada por una parte líquida denominada **plasma** y una parte sólida denominada **corpúsculos forme**, que sobrenadan en suspensión." (Ganong, 1994).

El **plasma sanguíneo** es un líquido transparente, ligeramente amarillento que coagula de forma espontánea y que está formado por agua en su mayor parte, ya que representa más del 90 % de su composición total, un complejo de proteínas, carbohidratos, lípidos, gases en disolución y sales minerales, y en cantidades aún más pequeñas, hormonas, enzimas y anticuerpos. El volumen normal del plasma es cercano al 5% del peso corporal (Ganong, 1994).

Las funciones del plasma son múltiples y están a cargo de los numerosos elementos que lo componen. Cada uno de ellos, de forma individual o coordinada con los demás desempeña funciones *nutritivas, reguladoras, de defensa y de detención de las hemorragias*. Así mismo sirve de transporte no solo de sustancias nutritivas, sino también de calor y de elementos naturales como lo son las hormonas y vitaminas.

Los corpúsculos formes comprenden a los glóbulos rojos, glóbulos blancos y plaquetas. Los primeros también conocidos como **eritrocitos**, que son los elementos formes más abundantes en la sangre y a ellos se debe que la sangre muestre su color rojizo característico. Están regulados por el *sistema eritrocítico*, siendo su función principal el transporte de oxígeno desde los pulmones hasta los diversos tejidos del cuerpo y del dióxido de carbono desde los tejidos hasta los pulmones para su expulsión al exterior. Esta función se realiza gracias a la hemoglobina que fija, transporta y libera ambos gases, debido a que es muy rica en hierro.

Los **glóbulos blancos**, también conocidos como leucocitos, son de tamaño algo mayor que los eritrocitos, sin embargo, su número es inferior. A diferencia de los glóbulos rojos son incoloros y su número disminuye desde el nacimiento hasta la edad adulta. Se forman fundamentalmente en la médula ósea y también en los ganglios linfáticos, en el bazo y en el timo. Según el papel que han de desempeñar en el organismo se distinguen cinco tipos de leucocitos: *neutrófilos, eosinófilos, basófilos, linfocitos y monocitos*.

Están regulados por el sistema leucocitario, el cual se encarga de las funciones de defensa, antimicrobianas y antialérgicas, estando repartidas estas funciones entre los cinco tipos de leucocitos mencionados.

Las **plaquetas**, también conocidas con el nombre de trombocito, no son verdaderas células, sino fragmentos citoplasmáticos de las células madre de la médula ósea. Poseen la función de la coagulación de la sangre.

4.3 Propiedades de la sangre como un fluido

4.3.1 Presión de la sangre

La capacidad de un fluido para fluir, no le permite sostener una fuerza paralela a su superficie. En condiciones estáticas, el único componente de fuerza a considerar, es aquel que actúa *normal o perpendicularmente* sobre una superficie. Sin que importe la forma del fluido, en todas las fuerzas entre su interior y exterior forman ángulos rectos con su frontera.

Se da el nombre de **Presión**, a la “magnitud de la fuerza normal por la superficie unitaria” (Serway, 1997).

$$P = \frac{F}{A} \quad (1)$$

La presión en un punto es el límite de la presión media, cuando el elemento de área tiende a cero.

$$P = \lim_{\Delta A \rightarrow 0} \frac{\Delta F}{\Delta A} = \frac{dF}{dA} \quad (2)$$

A nivel microscópico, la presión ejercida por un fluido sobre una superficie en contacto con él, en este caso la sangre sobre los vasos capilares, proviene de las colisiones de las moléculas del fluido contra la superficie. A causa de la colisión, se invierte el componente del momento de la molécula perpendicular a la superficie. Esta debe ejercer una fuerza impulsiva sobre la molécula, y según la tercera ley de Newton, las moléculas ejercen igual fuerza perpendicular sobre la superficie. El resultado neto de la fuerza de reacción ejercida por muchas moléculas sobre la superficie, produce presión en ella (Sears y otros, 2004).

Resulta interesante hacer un análisis del sistema que emplea el cuerpo humano para devolver la sangre desde las extremidades inferiores al corazón.

Si se toma la presión en algunas arterias principales a una persona colocada en posición horizontal, se encontrará que ésta es prácticamente la misma en los pies, en el corazón y en el cerebro, comparada con una persona que se encuentra erguida o de pie, en posición vertical. Esta diferencia se debe a la gran variación de altura que hay entre los pies respecto del corazón y del cerebro.

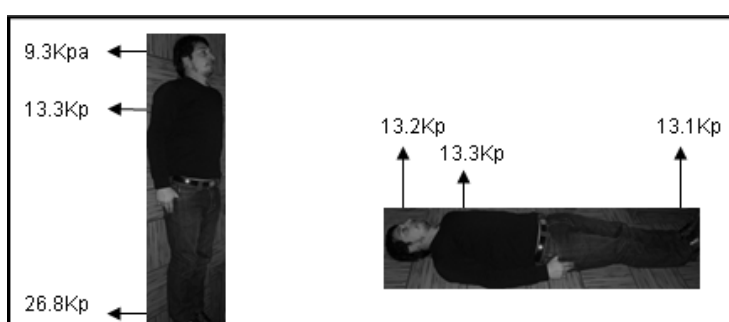


Figura 7. Fotografía de efectos de la gravedad en la presión de la sangre en una persona promedio.

4.3.2 Densidad

“La densidad ρ de un elemento pequeño de cualquier material, la relación entre su masa Δm dividida entre el volumen ΔV ”, (Shames, 1995).

$$\rho = \frac{\Delta m}{\Delta V} \quad (3)$$

En general, la densidad en un punto, es el valor límite de esta razón a medida que el elemento volumétrico se vuelve infinitesimal. La densidad de un objeto tiene el mismo valor en todos los puntos y depende de factores ambientales: entre ellos la presión y la temperatura (Sears y otros, 2004).

“Siendo la sangre de una persona que se encuentre a una atmosfera de presión y que tenga una temperatura corporal de 37°C es de $\rho = 1.0595 \times 10^3$ (Kg/m³)” (Giancoli, 2004).

4.3.3 Tensión superficial

“En física, se denomina **tensión superficial** de un líquido, a la cantidad de energía necesaria para disminuir su superficie por unidad de área” (Wilson y otros, 2003).

A nivel microscópico, las moléculas de un líquido se atraen mutuamente. Aunque en total las moléculas son eléctricamente neutras, suele haber una pequeña asimetría de carga que dan origen a fuerzas de atracción entre ellas, llamadas fuerzas de Van der Waals. Dentro de un líquido, cualquier molécula está rodeada totalmente por otras moléculas, y la fuerza neta de atracción que actúa desde arriba sobre las moléculas que están en la superficie del líquido (*ver figura 8*). El resultado es que sobre las moléculas de la capa superficial del líquido actúa una fuerza neta mayor, debida a la atracción de las moléculas vecinas que están justo debajo de la superficie, pues el efecto de las moléculas del aire se considera insignificante en comparación con las del mismo líquido.

“Esta tracción hacía adentro sobre las moléculas superficiales hace que la superficie del líquido se contraiga y se resista a estirarse o romperse. A esta propiedad se le denomina tensión superficial” (Wilson, 2003).

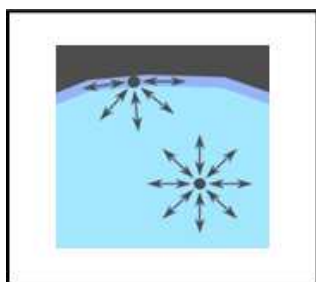


Figura 8. Representación de fuerzas entre dos moléculas de un líquido para la Tensión Superficial.

4.3.5 Capilaridad

El fenómeno de la capilaridad “se origina por la tensión superficial y por el valor de la relación entre el módulo de la fuerza de adhesión entre líquido y sólido, con el módulo de la fuerza de cohesión del líquido” (Toledo, 2004)

Un líquido que moja al sólido tiene mayor adhesión molecular que cohesión molecular, en este caso la acción de la tensión superficial es la causa de que el líquido se eleve dentro de un pequeño tubo vertical que se sumerja parcialmente en él. Mientras más delgado sea el tubo, el líquido ascenderá en mayor proporción y en ambos se formará un menisco cóncavo, (Toledo, 2004).

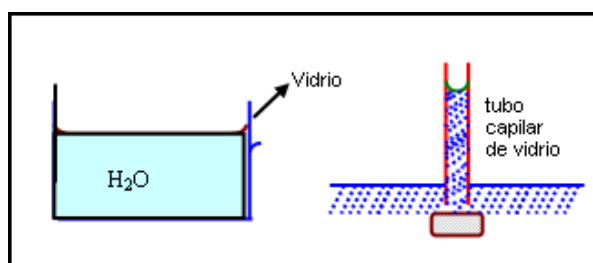


Figura 9. Representación de la capilaridad de un líquido que moja.

Un líquido que no moja al sólido tiene menor adhesión que cohesión molecular, en éste, la tensión superficial tiende a hacer descender el menisco convexo en un pequeño tubo capilar, en comparación a un líquido que moja al sólido” (Toledo C., 2004).

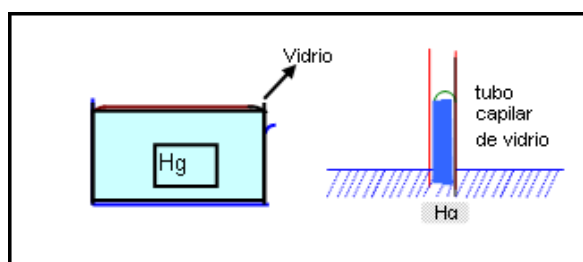


Figura 10. Representación de la capilaridad de un líquido que no moja.

Una columna de líquido puede quedar sostenida en un tubo delgado de vidrio (tubo capilar) debido a las fuerzas adhesivas y cohesivas que actúan sobre él. Es lo que se conoce como acción capilar (Toledo C., 2004).

4.3.6 Viscosidad

Imaginemos un bloque rectangular, el esfuerzo de corte es una cantidad proporcional a la fuerza tangencial aplicada a una de las caras del bloque, mientras que la cara opuesta se mantiene fija mediante una fuerza, como la de fricción. Más específicamente, el esfuerzo de corte es la fuerza externa por unidad de área de sección transversal que actúa sobre el objeto (F/A) (Serway, 2007).

Un fluido no soporta esfuerzos de corte, sin embargo, los fluidos presentan cierto grado de resistencia al movimiento de corte. Esta resistencia es una forma de fricción interna llamada *viscosidad*. “Se entiende por **viscosidad** al rozamiento interno desarrollado, cuando una parte del fluido se mueve relativamente a una parte adyacente” (Toledo, 2004)

Ésta existe debido a una fuerza friccionante entre capas adyacentes del fluido conforme se deslizan una sobre otra.

Analizando la figura 11, podemos establecer que las capas adyacentes de un fluido bajo esfuerzo de corte se ponen en movimiento relativo. También en este caso, considere dos placas paralelas, una fija y una moviéndose hacia la derecha bajo la acción de una fuerza externa F .

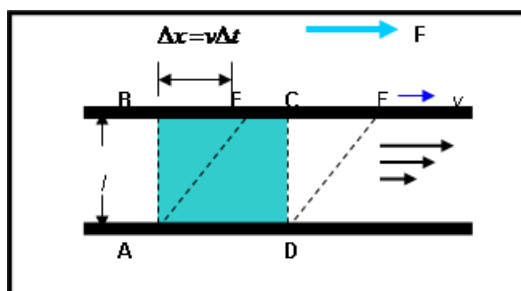


Figura Nº 11. Representación de la viscosidad de un fluido entre dos superficies sólidas.

Debido a este movimiento, una parte del fluido se distorsiona de su forma original, ABCD, en un instante a la forma AEFD después de un corto intervalo de tiempo obteniendo una deformación de corte de la forma $\Delta x/l$. La placa superior se mueve con velocidad v , y el fluido adyacente a esta placa tiene la misma velocidad. Así pues, en un tiempo Δt

El fluido de la placa móvil recorre una distancia $\Delta x = v\Delta t$ y podemos expresar la deformación de corte por unidad de tiempo como v/l .

El coeficiente de viscosidad, η , para el fluido se define como la proporción entre el esfuerzo de corte y la tasa de cambio de la deformación de corte.

$$\eta = \frac{F/A}{v/l} = \frac{Fl}{Av} \quad (4)$$

En general la viscosidad es una característica intrínseca del fluido, para los líquidos es directamente dependiente de la temperatura. Siendo para la sangre pura a una temperatura de 37°C $\eta = 2.7 \times 10^{-3} \text{ (N*s/m}^2\text{)}$ (Serway, 2007).

4.3.8 Caudal volumétrico

En Física se entiende como caudal volumétrico (Q) “al cociente entre el volumen (V) de un fluido que pasa por una determinada sección o área de un tubo conductor y el tiempo (t) que demora en pasar ese volumen”, (Streeter y otros, 2000).

$$Q = \frac{V}{t} \quad (5)$$

Esta expresión de caudal puede tomar otra forma, para eso se supone que la velocidad es la misma para todos los puntos de la sección ó área A ,

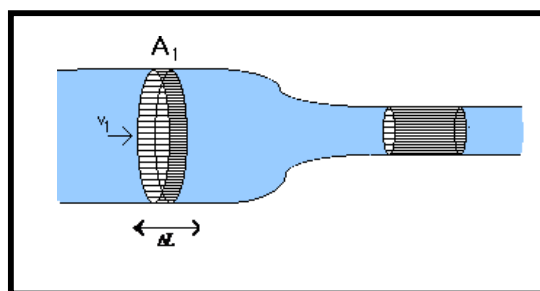


Figura 12. Representación de un caudal volumétrico.

Si v_1 es la velocidad con que el líquido atraviesa la sección A_1 , la distancia ΔL que recorre en un intervalo de tiempo Δt es equivalente a la distancia $\Delta L = v * \Delta t$

Por otra parte, el volumen lo podemos expresar como el de un cilindro de base A y altura ΔL , luego la expresión para el caudal será:

$$Q = \frac{A * \Delta L}{\Delta t} = \frac{A * v * \Delta t}{\Delta t} \quad \rightarrow \quad Q = A * v \quad (6)$$

Es decir el caudal de líquido que atraviesa la sección A en un tiempo Δt puede también ser expresado como el producto entre la velocidad (v) por el área que atraviesa (A). A continuación se presenta una tabla que representa el caudal sanguíneo en las partes más importantes del cuerpo humano.

Tabla Nº 2. Representación del caudal sanguíneo del cuerpo humano en estado de reposo

Órgano	Caudal (L/min)	Órgano	Caudal (L/min)
Cabeza	0.80	Riñón	1.10
Corazón	0.25	Pies	0.75

4.3.9 Compresibilidad

En mecánica de fluidos la compresibilidad representa la relación entre los cambios de volumen y los cambios de presión a que esta sometido un fluido. Las variaciones de volumen pueden relacionarse directamente con variaciones de la masa específica si la cantidad de masa permanece constante. “En general se sabe que en los fluidos la masa específica depende tanto de la presión como de la temperatura de acuerdo a la ecuación de estado” (Tippens, 2001).

“Se considera típicamente que los fluidos encajan dentro de dos categorías, los fluidos compresibles y los fluidos incompresibles” (Streeter y otros, 2000). Que un tipo de fluido pueda ser considerado compresible o incompresible no depende sólo de su naturaleza o estructura interna sino también de las condiciones mecánicas sobre el mismo. Así, a temperaturas y presiones ordinarias, los líquidos pueden ser considerados sin problemas como fluidos incompresibles, aunque bajo condiciones extremas de presión muestran una compresibilidad diferente de cero.

CAPITULO 5

ANÁLISIS MATEMÁTICO

5.1 Introducción

Aplicar la ecuación de continuidad para el caudal del fluido similar al sanguíneo y de la ecuación de Bernoulli a lo largo de una línea de corriente.

5.2 Ecuación de continuidad

Para un fluido como la sangre, si no hay pérdidas de flujos dentro de un conducto uniforme como los vasos sanguíneos, la masa de sangre que entra en un vaso sanguíneo en un tiempo dado, debe ser igual a la masa que sale del conducto en el mismo tiempo (por la conservación de la masa).

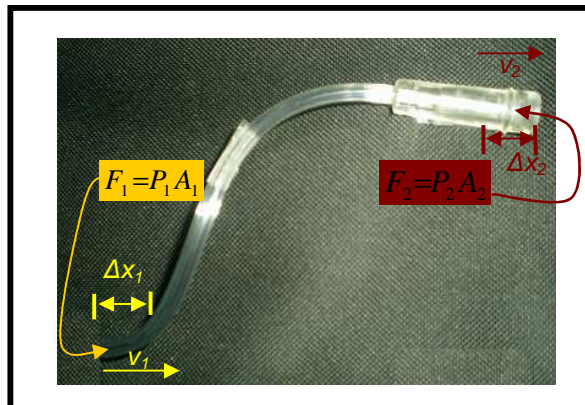


Figura 13. Fotografía representativa de la ecuación de continuidad en los conductos utilizados en la confección del prototipo.

Por ejemplo, en la figura 13 la masa (Δm_1) que entra en el conducto durante un tiempo corto (Δt) es $\Delta m_1 = \rho_1 \Delta V_1$ Donde $\Delta V =$ variación de volumen

Sabiendo que:

$$\Delta v_1 = A_1 \Delta x_1$$

$$\Delta m_1 = \rho_1 A_1 \Delta x_1$$

$\rho =$ Densidad del fluido
 $m =$ Masa del fluido
 $\Delta x =$ variación de posición
 $A =$ área del conducto

$$x_1 = v \Delta t \quad \text{Donde } v = \text{velocidad}$$

Por lo tanto: $\Delta m_1 = \rho_1 A_1 v_1 \Delta t$

Donde A_1 es el área transversal del conducto en la entrada en un tiempo Δt , una partícula de sangre recorre una distancia $v_1 \Delta t$. Así mismo, la masa que sale del conducto en el mismo intervalo es

$$\Delta m_2 = \rho_2 A_2 v_2 \Delta t$$

Puesto que la masa se conserva, $\Delta m_1 = \Delta m_2$ o sea $\rho A v = \text{constante}$. Este resultado se denomina **ecuación de continuidad o tasa de flujo**. Como la sangre es un fluido incompresible, su densidad ρ es constante, así que:

$$A_1 v_1 = A_2 v_2 \quad (7)$$

Lo que representa que la velocidad de entrada (v_1) por el área de entrada (A_1) debe de ser proporcional a la velocidad de salida (v_2) por el área de salida (A_2). La ecuación de flujo indica que la velocidad del fluido es mayor donde el área transversal del conducto es menor (Wilson y otros, 2003).

5.3 Ecuación de Bernoulli

Cuando un fluido escurre por un tubo, las características morfológicas pueden cambiar en varias formas:

1. puede alterarse su superficie transversal.
2. la entrada y la salida del conducto puede darse a varias alturas.
3. las presiones de entrada y de salida pueden ser distintas.

Se han empleado las ecuaciones de continuidad para relacionar los cambios de secciones transversales con los de velocidad. Una diferencia de presión y de elevación pueden acelerar un elemento del fluido al cruzar un tubo, por lo que cabe esperar que los cambios de velocidad se relacionen con la presión y la elevación. Así, los cambios de los tipos 1, 2 y 3 no son independientes unos de otros (Resnick y otros, 2004).

La conservación de la energía, o el teorema del trabajo-energía, da pie a otra relación muy general para el flujo de fluidos, relacionando todas las variables antes mencionadas.

Si se examina nuevamente un fluido ideal que escurre por un tubo, como se demuestra en la figura 14, las fuerzas externas en los extremos del tubo efectúan un trabajo. Supongamos que el fluido circula del punto 1 al punto 2, la fuerza F_1 aplicada efectúa un trabajo mayor que cero y la fuerza F_2 efectúa un trabajo menor que cero.

El trabajo neto efectuado sobre el sistema por estas fuerzas externas es entonces:

$$W_{neto} = F_1 \Delta x_1 - F_2 \Delta x_2$$

Donde $F = PA$ y $\Delta x = v \Delta t$

$$W_{neto} = (P_1 A_1)(v_1 \Delta t) - (P_2 A_2)(v_2 \Delta t)$$

- Donde: $F =$ Fuerza aplicada
 $P =$ Presión
 $A =$ Área de sección transversal

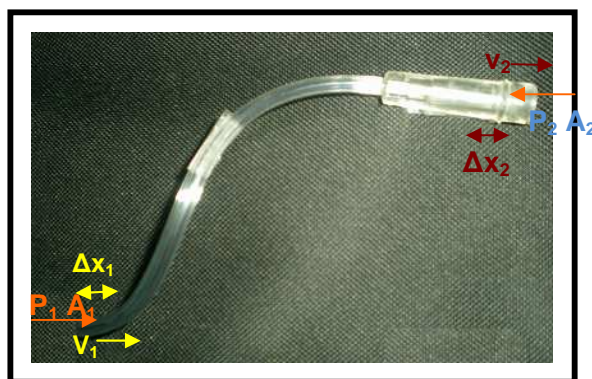


Figura 14. Fotografía representativa de la ecuación de Bernoulli en los conductos utilizados en la confección del prototipo.

Además de la igualdad analizada anteriormente, la ecuación de continuidad, demostraba que:

$$A_1 v_1 = A_2 v_2$$

$$\text{y que } \Delta m = \rho_1 \Delta V_1 = \rho_1 (A_1 v_1 \Delta x_1)$$

Además como $\Delta m_1 = \Delta m_2$

El trabajo neto queda representado en forma general como:

$$W_{\text{neto}} = \frac{\Delta m}{\rho} (P_1 - P_2)$$

El trabajo neto efectuado sobre el sistema por las fuerzas externas debe ser igual al cambio de energía mecánica total (ΔE). Es decir:

$$W_{\text{neto}} = \Delta E = \Delta K + \Delta U$$

Examinando la variación de la energía cinética (ΔK) de un elemento de masa Δm ,

vemos que:

$$\Delta K = \frac{1}{2} \Delta m (v_2^2 - v_1^2)$$

El cambio de la energía potencial gravitacional (ΔU) es:

$$\Delta U = \Delta m g (y_2 - y_1)$$

Por lo tanto

$$W_{\text{neto}} = \Delta K + \Delta U$$

$$\frac{\Delta m}{\rho} (P_1 - P_2) = \frac{1}{2} \Delta m (v_2^2 - v_1^2) + \Delta m g (y_2 - y_1) \quad (8)$$

Multiplicando por el factor $(\rho / \Delta m)$ ambos lados de la igualdad y reordenamos los términos para la entrada (1) y salida (2) del fluido, obtenemos la forma común de la **ecuación de Bernoulli**:

$$P_1 + \frac{1}{2} \rho v_1^2 + \rho g y_1 = P_2 + \frac{1}{2} \rho v_2^2 + \rho g y_2 \quad (9)$$

**Ecuación de Bernoulli
para un fluido ideal**

O sea que “la suma de la presión (P), la energía cinética por unidad de volumen ($\frac{1}{2} \rho v^2$) y la energía potencial gravitacional por unidad de volumen ($\rho g y$) tienen el mismo valor en todos los puntos a lo largo de una línea de corriente” (Serway, 1997).

CAPITULO 6

DESCRIPCIÓN Y DISEÑO DEL PROTOTIPO

6.1 Introducción

“La modelación y simulación de prototipos de los aparatos o sistemas humanos ha sufrido un explosivo aumento desde comienzo de este siglo, las causas, el comprender en mayor profundidad el funcionamiento particular de ellos” (Stutz, 2003). En base al sistema que estamos estudiando (el cardiovascular) encontramos variados diseños de prototipos que utilizan diversos materiales que intentan simular algunas de las características más importantes de dicho sistema. Un ejemplo de ello, es el modelo físico **Dynasim**, este utiliza sensores electrónicos que adquieren datos de presión, volumen, velocidad, resistencia hidráulica, capacitancia, e inercia en diferentes puntos, los cuales se procesan y analizan vía software, para ello desarrollaron una interfaz que comunica los componentes de hardware y software con el dispositivo simulador a un computador. El modelo es de accionamiento hidráulico y trabaja con un sistema de bombeo neumático, (Bustamante y otros, 2003).

Otros estudios como los expuestos en el trabajo denominado **Modelos de sistemas fisiológicos**, hacen referencia a análogos eléctricos y mecánicos del sistema cardiovascular, modelos matemáticos, análogos empaquetados resistivos, análogos empaquetados resistivos-capacitivos, análogos resistivos-inductivos-capacitivos, solo por mencionar algunos. Los análogos han simulado al corazón, la aorta, la resistencia periférica y las venas como un circuito cerrado, con válvulas que posibilitan el ajuste de parámetros tales como: la resistencia periférica, la adaptabilidad venosa y arterial y la frecuencia de la contracción ventricular, utilizando dispositivos eléctricos y electrónicos para la simulación (Gómez, 2006).

Este capítulo presenta una descripción detallada de la confección del prototipo, de la estructura de soporte y del sistema cardiovascular, además de los materiales usados en cada uno de los casos.

En el modelo que se confeccionará, simularemos el cuerpo humano del tamaño de una persona real, utilizando como material, yeso blanco. La elaboración de los conductos se realizará con sondas médicas, de material transparente para una mejor visualización del fluido. El modelo será de accionamiento hidráulico y trabaja con un sistema de bombeo neumático el cual funciona con un adaptador AC/DC 220/12V.

6.2 Descripción del prototipo

El prototipo representa la estructura de un cuerpo humano, cuyas medidas son 150x70x20 cm aproximadamente. Se encuentra dividido en un plano frontal distal, para apreciar de mejor forma como se encuentran distribuidos los vasos sanguíneos (venas y arterias) de mayor envergadura dentro de los órganos vitales de nuestro cuerpo.

Para la confección y funcionamiento del prototipo se han empleado los materiales que a continuación se especifican en la tabla N° 3.

Tabla N° 3. Materiales empleados en la confección de la estructura de soporte y el prototipo

Material	Cantidad	Descripción del material	Cantidad
Yeso blanco	45 Kg	Pintura yeso color azul 28 ml	1
Vendas de yeso	54 m	Pintura yeso color café 28 ml	1
Pintura esmalte	1 litro	Lija madera N° 100	½ metro
Pintura esmalte Blanco	1 litro	Bisagras L	10
Pintura látex	1 litro	Brocha 2"	2
Pintura yeso color blanco 28 ml	1	Ruedas mueblería 6 cm diámetro	6
Pintura yeso color rojo 28 ml	1	Terciado mueblería 18mm 120x240	1

6.3 Diseño del prototipo

6.3.1 Diseño y armado de la estructura

Se confeccionó un negativo del cuerpo humano, utilizando para ello un maniquí, En primera instancia se envolvió con vendas de yeso, las que se encontraban mojadas a una temperatura de 25°C, para obtener el modelo con que se trabajó posteriormente, dejando libres manos, pies y cabeza.

Una vez obtenido el negativo, esperamos unos minutos para su secado y se procedió a cortarlo cuidadosamente a la mitad, con un bisturí. Ya con la estructura general del negativo, se procedió a obtener la modelación de los pies, para ello se realizó el mismo procedimiento mencionado anteriormente. Para las manos se tomó el modelo de guantes quirúrgicos y la cabeza se modelo con papel mache.

Teniendo la carcaza del negativo, se procedió a rellenarla por completo con una mezcla de yeso blanco con agua, dejándola reposar por unas semanas para su secado.

Estando seco el negativo, se le cortaron las extremidades superiores e inferiores para trabajar con mayor seguridad con el tronco.

6.3.2 Ensamble del prototipo

Tabla Nº 4. Descripción de ensamble del prototipo



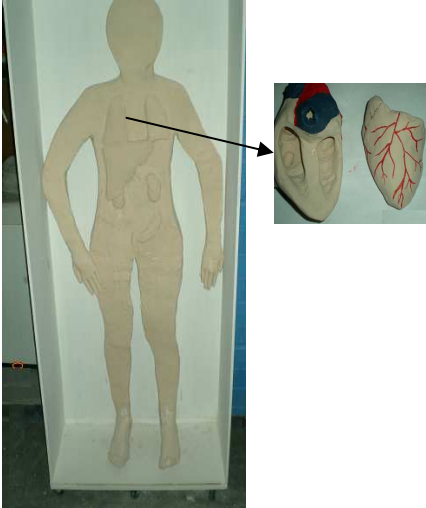
Figura	Descripción
<p data-bbox="264 1514 566 1543">Estructura de soporte</p> 	<p data-bbox="624 1570 1361 1794">Paso 1: Confección de la estructura de soporte. Se ensambla la estructura con roscalatas y se fijan las ruedas a la parte inferior de la madera. Finalmente se le aplicó tres capas de pintura blanca y manillas a los costados.</p>

Figura	Descripción
<p data-bbox="252 383 587 416">Extremidades inferiores</p> 	<p data-bbox="635 439 1361 618">Paso 2: Fijamos a la estructura de soporte las extremidades inferiores, con tarugos y roscalatas, tanto en la parte inferior de los pies, como por detrás de ambas piernas.</p>
<p data-bbox="368 864 470 898">Tronco</p> 	<p data-bbox="635 920 1361 1055">Paso 3: Se fija el tronco a las piernas con tarugos de madera. Para mimetizar los cortes, se hace una mezcla de yeso y agua y se le aplicó entre las juntas.</p>
<p data-bbox="252 1328 587 1361">Extremidades superiores</p> 	<p data-bbox="635 1435 1361 1570">Paso 4: El mismo procedimiento antes mencionado se realizó para adherir las extremidades superiores al tronco.</p>

Figura	Descripción
<p data-bbox="391 331 496 360">Cabeza</p> 	<p data-bbox="678 383 1361 517">Paso 5: Finalmente, se adherió la cabeza al tronco con un tarugo. Se afirma la cabeza con roscalatas a la parte posterior de la caja.</p>
<p data-bbox="304 725 582 754">Cuerpo ensamblado</p> 	<p data-bbox="678 831 1361 1010">En el tronco, se diseñaron con papel mache, en relieve, las estructuras vitales del cuerpo humano, Cerebro, Pulmones, Riñones, Corazón, Intestinos (Grueso y Delgado) e Hígado.</p>

6.4 Diseño del sistema cardiovascular

6.4.1 Diseño y armado de la estructura

Para la confección del sistema cardiovascular, se distribuyeron los conductos, comenzado con los de mayor envergadura, situados a la entrada y salida del corazón, continuando con los de menor envergadura en las ramificaciones a los órganos principales, las extremidades superiores e inferiores, cabeza, pies y manos.

Para que el fluido circule por los conductos, se fabricó un sistema de bombeo con dos motores de secador de pelo, distribuidos sobre el sistema de soporte en unos recipientes llenos de fluido. El primero cumple la función de distribuir la sangre venosa, y el segundo ubicado al otro costado encargado de la distribución de la sangre arterial. Esto a través de un sistema electrónico controlado por un switch, el cual abrirá y cerrará el circuito. El circuito se alimentará con un adaptador AC/DC 220/12V.

Tabla Nº 4. Materiales empleados en la confección del sistema cardiovascular

Material	Cantidad	Descripción del material	Cantidad
Vaselina líquida	1/2 Lts	Motor 220/12 V ,10W	2
Sonda de alimentación 3.0mm	5 m	Placa impresa icb-82 5x7 cm	1
Sonda vesical de nelaton 5.0mm	7.5 m	Recipiente tubular de 350 ml	2
Anilina azul francia	1 caja	Recipiente con tapa 5 Lts.	2
Anilina roja fuego	1 caja	Poxipol selladura plástica	1
Adaptador AC/DC 220/12V 500 mA 50 Hz	1	Switch de pulso para placas impresas	2

6.4.2 Ensamble del sistema cardiovascular

Tabla Nº 6. Descripción del ensamble del sistema cardiovascular


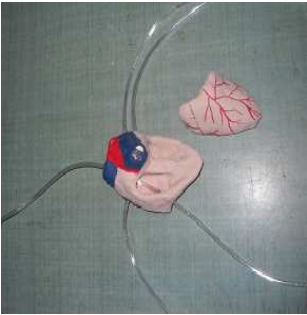
Figura	Descripción
<p>Sistema de bombeo</p> 	<p>Paso 1. Confección del sistema de bombeo. Se dispuso de dos recipientes pequeños y tubulares, donde se ubicaran los motores y se sella con selladura plástica. En el costado y en la parte posterior se le realiza un pequeño orificio para la entrada y salida del fluido</p>

Figura	Descripción
<p>Sistema de bombeo</p>	<p>Paso 2. Instalación del sistema de bombeo. Se dispuso de dos recipientes grandes y con tapa y ubicaron sobre la estructura de soporte para que el fluido adquiriera mayor velocidad de salida.</p>
<p>Sistema de conducción</p> 	<p>Paso 3. Conexión y distribución del sistema de conductos desde las bombas hacia las extremidades y órganos del prototipo.</p>
<p>Sistema de control</p>	<p>Paso 4. Fabricación del sistema de control del sistema de bombeo.</p>
<p>Cuerpo y sistema Cardiovascular</p>	<p>Paso 5. Habiendo realizado los pasos anteriores, el prototipo se encuentra preparado para realizar las pruebas que estaban previstas.</p>

CAPITULO 7

APLICACIONES Y RESULTADOS DE EXPERIENCIAS UTILIZANDO EL PROTOTIPO

7.1 Introducción

Este capítulo se exponen las aplicaciones a las que fue sometido el prototipo, además de los resultados y los análisis teóricos- matemáticos de los mismos.

Las aplicaciones que se estudiarán son:

1. Elaborar un fluido que tenga características similares de densidad y viscosidad a la sangre.
2. Determinar el caudal que circula por los diversos conductos que representan a las venas y arterias.
3. Determinar las presiones a distintas alturas del prototipo.

7.2 Descripción de las aplicaciones

Tabla Nº 7 de materiales e instrumentos utilizados en las aplicaciones prácticas

Material	Material	Material	Material
<i>Huinchas métricas</i>	<i>Pie de metro</i>	<i>Termómetro de mercurio</i>	<i>Regla</i>
<i>Balanza digital</i>	<i>Jeringa</i>	<i>Vaso Precipitado 250 ml</i>	<i>Esfera de acero</i>
<i>Cronómetro</i>	<i>Vaselina líquida</i>	<i>Tubo de vidrio (60 cm)</i>	<i>Soporte universal</i>
<i>Sensor de presión</i>	<i>Termómetro de alcohol</i>		

Aplicación 1.

Para la elaboración del fluido cuyas características, de densidad y viscosidad es similar a la sangre, se realizaron los siguientes pasos:

A. Para determinar la densidad del fluido, se comenzó por masar una mezcla de agua y vaselina líquida de volumen total de 200 ml, en una razón de 8:1 o un 88.89% de agua y un 11.11% de vaselina y luego se vertió 50 gramos de anilina (roja o azul, dependiendo del caso). A razón de esta mezcla se obtuvo una densidad y viscosidad afín al del fluido rojo.

B. Para determinar la viscosidad de nuestro fluido, se utilizó el método de Stokes. Para el cual se dispuso de un tubo largo de vidrio que está sujeto a un soporte universal.

C. Se determinó las dimensiones interiores del tubo (largo y ancho), y se llena por completo, con el fluido de densidad ya comprobada.

D. Se dispuso de una esfera de acero de un diámetro de 0.9mm y de densidad conocida, y de un cronómetro para medir el tiempo en que demora en recorrer la esfera la distancia del tubo, y así determinar la velocidad media del recorrido de la esfera. Tomando como condición que el movimiento se produce con velocidad constante.

E. Se realizó aproximadamente 12 medidas distintas y de ellas se obtuvo un promedio, la cual nos indica la velocidad media de caída de la esfera (ver anexo tabla de datos N° 8, pp 67).

Con estos datos, ya podemos determinar el coeficiente de viscosidad (η) del fluido. Estas medidas se realizaron a una temperatura ambiente de 21°C (ver la sección de resultados de las aplicaciones, pp 44).

Aplicación 2

Para determinar el caudal ($Q = v A$) en diversos puntos del prototipo, se realizó los siguientes pasos:

A. En primera instancia se midió la sección transversal o área que posee el tubo conductor a la altura del corazón, para ello se utilizó un pie de metro.

B. Para determinar de la velocidad del movimiento del fluido, se procedió a generar una pequeña burbuja de aire dentro del tubo donde se realizó la medición.

C. Con un cronómetro se toma el tiempo que demora la burbuja en recorrer una distancia acotada en un plano vertical producto del impulso generado por el sistema de bombeo.

D. Se realizó aproximadamente 30 medidas distintas y de ellas se obtuvo un promedio, la cual nos indica la velocidad media en ese intervalo de longitud (ver anexo tabla N° 9 de datos, pp 67).

Teniendo estos datos, podemos determinar el caudal existente a la altura del corazón. Para determinar el caudal a la altura de la cintura y los pies del prototipo se realizó el mismo procedimiento antes descrito.

Aplicación 3

Para la determinación de las presiones existentes a diferentes alturas del prototipo colocado en posición vertical, se utilizó, la ecuación de Bernoulli, (despreciando los efectos de la viscosidad del fluido, se siguieron los pasos que se mencionan a continuación:

A. Con el sensor de presión *MultilogPRO*, se obtuvo la presión atmosférica existente a la altura del corazón del prototipo.

B. Para medir la presión existente en los pies. Con una Huincha métrica, se midió la altura a la que se encuentran ambos.

C. Con los datos de densidad y velocidad determinados en las pruebas anteriores, se integran y se obtiene la presión en los pies del prototipo, veamos a continuación los resultados de las aplicaciones.

7.3 Resultados de las aplicaciones

Aplicación 1

Determinación de la densidad del fluido utilizado para representar a la sangre:

Datos

$$V = 200 \text{ ml} \rightarrow 2 \times 10^{-4} \text{ m}^3$$

$$\rho = \frac{m}{V} = \frac{2.1 \times 10^{-1}}{2 \times 10^{-4}}$$

88.89% de agua

11.11% de glicerina

$$\rho = 1.05 \times 10^3 \left(\frac{\text{kg}}{\text{m}^3} \right)$$

$$m = 2.1 \times 10^{-1} \text{ kg}$$

$$T = 21^\circ \text{C}$$

Determinación de la viscosidad del fluido utilizado para representar a la sangre:

Podemos utilizar la ley de Stokes para realizar una medida de la viscosidad de un fluido. Consideremos una esfera lisa, de masa m y diámetro D , que cae en un fluido viscoso. Las fuerzas que actúan sobre la esfera son: su peso (mg), el empuje hidrostático (E) y la fuerza de arrastre viscoso (F_D). La segunda ley de Newton nos permite escribir:

$$mg - E - F_D = ma \tag{1}$$

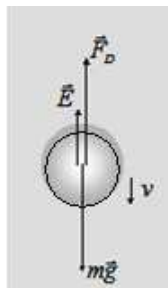


Figura 15. Representación de fuerzas y velocidad para una esfera en movimiento en un fluido viscoso.

Cuando la fuerza peso es igual a la suma del empuje hidrostático y la fuerza de arrastre, la aceleración de la esfera será nula y su velocidad no seguirá aumentando. En estas condiciones, la esfera se moverá con una velocidad constante que recibe el nombre de *velocidad límite* (v_{lim}) (Física aplicada, PDF).

Si δ es la densidad de la esfera y ρ la del líquido, el peso de la esfera y el empuje hidrostático sobre ella vendrán dados por:

$$mg = \frac{4}{3} \pi \left(\frac{D}{2}\right)^3 \delta g \qquad E = \frac{4}{3} \pi \left(\frac{D}{2}\right)^3 \rho g \qquad F_D = 3\pi\eta D v_{limite}$$

De modo que una vez alcanzada la velocidad límite, tendremos:

$$mg = E + F_D \qquad (2)$$

Donde:

$$v_{lim} = \frac{D^2 (\delta - \rho) g}{18 \eta} \qquad (3)$$

Pero la ecuación (3) solo es válida para esferas que caen en un líquido de extensión indefinida. En las condiciones experimentales, en las que la esfera caen a través de un líquido viscoso contenido en un tubo cilíndrico de diámetro ϕ , hay que efectuar ciertas correcciones, (Física aplicada, PDF).

a. Corrección debida a la longitud finita del tubo, en el sentido de que la esfera tiende asintóticamente al valor de la velocidad límite. En las condiciones en que se ha planificado nuestra experiencia, esta corrección puede despreciarse (Física aplicada, PDF).

b. *Corrección de Ladenburg*: El influjo de las paredes del tubo da lugar a una disminución de la velocidad límite de caída. Si llamamos v_m a la velocidad medida experimentalmente, la velocidad corregida de este efecto es:

Donde: $v_{lim} =$ velocidad limite
 $D =$ diámetro de la esfera
 $\phi =$ Diámetro del tubo
 $l =$ largo del tubo
 $\rho =$ densidad del fluido
 $\delta =$ densidad de la esfera
 $V_m =$ velocidad media

$$v_{lim} = \left(1 + 2.4 \frac{D}{\phi}\right) v_m$$

De modo que la igualdad (3) queda expresada como:

$$l + 2.4 \left(\frac{D}{\phi} \right) v_m = \frac{D^2 (\delta - \rho) g}{18 \eta} \quad (4)$$

Donde obtenemos el coeficiente de viscosidad de nuestro fluido a través de

$$\eta = \frac{D^2 (\delta - \rho) g}{18 v_m \left(l + 2.4 \frac{D}{\phi} \right)} \quad (5)$$

Expresión la cual será utilizada para determinar el coeficiente de viscosidad de nuestro fluido. Para ello dispuso una manguera de diámetro ϕ , de una esfera de acero de densidad δ y diámetro D y del fluido que representa a la sangre de densidad ρ , los valores de estos y otros factores se muestran a continuación.

Datos

$D = 9 \times 10^{-4} \text{ (m)}$

$\delta = 7.85 \times 10^3 \text{ (kg / m}^3\text{)}$

$\rho = 1.05 \times 10^3 \text{ (kg / m}^3\text{)}$

$\phi = 1 \times 10^{-2} \text{ (m)}$

$v_m = 0.63 \left(\frac{\text{m}}{\text{s}} \right)$

$T = 21^\circ \text{C}$

$g = 9.8 \left(\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right)$

$l = 1 \text{ m}$

$$\eta = \frac{(9 \times 10^{-4})^2 (7.85 \times 10^3 - 1.05 \times 10^3) (9.8)}{18 (0.63) \left(1 + 2.4 \left(\frac{9 \times 10^{-4}}{1 \times 10^{-2}} \right) \right)}$$

$$\eta = \frac{5.30 \times 10^{-2}}{1.38 \times 10^1}$$

$$\eta = 3.92 \times 10^{-3} \left(\frac{\text{N} \cdot \text{s}}{\text{m}^2} \right)$$

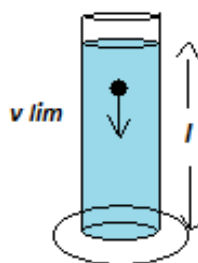


Figura 16. *Figura representativa para la determinación de la viscosidad del fluido problema por el método de Stokes.*

Aplicación 2

Determinación del caudal de flujo a la altura del corazón:

Datos

$$\begin{aligned}
 r &= 2.5 \times 10^{-3} \text{ (m)} & Q &= A * v \\
 A &= (1.96 \times 10^{-5} \text{ m}^2) & Q &= 1.96 \times 10^{-5} \text{ (m}^2) * 0.39 \text{ (m/s)} \\
 v &= (0.39 \text{ m/s)} & Q &= 7.64 \times 10^{-6} \text{ (m}^3 / \text{s)} \\
 & & Q &= 0.47 \text{ (L/min)}
 \end{aligned}$$

Determinación del caudal de flujo a la altura de los pies:

Datos

$$\begin{aligned}
 r &= (1.5 \times 10^{-3} \text{ m}) & Q &= A * v \\
 A &= (7.07 \times 10^{-6} \text{ m}^2) & Q &= 7.07 \times 10^{-6} \text{ (m}^2) * 0.77 \text{ (m/s)} \\
 v &= (0.77 \text{ m/s)} & Q &= 5.44 \times 10^{-6} \text{ (m}^3 / \text{s)} \\
 & & Q &= 0.336 \text{ (L/min)}
 \end{aligned}$$

Aplicación 3

La ecuación de Bernoulli establece que: $P + \frac{1}{2} \rho v^2 + \rho g z =$ Constante para un fluido ideal. En base a esta igualdad determinamos las siguientes presiones:

A. Presión a la altura del corazón: $(1.313 \times 10^4 \text{ N/m}^2) \Rightarrow (13.13 \text{ KPa})$

B. Presión a la altura de los pies:

Datos

$$\begin{aligned}
 \rho &= 1.05 \times 10^3 \text{ Kg/m}^3 & P_{pies} &= P_{Corazón} + \frac{1}{2} \rho v^2 + \rho g z \\
 z &= 1.34 \text{ m} \\
 g &= 9.8 \text{ m/s}^2 & P_{pies} &= (1.313 \times 10^4) + \left(\frac{1}{2} (1.05 \times 10^3) (0.39)^2 \right) + (1.05 \times 10^3) (9.8) (1.34) \\
 v &= 0.39 \text{ m/s} & P_{pies} &= (1.313 \times 10^4) + (7.985 \times 10^1) + (1.379 \times 10^4) \\
 P_{Corazón} &= 1.313 \times 10^4 \text{ N/m}^2 & P_{pies} &= 2.699 \times 10^4 \text{ N/m}^2 \\
 & & P_{pies} &= 26.99 \text{ KPa}
 \end{aligned}$$

7.4 Análisis de los resultados

Aplicación 1

Los factores de densidad y viscosidad obtenidos experimentalmente de nuestro fluido que se utilizó como un equivalente a la sangre, son similares a los datos teóricos de los mismos.

El valor teórico de la densidad en la sangre a 0°C es de 1.0595×10^3 (kg/m³), y la que se obtuvo en el laboratorio a 21°C es de 1.05×10^3 (kg/m³) lo que da una diferencia porcentual de un 0.85%.

El valor de la viscosidad de la sangre a 37°C es 2.7×10^{-3} (N*s/m²), y en el laboratorio a una temperatura de 21°C es de 3.92×10^{-3} (N*s/m²), lo que da una diferencia porcentual de un 45.18%. Aunque es elevada la diferencia porcentual, es satisfactorio para ser utilizado como modelo.

Aplicación 2

La ecuación de continuidad establece que la cantidad de caudal de fluido que entra en un tubo de cierta sección debe de ser igual a la cantidad que sale por la otra sección. Los datos de caudal de flujo obtenidos al experimentar con el prototipo a la altura del corazón fue de $Q=0.47$ (L/min) y el caudal a la altura de los pies $Q=0.336$ (L/min). Estos datos no concuerdan con los mostrados en la tabla N° 1 del capítulo 4, ya que estos dan como resultado los valores de 0.25 (L/min) en el corazón y 0.75 (L/min) en los pies. Lo que nos da una diferencia porcentual de ± 46.81 % y ± 55.2 % respectivamente. Diferencia considerada admisible debido a la imprecisión del manejo del cronómetro en la toma de medidas al determinar del tiempo de recorrido del fluido y las condiciones ambientales presentes en ambas mediciones.

Aplicación 3

El análisis de la ecuación de Bernoulli en los conductos establece que, en una región con sección transversal menor, la velocidad del flujo es mayor y la presión en esa región es menor, siempre que la diferencia de las alturas sea insignificante

entre los puntos medidos. Con ella se realizó una comparación entre las presiones existentes a la altura del corazón (13.13 KPa), con la obtenida a la altura de los pies, (26.99 KPa), utilizando las variables de velocidad y altura del corazón. Estos valores se asemejan a los enunciados a nivel teórico en el capítulo 4, en los que se toma la presión en el corazón a 1 mm Hg (13.3 KPa).

7.5 Conclusiones de los resultados

1. La fabricación del fluido que representó a la sangre posee similares características de densidad al fluido rojo real, pero no así de viscosidad pues este parámetro experimentó una diferencia porcentual muy elevada. El motivo primordial de la diferencia fue debido a la variable de temperatura, la cual afecta notablemente al coeficiente de viscosidad del fluido, otros factores son los referidos a las condiciones ambientales presentes durante las tomas de medidas (presión atmosférica) y a la exactitud en la determinación de la velocidad media en la utilización de la ley de Stokes al determinar el coeficiente de viscosidad, debido a la imprecisión en el manejo del cronómetro.

2. Los datos de caudal de flujo, determinados a la altura del corazón y los pies no se asemejan a los especificados a nivel teórico. La imprecisión al determinar la variable de velocidad por el tubo conductor, fue uno de los factores primordiales que suscitó las diferencias. Otros de los factores fueron la temperatura, el diámetro, el grosor y la flexibilidad de los conductores usados para representar a las venas y arterias del cuerpo humano, estos no consiguieron tener las mismas características antes mencionadas que las reales, por lo que no se llegó a representar el mismo movimiento, o parecido, al que experimenta la sangre en el sistema cardiovascular humano. Además el dispositivo construido para impulsar y distribuir a la sangre por el prototipo no contaba con la potencia necesaria para igualar la velocidad y por ende el caudal de circulación del fluido, con el de la sangre real en el sistema circulatorio.

3. La comprobación de la ecuación de Bernoulli, se efectuó satisfactoriamente con los datos obtenidos. Aunque la presión medida a la altura del corazón no es igual a la teórica, la presión determinada a la altura de los pies es similar a la denotada en la figura 7. Los factores que pudiesen alterar el valor final de los datos, son los mismos referidos al caudal de flujo, los que hacen referencia a la velocidad del caudal, y los pertinentes a las características del tubo conductor.

8. CONCLUSIONES Y DISCUSIONES GENERALES

1. El cuerpo humano en su totalidad es una máquina que tiene un sistema complejo de funcionamiento que resulta admirable su movilidad, La simulación del movimiento de la sangre no puede ser imitado por ningún sistema físico con total exactitud, pues en este sistema intervienen no solo variables referidas al fluido, sino además variables concernientes al conducto transportador, y otras vinculadas a la interconexión con los diferentes órganos y sistemas de nuestro cuerpo, los que en su conjunto producen movimientos voluntarios e involuntarios en nuestro organismo. Por tales razones no es posible simular con una máquina simple los movimientos del fluido que se realizan en el aparato cardiovascular humano, ya que en el estudio de la sangre, no fue posible representar con exactitud las características de densidad y viscosidad. Además no se encontró un conducto que tuviese características similares de grosor, flexibilidad, diámetro, a los vasos sanguíneos reales (venas, arterias y capilares), también el sistema de impulsión y distribución de fluido no consiguió tener las mismas características de trabajo y rendimiento, que el presente en el cuerpo humano.

2. La densidad y la viscosidad son características propias de un fluido y solo dependen de las condiciones físicas donde se pudiesen realizar las mediciones (temperatura, presión). Nuestro fluido utilizado para representar a la sangre cumplió satisfactoriamente las expectativas de densidad, pero no así la de viscosidad, pues en esta última característica, no se controló correctamente la variable de temperatura al determinar la viscosidad por el método de Stokes. Debido a que en el organismo humano la temperatura es constante en todo el cuerpo (36.8°C aproximadamente), dando al fluido un comportamiento semejante en su movimiento a través de los conductos de similares dimensiones. Este movimiento no tiene el mismo comportamiento en el fluido confeccionado, pues éste se trabajó a una temperatura aproximadamente de 21°C, variable bastante dispar de la presente en el cuerpo humano.

3. Los modelos matemáticos utilizados (ecuación de continuidad y ecuación de Bernoulli) son totalmente aplicables al sistema cardiovascular del prototipo. Si bien, los valores de las medidas experimentales obtenidas de los caudales de flujo a la altura del corazón y pies, y la de presión a la altura del corazón no fueron similares a los teóricos, por los motivos descritos con anterioridad, estos cumplen satisfactoriamente con su cometido y son aplicables a cualquier sistema de conductos, por el que circule un fluido de características ideales.

4. Para obtener datos similares a los presentados a nivel teórico en cualquier prototipo confeccionado, es necesario en primer lugar, confeccionar un modelo que presente características afines al del sistema cardiovascular del cuerpo humano, teniendo siempre presente los conductos (envergadura, flexibilidad, grosor), las características del fluido (densidad, viscosidad, temperatura), y el sistema de bombeo, entre las más importantes. Lo segundo, es tener presente las condiciones de presión y temperatura de trabajo. En tercer lugar, tener sistemas de medición de datos que sean sensibles y precisos para el cálculo de las velocidades, tanto para determinar del caudal de flujo, como para la viscosidad del fluido.

9. ANEXOS

9.1 ANEXOS DE FIGURAS

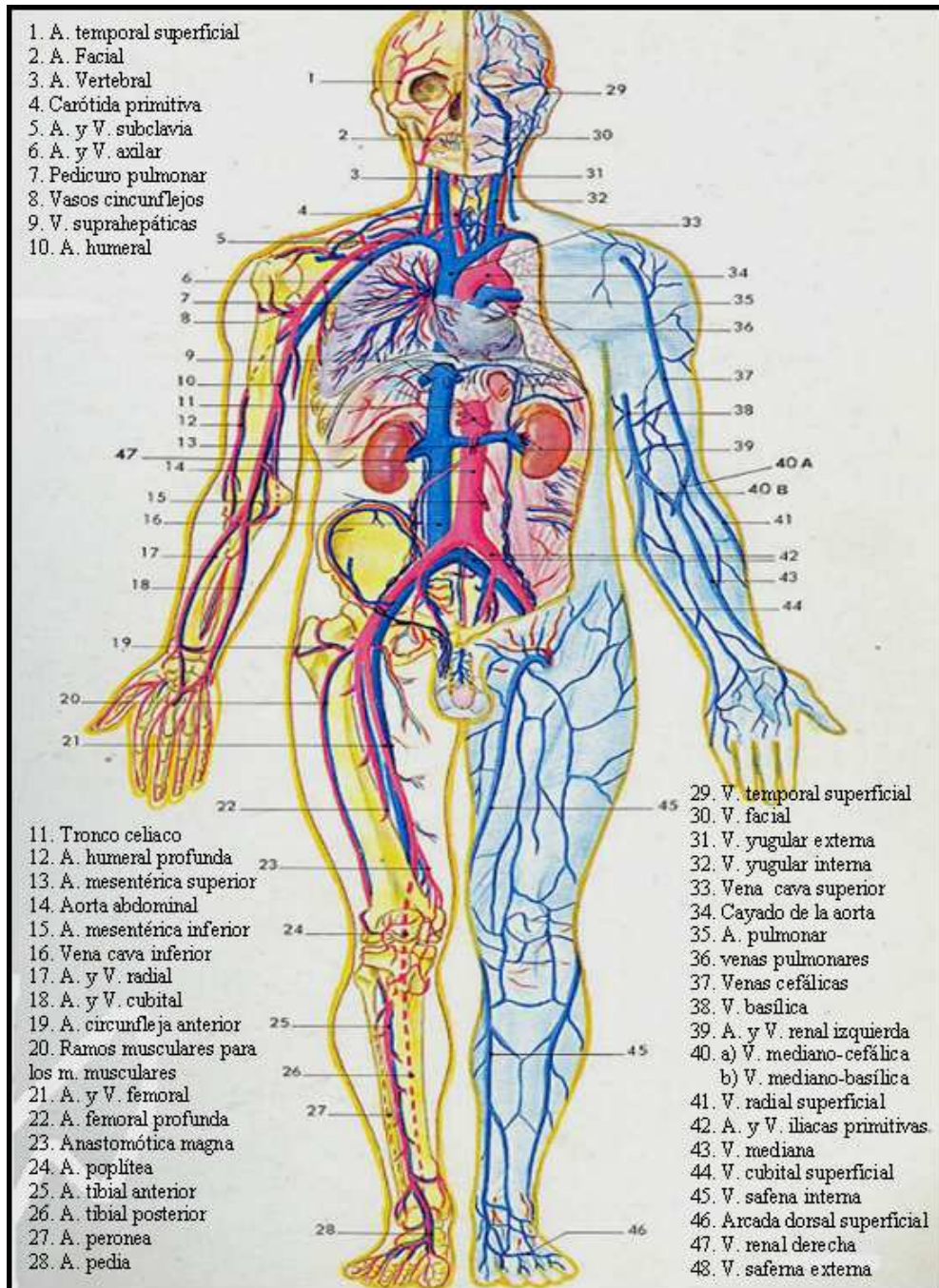


Figura 17. Distribución espacial de las arterias y venas más importantes del cuerpo humano.

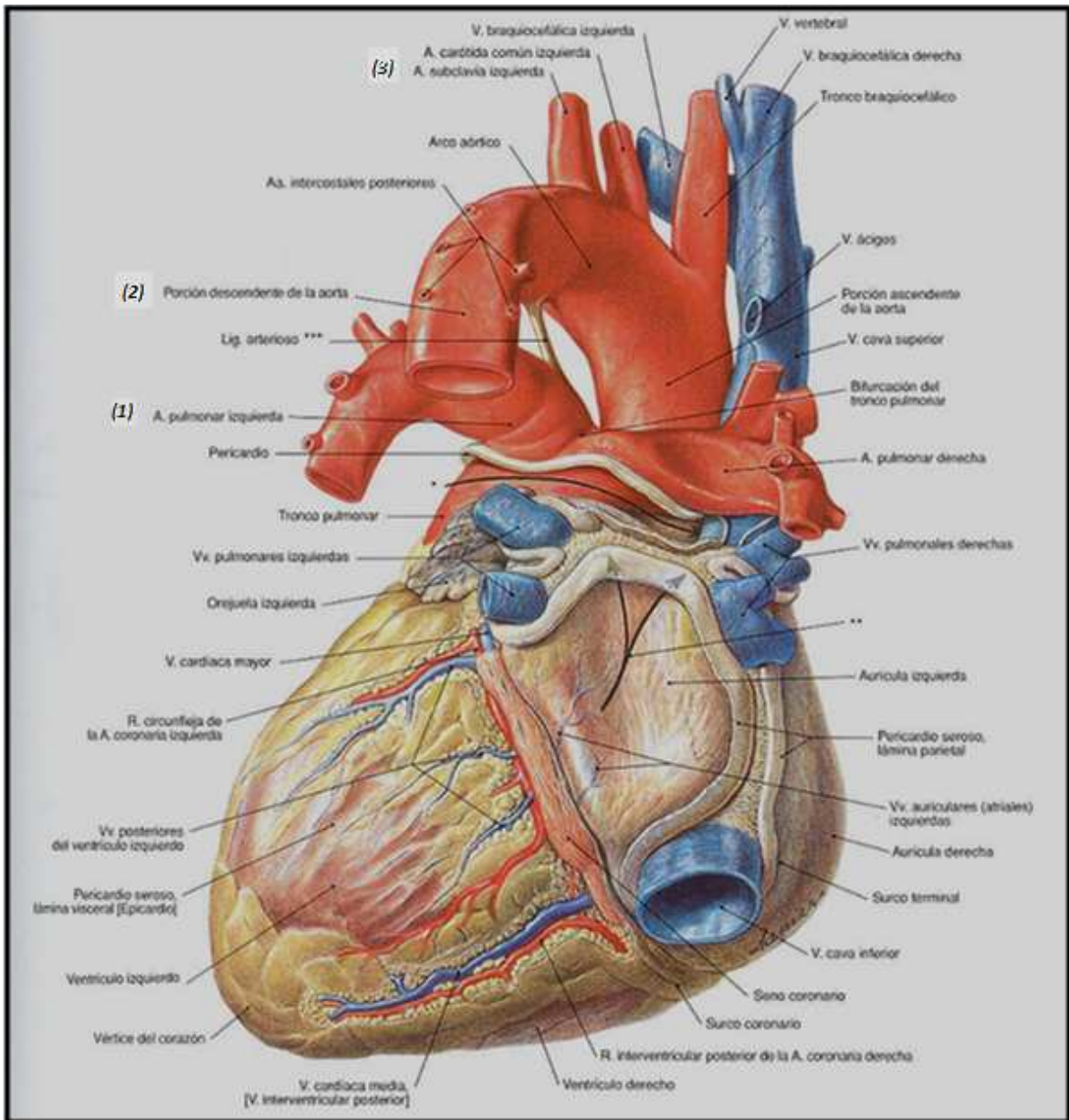


Figura 18. Estructura y partes principales del corazón.

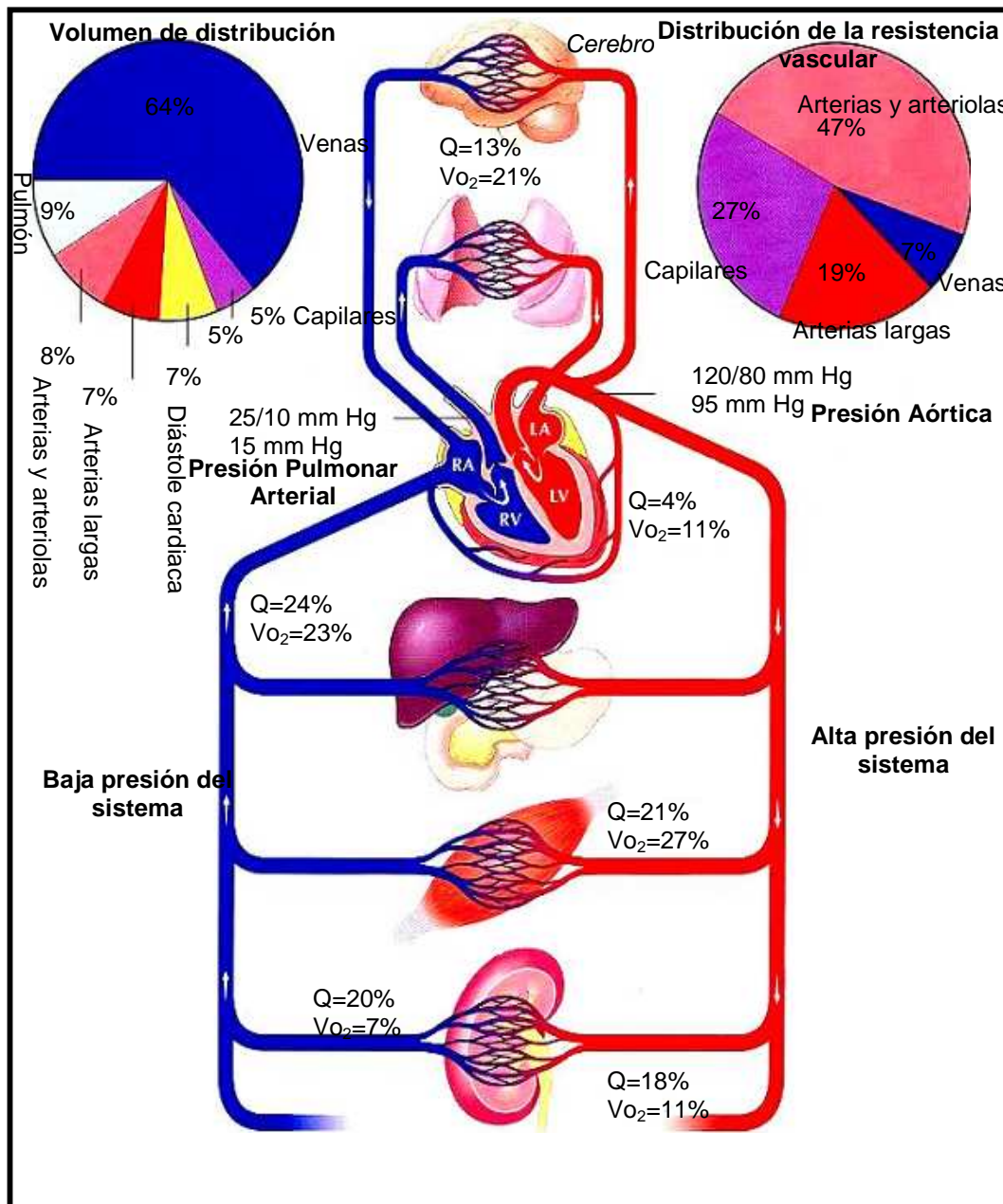


Figura 19. Distribución general del sistema cardiovascular.

9.2 ANEXO COMPLEMENTARIO

C.1 Obtención de la ecuación de continuidad a través de modelos de Integración y Derivadas parciales

Debe tenerse en cuenta que un sistema, por definición, “involucra siempre la misma cantidad de materia” (Shames, 1995). Luego, empleando en forma apropiada la definición de sistema, es decir, manteniendo constante la masa M .

Como la masa M de nuestro sistema es constante, podemos utilizar la ecuación de transporte de Reynolds donde:

1. La propiedad extensiva N para este caso es la masa M de un sistema de fluido.

2. La cantidad η es la unidad para este caso, ya que $M = \iiint_V \rho dv$

Donde: $\rho = \text{densidad}$
 $dv = \text{diferencia de volumen}$

El teorema de la divergencia expresa que

$$\oiint A ds = \iiint \rho dv$$

Pudiéndose establecer que en cualquier instante t

$$\frac{d}{dt}(M) = 0$$

$$\frac{dM}{dt} = \oiint_{sc} (\rho V \cdot dA) + \frac{\partial}{\partial t} \iiint_{vc} \rho v \quad (\text{Shames, 1995})$$

Para interpretar esta ecuación en una forma más sencilla, puede reescribirse

como:

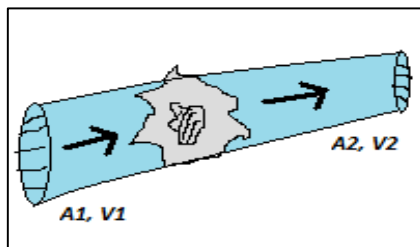
$$\oiint_{sc} (\rho v dA) = - \frac{\partial}{\partial t} \iiint_{vc} \rho^* dv$$


Figura 20. Representación de la entrada y salida de un flujo por un conductor de diferente sección transversal.

Esta igualdad conocida como **ecuación de continuidad** establece que “la tasa neta de flujo de salida a través de la superficie de control es igual a la tasa de disminución de masa dentro del volumen de control” (Shames, 1995). En esta forma se tiene en cuenta que la masa M que entra o sale de cualquier volumen escogido en el flujo en cualquier instante es constante.

Teniendo en cuenta algunas consideraciones respecto al fluido en estudio podemos tener:

1. Si el flujo es permanente con respecto a una referencia fija al volumen de control, todas las propiedades del fluido, incluida la densidad en cualquier posición fija de la referencia, deben permanecer constante en el tiempo.

Debido a que se trabajó con volúmenes de control de forma fija, parte de la expresión anterior queda representada como:

$$-\frac{\partial}{\partial t} \iiint_{vc} \rho dv = \iint \left(\frac{\partial}{\partial t} \right) dv = 0$$

donde se estableció que cualquier flujo permanente en el que intervengan uno o varios fluidos debe satisfacer la ecuación:

$$\iint_{sc} (\rho V \cdot dA) = 0$$

2. Luego puede considerarse el caso de un flujo incompresible en que intervienen solamente una especie única de fluido en el volumen control. En este caso la densidad (ρ) es constante en todos los puntos en el dominio y para todo el tiempo, aún si el campo de la velocidad no es permanente. Por lo tanto, la ecuación de continuidad queda:

$$\iint_{sc} (V \cdot dA) = 0$$

Donde el miembro derecho se anula y en el miembro izquierdo se extrae la densidad (ρ), pues es constante para todo el movimiento. “Por tanto para cualquier flujo incompresible en el que interviene un solo fluido, la conservación de la masa se reduce a la conservación del volumen” (Shames, 1995).

Tomándose las dos referencias anteriores para analizar el movimiento de la sangre como un flujo unidimensional y permanente, como se aprecia en la figura 21 obtenemos una igualdad descrita como:

$$\iiint_{sc} (\rho V dA) = -\iint_{A1} \rho V dA + \iint_{A2} \rho V dA = 0$$

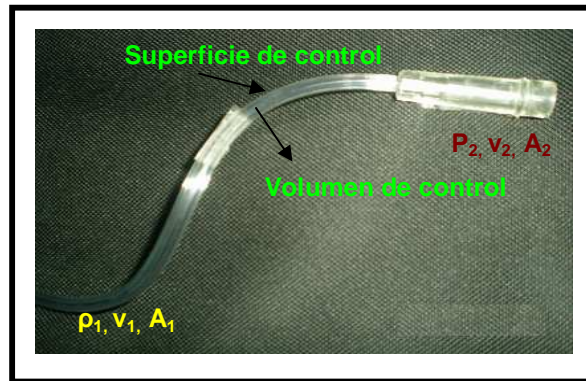


Figura 21. Fotografía representativa de la ecuación de continuidad para un conducto con entrada y salida unidimensional.

Donde A_1 y A_2 son, respectivamente, las áreas de entrada y de salida. Al observar que las velocidades son perpendiculares a las superficies de control en estas áreas se establece que la expresión para A_1 sea negativa y A_2 sea positiva. Además ρ y V son constantes en cada sección como resultado de que la sangre es un flujo unidimensional para los flujos de entrada y salida. De esta ecuación se obtiene:

$$-\rho_1 V_1 \iint_{A1} dA + \rho_2 V_2 \iint_{A2} dA = 0$$

Resolviendo las integrales correspondientes la expresión se reduce tan solo a:

$$\rho_1 V_1 A_1 = \rho_2 V_2 A_2 \quad (1)$$

Pero como ρ es constante, nos queda:

Donde :

A_1 = área en el punto 1

V_1 = velocidad en el punto 1

A_2 = área en el punto 2

V_2 = velocidad en el punto 2

$$V_1 A_1 = V_2 A_2$$

Ecuación de continuidad

Que es una expresión muy sencilla y fácil de trabajar de la **ecuación de continuidad**.

C.2 Obtención de la ecuación de Bernoulli a partir de la primera ley de la termodinámica

Se desea agregar la deducción de la ecuación de Bernoulli para un fluido ideal utilizando principios termodinámicos, con el propósito de plasmar desde otro enfoque el problema al análisis de un fluido a través de un conducto transportador.

Para deducir el enfoque del volumen de control, E se considera como la propiedad extensiva que debe utilizarse en la ecuación de transporte de Reynolds. Luego, el término (e) representará la energía almacenada por unidad de masa.

La primera ley de la termodinámica enuncia que:

$$E = Q - W$$

Esta establece que si se suministra calor dQ al sistema y este ejerce trabajo dW sobre el entorno, la energía del sistema debe cambiar en dE , de acuerdo con la ecuación de conservación de la energía tenemos que:

$$\frac{dQ}{dt} - \frac{dW}{dt} = \frac{dE}{dt}$$

Al utilizar la ecuación de transporte de Reynolds, puede decirse que:

$$\frac{dE}{dt} = \iint_{sc} (e)(\rho V \cdot dA) + \frac{\partial}{\partial t} \iiint_{Vc} (e)(\rho dv)$$

Al aplicar la ecuación $\frac{dE}{dt} = \frac{dQ}{dt} - \frac{dW_k}{dt}$ en el miembro izquierdo se obtiene:

$$\frac{dQ}{dt} - \frac{dW_k}{dt} = \iint_{sc} (e)(\rho V \cdot dA) + \frac{\partial}{\partial t} \iiint_{Vc} (e)(\rho dv) \quad (2)$$

La ecuación anterior establece que la tasa neta de energía transferida hacia el volumen de control por calor y trabajo es igual a la tasa de flujo de salida de energía almacenada desde el volumen de control más la tasa de incremento de energía dentro del mismo (Shames, 1995).

Donde (e) puede expresarse como la suma de los siguientes tipos específicos de energía almacenada por unidad de masa:

1. Energía cinética e_k : La energía cinética de una partícula infinitesimal es $dmV^2/2$. Por unidad de masa esta energía se convierte en $V^2/2$.

2. Energía potencial e_p : Suponiendo que el único campo externo es el campo gravitacional de la tierra, la energía potencial de una partícula infinitesimal, situada a una elevación z por encima de algún nivel de referencia, será la cantidad $\int_0^z dm g dz$. Al considerar g como una constante, la energía potencial por unidad de masa será la cantidad gz .

3. Energía interna u : Si se conocen ciertas propiedades de algún fluido, la energía interna por unidad de masa, con respecto a algún estado base, puede evaluarse o encontrarse en tablas experimentales.

Por consiguiente, la energía total e se da como:

$$e = \frac{V^2}{2} + gz + u$$

Ahora analizaremos el término $\frac{dW_k}{dt}$ de la ecuación (1). Para ello es conveniente clasificar W_k en tres categorías:

A. Trabajo de flujo (T), es el trabajo neto sobre los alrededores como resultado de tracciones en aquella parte de la superficie de control a través del cual existe un flujo de fluido.

B. Trabajo de eje (W_s), corresponde a cualquier otro trabajo transferido a través del resto de la superficie de control hacia los alrededores mediante un contacto directo entre elementos no fluidos en el interior y exterior.

C. Las clasificaciones A y B incluyen el trabajo total transferido en la superficie de control por contacto directo. Dentro de la superficie de control puede haber trabajo sobre los alrededores como resultado de reacciones de fuerzas de cuerpo (B), como las fuerzas eléctricas y magnéticas (Shames, 1995).

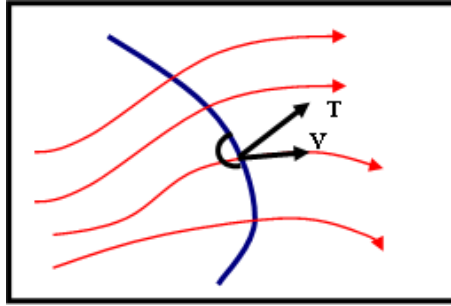


Figura 22. Representación de un flujo de trabajo en una superficie de control.

Ahora si examinamos cuidadosamente el trabajo de flujo de la figura 22, notamos que $T \cdot V$ es la tasa temporal de trabajo (potencia) hecha por los alrededores en la superficie de control (sc) por unidad de área de la superficie de control. Así, representa que la potencia por unidad de área que entra al volumen de control, por consiguiente, la tasa temporal de trabajo que sale del volumen de control, es decir, la tasa total del trabajo de flujo, está dada por:

$$\text{Tasa total de trabajo de flujo} = -\iint_{sc} T \cdot V dA \quad (3)$$

De manera análoga, la fuerza del cuerpo B representa una distribución de fuerzas sobre el material del volumen control, causadas por los alrededores sin requerir contacto directo. Por consiguiente, $-B \cdot V$ es la potencia que sale del volumen de control por unidad de masa del material dentro de dicho volumen. La tasa total del trabajo, hechos por fuerzas de cuerpo, que sale del volumen de control está representada por:

$$\text{Tasa total de trabajo de fuerzas de cuerpo} = -\iiint_{Vc} B \cdot V \rho dv$$

Puede establecerse una forma general de la primera ley como:

$$\frac{dQ}{dt} - \frac{dW_s}{dt} + \iint_{sc} T \cdot V dA + \iiint_{Vc} B \cdot V \rho dv = \iint_{sc} \left(\frac{V^2}{2} + gz + u \right) (\rho V \cdot dA) + \frac{\partial}{\partial t} \iiint_{Vc} \left(\frac{V^2}{2} + gz + u \right) (\rho dv)$$

A continuación se consideran dos casos para los cuales la ecuación anterior se reduce a una forma más familiar (Shames, 1995).

En primer lugar, si T es perpendicular a la superficie de control, es decir para un flujo sin fricción, T puede expresarse como:

$$T = \tau_{nm} \frac{dA}{dA}$$

Donde τ_{nm} es el esfuerzo normal. Y como $\tau_{nm} = -p$ para un flujo no viscoso, la tasa de flujo de salida del trabajo del flujo puede expresarse como:

$$\text{Tasa del trabajo de flujo} = - \iint_{sc} T \cdot V dA = \iint_{sc} \left(p \frac{dA}{dA} \right) \cdot V dA$$

$$\text{Tasa del trabajo de flujo} = \iint_{sc} p V \cdot dA$$

Debido a que el producto de v (volumen específico) y ρ (densidad de masa), es la unidad de masa, puede introducirse ρv en el integrando del miembro derecho de la ecuación anterior para conformar la siguiente expresión que a su vez se reemplaza en la ecuación (2) para hacer parte de $\frac{dW_k}{dt}$

$$\text{Tasa del trabajo de flujo} = \iint_{sc} p v (\rho V \cdot dA) \quad (4)$$

Puede llegarse a la ecuación anterior para el caso de un flujo viscoso en el que la velocidad de V del fluido que pasa a través de la superficie de control es, en todos los puntos, perpendicular a la superficie de control. El flujo a través de la sección de una tubería es un ejemplo (Shames, 1995).

Luego al volver a la ecuación (3) y reemplazar V por nV , donde n es el vector unitario hacia fuera del elemento de área, obtenemos la expresión:

$$\text{Tasa del trabajo de flujo} = - \iint_{sc} T \cdot V dA = - \iint_{sc} (T \cdot nV) dA = - \iint_{sc} \tau_{nm} V \cdot dA$$

Donde $T \cdot n$ se ha hecho igual a τ_{nm} . Además puesto que V y A son colinéales en este caso, También se ha dicho que para un flujo paralelo. τ_{nm} Puede reemplazarse por $-p$ si no se consideran las variaciones hidrostáticas de la presión de la sección transversal.

Por lo general esto es válido en el flujo en tuberías, de manera, como los vasos sanguíneos, que la tasa del trabajo de flujo para estos casos se expresa nuevamente como la ecuación (3). Como parte de $\frac{dW_k}{dt}$ en la ecuación (2). Luego, la primera ley de la termodinámica puede escribirse para flujos no viscosos o para flujos con entradas o salidas unidimensionales como:

$$\frac{dQ}{dt} - \frac{dW_s}{dt} + \iiint_{V_c} B \cdot V \rho dv = \iint_{sc} \left(\frac{V^2}{2} + g z + u + p v \right) (\rho V \cdot dA) + \frac{\partial}{\partial t} \iiint_{V_c} \left(\frac{V^2}{2} + g z + u \right) (\rho dv)$$

Siendo B la fuerza del cuerpo, donde generalmente la energía interna u y el trabajo de flujo $p v$ se combinan, es decir, $(u + p v)$, para conformar la propiedad conocida como entalpía específica (h), en tales casos. Luego la ecuación anterior se convierte en:

$$\frac{dQ}{dt} - \frac{dW_s}{dt} + \iiint_{V_c} B \cdot V \rho dv = \iint_{sc} \left(\frac{V^2}{2} + g z + h \right) (\rho V \cdot dA) + \frac{\partial}{\partial t} \iiint_{V_c} e \rho dv \quad (5)$$

Una simplificación muy importante que se presenta con frecuencia es el caso de un flujo permanente en el que los flujos de la entrada y a la salida de un aparato o desde éste, se consideran unidimensionales (Shames, 1995).

Un ejemplo de este tipo de flujo se muestra en la figura 23. Este puede representar, por ejemplo, una turbina de vapor, donde el volumen de control se ha seleccionado para representar el volumen interno de la carcasa de la turbina y las secciones AA y BB de la superficie de control se han establecidos en los tubos de entrada y de salida de la turbina.

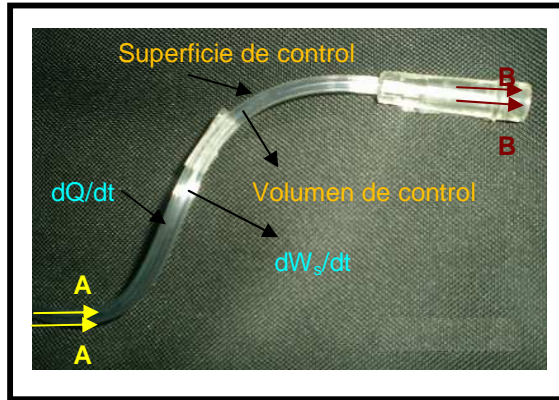


Figura 23. Fotografía representativa de un volumen de control para una máquina ideal.

Debido a que todas las propiedades se toman como constantes de las secciones transversales AA y BB, y a que las velocidades de la entrada y en la salida son perpendiculares de control, fácilmente puede calcularse la integral de superficie de la ecuación (5). Además, debido a que el flujo es permanente, la energía almacenada dentro del volumen de control permanece constante con el tiempo y el último término del miembro derecho de la ecuación (5) es cero. Nótese que:

$$\iint_A z_1 dA_1 = (z_c)_1 A_1$$

Donde $(z_c)_1$ es la coordenada z del centroide del área de entrada y, en la forma similar, para el área de salida la ecuación resultante es:

$$\frac{dQ}{dt} - \frac{dW_s}{dt} = - \left[\frac{V_1^2}{2} + g(z_c)_1 + h_1 \right] \rho_1 V_1 A_1 + \left[\frac{V_2^2}{2} + g(z_c)_2 + h_2 \right] \rho_2 V_2 A_2$$

Reordenando la ecuación, se obtiene una forma de la primera ley de la termodinámica:

$$\left[\frac{V_1^2}{2} + gz_1 + u_1 + \frac{p_1}{\rho_1} \right] \rho_1 V_1 A_1 + \frac{dQ}{dt} = \left[\frac{V_2^2}{2} + gz_2 + u_2 + \frac{p_2}{\rho_2} \right] \rho_2 V_2 A_2 + \frac{dW_s}{dt}$$

Las condiciones de continuidad para el volumen de control de la figura 23, conduce a la relación $\rho_1 V_1 A_1 = \rho_2 V_2 A_2 = dm/dt$, donde dm/dt es la tasa de flujo de masa. Dividiendo la ecuación anterior por dm/dt y reordenando los términos, se obtiene:

$$\left[\frac{V_1^2}{2} + g(z_1) + h_1 \right] + \frac{dQ/dt}{dm/dt} = \left[\frac{V_2^2}{2} + g(z_c)_2 + h_2 \right] + \frac{dW_s/dt}{dm/dt}$$

La expresión dQ/dm corresponde al calor neto agregado por unidad de masa de flujo, mientras que dW_s/dm es el trabajo neto de eje hecho por unidad de masa de flujo (Shames, 1995).

Luego, la forma final es muy común y está dada por:

$$\left[\frac{V_1^2}{2} + g(z_1) + h_1 \right] + \frac{dQ}{dm} = \left[\frac{V_2^2}{2} + g(z_c)_2 + h_2 \right] + \frac{dW_s}{dm} \tag{6}$$

Primera ley de la termodinámica

Tomando en cuenta que si consideramos como volumen de control una porción de un tubo de corriente dentro de un flujo permanente, incompresible y no viscoso. Al aplicar la primera ley de la termodinámica a este volumen de control se nota que la ecuación anterior es válida.

Se aprecia que el trabajo del flujo no existe, por lo que el término dW_s/dm es cero. Además a que las secciones transversales del volumen de control son infinitesimales $(z_c)_1$ y $(z_c)_2$ pueden reemplazarse por z_1 y z_2 respectivamente. Luego de organizar los términos, se obtiene:

$$\left(\frac{V_1^2}{2} + p_1 v + g z_1 \right) = \left(\frac{V_2^2}{2} + p_2 v + g z_2 \right) + \left[(u_2 - u_1) - \frac{dQ}{dm} \right]$$

Para un flujo sin fricción en el que solamente interviene la energía mecánica, es decir, no hay transferencia de calor ni cambio en la energía interna, por lo que la última expresión de energías desaparece y se obtiene:

$$\frac{V_1^2}{2} + p_1 v + g z_1 = \frac{V_2^2}{2} + p_2 v + g z_2 \tag{7}$$

Ecuación de Bernoulli para un fluido ideal

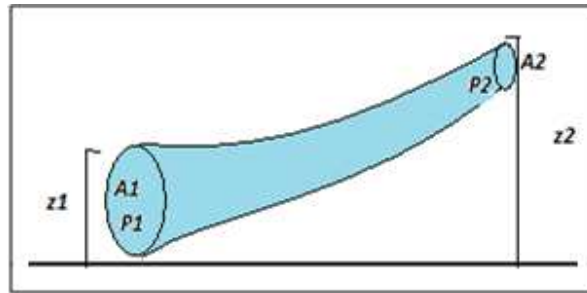


Figura 24. Figura representativa para la demostración de la obtención de la ecuación de Bernoulli.

Esta ecuación se conoce como **ecuación de Bernoulli**. Al disminuir la sección transversal del tubo de corriente sin límite, Bernoulli establece que a lo largo de una línea de corriente la energía mecánica por unidad de masa se conserva. A lo largo de cualquier línea de corriente.

$$\frac{V^2}{2} + p\rho + gz = \text{Constante}$$

9.3 ANEXOS TABLA DE DATOS

Tabla N° 8. Datos de medición de velocidad media para la determinación de la viscosidad del fluido

Nº de medida	Tiempo (s)	Nº de medida	Tiempo (s)	Nº de medida	Tiempo (s)
1	1.05	7	1.16	13	1.07
2	1.04	8	1.09	14	0.89
3	0.98	9	0.95	15	0.75
4	0.85	10	0.79	16	0.86
5	1.03	11	0.83	17	1.02
6	0.90	12	1.09	18	0.96
Tiempo promedio : 0.96 s					
Distancia recorrida : 0.60 m					
Velocidad media : 0.63 m/s					

Tabla N° 9. Datos de medición de velocidad media para la determinación del caudal a la altura del corazón y los tobillos del prototipo

Tiempo de recorrido a la altura del corazón					
Nº de medida	Tiempo (s)	Nº de medida	Tiempo (s)	Nº de medida	Tiempo (s)
1	0.85	11	1.13	21	1.16
2	1.29	12	0.78	22	0.96
3	0.91	13	0.85	23	0.98
4	1.25	14	0.85	24	1.04
5	0.87	15	0.93	25	1.08
6	1.21	16	1.04	26	0.94
7	1.23	17	1.08	27	0.87
8	1.04	18	0.98	28	1.26
9	0.95	19	1.25	29	1.18
10	0.85	20	1.23	30	1.02
Tiempo promedio : 1.04 s					
Distancia recorrida : 0.41 m					
Velocidad media : 0.39 m/s					
Diámetro del conducto : 5×10^{-3} m					

Tiempo recorrido a la altura de los tobillos					
Nº de medida	Tiempo (s)	Nº de medida	Tiempo (s)	Nº de medida	Tiempo (s)
1	0.86	11	0.85	21	0.78
2	0.81	12	0.76	22	0.80
3	0.87	13	0.87	23	0.77
4	0.81	14	0.90	24	0.86
5	0.80	15	0.85	25	0.83
6	0.87	16	0.78	26	0.93
7	0.85	17	0.76	27	0.90
8	0.80	18	0.83	28	0.81
9	0.76	19	0.77	29	0.87
10	0.78	20	0.73	30	0.77
Tiempo promedio : 0.82 s					
Distancia recorrida : 0.62 m					
Velocidad media : 0.77 m/s					
Diámetro del conducto : 3×10^{-3} m					

“GUÍA DE APRENDIZAJE”

Profesor: Héctor Mena M.

“MECÁNICA DE FLUIDOS”

Alumno: _____ **Curso:** _____ **Fecha:** _____.

Objetivo: Reforzar los contenidos referente al capítulo de mecánica de fluidos.

I ÍTEM PREGUNTAS CAPCIOSAS

Comprueba lo que sabes, te reto a que intentes responder correctamente las siguientes preguntas. ¡Si es que te atreves!

1. ¿Cómo influye el factor temperatura en el movimiento de la sangre dentro de los vasos capilares? ¿La variación de este factor interviene en otros factores referentes a un fluido en movimiento?, si es sí, ¿En cuáles?

2. Cuando lavamos los platos sucios después de comer, con lavalozas, o cuando jugamos con jabón y/o shampoo, podemos observar la formación de burbujas. Mencione y explique cuáles son los factores que intervienen en la formación de estas burbujas. Y describa como podemos relacionar matemáticamente estos factores.

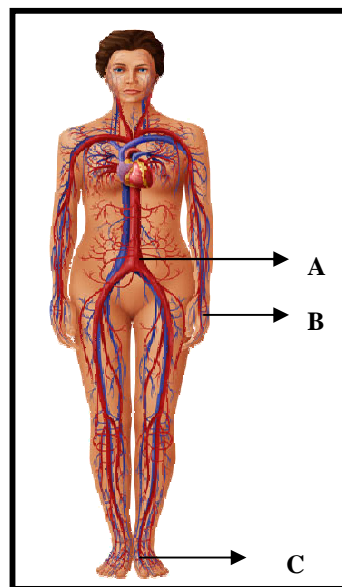
3. Cuando bebes una bebida con una bombilla se reduce la presión en tu boca y permite que la atmósfera mueva el líquido. Explica como sucede esto. ¿Podrías usar una bombilla para sorber una bebida en la luna?

4. En invierno, cuando encendemos una chimenea, el humo de esta sube por el cañón de forma más rápida cuando esta presente una corriente de aire. Utilizando la ecuación de Bernoulli explique el por que sucede este fenómeno.

5. De la figura, responda las siguientes preguntas:

I. Del punto A y C, explique como es la relación de los conceptos de presión, velocidad y caudal del fluido que circula por los vasos sanguíneos.

II. Explique cómo varían los conceptos de velocidad y presión desde el punto B, si esta persona extiende su brazo sobre su cabeza.



Desafío para la casa

¿Mencione y explique qué son los tensioactivos y cuál es su relación con los pulmones y el intercambio de gases?

II ÍTEM DESARROLLO

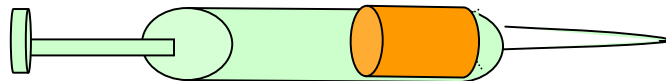
Pon a prueba tus habilidades teórico-matemáticas y trata de resolver los siguientes ejercicios.

1. Una infusión intravenosa es un tipo de ayuda de la gravedad. Considere un paciente que recibe una infusión intravenosa por flujo gravitacional en un hospital. Si la presión manométrica sanguínea en la vena es de 20 mm Hg, ¿A qué altura deberá colocarse la botella para que la infusión intravenosa funcione correctamente?

2. Si se mide la presión arterial de una persona en el brazo y resulta ser de 105 mm Hg ¿Cuál sería la presión arterial que mediríamos en el pie si el corazón de la persona, la cual se mantiene erguida, está 1.40 m por encima del nivel de los pies? (Use como dato que la densidad de la sangre es $1.05 \times 10^3 \text{ kg m}^{-3}$).

3. Un médico cirujano está realizando una operación al corazón, de pronto por casualidad pasa a romper en dos una arteria ¿Cuál será el ascenso capilar aproximado de la sangre en contacto con el aire (tensión superficial 0.073 N/m) en esta arteria, que posee 5 mm de diámetro?

4. A una jeringa hipodérmica de sección transversal de 0.8 cm^2 , se le aplica una fuerza de 3.87 N.



- Calcule la presión manométrica en el fluido que está dentro de la jeringa
- Si la sección de la aguja es de $0,009 \text{ cm}^2$, calcule la fuerza que se le debe aplicar en el extremo de ella para que el líquido no saliera.
- Calcule la fuerza mínima que debe aplicarse al émbolo para inyectar fluido en una vena en que la presión sanguínea es de 12 mm de Hg.

5. Una aguja hipodérmica de 4 cm de largo tiene un diámetro interno de 0,25 mm. Su émbolo posee un área de $0,90 \text{ cm}^2$. Cuando se aplica al émbolo una fuerza de 6 N, ¿con qué rapidez fluye por la aguja el agua a 30°C ?

III ÍTEM TÉRMINOS PAREADOS

Te desafío a que relaciones los conceptos de la columna A con las definiciones de la columna B, ojo, sólo hay una definición por concepto.

Columna A	Columna B
1) Presión	---
2) Capilaridad	---
3) Viscosidad	---
4) Caudal	---
5) Tensión superficial	---
6) Bernoulli	---
7) Continuidad	---
8) Flujo estacionario	---
9) Flujo incompresible	---
10) Arteria	---
11) Vena	---
12) Fluido	---

	--- La suma de la Presión, y de las Energías Cinética y Potencial gravitacional por unidad de volumen es constante a lo largo de una línea de corriente.
	--- Relación entre su masa dividida entre el volumen.
	--- El producto de la velocidad del fluido por el área de la sección transversal del tubo es constante en cualquier punto.
	--- Relación entre los cambios de volumen y los cambios de presión a que está sometido un fluido
	--- Fluido en el que las propiedades y características del flujo son independientes del tiempo.
	--- Aquellos flujos en los cuales las variaciones de la densidad son pequeñas y pueden desprejarse, es constante.
	--- Conducen la sangre desde el corazón a los órganos.
	--- Conducen la sangre desde los órganos hasta el corazón.
	--- Sustancia que se deforma continuamente al ser sometida a un esfuerzo tangencial
	--- Energía para disminuir la superficie por unidad de área de un líquido.
	--- La cantidad de líquido que pasa en un cierto tiempo.
	--- Resistencia interna al movimiento de corte de un fluido.
	--- Fuerza de adhesión entre un líquido y un sólido con la fuerza de cohesión del líquido.
	--- Magnitud de la fuerza normal por la superficie unitaria.
	--- Todas las propiedades y características del flujo depende sólo una variable espacial.

“GUIA DE LABORATORIO”

Profesor: Héctor Mena M.

“ESTUDIO DE LA MECÁNICA DE FLUIDOS EN LOS CONDUCTOS DEL CUERPO HUMANO”

Integrantes:

Curso:

Fecha:

Objetivo: Reforzar los contenidos referente al capítulo de mecánica de fluidos a nivel teórico-práctico.

MATERIALES

Huinchita de medir
Cronometro
Pie de metro
Jeringa
Termómetro

Balanza
Termómetro
Regla
Soporte universal

Esfera de acero
Tubo de vidrio (60 cm)
Vaso Precipitado (100 ml)
Líquido problema

1. DETERMINACIÓN DEL CAUDAL DE FLUJO EN LOS VASOS SANGUÍNEOS

Procedimiento de montaje

1. Desconecte las uniones que representan al sistema cardiovascular del prototipo, y con el pie de metro determine el radio del tubo conductor a la altura de la cabeza, el corazón y los tobillos, y vuelva a conectarlos.
2. Con un lápiz marque dos líneas de 50 cm de separación en las partes antes mencionadas
3. Con una jeringa inserte una pequeña burbuja de aire en el conducto, y con un cronometro determine el tiempo en que tarde en pasar por ambos puntos marcados.

Actividades realizadas

1. Determine las velocidades de circulación por los conductos a la altura de la cabeza, el corazón y los tobillos.
2. Determine los caudales existentes en cada uno de los puntos antes mencionados.

2. ESTUDIO DE LA DENSIDAD

Procedimiento de montaje

1. En un vaso precipitado vierta 200 ml de líquido problema.
2. En balanza determine la masa del fluido.

Actividades realizadas

1. Determine el valor de la densidad (ρ) del líquido problema.

3. DETERMINACION DE LA VISCOSIDAD POR EL MÉTODO DE STOKES

Procedimiento de montaje

1. Fije al soporte universal el tubo de de vidrio y la regla, tal como lo muestra la figura.
2. Llene el tubo de vidrio con el líquido problema.
3. Con el termómetro corrobore la temperatura del líquido.
4. Deje caer la esfera de acero dentro del tubo de vidrio y con el cronómetro determine el tiempo de recorrido de la esfera, realice este procedimiento unas 12 veces. (Anote los datos en la tabla N°1).



Actividades realizadas

1. Determinar la velocidad media (v_m)
2. Medir el diámetro de la esfera (ϕ)
3. Medir el diámetro del tubo de vidrio (D)

$$\eta = \frac{D^2 (\delta - \rho) g}{18 v_m \left(l + 2.4 \frac{D}{\phi} \right)}$$

“Utilizando la ecuación, determine el coeficiente de viscosidad del fluido(η)”

4. DETERMINACIÓN DE LA PRESIÓN EN LOS VASOS SANGUÍNEOS

Procedimiento de montaje

1. Con una huincha métrica, mida las elevaciones desde los pies hasta la cabeza. Repita el procedimiento para la cintura y los tobillos.

Actividades realizadas

1. Determine las presiones existentes en la cintura y en los tobillos (tome como valor de la presión en el corazón 1 atm). Exprese los resultados en unidades de atmosfera, pascal mmHg.

“Resulta interesante realizar las mismas experiencias, pero ahora ubicamos al prototipo en forma horizontal sobre el piso y realizamos una comparación entre ambas posiciones”.

Tabla N° 1. Datos de medición de velocidad media para la determinación de la viscosidad del fluido

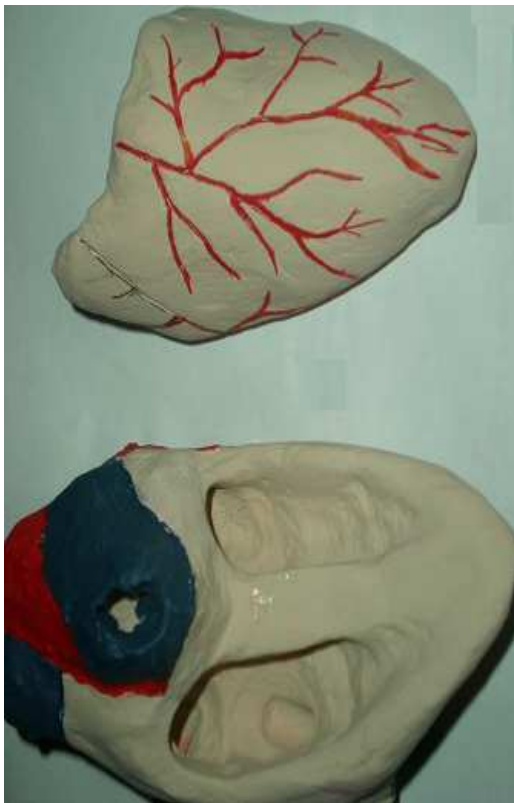
Nº de medida	Tiempo (s)	Nº de medida	Tiempo (s)	Nº de medida	Tiempo (s)
1		5		9	
2		6		10	
3		7		11	
4		8		12	
Tiempo promedio (s):					
Distancia recorrida (m):					
Velocidad media (m/s):					

EVALUACIÓN

1. Si teóricamente la viscosidad de la sangre tiene un valor de $\eta = 2.7 \times 10^{-3}$ (N*s/m²), explique por qué en el práctico, no se obtuvo un resultado igual o parecido al teórico ¿Cuáles pueden ser las variables que están presentes en esta variación?
2. Cuando determinó el caudal en la cabeza, la cintura y los tobillos ¿Cómo se relacionan las variables de velocidad, área y presión dentro de los conductores?
3. Explique el por que de los resultados de presión determinados, cuando se trabajo con el prototipo de pie y recostado ¿qué variables se ven involucradas en la diferencia de resultados?
4. Para obtener datos más precisos y similares a los teóricos ¿Qué recomendaría usted que se debe de tomar en cuenta para mejorar el prototipo?

Nota: Al terminar su trabajo, deje su lugar de trabajo limpio y ordenado

FOTOS DEL PROYECTO



10. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Álvarez M., Díaz R. y Gallego V. (2009) *Corazones artificiales*. Universidad de Oviedo.
2. Bustamante M., Barros J., Roldán A. y García S. (2003) *Modelo físico del sistema cardiovascular Dynasim*. Rev. Colombiana de Cardiología. Medellín-Colombia. Vol. 11 N° 3.
3. Crespo, X., Curell N. y Curell J. (1989). *Anatomía humana THEMA*. Buenos Aires-España: Thema. pp. (48-51).
4. Ganong W.F. (1994). *Fisiología médica*. México: El manual moderno S. A. de C.V. Sección 4 Circulación.
5. Giancoli D. C. (1997). *Física principios con aplicaciones* (A. simon y Shuster Company, Trads.) México: Prentice-Hall. 4ª ed. cap. 10.
6. Gillen del Castillo M y Linares Girela D. (2001) *Bases biológicas y fisiológicas del movimiento humano*. Madrid: Médica panamericana. cap. 13 sistema cardiovascular y actividad física. pp. (253-276).
7. Gómez K. y D'Alessandro A. (2006, Septiembre) *Modelos de sistemas fisiológicos: sistema cardiovascular*. Rev de la Facultad de Ingeniería Universidad Central de Venezuela. Caracas-Venezuela.Vol.21. N° 3.
8. Latarjet M. y Ruiz A. (2005) *Anatomía humana tomo2*. España: Médica panamericana. 4ª ed. cap. 14 sistema cardiovascular.
9. Mc-Nab P., Castro P. y Zalaquett R. (2006, Mayo 24) *Estado actual de los sistemas de soporte circulatorio mecánico*. Rev. Médica de Chile. N° 134.

10. Putz R., Pabst R. y con la colaboración de Putz Renate (2006) *SOBATTA atlas de anatomía humana*. Vol. 2 tronco, abdomen y miembro inferior. Buenos Aires–Madrid: Médica panamericana. 22ª ed. Rev. pp. (74-75-85).
11. Resnick R., Halliday D. y Krane K. (2004) *Física* Vol. 1. México: Continental. 5º ed. Cap. 15.
12. Rouvière H. y Delmas A. (1987) *Anatomía human descriptiva, topográfica y funcional*. tomo 2 tronco. España: Masson. 9ª ed. pp. (117-239).
13. Sears F., Zemansky M., Freedman R. y Young H. (2004) *Física Universitaria* Vol. 1. México: Pearson Educación. 11º ed. Cap. 14.
14. Serway R. A. (1997) *Física*. México: McGraw-Hill Interamericana Editores. Vol. 1. 4ª ed. cap 15.
15. Shames I. (1995) *Mecánica de Fluidos*. Santafé de Bogota- Colombia: McGraw-Hill Interamericana. 3ª ed.
16. Snell R.S. (2002) *Anatomía clínica para estudiantes de medicina*. México: McGraw Hill interamericana. 6ª ed. pp. (98-114).
17. Streeter V.L., Wylie E.B. y Bedford K.W. (2000) *Mecánica de fluidos*. Santa Fe de Bogota-Colombia: McGraw-Hill interamericana. 9ª ed. cap. 1-2-3.
18. Stutz B. (2003, Septiembre) *Cerebro y bomba corazón-pulmón*. Rev. Investigación y ciencia. pp (69- 73).
19. Tippens P. (2001) *Física Conceptos y Aplicaciones*. México: McGraw-Hill Interamericana. 6ª ed. cap. 19.

20. THEMA equipo editorial (2002) *Atlas de anatomía el cuerpo humano y la salud*. Barcelona- España: THEMA. pp. (36-41).
21. Toledo C. (2004) *Fluidos*. Apuntes Universidad de Santiago de Chile. (recuperado Abril 17, 2009).
22. While F.M. (2004) *Mecánica de fluidos*. Madrid-España: McGraw-Hill interamericana 5ª Ed. cap. 1 y 2.
23. Wilson J., Buffa A. y Lou B. (2003) *Física*. México: Pearson Educación. 5º ed. Cap. 9.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS VIA WEB

24. <http://www.netterimages.com> (recuperado Junio 24, 2009).(corte y capas de una arteria, vena y partes principales del corazón)
25. <http://www.images.google/Dsistole%2By%2Bdiastole.cl> (Movimiento de la sangre, sístole ventricular y diástole cardiaca) (Recuperado Junio 28, 2009).
26. http://www.Cardiac_CycleLeft_Ventricle.PNG/400pxCardiac_Cycle_Left_Ventricle (Distribución del volumen y la presión de la sangre durante el ciclo cardiaco) (Recuperado Mayo 08, 2009).
27. <http://www.netterimages.com/image/8732.htm>. (Distribución general del sistema cardiovascular) (recuperado Julio 02, 2009).
28. <http://www.fisicaaplicada/técnicasexperimentalesbásicas//PDF>. (Recuperado Agosto, 2009)

REFERENCIA CONSULTADAS

29. Jou D., Llebot J.E. y García C. (1994) *Física para ciencias de la vida*. España: McGraw-Hill interamericana. cap. 3 Mecánica de fluidos.
30. Kamian P. (2003) *Anatomía general*. Madrid-España: Médica Panamericana. pp. (95-118).
31. Lloret M. (2006) *Anatomía aplicada a la actividad física y deportiva*. Baladona-España: Paidotribo, 3º ed.
32. López A. *Hidráulica aplicada*. Universidad de Chile.Pdf (recuperado Mayo 28, 2009).
33. Premier Exhibitions, Inc. (2008) *Bodies... The Exhibition*. España: Copyright. ed. en español.
34. Putz R., Pabst R. y con la colaboración de Putz Renate (2006) *SOBATTA atlas de anatomía humana*. Vol. 1 cabeza, cuello y miembro superior. Buenos Aires–Madrid: Médica panamericana. 22ª ed. Rev. pp. (18-20).
35. Sampieri R. H., Collado F. C y Baptista P. L. (1997) *Metodología de la investigación* México: Mc-Graw Hill.
36. Schulz G. *Hidráulica, los Fluidos*. Universidad de Oviedo. Área de Mecánica de fluidos. <http://web.uniovi.es/Areas/Mecanica.Fluidos>. (Recuperado Mayo 28, 2009).
37. Sojo V. (2001) *Normas de la American Psychological asociation (A.P.A.) para las citas y referencias bibliográficas*. Universidad Central de Venezuela. Caracas-Venezuela.

38. Vallverdú, M. (1993, Agosto) *Modelado y simulación del sistema de control cardiovascular en pacientes con lesiones coronarias* Tesis doctoral no publicada, Universitat Politècnica de Catalunya. Barcelona-España.

REFERENCIAS WEB CONSULTADAS

39. <http://redalyc.uaemex.mx/redalyc/pdf/849/84934030.pdf> (recuperado Marzo 26, 2009).

40. <http://www.revistaciencias.com> (recuperado Marzo 26, 2009).

41. <http://www.healthline.com> (recuperado Marzo 26, 2009)

42. http://avdiaz.files.wordpress.com/2008/10/tema_1_20los_fluidos_04_epsgs.pdf (Recuperado Abril 02, 2009).

43. http://biblioteca.usac.edu.gt/tesis/08/08_8084.pdf (Recuperado Abril 02, 2009).

44. <http://www.texasheartinstitute.org>(Recuperado Abril 02, 2009).

45. http://avdiaz.files.wordpress.com/2008/10/tema_1_20los_fluidos_04_epsgs. (Recuperado Mayo 08, 2009).

46. <http://www.3bscientific.com>_(recuperado Junio 24, 2009).

47. <http://www.texasheartinstitute.org> (aparecido, Enero 2009), (recuperado Junio 24, 2009).

48. <http://www.juntadeandalucia.es>_(recuperado Junio 24, 2009).

49. <http://www.electrocardiografia.es> (recuperado Julio 02, 2009).
50. <http://surgery.med.umich.edu/cardiac-mht> (recuperado Diciembre 20, 2009).
51. <http://es.libros.redsauce.net/index.php?folderID=10>. (Recuperado Enero 08, 2010).