



UNIVERSIDAD MICHOACANA DE SAN NICOLÁS DE HIDALGO

FACULTAD DE QUÍMICO FARMACOBIOLOGÍA

**“MODELO TEÓRICO A PARTIR DE LA ECUACIÓN DE HAGEN-
POISEUILLE PARA ÁNGULO ÓPTIMO CUANDO SE PRESENTA
UNA FLEBOTOMÍA CON VELOCIDAD REGULADA”**

TESIS PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

“QUÍMICO FARMACOBIOLOGO”

PRESENTA:

ELODIA NATALY DIAZ DE LA CRUZ

ASESOR:

MAESTRO EN CIENCIAS GABINO ESTEVEZ DELGADO

REVISORES:

DOCTOR EN CIENCIAS HÉCTOR EDUARDO MARTÍNEZ FLORES
DOCTORA EN CIENCIAS MA. CARMEN BARTOLOME CAMACHO
DOCTORA EN CIENCIAS MARTHA ESTRELLA GARCÍA PEREZ
MAESTRA EN CIENCIAS ROSA MARÍA TRUJILLO AGUIRRE
DOCTORA EN CIENCIAS SANDRA GUADALUPE SÁNCHEZ CEJA



Morelia, Michoacán. Octubre de 2016.

*La química es a la vez un arte y
una ciencia.*

AGRADECIMIENTOS

Agradezco primeramente a Dios por permitirme culminar esta etapa de mi vida, porque ahora entiendo que sus planes son mejores que los nuestros.

A mis padres por todo el apoyo brindado, por soportar mis desvelos y acompañarme en mis horas de estudio.

A mi asesor el Maestro en Ciencias Gabino Estevez Delgado porque más que un maestro es mi mejor amigo, gracias por todos los momentos de amistad brindados, las palabras de aliento, los regaños y sobre todo el aprendizaje tanto personal como profesional que me ha brindado a través de los años. Sé que en algún momento Dios decidió que nuestros caminos coincidieran.

A mis revisores de tesis: el Doctor en Ciencias Héctor Eduardo Martínez Flores, la Doctora en Ciencias. Ma. Carmen Bartolomé Camacho, la Doctora en Ciencias Martha Estrella García Pérez, la Maestra en Ciencias Rosa María Trujillo Aguirre y por último a la Doctora en Ciencias Sandra Guadalupe Sánchez Ceja por sus aportaciones tanto personal como académicamente así como las contribuciones y observaciones en la revisión del presente trabajo.

A mis hermanas Lupita y Mariann y a mis cuñados Juan y Oscar por animarme, escucharme siempre y decir lo preciso en el momento adecuado, porque aunque no sean mis hermanos de sangre yo los quiero como tal.

A mis amigos por estar ahí para mí cuando más los necesite, en especial a Melissa y a Corin porque a pesar de todo y todos siguieron a mi lado apoyándome, más que mis amigas son mis hermanas del alma.

A mis tíos Luz y José porque a pesar de mi renuencia siempre estuvieron ahí para nosotros.

A mi tío Andrés porque gracias a él aprendí a amar la ciencia.

A la Doctora en Ciencias Martha Estrella por enseñarme lo hermosa que puede ser la farmacología, gracias por ser una excelente docente y una grandiosa y bella persona que siempre está dispuesta a escuchar y animar a los estudiantes a ser mejores.

A mis profesores, gracias por ayudarme a crecer tanto profesional como personalmente, porque aprobar no es lo mismo que aprender y con ustedes aprendí todo lo maravilloso que puede ofrecernos nuestra carrera.

Y especialmente agradezco a todas las personas que han puesto obstáculos en mi camino, a los que dijeron que no podría, gracias porque me han ayudado a superarme, a mejorar y a vencer los retos que me he propuesto y que me han puesto. Sin ustedes esto no sería posible.

DEDICATORIA

Dedico esta investigación a mis padres Héctor Díaz y Ma. Guadalupe de la Cruz, porque a pesar de todo han seguido apoyándome, me han mostrado lo que es el amor incondicional, por ser mi fortaleza, porque a pesar de las pruebas me alentaron y me ayudaron a vencer los obstáculos que el destino me puso en el camino.

Dedico especialmente este trabajo a mi madre, porque todo lo que soy es gracias a usted, a pesar de todo y de todos siguió sosteniéndome, la mujer y profesional en la que quiero convertirme no es nadie más que mi querida Josie.

RESUMEN

La obtención de muestras sanguíneas así como su posterior análisis es un proceso de rutina en el laboratorio clínico. La sangre constituye uno de los elementos más utilizados para la detección y/o confirmación de los diagnósticos por parte del personal médico. Es debido a esto que la flebotomía es uno de los procedimientos más importantes que lleva a cabo el Químico Farmacobiólogo. En esta práctica es difícil asegurar que el paciente no sufrirá dolor. La mayoría de la experiencia obtenida por parte del profesional de laboratorio se basa en el empirismo por lo que podrán existir diversos errores en el proceso de venopunción, por ejemplo: perforación de la vena o hemólisis de la muestra. Además de que factores externos como la anatomía del paciente o edad pueden dificultar la obtención de la muestra sanguínea. Esto desembocará en resultados erróneos y poco confiables. El aseguramiento de la calidad es primordial, por lo que el poder desarrollar modelos teóricos que puedan disminuir los errores en la flebotomía, tomando en cuenta las variables que son parte de esta técnica, es una cuestión de gran importancia para el profesional de laboratorio. La ecuación de Hagen-Poiseuille ha permitido establecer modelos teóricos donde se toman en cuenta el radio de la aguja así como el diámetro de la vena, el ángulo de inserción y la presión ejercida por el torniquete. El presente trabajo tiene como objetivo principal establecer un modelo teórico a partir de la ecuación de Hagen-Poiseuille, donde se obtenga el ángulo óptimo bajo condiciones de velocidad constantes utilizando un sistema al vacío (Vacutainer), además de la obtención de una relación entre el ángulo y el radio arterial, y el vínculo existente del ángulo en condiciones de máxima energía y gasto mínimo. La metodología abordada se fundamenta en que la sangre se comporta como un fluido Newtoniano en el área donde se toma la muestra sanguínea y que ésta obedece a la Ley de Hagen-Poiseuille, y además suponiendo que la velocidad de flujo se mantiene constante debido al sistema de vacío utilizado. Los resultados demuestran que para una flebotomía a velocidad constante, el ángulo óptimo dependerá de los radios de la aguja utilizada y de la vena; en el caso de la punción arterial, el radio de la arteria será el que determine la velocidad de flujo; por último, en condiciones de cateterización venosa, el efecto del ángulo será muy pequeño. Las relaciones obtenidas abren las posibilidades para la implementación de nuevos modelos con el uso de diversas ecuaciones como la de Stokes o Darcy-Weisbach así como las diversas patologías de índole metabólica que pueden afectar a la población.

Palabras clave: Flebotomía, Ecuación de Hagen-Poiseuille.

ABSTRACT

Obtaining blood samples and the further analysis is a routine procedure in the clinical laboratory. Blood constitutes one of the most used elements for detaining and confirming diagnoses by medical personnel. This is the main reason why phlebotomy is one of the most important procedures performed by the Pharmacobiologist-Chemist (Químico Farmacobiólogo). In this practice, it is hard to make sure that the patient will not suffer any pain. Most of the experience obtained by the laboratory professional is based on empiricism, so that diverse errors can be made in the venipuncture process, such as: Venous perforation or sample hemolysis. In addition to other external factors such as the anatomy and age of the patient can complicate the obtaining of blood samples. This will lead to erroneous and unreliable outcomes. Quality assurance is essential, therefore being able to develop theoretical models than can diminish errors in phlebotomy considering the multiple variables that are part of this technique is an issue of great importance for the laboratory professional. The Hagen-Poiseuille equation has allowed to establish theoretical models in which the radius of the needle, the venous diameter, the insertion angle and the pressure applied by the tourniquet are taken into account. The present work has the establishment of a theoretical model based on the Hagen-Poiseuille as its main objective, in which the optimal angle under constant speed conditions using a vacuum system (Vacutainer) is obtained, in addition to the obtention of a connection between the angle and the arterial radius, and the existing link of the angle in conditions of a maximum energy and minimum flow rate. The approached methodology is based on the principle of the behavior of blood as a Newtonian fluid in the area in which the blood sample is taken and it follows the Hagen-Poiseuille law, and additionally it is assumed that the flow speed remains constant due to the vacuum system that is employed. The results show that for a phlebotomy at a constant speed, the angle will depend on the radius of the used needle and the vein; in the case of arterial puncture, the arterial radius will determine the flow speed. Finally, in a venous catheterization, the angle effect will be minimal. The obtained connections open the possibilities for the implementation of new models with the use of diverse equations such as the Stokes or Darcy-Weisbach equations, and the diverse metabolic pathologies that can affect the population.

Keywords: Phlebotomy, Hagen-Poiseuille equation.

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Extracción sanguínea con sanguijuelas.....	9
Figura 2 Zonas anatómicas para sangrías.....	10
Figura 3 Antiguos instrumentos para venopunción.....	12
Figura 4 Anatomía del corazón.....	16
Figura 5 Anatomía de los vasos sanguíneos.....	19
Figura 6 Sangre y sus elementos formes.....	21
Figura 7 Sistema vena-aguja durante flebotomía, la vena presenta un radio r_1 y longitud L_1 , la aguja presenta un radio r_2 y una longitud L_2	39

ÍNDICE

CAPÍTULO I MODELO TEÓRICO DE FLEBOTOMÍA BAJO CONDICIONES DE VELOCIDAD CONSTANTE	1
1.1 INTRODUCCIÓN.....	2
1.2 HIPÓTESIS.....	4
1.3 OBJETIVO GENERAL.....	5
1.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	5
1.5 VARIABLES.....	5
1.6 DELIMITACIÓN DEL TEMA.....	6
 CAPITULO II FLEBOTOMIA, LEY DE HAGEN-POISEUILLE Y FACTORES QUE AFECTAN LA CIRCULACIÓN SANGUÍNEA	7
2.1 HISTORIA DE LA FLEBOTOMÍA.....	8
2.1.1 LOS ORIGENES DE LA FLEBOTOMÍA.....	8
2.1.2 INSTRUMENTOS UTILIZADOS PARA LA EXTRACCIÓN SANGUÍNEA.....	12
2.2 ERRORES EN LA FLEBOTOMÍA.....	13
2.3 HEMODINÁMICA Y HEMOREOLOGÍA.....	13
 2.4 SISTEMA CIRCULATORIO.....	15
2.4.1 CORAZÓN.....	16
2.4.2 VASOS SANGUÍNEOS.....	18
 2.5 SANGRE Y SUS COMPONENTES.....	21
2.6 CIRCULACIÓN SISTÉMICA Y PULMONAR.....	22
2.7 CICLO CARDÍACO.....	23
2.8 PRESIÓN ARTERIAL.....	25
2.9 PULSO, GASTO Y RESISTENCIA.....	25
2.10 PARÁMETROS FÍSICOS Y REOLÓGICOS DE LA CIRCULACIÓN.....	26
2.11 ECUACIÓN DE HAGEN-POISEUILLE.....	30
2.12 LEY DE STOKES.....	31

2.13 ECUACIÓN DE DARCY-WEISBACH.....	32
2.14 ECUACIÓN DE FANNING.....	32
2.15 ECUACIÓN DE DARCY.....	33
2.16 CONDICIONES ESPECIALES QUE MODIFICAN LA CIRCULACIÓN.....	34
2.16.1 ATHEROSCLEROSIS.....	34
2.16.2 DIABETES.....	36
2.16.3 HIPERTENSIÓN ARTERIAL.....	36
CAPÍTULO III DESARROLLO DEL MODELO TEÓRICO Y OBTENCIÓN DE RELACIONES ENTRE EL ÁNGULO ÓPTIMO Y VELOCIDAD CONSTANTE.....	38
3.1 ANTECEDENTES DE OBTENCIÓN DEL ÁNGULO ÓPTIMO.....	40
3.2 OBTENCIÓN DEL ÁNGULO ÓPTIMO BAJO CONDICIONES DE VELOCIDAD CONSTANTE.....	41
3.3 RELACIÓN ENTRE EL ÁNGULO Y EL RADIO EN PUNCIÓN ARTERIAL.....	41
3.4 RELACIÓN DEL ÁNGULO EN CONDICIONES DE ENERGÍA MÁXIMA Y GASTO MÍNIMO.....	42
CAPÍTULO IV CONCLUSIONES Y EVOLUCIÓN DE MODELOS TEÓRICOS PARA FLEBOTOMÍA.....	44
4.1 CONCLUSIONES.....	45
4.2 INVESTIGACIÓN A FUTURO.....	46
REFERENCIAS.....	47

CAPÍTULO I

MODELO TEÓRICO DE FLEBOTOMÍA BAJO CONDICIONES DE VELOCIDAD CONSTANTE

1.1 INTRODUCCIÓN

El laboratorio clínico desempeña un rol importante en la toma de decisiones y dictámenes por parte del personal médico. Los estudios de laboratorio forman parte de los exámenes complementarios que aportan información o dan mayor certeza para el diagnóstico de las diversas patologías que se pueden presentar en el paciente. Sin embargo, estos procedimientos no están exentos de errores por lo que se pueden tener diagnósticos erróneos, lo que desembocará en resultados poco confiables y un posible daño al paciente, es por esto que la calidad de los resultados y procedimientos utilizados son esenciales.

Estos exámenes se basan principalmente en el tratamiento de los diversos fluidos corporales, especialmente la sangre. Para la obtención de muestras sanguíneas se utiliza la técnica de flebotomía. Se trata de una técnica invasiva, en la cual se utiliza un sistema compuesto al vacío con el fin de extraer un determinado volumen de sangre venosa para su posterior separación y análisis.

Existen dos métodos para la extracción sanguínea. Uno de ellos es a través del uso de jeringa utilizando el émbolo para ejercer presión, el otro es a través del uso de tubos al vacío con un adaptador (Vacutainer). Si bien se tratan de metodologías sencillas y rápidas, se tienen que tomar en cuenta diversos aspectos como: el área donde se tomará la muestra, ángulo en que se insertará la aguja, y primordialmente la experiencia del profesional que hará el procedimiento. En estos aspectos el más importante es la destreza del analista, la cual se basa principalmente en ensayos de acierto o error, lo cual podrá generar alteraciones de los analitos.

Para que exista un buen aseguramiento de la calidad, se debe de tener una correlación en todas las etapas y demostrar que el Químico Farmacobiólogo está capacitado para su recolección y análisis. El análisis de muestras se divide en tres etapas: preanalítica, analítica y postanalítica. La fase preanalítica constituye la etapa donde se encuentra el mayor porcentaje de errores (46-68%). Esta fase se divide en dos; la fase de preparación del paciente y recolección de muestra, y la fase preanalítica como tal donde se procesa previamente la muestra para su análisis

(Donayre-Medina P, 2016). Existen numerosos errores en la fase de recolección como: hemolisis de la muestra, extracción con orden inadecuado de tubos, volumen insuficiente, entre otras.

Durante la extracción sanguínea se puede considerar a la sangre como un fluido Newtoniano, lo cual permite que se apliquen diversos modelos físicos para el estudio y perfeccionamiento de la flebotomía. Uno de los campos de lo que depende esto es la hemodinámica.

La hemodinámica es la rama de la biofísica encargada de estudiar la dinámica sanguínea en las estructuras que componen al sistema cardiovascular como las arterias, arteriolas, venas, vénulas y capilares, además de abordar la función cardiaca.

Para desarrollar un modelo que permita mejorar la técnica de flebotomía existen numerosas ecuaciones entre las que destaca la ecuación de Hagen-Poiseuille

$$Q = \frac{\Delta P \pi r^4}{8L\eta} \quad (1)$$

Donde el flujo Q será determinado por la diferencia de presión ΔP , el radio elevado a la cuarta potencia, la longitud L y la viscosidad η . En esta ecuación se toma en cuenta el número de Reynolds de la sangre del paciente, el radio de la aguja y el diámetro de la vena (Bonilla Paz, 2014). Existen otras ecuaciones como las de Darcy, Fanning y Darcy-Weisbach que pueden ser utilizadas para el desarrollo de más modelos (Liu & Fan, 2012) (Cilla & Peña, 2013).

Sin embargo, aunque este modelo se puede aplicar generalmente a los pacientes, existen variables personales, ambientales o de naturaleza patológica que deben ser tomados en cuenta. El diámetro de la vena no puede ser tomado como una constante debido a que varía con la edad o anatomía del paciente, conforme se va creciendo en edad, las venas se modifican tanto en el tamaño como en su grosor.

La presión y la temperatura ambientales varían de acuerdo al lugar de residencia, lo que afectará tanto a la presión arterial como a la viscosidad sanguínea aunque el cuerpo humano se considere un sistema isobárico e isotérmico.

Por último, el síndrome metabólico es una de las situaciones a tomar en cuenta, ya que es una situación que se presenta en gran parte de la población. Las dislipidemias, la hiperglucemia y la hipertensión forman parte de dicho síndrome, estas patologías del metabolismo impiden una adecuada irrigación sanguínea, ya que modifican anatómica y fisiológicamente los vasos sanguíneos por lo que el flujo y sus variables se verán afectados.

Debido a esto, nos es posible justificar la búsqueda de modelos matemáticos para un adecuado proceso de extracción sanguínea, ya que permite aumentar y asegurar la calidad de los resultados emitidos además de poder fundamentar un procedimiento basado únicamente en el pragmatismo.

En el presente trabajo se pretende establecer diversos modelos teóricos que permitan determinar un ángulo óptimo para el proceso de flebotomía en condiciones al vacío y con velocidad constante; la relación existente entre el ángulo y el radio en una punción arterial y el nexo entre la energía y el gasto con el ángulo en un proceso de canalización. Aun cuando se cuenta con antecedentes de modelos matemáticos similares, se tendrá que revisar su practicidad y viabilidad, así como los ajustes necesarios con las variables necesarias para gozar de mejores resultados.

1.2 HIPÓTESIS

Se puede construir una ecuación que relacione el ángulo de la aguja con respecto a la vena en una flebotomía bajo condiciones de velocidad constante de flujo.

1.3 OBJETIVO GENERAL

Construir una ecuación general para la relación entre el ángulo óptimo y la velocidad constante de flujo.

1.4 OBJETIVO ESPECÍFICO

Analizar las condiciones de flebotomía utilizando un sistema de vacío (Vacutainer)

Analizar las condiciones de punción arterial y construir una ecuación que relacione el ángulo con el radio arterial.

Analizar las condiciones de flebotomía en situación de canalización y construir una ecuación que relacione el ángulo con la energía y el gasto.

1.5 VARIABLES

Variable dependiente

- ☞ Gasto
- ☞ Área anatómica
- ☞ Presión al interior de la vena
- ☞ Radio de la arteria

Variable independiente

- ☞ Diámetro de la vena
- ☞ Radio de la aguja

1.6 DELIMITACIÓN DEL TEMA

El análisis presentado comprende varios modelos teóricos expuestos a partir de la ecuación de Hagen-Poiseuille para la determinación del ángulo óptimo bajo condiciones de velocidad constante; relacionar el radio arterial y el ángulo y vincular el ángulo con la energía y el gasto. Debido a que las variables como radio de la aguja, diámetro de la vena y la longitud ya han sido estudiadas, nos enfocaremos en el caso donde la velocidad de flujo se considera constante usando un sistema al vacío (Vacutainer), además también se abordarán situaciones donde la sangre es obtenida mediante punción arterial y cuando se realice una toma con gasto mínimo (canalización).

CAPÍTULO II

FLEBOTOMÍA, LEY DE HAGEN-POISEUILLE Y FACTORES QUE AFECTAN LA CIRCULACIÓN SANGUÍNEA

2.1 HISTORIA DE LA FLEBOTOMIA

2.1.1 LOS ORÍGENES DE LA FLEBOTOMÍA

Desde que el hombre tomó consciencia de los fenómenos a su alrededor se ha dado a la tarea de tratar de explicarlos y comprenderlos. Uno de los temas más importantes que ha despertado la curiosidad científica ha sido el poder entender el funcionamiento del cuerpo humano y las diversas patologías que lo aquejan. Para ello se han encontrado diferentes metodologías, que inicialmente eran basadas en métodos invasivos, como la flebotomía cuya intención principal es la de poder realizar procedimientos que permitan la extracción de una muestra de sangre con fines terapéuticos o para determinar la gravedad de la enfermedad.

La palabra flebotomía proviene de las raíces griegas “*phlebos*” que significa venas y “*tome*” que significa incisión o corte (Medical, 2007).

La flebotomía ha sido empleada desde tiempos ancestrales. No se conocen sus orígenes pero tal vez las antiguas civilizaciones, viendo que la hemorragia menstrual parecía aliviar el malestar de las mujeres, asociaron la pérdida de sangre con una mejoría de los síntomas. Otros consideraban esta pérdida de sangre como medio de purificación. En la Biblia se considera “impura” a la mujer que “padece la incomodidad ordinaria del mes” (Levítico XV, 19 – 33) (Lemos & Magri, 2011).

Si bien no se dispone de datos precisos, existe evidencia literaria que sugiere que en el Antiguo Egipto alrededor de 1400 A. C el sangrar personas era practicado comúnmente con fines terapéuticos. Una de las evidencias que apunta a estos hechos se encuentra en las pinturas descubiertas en las tumbas, en éstas se muestra como se extraía la sangre con la ayuda de sanguijuelas. Esta práctica también era común en áreas como China, India y la Antigua Grecia.



Figura 1. Extracción sanguínea con sanguijuelas. (Porter & Moss, 1970)

Aunque actualmente las sanguijuelas se utilizan como métodos terapéuticos para los hematomas post-trauma, en procedimientos de injertos de piel y en el alivio de las venas varicosas, la finalidad de estos tratamientos no era el entender la composición de la sangre o como se veía afectada, sino el reestablecer la salud de los que se sometían a estos procedimientos (Wollina, 2016).

Los primeros científicos observaron que la sangre se separaba en cuatro fases, por lo que surgió la idea de que la sangre estaba compuesta por cuatro fluidos o humores. Hipócrates (500 A. C.) es conocido como el padre de estos conceptos. De acuerdo a esta teoría, el cuerpo humano estaba formado por una composición equilibrada de jugos (o humores). El primero de los fluidos es el suero, en ese tiempo denominado como bilis amarilla o cólera. La capa intermedia formada por los leucocitos, plaquetas y el fibrinógeno, era conocida como moco o flema. El paquete eritrocitario que conforma el coagulo se llamó sangre. Finalmente, la última capa que se encontraba en el fondo constituida por los eritrocitos que no se oxigenaron debidamente en la recolección de sangre, se nombró como la bilis negra o melancolía, la cantidad de éste era proporcional a la gravedad de la enfermedad (Baskurt & Hardeman, Handbook of Hemorheology and Hemodynamics, 2007).

Los primeros fisiólogos creían que un desajuste entre estos humores podría causar una enfermedad, y los tratamientos se enfocaban en que se reestableciera el balance humoral. Independientemente de la patología que se presentara, la

flebotomía era el procedimiento estándar para restaurar la salud. Muchos fisiólogos reconocían que las propiedades de la sangre se veían alteradas en diversas situaciones como la inflamación, y esta alteración provocaba un adecuado flujo sanguíneo (Baskurt & Meiselman, Blood Rheology and Hemodynamics, 2003).

Uno de los más importantes médicos del Imperio Romano, Aurelio Cornelio Celso (100 A. C) en su obra *Medicina* describió la técnica, indicaciones, oportunidad y lugar de la sangría. Afirmaba que su aplicación no tenía límites de edad o sexo debiéndose considerar solamente la resistencia y la fuerza vital del individuo a tratar (Lemos & Magri, 2011).

Galeno descubrió que no sólo las venas contenían sangre sino que las arterias también, esto fue relevante ya que se creía que las arterias contenían aire. Al igual que los demás médicos griegos creía en la teoría de los humores por lo que desarrolló un sistema complejo de como sangrar a una persona, así como las zonas donde se debía hacer, sin embargo, fue el primero en tomar en cuenta el volumen sanguíneo a extraer.

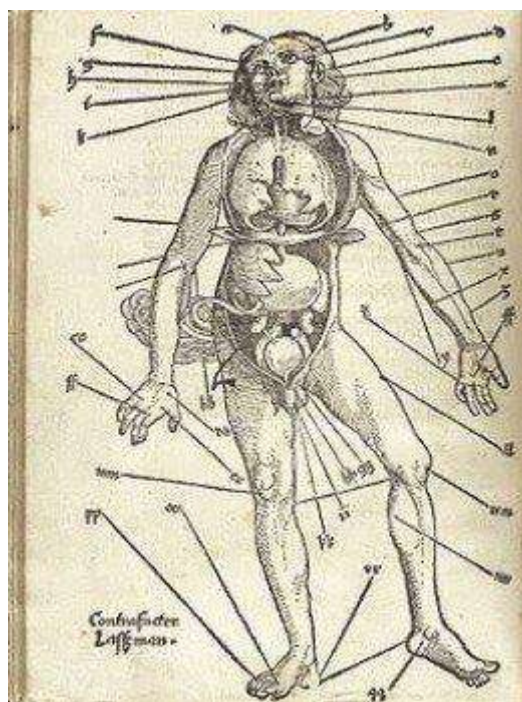


Figura 2. Zonas anatómicas para sangrías. (Von Gersdorff, 1517)

Durante la Edad Media, la medicina estaba basada principalmente en el saber Galénico, y, durante los siglos VIII y IX, la sangría fue ejercida casi exclusivamente por clérigos y por legos que vivían en los conventos (minutoris). A partir del siglo XII la Iglesia prohibió a los clérigos el ejercicio de toda práctica que causara pérdida de sangre, por lo que la sangría quedó en manos casi exclusivamente de los minutoris que hicieron de esta actividad una profesión libremente ejercida. El examen del coágulo formado por la sangre extraída permitía describir tipos diferentes de sangre: gruesa, delgada, podrida, serosa, espumosa, oleaginosa, con mal olor, etc. Cada una de estas observaciones se merecía una particular interpretación diagnóstica y pronóstico, y cuya interpretación dependía del prestigio y de la experiencia del sangrador (Lemos & Magri, 2011).

Las sangrías fueron el tratamiento principal para la fiebre durante el siglo XVIII. Desafortunadamente, ésta práctica fue utilizada indiscriminadamente por los médicos. Una de las más celebres víctimas de esto fue el primer presidente de Estados Unidos, George Washington, murió debido a una laringotraqueítis aguda en 1799 después de ser sangrado por 24 horas y perder más de 2 litros de sangre.

Al patólogo, fisiólogo y clínico francés Broussais (1772-1838) se le puede considerar el último gran flebotomista, indicándola incluso como panacea para las enfermedades mentales (Ramos de Viesca & Aranda, 2002).

Con el advenimiento de la teoría celular de Rudolf Virchow, la creación del microscopio, los métodos estadísticos y un pensamiento enteramente racional, se desechó completamente la teoría de los humores y junto con ella los procedimientos que se utilizaban para el tratamiento, especialmente la flebotomía. Sin embargo, con los descubrimientos tanto de Louis Pasteur y Robert Koch acerca de las enfermedades, los agentes infecciosos que las provocaban y el nacimiento de la microbiología, la flebotomía volvió a ser un procedimiento utilizado.

2.1.2 INSTRUMENTOS UTILIZADOS PARA LA EXTRACCIÓN SANGUÍNEA

Conforme fue evolucionando la flebotomía, también fueron cambiando los instrumentos utilizados en este proceso. Las primeras en ser utilizadas fueron las sanguijuelas, éstas se depositaban en el área afectada y se dejaban para que drenaran la sangre. Sin embargo, debido a la demanda, se redujo su población.

Una de las herramientas más utilizadas han sido las lancetas, éstas han sido usadas desde el siglo V A. C., se perforaba la vena y se dejaba fluir la sangre, muchas veces se hacían varios cortes. Una de las modificaciones de la lanceta fue la lanceta perfeccionada que constaba de un resorte, se ajustaba y se aflojaba en el área de la venopunción.



Figura 3. Antiguos instrumentos para venopunción. (Arbittier, 1998)

En la actualidad, se cuentan con diversos instrumentos para la flebotomía como son las jeringas y los adaptadores que utilizan tubos al vacío para la recolección sanguínea. Estos dispositivos para recolección también se han transformado, de ser sencillos solo para contener la sangre a tubos con sustancias que pueden modificar la coagulación sanguínea.

2.2 ERRORES EN LA FLEBOTOMIA

Como se ha mencionado anteriormente, la flebotomía es una técnica sencilla y rápida para la obtención de sangre y su posterior análisis, sin embargo, los errores durante el proceso son comunes, y se pueden presentar en cualquier punto de las fases de análisis. Algunos dependen del personal y otros del propio paciente.

Errores intrínsecos:

- ❖ Hemolisis
- ❖ Volumen de sangre insuficiente
- ❖ Llenado de tubos incorrecto
- ❖ Posición incorrecta durante la toma de sangre
- ❖ Presión del torniquete inadecuada
- ❖ Perforación de la vena con la aguja
- ❖ Calibre de la aguja incorrecto

Errores extrínsecos:

- ❖ Poco tiempo de ayuno (muestra lipémica)
- ❖ Interacciones medicamentosas con los analitos

2.3 HEMODINÁMICA Y HEMOREOLOGÍA

Desde el punto de vista biológico, la sangre es considerada un tejido formado por diversos tipos celulares y un líquido intercelular. Desde el punto de vista reológico, la sangre es considerada una suspensión compuesta por una fase sólida de células y una fase líquida constituida por el plasma. La aparente viscosidad sanguínea depende del esfuerzo de corte existente, y esto es determinado por el hematocrito, la viscosidad plasmática, la agregación eritrocitaria y las propiedades mecánicas de éstos.

La hemodinámica es una parte importante de la fisiología vascular. El estudio del flujo sanguíneo en las arterias hacia las venas en el sistema circulatorio, como un flujo de un fluido viscoso a través de tuberías, constituye el objeto de estudio de esta ciencia, que puede ser definida como los factores físicos que rigen el flujo sanguíneo. La hemoreología es la rama de la biofísica que trata el flujo y el grado de deformación de la sangre y los elementos que la conforman.

Los factores que rigen el flujo sanguíneo son los mismos que gobiernan el flujo de cualquier fluido, y se basa principalmente en una ley física: la ley de Ohm. Esta ley establece que la intensidad de una corriente (I) es directamente proporcional a la diferencia de voltaje (ΔV) e inversamente proporcional a la resistencia (R). Relacionando la ley de Ohm a un flujo, la diferencia de potencial será la diferencia de presión (ΔP), la resistencia será la resistencia de flujo (R) de los vasos sanguíneos y su interacción con el flujo sanguíneo, y la corriente será el flujo sanguíneo. Esta relación hemodinámica puede sintetizarse como:

$$Q = \frac{\Delta P}{R} = \frac{P_A - P_v}{R} \quad (2)$$

Para el flujo (Q) en un vaso sanguíneo, ΔP es la diferencia de presión que existe en dos puntos cualesquiera a lo largo del vaso. Al describir la irrigación sanguínea en los órganos, la diferencia de presión es expresada como la diferencia entre la presión arterial (P_A) y la presión venosa (P_v) (Klabunde, 2007).

El nacimiento de estas dos ciencias se da con Jean-Leonard Marie Poiseuille, un fisiólogo y físico prominente. Fue el primero que estudió la formación de una zona libre de células en el plasma debido a la acumulación de eritrocitos en las arterias, venas y capilares. También observó el flujo axial de los eritrocitos en un tubo de vidrio, lo cual fue confirmado por A. Schklarewsky en 1868. Los descubrimientos de Poiseuille le obligaron a buscar leyes para describir el comportamiento de los fluidos lo que desembocó en sus trabajos acerca del flujo del agua y otros líquidos en tubos de diámetros pequeños. Cuando trató de aplicar esta ley sobre fluidos viscosos

ideales al flujo sanguíneo en tubos de vidrio, descubrió que su ley no podía aplicarse. Duncan y Gamgee en 1871 llegaron a la misma conclusión, quienes midieron la viscosidad sanguínea en tubos de vidrio. En 1915 Hess observó que la sangre obedece la ley para fluidos viscosos ideales solamente en condiciones altas de intensidad de flujo y esfuerzo de corte (Stoltz, 1999).

La fundación de la hemoreología fue establecida por Robin Fåhræus, un patólogo escandinavo, que hizo investigaciones acerca de la viscosidad sanguínea en capilares de vidrio. Descubrió que la fluidez y estabilidad de la sangre se alteraban durante una enfermedad, lo que permitió explicar de un modo científico la teoría de los humores y los procedimientos médicos utilizados en siglos previos. Las ideas de Fahraeus no fueron apreciadas hasta el final del siglo XX, aunque la velocidad de sedimentación globular, una prueba que él describió, permanece como una de las pruebas más utilizadas en el laboratorio.

Sin embargo, una parte fundamental para entender cómo funciona el sistema circulatorio se dio cuando William Harvey descubrió la conexión que existe entre las arterias que transportan la sangre del corazón y las venas que retornan la sangre a este (Stoltz, 1999).

2.4 SISTEMA CIRCULATORIO

El sistema circulatorio está formado por tres componentes importantes: sangre, corazón y vasos sanguíneos (arterias, venas y capilares).

La función de la circulación consiste en atender las necesidades del organismo: transportar nutrientes hacia los tejidos del organismo, transportar los productos de desecho, transportar las hormonas de una parte del organismo a otra y, en general, mantener un entorno apropiado en todos los líquidos tisulares del organismo para lograr la supervivencia y funcionalidad óptima de las células (Hall, 2011).

2.4.1 CORAZÓN

El corazón es una bomba pulsátil de cuatro cavidades, dos aurículas y dos ventrículos. Este envía la sangre a las arterias y después a todo el cuerpo; por eso necesita una gran presión; también recibe la sangre de las venas y la dirige hacia los pulmones para que se oxigene y libere el exceso de dióxido de carbono.

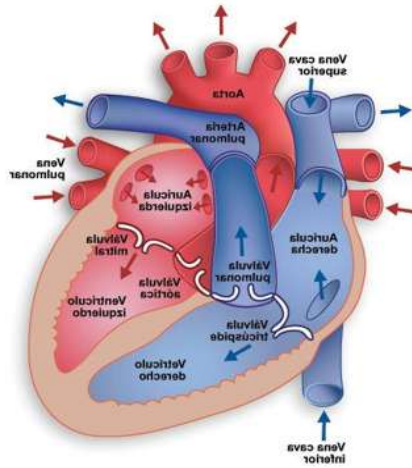


Figura 4. Anatomía del corazón. (Texas Heart Institute, 2016)

La membrana que rodea al corazón y lo protege es el pericardio, el cual impide que el corazón se desplace de su posición en el mediastino, al mismo tiempo que permite libertad para que el corazón se pueda contraer. El pericardio consta de dos partes principales, el pericardio fibroso y el seroso (Muñoz Sánchez, 2013)

El pericardio fibroso, más externo, es un saco de tejido conjuntivo fibroso duro no elástico. Descansa sobre el diafragma y se continúa con el centro tendinoso del mismo. Las superficies laterales se continúan con las pleuras parietales. La función del pericardio fibroso es evitar el excesivo estiramiento del corazón durante la diástole, proporcionarle protección y fijarlo al mediastino.

El pericardio seroso, más interno, es una fina membrana formada por dos capas:

- a) la capa más interna visceral o **epicardio**, que está adherida al miocardio.
- b) la capa más externa parietal, que se fusiona con el pericardio fibroso.

Entre las hojas parietal y visceral hay un espacio virtual, la cavidad pericárdica, que contiene una fina capa de líquido seroso, el líquido pericárdico, que reduce la fricción entre las capas visceral y parietal durante los movimientos del corazón (Latarjet & Ruiz Liard, 2006)

La pared del corazón está formada por tres capas:

- Una capa externa, denominada epicardio, que corresponde a la capa visceral del pericardio seroso.
- Una capa intermedia, llamada miocardio, formada por tejido muscular cardíaco.
- Una capa interna, denominada endocardio, la cual recubre el interior del corazón y las válvulas cardíacas y se continúa con el endotelio de los granos vasos torácicos que llegan al corazón o nacen de él.

Las cavidades superiores del corazón se denominan aurículas y las inferiores se llaman ventrículos. Entre las aurículas y ventrículos se encuentran las válvulas que impiden que la sangre se mezcle o regrese.

La **aurícula derecha** es una cavidad estrecha, de paredes delgadas, que forma el borde derecho del corazón y está separada de la aurícula izquierda por el tabique interauricular. Recibe sangre de tres vasos, la vena cava superior e inferior, y el seno coronario. La sangre fluye de la aurícula derecha al ventrículo derecho por el orificio aurículoventricular derecho, donde se sitúa la válvula tricúspide.

El **ventrículo derecho** es una cavidad alargada de paredes gruesas, que forma la cara anterior del corazón. El tabique interventricular lo separa del ventrículo izquierdo. El interior del ventrículo derecha presenta unas elevaciones musculares denominadas trabéculas carnosas. Las cúspides de la válvula tricúspide están conectadas entre sí por las cuerdas tendinosas que se unen a los músculos

papilares. Las cuerdas tendinosas impiden que las válvulas sean arrastradas al interior de la aurícula cuando aumenta la presión ventricular. La sangre fluye del ventrículo derecho a través de la válvula semilunar pulmonar hacia el tronco de la arteria pulmonar. El tronco pulmonar se divide en arteria pulmonar derecha y arteria pulmonar izquierda.

La **aurícula izquierda** es una cavidad rectangular de paredes delgadas, que se sitúa por detrás de la aurícula derecha y forma la mayor parte de la base del corazón. Recibe sangre de los pulmones a través de las cuatro venas pulmonares, que se sitúan a la cara posterior, dos a cada lado. La cara anterior y posterior de la pared de la aurícula izquierda es lisa debido a que los músculos pectíneos se sitúan exclusivamente en la orejuela. La sangre pasa de esta cavidad al ventrículo izquierdo a través del orificio aurículo-ventricular izquierdo, recubierto por la válvula mitral (o bicúspide).

El **ventrículo izquierdo** constituye el vértice del corazón, casi toda su cara y borde izquierdo y la cara diafragmática. Su pared es gruesa y presenta trabéculas carnosas y cuerdas tendinosas, que fijan las cúspides de la válvula a los músculos papilares. La sangre fluye del ventrículo izquierdo a través de la válvula semilunar aórtica hacia la arteria aorta (Tortosa i Moreno, 2014) (Moore & Agur, 2003) (Schünke, Ross, Schulte, & Schumacher, 2006).

2.4.2 VASOS SANGUÍNEOS

Los vasos sanguíneos forman una red de conductos que transportan la sangre desde el corazón a los tejidos y desde los tejidos al corazón. Las arterias son vasos que distribuyen la sangre del corazón a los tejidos. Las arterias se ramifican y progresivamente en cada ramificación disminuye su calibre y se forman las arteriolas. En el interior de los tejidos las arteriolas se ramifican en múltiples vasos microscópicos, los capilares que se distribuyen entre las células. Los capilares se unen en grupos formando venas pequeñas, llamadas vénulas, que se fusionan para

dar lugar a venas de mayor calibre. Las venas retornan la sangre al corazón (Drake & Mitchell, 2010)

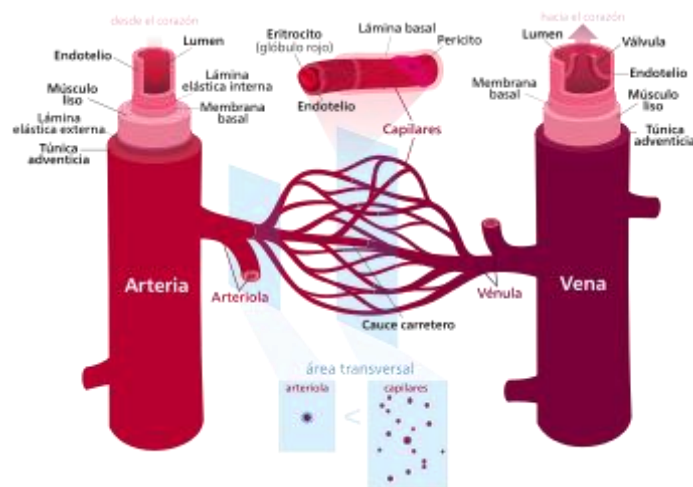


Figura 5. Anatomía de los vasos sanguíneos. (Kelvinsong, 2013)

Las paredes de los grandes vasos, arterias y venas, están constituidos por tres capas:

1. La **capa interna** está integrada por un endotelio (epitelio escamoso simple), su membrana basal y una capa de fibras elásticas.
2. La **capa media** está compuesta por tejido muscular liso y fibras elásticas. Esta capa es la que difiere más, en cuanto a la proporción de fibras musculares y elásticas y su grosor entre venas y arterias.
3. La **capa externa** o adventicia se compone principalmente tejido

Las arterias son vasos cuyas paredes están formadas por tres capas, con un predominio de fibras musculares y fibras elásticas en la capa media. Esto se debe a que las arterias necesitan un alto grado de elasticidad y contractilidad. Según la proporción de fibras elásticas y musculares de esta capa se pueden diferenciar dos tipos de arterias:

- Las **arterias elásticas** son las de mayor calibre, la aorta y sus ramas, tienen una mayor proporción de fibras elásticas en su capa media y sus paredes son relativamente delgadas en relación con su diámetro. La principal función

de estas arterias es la conducción de la sangre del corazón a las arterias de mediano calibre.

- Las **arterias musculares** son las de calibre intermedio y su capa media contiene más músculo liso y menos fibras elásticas. Debido a la contracción o dilatación de las fibras musculares se regula el flujo sanguíneo en las distintas partes del cuerpo.

Las arteriolas son arterias de pequeño calibre cuya función es regular el flujo a los capilares. La pared de las arteriolas tiene una gran cantidad de fibras musculares que permiten variar su calibre y, por tanto, el aporte sanguíneo al lecho capilar.

Las **venas** son estructuralmente muy similares a las arterias aunque sus capas interna y media son más delgadas. La capa muscular y elástica es mucho más fina que en las arterias porque presentan una menor cantidad de fibras tanto elásticas como musculares. La capa externa es más gruesa y contiene más tejido conjuntivo. Las venas de las extremidades inferiores presentan válvulas en su pared, que es una proyección interna del endotelio. La función de estas válvulas es impedir el reflujo de sangre y ayudar a dirigir la sangre hacia el corazón. La unión de varios capilares forma pequeñas venas denominadas vénulas (Fritsch & Kuehnelt, 2014)

Los **capilares** son vasos microscópicos que comunican las arteriolas con las vénulas. Se sitúan entre las células del organismo en el espacio intersticial para poder facilitar el intercambio de sustancias entre la sangre y las células. Las paredes de los capilares son muy finas para permitir este intercambio. Están formadas por un endotelio y una membrana basal. Los capilares forman redes extensas y ramificadas, que incrementan el área de superficie para el intercambio rápido de materiales. Los capilares nacen de las arteriolas terminales y en el sitio de origen presentan un anillo de fibras de músculo liso llamado esfínter precapilar, cuya función es regular el flujo sanguíneo hacia los capilares (Tortosa i Moreno, 2014)(Moore & Agur, 2003) (Latarjet & Ruiz Liard, 2006) (Palastanga, Field, & Soames, 2007) (Pearl Solomon, 2015).

2.5 SANGRE Y SUS COMPONENTES

La sangre es un líquido complejo que se extiende por el cuerpo, transporta nutrientes y oxígeno a los tejidos y, al mismo tiempo, expulsa los desechos. Su color varía de acuerdo al contenido de oxígeno siendo rojo brillante cuando esta oxigenado y rojo oscuro cuando está saturada de dióxido de carbono. La sangre está formada por una parte líquida denominada plasma y una parte celular conformada por los eritrocitos, leucocitos y plaquetas (Cotter, 2001).

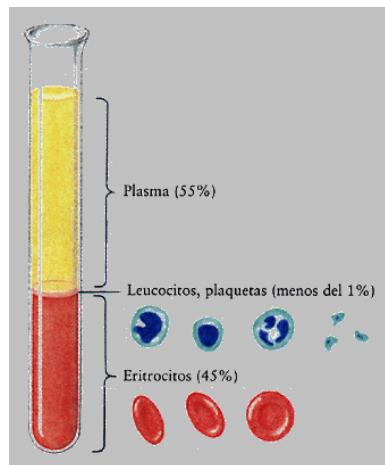


Figura 6. Sangre y sus elementos formes. (Michell, 2012)

El **plasma** es un líquido claro, ligeramente amarillo, en el que se encuentran suspendidos sales, moléculas orgánicas y proteínas. Una de las proteínas más importantes es el fibrinógeno que se relaciona directamente con la coagulación; la albúmina y la globulina se relacionan con la presión osmótica.

Los **eritrocitos** son discos sin núcleo, de forma bicóncava, poseen un alto grado de deformación lo que les permite pasar por los capilares, tienen un tamaño aproximado de $7\ \mu m$ y contienen a la hemoglobina. Son el componente principal del transporte de oxígeno y constituyen el mayor número de elementos formes en la sangre. También carecen de mitocondrias por lo que su principal fuente de energía es la glicolisis (Miale, 1985).

Los **leucocitos** son células nucleadas, que a diferencia de los glóbulos rojos no son tan numerosos y su grupo celular no es homogéneo. Constituyen una parte fundamental del sistema inmune. La forma de los leucocitos, la morfología de su núcleo, sus propiedades y su origen, constituyen una base para poder subdividirlos:

- **Granulocitos:** Poseen un núcleo polilobulado, por lo que se denominan polimorfonucleados. El citoplasma contiene gránulos característicos y de acuerdo a su afinidad tintorial se llaman neutrófilos (gránulos color violeta), eosinófilos (gránulos color rojo) o basófilos (gránulos color azul intenso).
- **Agranulocitos:** No presentan gránulos en el citoplasma y la forma del núcleo varía de acuerdo al tipo de célula. Los monocitos son las células de mayor tamaño y tienen un núcleo de forma arriñonada, los linfocitos presentan un gran núcleo y poco citoplasma. Los linfocitos a su vez se subdividen en linfocitos B y linfocitos T de acuerdo a su papel en la respuesta inmune.

Las **plaquetas** denominadas también como trombocitos, son agregados celulares que se forman debido a la fragmentación de las células denominadas megacariocitos. Su función principal consiste en el mantenimiento de la hemostasia así como ayudar en la coagulación de la sangre junto con el fibrinógeno (Arribas Castrillo & Vallina Álvarez, 2005) (Cotter, 2001).

2.6 CIRCULACIÓN SISTÉMICA Y PULMONAR

En cada latido, el corazón bombea sangre a dos circuitos cerrados, la circulación general o mayor y la pulmonar o menor.

La circulación sistémica se extiende desde la aorta hasta la unión de la vena cava inferior y superior en la aurícula derecha. Esta parte del sistema circulatorio lleva sangre oxigenada del corazón hacia los órganos periféricos y diversos tejidos, y devuelve sangre desoxigenada al corazón (Physiology, 2012).

La sangre no oxigenada llega a la aurícula derecha a través de las venas cavas superior e inferior, y el seno coronario. Esta sangre no oxigenada es transferida al ventrículo derecho pasando a través de la válvula tricúspide y posteriormente fluye hacia el tronco pulmonar, el cual se divide en arteria pulmonar derecha e izquierda. La sangre no oxigenada se oxigena en los pulmones y regresa a la aurícula izquierda a través de las venas pulmonares (Tortosa i Moreno, 2014) (Handin, Tux, & Stossel, 2003).

La circulación sistémica contiene cerca del 80% del volumen sanguíneo total. La circulación pulmonar contiene del 9-12%; el corazón contiene del 8-11%. El volumen del flujo sanguíneo es producto de la velocidad de flujo sanguínea y el área de sección transversal.

El flujo sanguíneo es el volumen de sangre que fluye a través de cualquier tejido por unidad de tiempo (ml/minuto).

El flujo (Q) a través de un vaso sanguíneo es determinado por dos factores:

1. La diferencia de presión (P) que impulsa la sangre a través del vaso
2. La resistencia (r) de la sangre para fluir a través del vaso.

2.7 CICLO CARDÍACO

El corazón se comporta como un transductor que convierte la energía química en forma de ATP en energía mecánica potencial (E_{total}), esta consiste en elevar la presión sanguínea. El gradiente de presión generado da lugar a un trabajo hemodinámico aplicado (W_a) de desplazamiento de la sangre, y conservativo de deformación elástica de los vasos (W_c), así como a rozamientos o resistencias al flujo de la sangre, elementos disipativos que producen calor (W_d).

Según el principio de la conservación de la energía:

$$E_{total} = W_a + W_c + W_d \quad (3)$$

El estudio del ciclo cardiaco corresponde al de la evolución de los fenómenos relacionados con la actividad cardiaca durante un periodo de tiempo (Palacios Rausfast, 2005). El término sístole hace referencia a la fase de contracción y el término diástole a la fase de relajación. Cada ciclo cardíaco consta de una sístole y una diástole auricular, y una sístole y una diástole ventricular.

Sístole auricular: Las aurículas se contraen y facilitan el paso de un pequeño volumen de sangre a los ventrículos. La despolarización auricular determina la sístole auricular.

Sístole ventricular: tiene una duración de 0,3 segundos durante los cuales los ventrículos se contraen y al mismo tiempo las aurículas están relajadas. Al final de la sístole auricular, el impulso eléctrico llega a los ventrículos y ocasiona primero la despolarización y posteriormente la contracción ventricular. La contracción del ventrículo ocasiona un aumento de la presión intraventricular que provoca el cierre de las válvulas auriculoventriculares. Durante unos 0,05 segundos, tanto las válvulas semilunares como las auriculoventriculares se encuentran cerradas. Este es el periodo de contracción isovolumétrica. Al continuar la contracción ventricular provoca un rápido aumento de la presión en el interior de las cavidades ventriculares. Cuando la presión de los ventrículos es mayor que la presión de las arterias, se abren las válvulas semilunares y tienen lugar la fase de eyección ventricular, con una duración aproximada de 0,250 segundos.

Diástole ventricular: el inicio de la diástole ventricular es debido a la repolarización ventricular. La velocidad de eyección de la sangre va disminuyendo de forma progresiva, disminuye la presión intraventricular y se cierran las válvulas semilunares. Las válvulas semilunares impiden que la sangre refluya hacia las arterias cuando cesa la contracción de miocardio ventricular. El ventrículo es una cavidad cerrada, con las válvulas auriculoventriculares y semilunares cerradas. El ventrículo tiene un volumen constante, se relaja de forma progresiva y disminuye la presión intraventricular. Cuando la presión ventricular disminuye por debajo de la presión auricular, se abren las válvulas auriculoventriculares y se inicia la fase de llenado ventricular. La sangre fluye desde las aurículas a los ventrículos siguiendo

un gradiente de presión (Tortosa i Moreno, 2014) (Drake & Mitchell, 2010) (Hartwig, 2008) (Pearl Solomon, 2015).

2.8 PRESIÓN ARTERIAL

La presión sanguínea es la presión hidrostática que ejerce la sangre contra la pared de los vasos que la contienen. Es máxima en la raíz de la aorta y arterias (presión arterial) y va disminuyendo a lo largo del árbol vascular, siendo mínima en la aurícula derecha. La sangre fluye a través de los vasos conforme a un gradiente de presión entre la aorta y la aurícula derecha. La presión arterial se genera con la contracción de los ventrículos. Durante la sístole ventricular la presión arterial adquiere su valor máximo (presión sistólica) y sus valores son aproximadamente de 120 mmHg. La presión mínima coincide con la diástole ventricular (presión diastólica) y su valor (60-80 mmHg) está en relación con la elasticidad de las arterias que transmiten la energía desde sus paredes a la sangre durante la diástole. La presión sistólica refleja la contractilidad ventricular izquierda, mientras que la presión diastólica indica el estado de la resistencia vascular periférica (Tortosa i Moreno, 2014) (Threws & Mutschler, 1983) (Palacios Rausfast, 2005) (Schünke, Ross, Schulte, & Schumacher, 2006).

2.9 PULSO, GASTO Y RESISTENCIA

Pulso: En las arterias se produce un alternancia entre la expansión de la pared (durante la sístole ventricular) y el retorno elástico (durante la diástole ventricular) que ocasionan unas ondas de presión migratorias denominadas pulso. Hay dos factores responsables del pulso que son el volumen sistólico y la elasticidad de las paredes arteriales. El pulso es más fuerte en las arterias cercanas al corazón, se va debilitando de forma progresiva hasta desaparecer por completo en los capilares. El pulso es palpable en todas las arterias cercanas a la superficie corporal sobre una estructura dura o firme (Whittermore, 2014).

Gasto: El gasto cardiaco (GC) es el volumen de sangre que expulsa el ventrículo izquierdo hacia la aorta minuto. Es quizás el factor más importante a considerar en relación con la circulación, porque de él depende el transporte de sustancias hacia los tejidos.

$$GC = VS \cdot FC \quad (4)$$

Es equivalente al volumen sistólico multiplicado por la frecuencia cardíaca. El volumen sistólico (VS) es la cantidad de sangre expulsada por cada ventrículo durante la sístole ventricular. La frecuencia cardiaca (FC) es el número de veces que se contrae el corazón durante un minuto (Moore & Agur, 2003)

Resistencia: La resistencia vascular es la fuerza que se opone al flujo de sangre, principalmente como resultado de la fricción de ésta contra la pared de los vasos (Tortosa i Moreno, 2014) (Whittermore, 2014).

La resistencia de flujo no puede ser medida como tal pero puede ser calculada de con la ecuación:

$$R = \frac{\Delta P}{Q} \quad (5)$$

Donde ΔP representa la diferencia de presión y Q el flujo sanguíneo.

2.10 PARÁMETROS FÍSICOS Y REOLÓGICOS DE LA CIRCULACIÓN

El flujo sanguíneo en un vaso puede ser de dos tipos: laminar o turbulento. El flujo laminar se da cuando éste es ordenado. La velocidad máxima del flujo se da en el centro de la corriente; la velocidad mínima se presenta en las paredes vasculares. Cuando la sangre pasa a través de un vaso pequeño y a una velocidad moderada, los eritrocitos tienden a concentrarse en medio del torrente. El flujo turbulento ocurre cuando se forman corrientes de Foucault.

La velocidad no es el único parámetro que determina la naturaleza del flujo. Generalmente, esto es determinado por distintos parámetros físicos como: viscosidad, densidad, velocidad de flujo y el radio de la tubería. En consideración a estas variables, se desarrolló una magnitud adimensional llamada número de Reynolds, el cual se utiliza para determinar cuantitativamente la naturaleza del flujo en el tubo, puede ser calculado si el diámetro del vaso, la viscosidad sanguínea y la velocidad del flujo son parámetros conocidos, está dado por:

$$R_e = \frac{2r\rho v}{\eta} \quad (6)$$

Se dice que un fluido es incompresible si su densidad permanece constante durante el flujo. Debido a que ningún fluido es realmente incompresible, este supuesto sólo es válido para aquellos fluidos donde la variación de densidad es tan pequeña que puede ser ignorada. Además, se dice que un fluido permanecerá constante si la velocidad del fluido en cualquier punto permanece igual con el paso del tiempo. La viscosidad es una constante de los fluidos, depende de la temperatura, sin embargo, también depende de la velocidad de flujo. En los fluidos donde la viscosidad puede ser tomada como constante durante un flujo laminar son denominados fluidos newtonianos. Para los fluidos no newtonianos, la viscosidad está en función de la velocidad (Srivastava, 2005).

La viscosidad sanguínea es 3 o 4 veces mayor que la del agua, esto se debe principalmente a la presencia de elementos celulares. La viscosidad del plasma es 1.5 a 2 veces mayor que la del agua. En los fluidos no-Newtonianos como la sangre, el término viscosidad aparente es utilizado frecuentemente para un valor particular de viscosidad que se mide bajo condiciones físicas específicas. La viscosidad aparente desciende cuando el esfuerzo de corte aumenta, lo que causa que los eritrocitos formen agregados celulares, incrementando así la viscosidad.

Se ha demostrado que la sangre que fluye a través de vasos estrechos presenta menor viscosidad relativa que la sangre que fluye en los vasos más largos. En efecto, la viscosidad relativa de la sangre disminuye con el diámetro de los capilares cuyo tamaño es menor a 1 mm y tiende al valor de la viscosidad plasmática. Este efecto, conocido como efecto de Fahraeus-Lindqvist es probablemente causado por la disposición eritrocitaria en los vasos pequeños; esto indica que las células sanguíneas no se mueven aleatoriamente, sino que presentan un flujo ordenado y suave a través de los capilares.

El flujo sanguíneo en el cuerpo es normalmente de tipo laminar, lo cual indica que la velocidad de flujo es máxima a lo largo del eje vascular pero decae a cero a lo largo de las paredes. Es por eso que, los eritrocitos se acumulan en el centro del flujo sanguíneo, donde la velocidad es mayor. Esto da como resultado que la viscosidad en el centro del torrente sea mayor mientras que decae en la pared vascular. Cerca de las paredes vasculares, la sangre está relativamente libre de células por lo que fluye más rápidamente que un flujo laminar. En consecuencia, cuando la sangre entra de un vaso primario a un vaso secundario pequeño la densidad de los eritrocitos deberá ser menor.

Existen tres parámetros importantes de la sangre y sus componentes, los cuales pueden causar dificultades en la medición de las propiedades reológicas:

1. Las proteínas plasmáticas son surfactantes y forman una capa proteica entre el fluido y el medio ambiente.
2. Los eritrocitos tienen una mayor densidad que el plasma
3. A un esfuerzo de corte bajo, los eritrocitos tienden a agregarse.

La capa de tensoactivos formada por las proteínas plasmáticas entre el fluido y el entorno presenta resistencia mecánica, por lo que es una capa semirrígida. La fracción de partículas en una suspensión afecta su comportamiento reológico. En el caso de la sangre, esta fracción es representada por el volumen globular de eritrocitos; a menos que se agreguen, las plaquetas no representan un volumen

demasiado grande como para afectar la viscosidad, y los leucocitos sólo influyen cuando su volumen se eleva en procesos patológicos.

La influencia que tiene el esfuerzo de corte de la sangre arterial en el endotelio y el favorecimiento para el desarrollo de aterosclerosis es bien conocido. Estudios moleculares han demostrado que a gradientes altos, bajos promedios, y una grande oscilación de la tensión de cizallamiento contribuyen al desarrollo de la aterosclerosis (Wang, 2013).

El esfuerzo de corte arterial en el endotelio ha sido medido con la ayuda de la ecuación:

$$\tau_w = \frac{\mu du}{dr} |_{r = wall} \quad (7)$$

Se asume que la sangre se comporta como un fluido newtoniano. En la ecuación, τ_w es el esfuerzo de corte vascular, el cual es el esfuerzo de corte cercano a la pared vascular. μ es la viscosidad sanguínea. du/dr es la velocidad del gradiente. $r = wall$ indica que r está cercano al extremo del tubo. Con el fin de calcular la distribución espacial del esfuerzo de corte que se presenta en la pared vascular, es necesario tomar en cuenta:

1. Diferenciar entre la pared vascular y el flujo sanguíneo
2. Estimar la velocidad de flujo sanguíneo cercano a la pared vascular.

El principio de Bernoulli establece que la energía total de los fluidos con un flujo laminar es constante y es igual a la suma de la energía potencial (presión) y la energía cinética (velocidad de flujo). Normalmente, la energía cinética del flujo sanguíneo es una pequeña parte de la energía total. En sitios donde la vasoconstricción la velocidad se ve incrementada, la presión lateral desciende de acuerdo al principio de la conservación de la energía. La ley de Laplace establece

que la tensión (T) en la pared vascular es proporcional al producto de la presión transmural (P) y el radio (r), por lo que

$$T = P \cdot r \quad (8)$$

La presión transmural es la diferencia entre la presión intravascular y la presión intersticial. (Physiology, 2012)

2.11 ECUACIÓN DE HAGEN-POISEUILLE

La ley de Poiseuille, también llamada Hagen-Poiseuille, es una ley física formulada en 1840 concerniente al volumen de flujos estacionarios laminares o líquidos viscosos uniformes e incompresibles que pasa a través de un tubo cilíndrico.

Un análisis demuestra que durante un flujo laminar de un fluido viscoso, la cantidad (volumen) de fluido que avanza por unidad de tiempo a través del tubo está dada por:

$$\Delta V = \frac{\pi r^4}{8\eta L} \Delta P \quad (9)$$

La diferencia del volumen ΔV es dada por el radio elevado a la cuarta potencia, la viscosidad η , la longitud L y la diferencia de presión ΔP . Existe evidencia que los cambios en el volumen intravascular influyen a largo plazo en los accidentes cardiovasculares, y esto es independiente de la presión sanguínea. Utilizando la ecuación de Hagen-Poiseuille para los flujos laminares a través de un cilindro, se asume que la presión sanguínea permanece constante a pesar de los cambios que se produzcan en el volumen intra-arterial, y suponiendo que la viscosidad sanguínea en las arterias más grandes se mantiene constante, se puede demostrar que la velocidad del flujo sanguíneo arterial cambia de acuerdo a la ecuación:

$$Q_2 = Q_1 \left[1 + \left(\frac{\Delta V}{V_{TI}} \right) \right]^2 \quad (10)$$

donde Q_1 representa la velocidad original del flujo, Q_2 representa la nueva velocidad de flujo, ΔV representa el cambio en el volumen intra-vascular, y $V(TI)$ representa el volumen intra-arterial total. Por otro lado, si se pretende extrapolar este modelo de una arteria al sistema circulatorio, por lo que Q_1 será el gasto cardíaco inicial, Q_2 será el nuevo gasto cardíaco, ΔV representará el cambio de volumen intravascular total, y $V(TI)$ será el volumen intravascular total, esto demuestra que incluso los más pequeños cambios en el volumen intravascular traerán consecuencias hemodinámicas. Específicamente, un cambio de volumen intra-arterial de 2.7 cc alterará el gasto cardíaco aproximadamente en un 1%, con consecuencias hemodinámicas comparables a un cambio de 1 mm Hg en el valor promedio de la presión arterial (Blankfield, 2008).

2.12 LEY DE STOKES

La ley de Stokes es un caso particular de las leyes, ya estudiadas, que rigen el movimiento de un cuerpo en un fluido cuando el régimen es laminar: *La resistencia al movimiento de los cuerpos esféricos en un fluido viscoso, es directamente proporcional al radio del cuerpo, a su velocidad y al coeficiente de viscosidad del medio*

$$R = 6\pi\eta r \quad (11)$$

La fuerza que hace caer a un cuerpo esférico es su peso menos el empuje del fluido; si ρ y ρ_0 son las densidades del cuerpo y del fluido, tal fuerza es:

$$F = Mg - E = \frac{4}{3}\pi r^3(\rho - \rho_0)g. \quad (12)$$

Esta fuerza provoca un movimiento de caída acelerado; al aumentar la velocidad aumenta la resistencia al movimiento, cuando ambas se igualan el cuerpo se mueve con velocidad constante (Burbano de Ercilla, 2003).

2.13 ECUACIÓN DE DARCY-WEISBACH

La ecuación de Darcy-Weisbach establece que la pérdida de presión es proporcional al cuadrado de la velocidad y a la longitud de la tubería, y es inversamente proporcional al diámetro. La ventaja principal de ésta ecuación es que es válida para cualquier fluido, independientemente de su flujo. La desventaja que presenta es que el factor de fricción es variable. Simplificando, la ecuación de Darcy-Weisbach es:

$$H_f = \frac{[fL(V^2)]}{2(ID)g} \quad (13)$$

Donde f es el factor de fricción de Darcy-Weisbach, adimensional. L es la longitud, g es la constante gravitacional, V es la velocidad de fluido, e ID es el diámetro interno de la tubería (Association, 2011).

2.14 ECUACIÓN DE FANNING

El flujo a través de un conducto circular uniforme está representado por la ecuación de Fanning:

$$\Delta P = \frac{4f\rho Lu^2}{2gd} \quad (14)$$

Donde f es el factor de fricción, ρ es la densidad del gas, L es la longitud del conducto, u es la velocidad lineal, g es la aceleración de la gravedad, y d es el diámetro del conducto. Un análisis dimensional ha demostrado que el factor de fricción de un flujo a través de un conducto varía como una función de $\left(\frac{z}{dus}\right)$, donde z es la viscosidad del fluido. Una recopilación de datos reciente demostró que para

varios fluidos F varia directamente como $\left(\frac{z}{dus}\right)^n$ para flujos a través de conductos uniformes. Si este factor es aplicado a la ecuación de Fanning, la ecuación quedará:

$$\Delta P = K \left(\frac{z}{dus}\right)^n \frac{su^2}{d} = \frac{kz^n 8^{1-n} u^{2-n}}{d^{1+n}} \quad (15)$$

Donde k es una expresión general para cualquier constante (Office, 1829).

2.15 ECUACIÓN DE DARCY

El flujo de agua en un suelo saturado se describe utilizando la ley de Darcy. Darcy estableció que la velocidad del flujo del agua a través del suelo era proporcional al gradiente de carga hidráulica:

$$v_w = -k_w \frac{\partial h_w}{\partial y} \quad (16)$$

Donde

v_w = velocidad de flujo del agua

k_w = coeficiente de permeabilidad respecto al agua

$\partial h_w / \partial y$ = gradiente de carga hidráulica

El coeficiente de proporcionalidad entre la velocidad de flujo del agua y el gradiente de carga hidráulica es llamado coeficiente de permeabilidad. El coeficiente de permeabilidad es relativamente constante para una porción de suelo específica. El signo negativo indica que el agua fluirá en dirección a lograr un menor gradiente de carga hidráulica. (Fredlund, 1993)

2.16 CONDICIONES ESPECIALES QUE MODIFICAN LA CIRCULACIÓN

Aun cuando el cuerpo humano se considera un sistema perfecto y el flujo sanguíneo se considera como un flujo con valores de velocidad y viscosidad constantes, existen factores de diversa índole que pueden afectar o modificar el comportamiento de éste. Estas situaciones son principalmente de carácter patológico. Podemos encontrar en la literatura que la mayoría de las afecciones corresponden básicamente al síndrome metabólico.

El síndrome metabólico está conformado por una serie de factores de riesgo, como la hipertensión arterial, dislipidemias, la intolerancia a la glucosa por la resistencia a la insulina y la obesidad visceral, elevando la probabilidad de padecer enfermedad cardiovascular.

Existen diversas investigaciones donde se comprueba que en sujetos con afecciones metabólicas en contraste con sujetos sanos, los cambios en la temperatura afectarán a la viscosidad sanguínea, la velocidad de flujo, la presión sanguínea así como la capacidad de deformación de los eritrocitos. Cuando se aumenta la temperatura respecto a la temperatura corporal, los valores de los parámetros antes mencionados descienden pero cuando se disminuye la temperatura, los valores aumentan. (Çinar, 2001)

2.16.1 ATHEROSCLEROSIS

La arteriosclerosis es un término genérico que se refiere al engrosamiento y el endurecimiento de las arterias, independientemente de su tamaño. Cuando afecta a arterias de mediano y gran calibre se denomina aterosclerosis. La aterosclerosis es un proceso inflamatorio crónico que afecta a las arterias de diferentes lechos vasculares y que se caracteriza por el engrosamiento de la capa íntima y media con pérdida de la elasticidad. Su lesión básica es la placa de ateroma compuesta fundamentalmente de lípidos, tejido fibroso y células inflamatorias, y pasa por

diferentes estadios. Esta modificación en las arterias tendrá un efecto colateral en la velocidad de flujo y presión. (Guadalajara Boo, 2010)

El proceso aterogénico puede empezar desde edades muy tempranas. El depósito y salida de lipoproteínas del espacio subendotelial es un proceso fisiológico normal. Su permanencia en este espacio está condicionada por el flujo de entrada de estas lipoproteínas y de su resistencia a las modificaciones oxidativas que suponen un cambio en su comportamiento biológico.

Las LDL modificadas, sobre todo las oxidadas, son citotóxicas y dañinas para el endotelio, quimiotácticas para los monocitos e inhibidoras de la migración de los macrófagos. Las LDL oxidadas inducen la expresión del factor de necrosis tumoral α (TNF- α) o la interleucina 1 (IL-1), las cuales favorecen la expresión endotelial de moléculas de adhesión endotelial. Los monocitos fagocitan estas LDL modificadas, cargándose de lípidos y transformándose en células espumosas. Estas células cargadas de lípidos terminan lisándose liberándose al espacio celular los cristales de colesterol y las enzimas catalíticas contenidas en los restos celulares, desencadenando un proceso inflamatorio local.

Inicialmente el depósito lipídico extracelular es escaso. En esta primera fase la lesión se conoce como estría lipídica o adiposa, presente desde la primera infancia y visible macroscópicamente. Aunque puede considerarse como precursora de la placa ateromatosa, en ocasiones puede involucionar. La placa de ateroma puede aparecer al final de la pubertad. Presenta mayor contenido lipídico y celular que la estría lipídica, debido a la perpetuación del mecanismo patogénico anteriormente esbozado. Se forma un núcleo lipídico sobre el cual se organiza el componente celular.

La fase final es la placa fibrosa o fibroateroma que se caracteriza por la gran reacción conectiva con depósito de colágeno y fibrosis, que constituye un mecanismo defensivo de la pared endotelial ante la placa de ateroma que gracias a su consistencia blanda es especialmente deformable. La reacción fibrótica estabiliza la placa. (Martínez-González, 2001)

2.16.2 DIABETES

La diabetes mellitus es un grupo de enfermedades caracterizadas por hiperglucemia resultante de defectos en la secreción y/o la acción de la insulina. La diabetes tipo 1 con déficit absoluto en la secreción de insulina y la diabetes tipo 2 causada por resistencia a la insulina e inadecuada respuesta secretora. La hiperglucemia crónica se asocia con lesiones a largo plazo en diversos órganos, particularmente ojos, riñón, nervios, vasos sanguíneos y corazón.

Diversos procesos patogénicos están involucrados en el desarrollo de DM aunque la gran mayoría de los casos pueden incluirse en dos categorías. En la primera de ellas, diabetes mellitus de tipo 1 (DM1), la causa es una deficiencia absoluta en la secreción de insulina, a menudo con evidencia de destrucción autoinmune de las células β pancreáticas. En la segunda categoría, mucho más prevalente, diabetes mellitus de tipo 2 (DM2), la causa es una combinación de resistencia a la acción de la insulina (generalmente asociada a obesidad) y una inadecuada respuesta secretora compensatoria. (Alfaro, 2000).

2.16.3 HIPERTENSIÓN ARTERIAL

La hipertensión arterial es un síndrome caracterizado por el aumento de la presión arterial. Se define por la presencia de valores de presión arterial superiores a los del rango establecido. La presión arterial sistólica es mayor a 140 mm Hg y la presión diastólica es mayor a 90 mm Hg. Su etiología es desconocida, sin embargo, se cree que su desarrollo se debe a múltiples factores entre los que destacan los factores de origen genético. Los factores estructurales como una menor distendibilidad de los vasos así como los factores funcionales también juegan un papel importante en el desarrollo de esta enfermedad.

Debido a que la hemodinámica y la hemoreología juegan un papel importante en las diversas técnicas para la obtención de muestras sanguíneas así como su análisis, además de que es primordial el aseguramiento de la calidad en los resultados que se emitirán, es factible proponer y desarrollar modelos teóricos a partir de las ecuaciones antes descritas

CAPÍTULO III

DESARROLLO DEL MODELO TEÓRICO Y OBTENCIÓN DE RELACIONES ENTRE EL ÁNGULO ÓPTIMO Y VELOCIDAD CONSTANTE.

En el presente trabajo se considera a la sangre como un fluido Newtoniano que obedece a la Ley de Hagen-Poiseuille, es decir, presenta una velocidad y una viscosidad constante. El número de Reynolds se mantiene por debajo y se toman en cuenta tanto el radio de la aguja como el radio del vaso sanguíneo donde se tomará la muestra. Esto es posible debido a que el área anatómica tomada en cuenta es pequeña.

Se considera que la velocidad se mantiene constante debido al uso de un sistema al vacío (Vacutainer). Sin embargo, existen situaciones donde no es posible tomar la muestra en una vena, por lo que se considerará la obtención de sangre arterial así como condiciones donde el ángulo sea pequeño y el gasto mínimo.

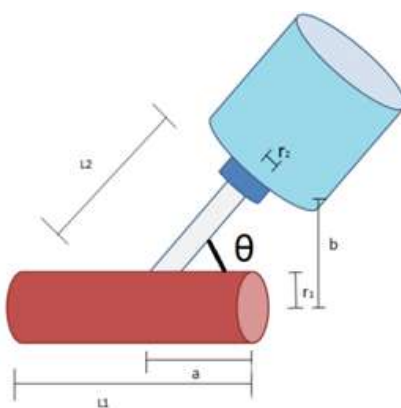


Figura 7. Sistema vena-aguja durante flebotomía, la vena presenta un radio r_1 y longitud L_1 , la aguja presenta un radio r_2 y una longitud L_2 .

Si consideramos a la vena y a la aguja durante el proceso de flebotomía como partes de un sistema, se pueden tomar en cuenta ciertas propiedades de cada sección para la posterior optimización del ángulo en el que se introducirá la aguja respecto a la vena.

Observando la figura 7 tenemos que la vena de color rojo posee un radio r_1 y una longitud L_1 , la aguja en color gris presenta un radio r_2 y una longitud L_2 , el ángulo de inclinación entre la vena y la aguja se denomina θ . Los valores aproximados de θ van de 23° a 35° .

3.1 ANTECEDENTES DE OBTENCIÓN DEL ÁNGULO ÓPTIMO

En trabajos previos se han generado relaciones matemáticas entre los diámetros de la aguja y el diámetro de la vena del paciente, además de tomar en cuenta la presión necesaria en el torniquete para la detección de las venas.

Combinando la ecuación (1) de la ley de Hagen-Poiseuille con la ecuación (2) de la ley de Ohm y despejando la resistencia obtenemos:

$$R = \frac{8L\eta}{\pi r^4} \quad (17)$$

Si tomamos en cuenta los parámetros de la figura 7 y los incluimos en la ecuación (17) obtendremos:

$$R = \frac{8\eta(L_1 - a)}{\pi r_1^4} + \frac{8\eta L_2}{\pi r_2^4} \quad (18)$$

Utilizando relaciones trigonométricas encontramos que $L_2 = b \csc \theta$ y $a = b \operatorname{ctg} \theta$

$$R = \frac{8\eta(L_1 - b \operatorname{ctg} \theta)}{\pi r_1^4} + \frac{8\eta b \csc \theta}{\pi r_2^4} \quad (19)$$

Para la optimización del ángulo, se obtiene la primera derivada con respecto de θ :

$$R' = \frac{8\eta b}{\pi r_1^4} \csc^2 \theta - \frac{8\eta b}{\pi r_2^4} \csc \theta \operatorname{ctg} \theta \quad (20)$$

Si consideramos a la viscosidad y las longitudes constantes y se iguala a cero, la relación queda (Bonilla Paz, 2014):

$$\cos \theta = \left(\frac{r_2}{r_1} \right)^4 \quad (21)$$

3.2 OBTENCIÓN DEL ÁNGULO ÓPTIMO BAJO CONDICIONES DE VELOCIDAD CONSTANTE

El uso de sistemas al vacío (Vacutainer) en la flebotomía ofrece múltiples beneficios entre los que destaca la obtención de varios volúmenes sanguíneos sin la necesidad de hacer más tomas de muestra por lo que la intervención al paciente será mínima.

Para el caso de velocidad constante aplicamos la optimización respecto al ángulo, es decir, obtener la segunda derivada de la ecuación (17) por lo que se tendrá:

$$R'' = -\frac{16\eta b}{\pi r_1^4} \csc^2 \theta \cot \theta - \frac{8\eta b}{\pi r_2^4} [-\csc \theta \cot^2 \theta - \csc^3 \theta] \quad (22)$$

Igualando a cero, bajo condiciones de variación mínimas de resistencia, la ecuación quedará:

$$\frac{dV_\theta^R}{d\theta} = \frac{2r_2^4}{r_1^4} = \frac{\cos^2 \theta + 1}{\cos \theta} \quad (23)$$

Donde

$$V_\theta^R = \frac{dR}{d\theta}$$

3.3 RELACIÓN ENTRE EL ÁNGULO Y EL RADIO EN PUNCIÓN ARTERIAL

Hay ocasiones como traumatismos o una delgadez excesiva en las venas, no hace posible el obtener las muestras sanguíneas por medio de la flebotomía por lo que es necesario hacer una punción arterial. Aunque no es lo más recomendado dado el dolor que se puede provocar al paciente, es indispensable tener en cuenta las condiciones en las que se hará la toma de sangre arterial.

En este caso la velocidad no se considera constante ya que la arteria cuenta con un pulso propio, lo que causará que el flujo sanguíneo salga por sí solo.

Derivando respecto a la ecuación (22) obtenemos:

$$\frac{d^2 V_{\theta}^R}{d\theta^2} = -\frac{16\eta b}{\pi r_1^4} [-2 \csc^2 \theta \operatorname{ctg}^2 \theta - \csc^4 \theta] + \frac{8\eta b}{\pi r_2^4} [-\csc \theta \operatorname{ctg}^3 \theta - 2 \csc^2 \theta \operatorname{ctg}^2 \theta - 3 \csc^3 \theta \operatorname{ctg} \theta] \quad (24)$$

Simplificando obtenemos:

$$\frac{d^2 V_{\theta}^2}{d\theta^2} = \frac{8\eta b}{\pi \operatorname{sen}^4 \theta} \left[\frac{2}{r_1^4} (2 \cos^2 \theta + 1) - \frac{1}{r_2^4} (\cos^3 \theta - 2 \cos^2 \theta) \right] \quad (25)$$

Igualando a cero, nos queda:

$$\frac{d^2 V_{\theta}^2}{d\theta^2} = \frac{8\eta b}{\pi} \left[\frac{2}{r_1^4} \right] = \frac{16\eta b}{\pi r_1^4} \quad (26)$$

Por lo que, como podemos observar de esta última ecuación, el radio de la arteria es únicamente el que determinará la velocidad del flujo.

3.4 RELACIÓN DEL ÁNGULO EN CONDICIONES DE ENERGÍA MÁXIMA Y GASTO MÍNIMO

En situaciones donde el paciente se encuentra hospitalizado es normal que se canalice para poder administrarle medicamentos o líquidos que reestablezcan su estado de salud. En estos casos es habitual que la toma de muestras sanguíneas se haga en el sitio donde se encuentra el catéter por lo que el ángulo de la aguja respecto a la vena será muy pequeño.

En este caso, sustituyendo $b = L_2$ en la ecuación (25) tendremos:

$$\frac{d^2 V_\theta^2}{d\theta^2} = \frac{16\eta L_2}{\pi r_1^4} \quad (27)$$

Utilizando las series de Taylor para ángulos pequeños y sustituyendo en la ecuación (26) obtenemos:

$$(V_\theta^R)'' = \frac{8\eta b}{\pi\theta^4} \left[\frac{2}{r_1^4} (2 + 1) - \frac{1}{r_2^4} (1 - 2) \right] \quad (28)$$

Por lo que al final nuestra ecuación quedará de la siguiente forma:

$$(V_\theta^R)'' = \frac{8\eta b}{\pi\theta^4} \left[\frac{6}{r_1^4} + \frac{1}{r_2^4} \right] \quad (29)$$

Con la ecuación obtenida comprobamos que en efecto el ángulo es muy pequeño por lo que existirá un gasto mínimo con un máximo de energía.

CAPÍTULO IV

CONCLUSIONES Y EVOLUCIÓN DE MODELOS TEÓRICOS PARA FLEBOTOMÍA

4.1 CONCLUSIONES

Si bien la sangre en su totalidad no puede ser considerada como un fluido newtoniano, debido a que el sitio anatómico que se toma en cuenta es muy pequeño se puede asumir que las características de la sangre serán similares a las presentadas por un fluido con viscosidad constante y un número de Reynolds pequeño.

Aunque no se puede generalizar que el diámetro de las venas o arterias será igual para todas las personas, utilizando la ecuación de Hagen-Poiseuille y echando mano de estudios anteriores, es posible hacer un análisis donde se puede determinar el ángulo óptimo para el proceso de flebotomía utilizando un sistema al vacío (Vacutainer). Considerando la velocidad como constante, en la ecuación (23) se observa que la optimización se hace con respecto al ángulo por lo que se podrán obtener valores teóricos más precisos que los descritos en la literatura.

En el caso de punción arterial, se encontró que la velocidad sólo depende del radio arterial en condiciones de gasto mínimo como se puede observar en la ecuación (26). Esto se pudo comprobar debido a que el ángulo de una punción arterial no sufre modificaciones. Sin embargo, cabe recordar que la ecuación de partida fue la ecuación de Hagen-Poiseuille, por lo que el radio de la aguja es más pequeño e irrelevante pero es necesario tomarlo en cuenta.

En el caso final donde se asume que el paciente se encuentra en una situación de canalización, el ángulo a tomar en cuenta es demasiado pequeño por lo que habrá un gasto mínimo pero una energía máxima. Esto se pudo comprobar debido a la obtención de la ecuación (29).

Podemos concluir que de acuerdo a las expresiones obtenidas, podemos confirmar las hipótesis propuestas. Estos modelos ofrecen relaciones útiles para una disminución en los errores de la flebotomía por parte del personal de laboratorio. Además de que permitirá no sólo depender de la experiencia del Químico Farmacobiólogo adquirida a través del empirismo sino que podrá cimentar los conocimientos en base a modelos teóricos que pueden ser comprobados.

4.2 INVESTIGACIÓN A FUTURO

Si bien, en nuestros modelos hemos considerado sólo la ecuación de Hagen-Poiseuille, existen ecuaciones como la de Stokes, Darcy, Darcy-Weisbach y Fanning, que pueden ser utilizadas para el desarrollo de nuevos modelos.

En la presente investigación se han considerado sujetos sanos, sin embargo, es necesario tomar en cuenta que la población de estudio está compuesta por miembros con características heterogéneas y particulares, anatómica y fisiológicamente. Las patologías antes descritas también deberán ser consideradas ya que gran parte de la población conforma las estadísticas de estas enfermedades.

Esto abre las posibilidades para proponer modelos a futuro donde se tomen en cuenta tanto las ecuaciones antes mencionadas así como las afecciones en la población, lo que desembocará en la mejora de las condiciones tanto de obtención de muestra como el análisis así como una mayor calidad.

REFERENCIAS

- Alfaro, J. (2000). Tratamiento de la Diabetes Mellitus. *Sistema Nacional de Salud*.
- Arbittier, D. (1998). *MEDICAL ANTIQUIES*. Obtenido de http://www.medicalantiques.com/medical/Scarifications_and_Bleeder_Medical_Antiques.htm Consulta realizada el día 3 de septiembre de 2016.
- Arribas Castrillo, J. M., & Vallina Álvarez, E. (2005). *Hematología Clínica. Temas de Patología Médica*. Universidad de Oviedo.
- Association, A. W. (2011). *Fiberglass Pipe Design*.
- Avraham, R. (1989). *The circulatory system*. Chelsea House Publishers.
- Baskurt, O. K., & Hardeman, M. R. (2007). *Handbook of Hemorheology and Hemodynamics*. IOS Press.
- Baskurt, O. K., & Meiselman, H. J. (2003). Blood Rheology and Hemodynamics. *Seminars in thrombosis and hemostasis*.
- Blankfield, R. P. (2008). Implications of calculated intravascular volume changes upon atherosclerotic cardiovascular disease. *Clinical hemorheology and microcirculation*, 75-81.
- Bonilla Paz, I. A. (2014). *OBTENCIÓN DE UN MODELO QUE DESCRIBA UNA RELACIÓN PARA EL ÁNGULO ÓPTIMO ADEMÁS DE LA PRESIÓN QUE SE DEBE REALIZAR EN EL ESTÍMULO PARA LA DETECCIÓN DE VENAS EN EL PROCESO DE FLEBOTOMÍA A PARTIR DE LA ECUACIÓN DE HAGEN-POISEUILLE*. Morelia, Michoacán : Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo .
- Burbano de Ercilla, S. (2003). *Física General* (Trigesima cuarta ed.). Tebar.

Carr, J., & Rodak, B. (2010). *Atlas de Hematología Clínica*. Médica Panamericana.

Cilla, M., & Peña, E. (2013). Mathematical modelling for atheroma plaque formation and development in coronary arteries. *Journal of the Royal Society Interface*, XXVI, 466–471.

Çinar, Y. (2001). Blood viscosity and blood pressure: role of temperature and hyperglycemia. *Am J Hypertens*, XIV, 433-438.

Cotter, S. (2001). *Hematology*. Teton NewMedia.

Dae, L. P. (1983). *Fundamentals of Reservoir Engineering*. Elsevier.

Donayre-Medina P. (2016). Identificación de errores preanalíticos durante la flebotomía en pacientes de consultorio externo. *Revista Latinoamericana de Patología Clínica y Medicina de Laboratorio*, LXIII, 30-33.

Drake, R., & Mitchell, A. (2010). *Gray. Anatomía para estudiantes*. Elsevier.

Estevez Delgado, G., Estevez Delgado, J., & Bonilla Paz, I. A. (2014). Determinación del ángulo óptimo, considerando la ecuación de ley de Hagen-Poiseuille, adecuado en el proceso de flebotomía. En *Memorias del XI encuentro "Participación de la Mujer en la Ciencia"*. León Guanajuato: Centro de Investigaciones en Óptica.

Estevez Delgado, G., Estevez Delgado, J., & Bonilla Paz, I. A. (2014). Un modelo de presión sanguínea que permita evitar la hemólisis en una flebotomía. En *Memorias del XI Encuentro "Participación de la Mujer en la Ciencia"*. León Guanajuato: Centro de Investigaciones en Óptica.

Fredlund, D. (1993). *Soil Mechanics for Unsaturated Soils*. John Wiley & Sons.

Fritsch, H., & Kuehnel, W. (2014). *Color Atlas of Human Anatomy: Vol. 2 Internal Organs*. Thieme.

Gennaro, A. R. (2003). *Remington: Farmacia, Volumen 1*. Médica Panamericana .

Guadalajara Boo, J. F. (Mayo de 2010). Obtenido de http://www.facmed.unam.mx/sms/temas/2010/05_may_doc_2k10.pdf
Consulta realizada el 29 de Agosto de 2016

Hall, J. E. (2011). *Guyton y Hall Tratado de Fisiología Médica*. Elsevier Health Sciences.

Handin, R., Tux, S. E., & Stossel, T. (2003). *Blood: Principles and Practice of Hematology* (Vol. I). Lippincott Williams & Wilkins.

Hartwig, W. (2008). *Fundamental Anatomy*. Lippincott Williams & Wilkins.

Kelvinsong. (2013). Diagrama de arterias, venas, y capilares. Obtenido de https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Vasos_sangu%C3%ADneos.svg
Recuperado el 3 de septiembre de 2016.

Klabunde, R. E. (2007). Obtenido de www.cvphysiology.com/Hemodynamics/H001.htm
Consulta realizada el 25 de agosto de 2016

Latarjet, M., & Ruiz Liard, A. (2006). *Anatomía Humana* (Vol. II). Editorial Médica Panamericana.

Lemos, J. D., & Magri, M. (2011). *Historia de la Medicina Transfuncional* . Ediciones de la Plaza.

Liu, X., & Fan, Y. (2012). Nitric oxide transportation in a axisymmetric stenosis. *Journal of the Royal Society Interface*, XXVI, 466–471.

Martínez-González, J. (2001). Biología celular y molecular de las lesiones ateroscleróticas. *Revista Española de Cardiología*. Obtenido de Fisiología de la placa ateromatosa: <https://eciencia.urjc.es/bitstream/handle/10115/11547/Fisiopatolog%EDa+de+la+placa+de+ateroma.pdf;jsessionid=C9F5F90A51C5BAF12ECC98338B5BD0BE?sequence=1>
Consulta realizada el 2 de septiembre de 2016.

Medical, M. (2007). Obtenido de <http://www.birdvilleschools.net/cms/lib2/TX01000797/Centricity/Domain/3034/phleboto my.pdf>. Consulta realizada el 25 de agosto de 2106.

Miale, J. (1985). *Hematología: medicina de laboratorio*. Reverte.

Michell, L. (2012). *Hematología* . Obtenido de <http://hematolo.blogspot.mx/2012/04/componentes-de-la-sangre.html>.
Recuperado el 5 de septiembre de 2016

Moore, K., & Agur, A. (2003). *Fundamentos de Anatomía: con orientación clínica*. Editorial Médica Panamericana .

Moral Jiménez J, M. F. (2011). Importancia del orden de llenado de los tubos de muestras. *Nure Investigación*(54), 1-5. Obtenido de <http://www.nureinvestigacion.es/OJS/index.php/nure/article/viewFile/549/538>.
Consulta realizada el 22 de Agosto de 2016.

Muñoz Sánchez, A. R. (2013). *Administración de alimentos y tratamientos a personas dependientes en el domicilio*. 2013.

Nakamura, Y., & Awa, S. (2015). Radius exponent in elastic and rigid arterial models optimized by the least energy principle. *Physiological Reports*, II, 1-15.

Office, U. G. (1829). *Bulletin*. United States Goverment Printing Office.

Organization, W. H. (2010). *WHO guidelines on drawing blood: best practices in phlebotomy*.

Palacios Rausfast, L. (2005). *Fisiología animal*. Edicions Universitat Barcelona.

Palastanga, N., Field, D., & Soames, R. (2007). *Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento*. Paidotribo.

Pearl Solomon, E. (2015). *Introduction to Human Anatomy and Physiology*. Elsevier Health Sciences.

Physiology. (2012). Springer Science & Business Media.

Porter, B., & Moss, R. (1970). *TOPOGRAPHICAL BIBLIOGRAPHY OF ANCIENT EGYPTIAN HIEROGLYPHIC TEXTS, RELIEFS, AND PAINTINGS* (Vol. I). GRIFFTH INSTITUTE. Recuperado el día 3 de septiembre de 2016.

Ramos de Viesca, M., & Aranda, C. A. (2002). *La sangría como recurso terapéutico en las enfermedades mentales en el México del siglo XIX*.

Rodak, B. (2005). *Hematología: fundamentos y aplicaciones clínicas*. Médica Panamericana.

Rodak, B., Fisman, G., & Doig, K. (2007). *Hematology: Clinical Principles and Applications*. Elsevier Health Sciences.

Rodríguez Pinto, M. (1971). *Anatomía, fisiología e higiene*. Progreso.

Ruiz-Argüelles, G. (1994). *Fundamentos de Hematología* (Cuarta ed.). Médica Panamericana.

Sans-Sabafren, J., & C., B. R. (2006). *Hematología clínica*. Elsevier.

Schünke, M., Ross, L., Schulte, E., & Schumacher, U. (2006). *Thieme Atlas of Anatomy: General Anatomy and Musculoskeletal System*. Thieme.

Srivastava, P. K. (2005). *Elementary Biophysics: An introduction* . Alpha Science.

Stewart, M. (2015). *Surface Production Operations: Volume III: Facility Piping and Pipeline Systems* . Gulf Professional Publishing.

Stoltz, J. F. (1999). *Hemorheology in practice* . iOS Press.

Texas Heart Institute. (Agosto de 2016). Obtenido de
http://www.texasheart.org/HIC/anatomy_Esp/anato_sp.cfm Recuperado el 5 de septiembre de 2016.

Threws, G., & Mutschler, E. (1983). *Anatomía, fisiología y patofisiología del hombre*. Reverte.

Tortosa i Moreno, A. (2014). *Infermera virtual*. Obtenido de Sistema cardiovascular:
<https://www.infermeravirtual.com/files/media/file/100/Sistema%20cardiovascular.pdf?1358605522>. Consulta realizada el 27 de agosto de 2016.

Von Gersdorff, H. (1517). Points for blood-letting. Recuperado el día 3 de septiembre de 2016.

Wang, C. (2013). Spatial Distribution of wall shear stress in common carotid artery by color doppler flow imaging. *J Digit Imaging*, XXVI, 466-471.

Whittermore, S. (2014). *The circulatory system* . Infobase Publishin.

Wollina, U. (2016). Medical Leech Therapy (Hirudotherapy). *Our Dermatol Online*, VII, 91-96.
Obtenido de
https://www.researchgate.net/publication/282211245_Medical_Leech_Therapy_Hirudotherapy. Consulta realizada el 28 de agosto de 2016.