



UNIVERSIDAD MICHOACANA DE SAN NICOLAS DE HIDALGO



FACULTAD DE QUÍMICO FARMACOBIOLOGÍA

**“DETERMINACIÓN EXPERIMENTAL DEL ÁNGULO ÓPTIMO
EN EL PROCESO DE FLEBOTOMÍA A PARTIR DE LA
ECUACIÓN DE HAGEN-POISEUILLE.”**

TESIS PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

“QUÍMICO FARMACOBIOLOGO”

PRESENTA:

PQFB NANCY ERENDIRA GALVÁN GARCÍA

ASESOR:

MAESTRO EN CIENCIAS GABINO ESTÉVEZ DELGADO

REVISORES:

PRESIDENTE: M.C. ROSA MARÍA TRUJILLO AGUIRRE.
INGENIERO QUÍMICO ARTURO CHÁVEZ ESQUIVEL
Q.F.B ITZIA ALEJANDRA BONILLA PAZ
INGENIERO EN ELECTRONICA JOHAN CASTILLO GALLO
QFB JOSE NOE TRUJILLO

MORELIA MICHOACÁN JUNIO DE 2018

AGRADECIMIENTOS

A mi asesor de tesis M.C Gabino Estévez Delgado agradezco su apoyo orientación y experiencia que me brindo día con día para la realización de esta tesis.

A los profesores que contribuyeron en la revisión de esta tesis, agradezco su tiempo y experiencia que me brindaron para la corrección de la presente.

A mis profesores por enseñarme, aconsejarme e instruirme para ser un buen estudiante, ellos son parte de este logro y espero que su esfuerzo se vea reflejado en esta tesis.

A la Universidad Michoacana De San Nicolás De Hidalgo en particular a la Facultad de Químico Farmacobiología por la formación académica que me ha proporcionado a lo largo de mi licenciatura.

DEDICATORIA

A mis padres por el apoyo incondicional que me proporcionaron a lo largo de mis estudios.

A mis hermanas por llenarme de motivación

A mis maestros porque nunca desistieron en enseñarme y por dar lo mejor de ellos en cada clase.

A los profesores y todas las personas que me apoyaron para realizar y concluir esta tesis

RESUMEN

En el laboratorio clínico, la flebotomía constituye una de las etapas más importantes de la fase pre analítica la cual se enfrenta a algunos factores que pueden interferir para una adecuada toma de muestra como lo son: la edad del paciente, el tamaño de la vena, la condición de hidratación, la fuerza que debe ejercerse para la punción de la vena, los movimientos de la aguja dentro de la vena, la resistencia de la sangre debido a la aguja, el atravesar la pared venosa con la aguja, la hemólisis de la muestra producto de la mala toma de muestra, etc. Por lo cual es de suma importancia y objeto de estudio de la presente tesis el ángulo con el cual se realiza la flebotomía ya que se pueden reducir las fluctuaciones al momento de la toma de muestra, además de garantizar una adecuada toma de la misma ya que el analista requiere de habilidad y destreza para la recolección de la muestra ayudando a facilitar su obtención ⁵⁴.

Esta tesis tiene por objeto encontrar el ángulo óptimo en base a una muestra de 50 mediciones aleatorias a partir de un modelo de la ecuación de Hagen-Poiseuille. Este método consiste en considerar que la sangre que transita por las venas y arterias, obedece a la Ley de Hagen Poiseuille, por otro lado cuando la aguja es introducida para toma de muestra, ésta última se comporta como una pequeña extensión de la vena a explorar, la bifurcación generada entre la vena y aguja permiten generar una expresión en la que se puede encontrar el ángulo óptimo.

Así mismo en el presente trabajo se incluye una reseña histórica acerca de los orígenes de la flebotomía, descripción breve de la fisiología del sistema cardiovascular, leyes hemodinámicas que intervienen en la circulación sanguínea, la parte normativa así como el desarrollo de ecuaciones.

Palabras clave: flebotomía, Hagen Poiseuille, cardiovascular, ángulo.

ABSTRACT

In clinical laboratory, phlebotomy is one of the most important stages of preanalytical phase which some factors can interfere for proper sampling as are confronted: the patient's age, the size of the vein, hydration status, the force it to the venipuncture, the movements of the needle into the vein, the resistance of the blood due to the needle, with the vein wall through the needle, hemolysis of the sample product of poor sampling, etc. Therefore it is of utmost importance and object of study of this thesis the angle at which phlebotomy is done because they can reduce fluctuations at the time of sampling while ensuring an adequate intake of it as the analyst requires skill and dexterity to specimen collection helping to facilitate collection.

This thesis aims to find the optimum angle based on a random sample of 50 from a model of the equation of Hagen-Poiseuille measurements. This method consists in considering that the blood passing through the veins and arteries, in obedience to the law of Hagen Poiseuille, on the other hand when the needle is inserted to sampling, the latter behaves like a small extension of the vein to explore the fork generated between the vein and needle can generate an expression in which you can find the optimum angle.

Also in this thesis includes a brief history of the origins of phlebotomy, brief description of the physiology of the cardiovascular system, hemodynamic laws involved in the bloodstream, the normative part and the development of equations.

Keywords: Phlebotomy, Hagen Poiseuille, Cardiovascular, angle optime

ÍNDICE DE CONTENIDO

CAPTULO 1

MODELO TEÓRICO DE LA FLEBOTOMÍA

1.1INTRODUCCIÓN-----	10
1.2 ANTECEDENTES-----	12
1.3 HIPÓTESIS-----	17
1.4 OBJETIVO GENERAL-----	17
1.5 OBJETIVOS ESPECÍFICOS -----	18
1.6 VARIABLES-----	18
1.7 DELIMITACIÓN DEL TEMA-----	19

CAPÍTULO 2

FLEBOTOMÍA Y ECUACIÓN DE HAGEN-POUSEUILLE

2.1 HISTORIA DE LA FLEBOTOMÍA-----	22
2.2 HISTORIA DE LA HEMODINÁMICA -----	25
2.3PARTICIPANTES DE LA CIRCULACIÓN SANGUÍNEA -----	26
2.3.1 CIRCULACIÓN MAYOR Y CIRCULACIÓN MENOR-----	31
2.4 FASES DEL CICLO CARDÍACO-----	31
2.5 LAS PRESIONES INTRACARDÍACAS -----	33

2.6 SÍSTOLE VENTRICULAR-----	34
2.7 LEYES HEMODINÀMICAS DE LA CIRCULACIÓN SANGUÍNEA-----	34
2.7.1 RESISTENCIA VASCULAR-----	35
2.7.2. INSTRUMENTOS DE MEDICIÓN LIGADOS AL FLUJO SANGUÍNEO---	36
2.8 HISTORIA DE LA NORMALIZACIÓN EN MÈXICO -----	38
2.8.1 HISTORIA DE LA ISO 15189-----	39

CAPÍTULO 3

DESARROLLO

3.1 DESARROLLO DE LAS ECUACIONES DE LA DINÁMICA Y LA HEMODINÀMICA -----	44
---	----

CAPÍTULO 4

OBTENCIÓN DE LAS RELACIONES ÀNGULO ÓPTIMO Y ESTÍMULO DE LA PRESIÓN DEL TORNIQUETE

4.1 OBTENCIÓN DE LAS RELACIONES DE ÀNGULO ÓPTIMO -----	49
4.2 OBTENCIÓN DE LAS RELACIONES DEL ESTÍMULO DE LA PRESIÓN DEL TORNIQUETE -----	50

CAPÍTULO 5

CÀLCULOS Y RESULTADOS

5.1 CÀLCULOS PARA DETERMINAR EL RADIO DE LA AGUJA -----	53
5.2 CÀLCULO PARA LA OBTENCIÓN DEL ÀNGULO ÓPTIMO-----	58
5.3 CÀLCULO PARA LA OBTENCIÓN DEL ESTIMULO DE LA PRESIÓN DEL TORNQUETE -----	59

CAPÍTULO 6

CONCLUSIONES -----	61
REFERENCIAS-----	62

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1: EVOLUCIÓN HISTÓRICA DE LAS NORMAS -----	41
TABLA 2: EQUIVALENCIAS DE MILÍMETROS A GALGAS -----	53
TABLA 3: ANÀLISIS DESCRIPTIVO DE LOS DATOS OBTENIDOS-----	56
TABLA 4: PRUEBA DE KOLMOGOROV-SMIRNOV -----	57

ÍNDICE DE GRÀFICAS

GRAFICA 1: GRÀFICA LINEAL PARA EQUIVALENCIA EN GALGAS-----	54
--	----

ANEXOS

ANEXO 1: CARTA DE CONSENTIMIENTO-----	69
---------------------------------------	----

CAPÍTULO 1

ANTECEDENTES

1.1 INTRODUCCIÓN

En México hace algunas décadas, los laboratorios solo cumplían con la regulación que la Secretaría de Salud determinaba, tomando en cuenta cada una de las fases del análisis a realizar; sin embargo aun cuando se confrontaban los sistemas entre laboratorios los hallazgos en materia de calidad dejaban vacíos en la técnica de atención al paciente y la liberación de resultados entre primordiales; por último cabe resaltar que no solamente es de cuidado la atención que brinda el laboratorio sino que además se requiere que se pueda realizar un seguimiento al uso adecuado de los certificados o informes que el laboratorio emite y del uso que de estos se le dé para dar un seguimiento al paciente.

En la primer década del año 2000 a nivel mundial se desarrollaron normas que tenían por objeto debatir los procedimientos clínicos, así mismo en esta década se da conocer una norma internacional que pretende asegurar la calidad en cada una de las fases que se efectúan dentro del laboratorio clínico esta norma es la ISO 15189:2003 Laboratorios clínicos- Requisitos particulares para la calidad y competencia ³⁹.

A finales del siglo pasado se realizaron cambios en materia industrial y comercial lo que llevó a nuestro país a elaborar cambios en el ámbito técnico científico en especial dentro de los laboratorios clínicos modificando la normatividad. En México la norma ISO 15189, a partir del 2003, ha sido de suma importancia para llevar a cabo un aseguramiento en la mejora de la calidad de los laboratorios clínicos, cada día los laboratorios clínicos buscan la certificación y acreditación ya que en esta norma se vigilan cada una de las fases, pre analítica, analítica y post analítica.

A nivel mundial se están considerando las causas que comprometen el resultado de un análisis clínico, lo cual lleva a dirigir al paciente a una valoración del médico. El perfeccionamiento en cada uno de los procesos surgió a través de la necesidad de llevar a un tratamiento adecuado al paciente, por lo cual no se debe descuidar cada una de las fases del análisis y su conexión entre ellas, pero que además orienta de manera determinante ante la posibilidad de acompañar al médico en el diagnóstico.

La solicitud del médico de primera instancia involucra la etapa pre analítica esto lleva a tomar en cuenta la siguiente parte que es la toma de muestra que no se considera de preocupación, sin embargo este proceso también llamado flebotomía o sangría no se valoraba con la debida responsabilidad.

En la actualidad, el personal que realiza la toma de muestra se forma a través de foguearse en base a prueba y error, con las muestras reales del paciente. Aunque en últimas fechas se han dado en las aulas laboratorio, alternativas de entrenamiento que reducen ese pequeño método de ensayo y error.

Existen varias variantes que el flebotomista toma en cuenta para la toma de muestra como son: la edad del paciente, lugar de extracción de la muestra, los tipos de brazos así como el ángulo con que se debe realizar la flebotomía.

Dentro del análisis clínico son importantes cada una de las etapas así como su relación entre ellas, por ello es de suma importancia el desempeño de las normas internacionales, ya que al implementarse se reducen las contingencias.

No solamente es importante el área de análisis de la muestra, como lo son la expedición de resultados, sin embargo se ha analizado que se requiere planificar de manera precisa el proceso de flebotomía en el cual se establezcan estándares de calidad para el proceso que nos permita enriquecer y modernizar el proceso.

El presente trabajo pretende determinar de manera práctica o experimental un modelo que describa una relación para el ángulo óptimo además de la presión que se debe realizar para la detección de las venas en el proceso de flebotomía. Nuestro punto de partida se basa en la ecuación de Hagen-Poiseuille cuyos estudios de la hemodinámica de inicio implican la evaluación de número de Reynolds de la sangre del paciente y en particular del sitio de toma de muestra debido a que la sangre en el paciente tiene un número de Reynolds diferente en cada parte anatómica, ya que el flujo sanguíneo en los vasos es laminar.

Es importante considerar que el diámetro de cada vena o arteria es una variable que no es constante en todos los pacientes, debido a las características de cada individuo como lo son la edad y el estado de salud. Sin embargo, dentro del presente trabajo se toman en cuenta algunos valores de los que si son constantes como lo son el diámetro de las agujas con las que se realiza la flebotomía y la densidad de la sangre que nos permitirán tener cálculos más precisos del ángulo y presión óptima

1.2 ANTECEDENTES

La flebotomía se define como la operación quirúrgica que consiste en hacer una incisión en una vena para evacuar una cierta cantidad de sangre. La palabra flebotomía viene del griego: phleps= (vena) y tome= (corte) que en la antigüedad la flebotomía se utilizaba para desangrar al paciente. Para los laboratorios clínicos en particular el análisis hematológico es de suma utilidad dicho procedimiento debido a que la actualidad los métodos para el análisis hematológico son invasivos, es decir requieren de introducir objetos en el cuerpo del paciente para su extracción. El flebotomista cubre un papel muy importante dentro del análisis hematológico tanto para la toma de muestra como para dar seguimiento al control que el paciente requiera como lo son el caso de pacientes con anemia, diabetes o de igual manera pacientes que tiene valores comprometidos y requieren una dieta adecuada y manejar los niveles de algunos de sus componentes sanguíneos, cabe mencionar que el flebotomista además interviene en los dictámenes

médicos y en el diagnóstico de los mismos, es de suma importancia mencionar que el flebotomista es de relevancia en los laboratorios de investigación y los bancos de sangre.

La flebotomía abarca cualquier punción como lo es el caso de extracción de una gota de sangre para el análisis de glucosa o colesterol a nivel capilar, dicho término está referido al método de la obtención de la muestra sanguínea (1).

La flebotomía incluye un trabajo que abarca tres mil años de antigüedad en evolución sobre el proceso que se ha llevado con la sangre, con el paso de varios eventos históricos como lo son el proceso de transfusión sanguínea, descubrimiento de grupos sanguíneos, la práctica de inyecciones intravenosas, del descubrimiento de vacunas y el descubrimiento de corpúsculos sanguíneos, son sucesos que han ayudado a profundizar más en el procedimiento.

Teniendo en cuenta la relación histórica del método, actualmente se encuentran todas las normas que llevan a tener mayor vigilancia en la obtención de especímenes sanguíneos teniendo sumo cuidado no solo del paciente, si no también procurando que la toma de muestra sea lo menos dolorosa posible y reduciendo los obstáculos que se puedan presentar como lo es un hematoma que se puede presentar al no tener cuidado o de igual manera la selección del sitio de toma de la muestra. La formación de hematomas es un inconveniente que se puede presentar en pacientes de cualquier edad y

el cual resulta ser muy doloroso y molesto para el paciente.

Por otro lado, una mala toma de muestra puede interferir en el proceso de análisis de la misma, por ejemplo una hemólisis de la muestra, lo que fuerza al laboratorio a pedirle al paciente que se presente nuevamente para la toma de muestra adecuada. Aunque la hemólisis no solamente recae en el proceso de extracción de la sangre sino también en las condiciones de salud en las que se encuentre el paciente.

Generalmente el flebotomista va adquiriendo conocimiento con el consejo de diferentes textos, además de los conocimientos de manera empírica que son transmitidos de un analista a otro, con el fin de evitar hematomas y realizar una adecuada toma de muestra siendo aplicados esencialmente en el ángulo óptimo para realizar la toma, la selección de la vena en la cual se realizará la extracción y el adecuado uso del torniquete pero todo esto sin bases sólidas para ello. El uso del torniquete nos permite tener una mejor visibilidad de la zona a puncionar debido a que ejerce una presión sobre los vasos sanguíneos, sin embargo es importante tomar en cuenta no rebasar el uso de este estímulo en un tiempo mayor a un minuto ya que se puede alterar el resultado del análisis. Existen otros estímulos que se han implementado para una mejor visibilidad de los vasos sanguíneos como lo es el uso de lámparas para calentar la zona sin embargo un estímulo de esta índole puede conducir a reacciones en el paciente de hipersensibilidad y a resultados incorrectos.

El proceso de capacitación del flebotomista está enfocado a la empírica por lo cual no es posible estimar como un proceso de calidad.

El tomar en cuenta un ángulo entre 25° y 30° de inclinación tomando como referencia el brazo del paciente en tomas de muestra en vena, no se encuentra regularizado ya que está basado en la práctica tradicional. Actualmente las normas están enfocadas más hacia el cuidado de la muestra y su recolección, por lo cual a pesar de los avances obtenidos a través de los años aún existen aspectos del proceso a analizar.

La hemodinámica permite conocer algunas consideraciones que son plasmadas en los mismos parámetros hemodinámicos utilizados en el estudio de las químicas sanguíneas y cuyos calibradores se consideran para poder iniciar una medición determinada. Este tipo de procesos permite que tengan un referente inicial para realizar el ajuste en la medición, a través de los valores de referencia se consideran de manera implícita las condiciones iniciales de medición, diferenciando con ello cualquier valor dentro de la capacidad de trabajo,

generalmente referida al ámbito lineal, en el que la sensibilidad analítica y la capacidad mínima de detección es sujeta a este tipo de consideraciones.

Por otro lado, la hemodinámica ofrece parámetros hemodinámicos aplicados a la fisiología humana utilizados principalmente en el estudio de las químicas sanguíneas y además de considerar los calibradores para poder iniciar una medición determinada. El uso de ecuaciones de fluidos dentro de la hemodinámica permite determinar el comportamiento de la sangre en el proceso de flebotomía, sin embargo debido al número de variables, existen pocos trabajos; los existentes enfocados al cateterismo y a enfermedades respiratorias.

La ley de Hagen -Poiseuille fue descubierta de manera independiente, por Gotthilf Heinrich Ludwig Hagen en 1839 y Jean Louis Marie Poiseuille en 1838, y publicada por Poiseuille en 1840 y 1846. Esta ley experimental se describe para el gasto a través de un cilindro como:

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

Entonces tenemos que Δp es la diferencia de presión entre dos puntos al interior del cilindro, en nuestro caso las venas o arterias a considerar, η es la viscosidad del fluido, en nuestro análisis se tomara la densidad de la sangre, R es radio del cilindro, de la vena, y L su longitud entre los dos puntos donde se realizara el análisis.

El crecimiento en la dinámica de fluidos, especialmente el de la ecuación de Hagen-Poiseuille, que explica la caída de presión en un fluido que fluye a través de un cilindro que puede tener derivaciones en las que al ocurrir dicha bifurcación se genera un cambio de presión ⁴⁵.

El modelo resultó exitoso para interpretar lo que ocurre con los capilares y las venas, de manera local. Pero que además permitió la explicación de algunos procesos del sistema respiratorio y permitió el origen de instrumentos de medición para realizar análisis del funcionamiento respiratorio.

Dicha ecuación fue obtenida de manera experimental, lo que con lleva a un adelanto en el análisis de los proceso respiratorio, circulatorio y oftálmico. En el caso del sistema circulatorio el proceso se análisis debe de realizarse de manera local, dado que se requiere partir de consideraciones espaciales y temporales estables, dado que esta ecuación considera que el fluido es incompresible y con flujo laminar a través de un tubo de sección transversal, más largo que su diámetro y cuya aceleración local es constante. Bajo estas consideraciones establecemos que de manera local, la aceleración del fluido es:

$$(2) \quad \frac{dv}{dt} = c$$

Las consideraciones finalmente no resultan apropiadas para el caso de fluidos no Newtonianos.

Aun cuando la sangre dentro del sistema circulatorio global puede considerarse un fluido no newtoniano, (fluidos cuya relación entre tensión-- velocidad de deformación no es proporcional); localmente al momento de realizar una toma de muestra uno espera tener turbulencia, lo que sí podría ocurrir cuando sobre estimulamos la presión para poder realizar la toma de muestra, pero ¿Que desencadenaría la hemolisis de la muestra? Como detallaremos en el presente trabajo esta aproximación es un punto de partida en lo que podría dar inicio a otros modelos experimentales que podrían formalizar las mediciones.

Como una aproximación los resultados obtenidos, es de gran importancia considerar el número de Reynolds dado que este parámetro es útil para determinar cuándo se puede realizar una aproximación Newtoniana. El número de Reynolds N_R , se define como:

$$(3) \quad N_R = \frac{2 \cdot r \cdot \rho \cdot v}{\eta}$$

1.3 HIPÓTESIS

Se puede igualar el modelo teórico descrito por las ecuaciones de Hagen-Poiseuille en un modelo experimental, para determinar el ángulo óptimo de una flebotomía.

1.4 OBJETIVO GENERAL

Describir una relación para el ángulo óptimo, a partir de la ecuación de Hagen-Poiseuille, además de la presión que se debe realizar en el estímulo para la detección de venas en el proceso de flebotomía.

1.5 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Mediante un modelo experimental, el ángulo óptimo en el proceso de flebotomía.

Obtención de la presión optima, aplicada mediante un torniquete en el proceso de flebotomía.

Mejorar el proceso de flebotomía mediante un modelo teórico de la ecuación de Hagen-Poiseuille.

Reducir las fluctuaciones en el proceso de la toma de muestra a partir del cálculo del ángulo y presión óptimo.

1.6 VARIABLES

En la flebotomía se consideran algunas variables, entre las que destacan, de acuerdo a la propia ecuación las siguientes:

Variable dependiente

- Pacientes
- Características de la vena
- Caudal o gasto.
- Presión aplicada por el torniquete

Variable independiente

- Presión de al interior de la vena o arteria.
- Radio de la aguja.
- Radio de la vena o arteria.
- Viscosidad.
- Número de Reynolds.
- Longitud de la arteria a considerar, con un la consideración de conservación.

1.7 DELIMITACIÓN DEL TEMA

El presente trabajo trata de empatar el modelo teórico descrito por la ecuación de Hagen-Poiseuille con el cálculo del ángulo óptimo en proceso de flebotomía en base al modelo experimental en el cual se realizó el muestreo aleatorio de 50 personas que acuden al laboratorio clínico de la Facultad de Químico Farmacobiología. Se toma en cuenta que las personas a las cuales se les invita a participar en este estudio de investigación son personas adultas a quienes se les proporciona la carta de consentimiento para fines de realización del mismo.

Para la realización de este trabajo nos encontramos que el diámetro de cada vena o arteria es una variable que no es constante debido a que en cada persona por sus características es diferente y depende de ángulos parámetros posteriormente mencionados y que además no existe algún registro de un esquema del diámetro de las venas sin embargo se toman en cuenta algunos valores que si son constantes y que permitirán tener un cálculo más preciso.

Un caso que pudiera conducir a valores erróneos mediante la ecuación de Hagen-Poiseuille es cuando la muestra es lipídica, como lo es el caso de los pacientes

2018 “DETERMINACIÓN EXPERIMENTAL DEL ÁNGULO ÓPTIMO EN EL PROCESO DE FLEBOTOMÍA A PARTIR DE LA ECUACIÓN DE HAGEN-POISEUILLE”

que tiene valores altos en análisis de analitos, por ejemplo; pacientes que presentan patologías cardíacas o aterosclerosis.

Así mismo el presente trabajo contribuirá a mejorar el método de flebotomía así como evitar la hemólisis de la muestra, el hematoma en el paciente además de determinar la presión óptima en la flebotomía y determinación del ángulo óptimo.

Para la realización del trabajo se llevó a cabo con el apoyo de:

- Trabajo de campo: Diferentes Laboratorios Clínicos Privados.
- Análisis bibliográfico.
- Consultas en línea: artículos
- Software estadísticos: IBM SPSS 19 STATISTICS

CAPÍTULO 2

FLEBOTOMÍA Y ECUACIÓN DE LA LEY DE HAGEN-POISEUILLE

2.1 HISTORIA DE LA FLEBOTOMÍA

La práctica de la flebotomía es muy antigua, aun cuando se desconoce el tiempo exacto de su aparición, si se tiene registros en los cuales se remonta al periodo neolítico con el caso de una pintura egipcia encontrada en una tumba, en la que aparentemente una sanguijuela era aplicada sobre la piel del paciente enfermo. Este no sería el único indicio de este tipo de práctica.

Las teorías humorales de los primeros filósofos griegos fueron utilizadas por Galeno (129 a.C.-200 a.C.). Los cuatro humores fundamentales (sangre, flema, bilis amarilla y bilis negra), responsables de la salud y de la enfermedad, le sirvieron de base para clasificar los temperamentos en cuatro tipos: flemáticos, sanguíneos, coléricos y melancólicos. Estos términos se utilizan todavía hoy para designar el carácter de una persona. Galeno ha sido probablemente el autor que más ha influido en el desarrollo de la Medicina. Pero volvamos a la teoría humoral. Existen tres etapas en toda enfermedad: el cambio en las proporciones humorales causado por factores externos o internos; la reacción del organismo ante esa alteración, manifestada por la fiebre o "ebullición"; la crisis final, en la que la alteración acaba con la eliminación del humor que está en exceso, o con la muerte. Y de la necesidad de la eliminación del humor, derivó el concepto de la sangría.

La extracción de sangre en la antigüedad estuvo asociada con la búsqueda de un cura para las enfermedades, sin embargo con el descubrimiento de algunas áreas como lo son la microbiología generó nuevas posibilidades al uso de la extracción de la sangre ⁵⁷.

Para el año 1800d.c. se realizaba esta práctica con el uso de sanguijuelas para la cura de algunos padecimientos.



FIGURA.-1 Pintura egipcia antigua de la sangría ⁵⁹

En la edad media la sangría se convirtió en un tratamiento para diversas patologías: la peste, la viruela, la epilepsia y la gota. Los practicantes normalmente hacían muescas en venas o arterias en el antebrazo o en el cuello a veces usando una herramienta especial con una hoja fija y conocida como fleam.



FIGURA.- 2 Tratamiento de las sangrías imagen francesa del siglo XIII ⁶⁰.

En Mesoamérica precolombina la extracción de sangre se creía que era para servir a un propósito muy diferente, sacerdotes y gobernantes mayas utilizaban instrumentos de piedra para perforar la lengua, los labios y otras partes blandas ofreciendo su sangre como sacrificio a los dioses.

Derramamiento de sangre como un procedimiento médico se convirtió en un poco menos dolorosa con la llegada en el siglo 18 de lancetas de resorte y el escarificador, un dispositivo que ofrece múltiples cuchillas que entregan un conjunto uniforme de cortes paralelos. Médicos y cirujanos aplicaban esta práctica a sus pacientes más estimados.

El médico parisino Dr. François Broussais (1772-1838), consideraba que el uso de lancetas para el tratamiento de algunas enfermedades, principalmente aquellas que generaban inflamación y que permitían desangrar al paciente ⁵.



FIGURA.-3: Práctica de una sangría en un paciente ⁵⁷.

Esta práctica también fue implementada en algunos personajes históricos como lo fueron George Washington en 1799 quien pidió ser desangrado tras haber padecido un fuerte dolor de garganta sus médicos drenan un estimado de 5 litros en menos de 16 horas sin embargo a pesar de sus mejores esfuerzos Washington murió, lo que lleva a la especulación de que la pérdida excesiva de

sangre contribuyó a su desaparición. Carlos II fue desangrado por el brazo y el cuello después de sufrir una convulsión en 1685 ⁵⁷.

Para el siglo XVIII y XIX fue más común el uso de un instrumento, lo que permitía utilizar lancetas para perforar las venas y proceder con el sangrado de las áreas afectadas, hasta la fecha es utilizado por los médicos veterinarios en algunas de sus prácticas.

Los contenedores donde se recolectaba la sangre llevo a una evolución hasta nuestros días. Actualmente los diferentes contenedores utilizados son diversos, diferenciándose por su volumen. De manera particular las recolecciones para un laboratorio se hacen en tubos de ensayo y cuya diferenciación se hace por el contenido previo para ser procesada la muestra

Existen sitios electrónicos en los que puede observar una cantidad importante de instrumentos que antiguamente se utilizaba para la venopunción y en los que se ve que existe toda una evolución en el proceso de la obtención de la muestra ¹³

2.2 HISTORIA DE LA HEMODINÁMICA

La hemodinámica es el Estudio del flujo sanguíneo y los mecanismos circulatorios en el sistema vascular. La hemodinámica es una disciplina de la biofísica y una de las ramas de la física moderna, en las cuales intervienen la hidrodinámica, así como otras disciplinas como lo son la fisiología y la anatomía.

Los orígenes de la hemodinámica se remontan con a 1844, cuando Claude Bernard introdujo catéteres en vena y arteria yugulares del caballo y los avanzó hasta ventrículos derecho e izquierdo respectivamente.

En la vida cotidiana cualquier actividad implica procesos relacionados con la física, biología, química o ambas. No es de extrañar encontrar procesos donde se encuentre involucrados estas relaciones. En física se estudian diferentes modelos

matemáticos que intentan explicar de modo aproximado cómo se comporta la naturaleza e intentar predecir las consecuencias en determinados experimentos. Si el modelo no falla en sus predicciones se va consolidando poco a poco en la teoría física. En este último caso nos referimos a la ley de propagación de errores en la que se requiere presentar inicialmente un modelo físico que finalmente será atendido en las variaciones por un modelo matemático ²²

La hemodinámica se encarga de todos los sistemas dinámicos de los fluidos en el cuerpo, sin embargo una de las áreas de estudio es el mecanismo de corazón. Este órgano da origen a lo que conocemos como sistema circulatorio y el cual cuenta con componentes como lo son arterias, venas y capilares.

En la actualidad los estudios de la hemodinámica nos han permitido entender con más precisión en el comportamiento del flujo sanguíneo. Sus aplicaciones van más enfocadas a las cardiopatías o monitoreo hemodinámico.

2.3 PARTICIPANTES DE LA CIRCULACIÓN SANGUÍNEA

El aparato circulatorio es el encargado de hacer circular la sangre por todos los tejidos del organismo, llevando el aporte de oxígeno y nutrientes a los tejidos y recogiendo dióxido de carbono y los productos derivados del metabolismo.

Está formado por un órgano central, el corazón, y un sistema de conductos vasculares de diferente estructura que se ramifican por todo el organismo: las arterias, venas, capilares y vasos linfáticos.

La circulación de la sangre se lleva a cabo gracias al trabajo del corazón y a un gradiente de presiones en cuyo mantenimiento participan el propio corazón, los vasos sanguíneos, la mecánica respiratoria y el tono contráctil de los músculos esqueléticos.

La circulación sanguínea en el ser humano se dice que es doble, porque tiene dos circuitos: el circuito de la circulación mayor (general o sistémico) y el circuito de la circulación menor (pulmonar). El movimiento de la sangre en el corazón tiene lugar de manera ordenada, siguiendo el ciclo cardíaco, que consiste en la sucesión de los movimientos cardíacos (sístole y diástole). El flujo sanguíneo es el volumen de sangre bombeado en una unidad de tiempo. Se mide en ml/s o L/min.

El corazón es un órgano hueco, eminentemente muscular, que actúa como una bomba aspirante e impelente, impulsando la sangre a través de los vasos sanguíneos. Está situado en el mediastino, envuelto en un saco serofibroso, el pericardio, que lo separa de las estructuras adyacentes y le permite libertad de movimientos y con un músculo llamado miocardio. Pesa alrededor de 275 gramos en el hombre y algo menos en la mujer. Consta de cuatro cavidades, dos posterosuperiores, las aurículas o atrios, derecha e izquierda, y dos antero inferiores, los ventrículos derechos e izquierdo. Cada aurícula comunica con el ventrículo del mismo lado a través del orificio auriculoventricular, ocupado por un sistema valvular.

Las funciones que realiza el sistema sanguíneo son de importancia al momento del diagnóstico sobre todo si las técnicas de análisis son las no invasivas.

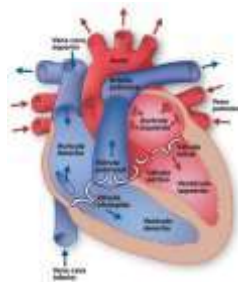


FIG.-4: Cavidades del corazón⁶⁸

La estructura de la pared vascular está determinada por la función del vaso. Hay tres tipos principales de vasos sanguíneos: arterias, venas y capilares.

Las arterias son vasos que transportan la sangre que se aleja del corazón, su diámetro disminuye a medida que se ramifican, hasta llegar a formar arteriolas, arterias de pequeño calibre que controlan el flujo en los capilares.

Los capilares son vasos microscópicos a través de cuyas paredes se produce el intercambio metabólico entre la sangre y los tejidos. Las venas resultan de la fusión de los capilares y su calibre aumenta a medida que se aproximan al corazón, al que llevan la sangre.

Los capilares están constituidos exclusivamente por un endotelio que descansa sobre una membrana basal y una fina adventicia.

La pared de las arterias y venas tienen tres capas concéntricas denominadas íntima, media y adventicia (por orden desde el interior hasta el exterior).

La capa íntima delimita la luz vascular. Está formada por un endotelio. En las venas de mediano calibre la íntima se pliega hacia la luz del vaso formando válvulas venosas que evitan el flujo retrógrado. Son más abundantes en extremidades inferiores, donde el retorno venoso se efectúa contra la gravedad.

La capa media está formada por tejido conectivo, a veces muy rico en fibras elásticas y fibras musculares lisas. La cantidad de estos componentes está determinada por la función del vaso.

La capa adventicia consta de tejido conectivo con fibras colágenas y elásticas. La capa adventicia es seguida gradualmente por el tejido conjuntivo de los órganos vecinos.

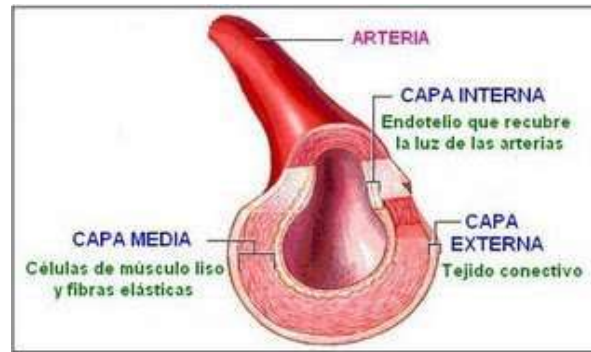


Fig.- 5 Corte transversal de una arteria ⁵⁸

Algunas venas con función propulsora presentan una musculatura importante en cada una de sus capas en disposición longitudinal, las cuales se denominan venas musculares.

Una de las características principales en las que se diferencian venas y arterias es que la presión de la sangre en las venas es más baja que en las arterias y sobre todo la sangre que transportan las arterias es oxigena caso contrario a las venas que es desoxigenada.

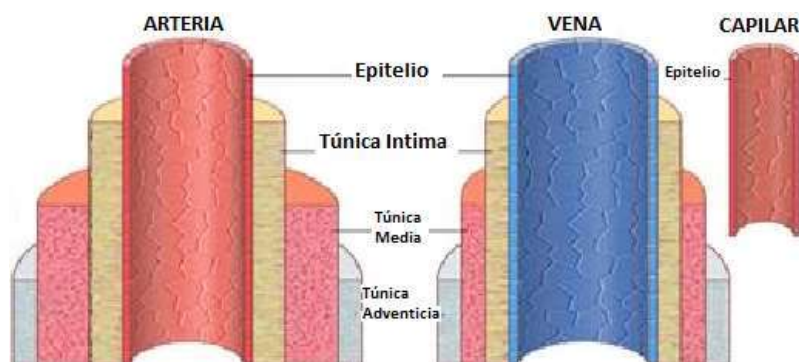


Fig.- 6 Corte transversal de arteria, vena y capilar ¹⁵.

Otra característica peculiar es el hecho que cuentan con una válvula semilunar, con baja presión, que impide el retroceso de la sangre y que actúen de manera unidireccional hacia el corazón.

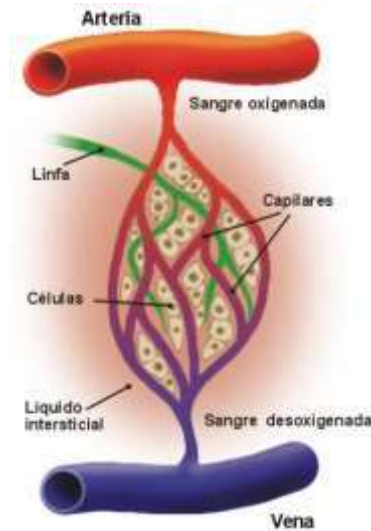


FIG.-7 Capilares sanguíneos ¹⁵.

La producción de sangre tiene distintos aspectos a tomar en cuenta como lo son los fluidos newtonianos y no newtonianos, sin embargo para efectos del presente estudio abordaremos el proceso de producción de la circulación sanguínea.

LA CIRCULACIÓN SANGUÍNEA

La circulación está formada por dos circuitos conectados en serie: el circuito sistémico y el circuito pulmonar.

2.3.1 CIRCULACIÓN MAYOR Y CIRCULACIÓN MENOR

La circulación sistémica o mayor se encarga de llevar la sangre oxigenada desde el corazón a los tejidos a través de un sistema arterial y de devolver al corazón la sangre pobre en oxígeno mediante un sistema venoso.

Comienza en el ventrículo izquierdo del que parte la arteria aorta que se ramifica distribuyendo la sangre oxigenada a todos los tejidos del organismo y finaliza en la aurícula derecha donde desembocan las venas cavas superior e inferior y el seno coronario.

La circulación pulmonar o menor es la encargada de transportar la sangre venosa desde el corazón hasta los pulmones y de devolverla una vez oxigenada al corazón. Comienza en el ventrículo derecho, del que sale el tronco pulmonar que se divide en dos arterias pulmonares, derecha e izquierda, una para cada pulmón. Estas arterias se ramifican en los pulmones y una vez oxigenada la sangre vuelve al corazón a través de cuatro venas pulmonares que desembocan en la aurícula izquierda.

2.4 FASES DEL CICLO CARDÍACO

El sistema circulatorio puede definirse como una circulación compleja de la sangre descrito como un proceso hemodinámico en el cual interfieren procesos eléctricos de igual importancia que los procesos hemodinámicos.

Dentro del proceso cardíaco también se ven involucrados las interacciones de nutrientes y desechos que intervienen en el sistema circulatorio y que a su vez generan potenciales eléctricos que proporcionan una actividad óptima de la irrigación de la sangre.

Los impulsos eléctricos que ocurren, son detectados por electrocardiogramas u otros instrumentos de medición como lo es el holter. Para el caso de la actividad mecánica del flujo de sangre es detectado por un baumanómetro o

ecocardiograma que además de determinar la presión sistólica y diastólica se ayuda de un estetoscopio para detectar el sonido que se generan durante las fases de movimiento y relajación del corazón.

El ciclo cardíaco consiste en una contracción (sístole) y una relajación (diástole) de ambas aurículas y ambos ventrículos.

Sístole auricular: Se produce una contracción en las aurículas y la sangre es vaciada a los ventrículos derecho e izquierdo.

Las válvulas AV están entonces abiertas. En esta fase los ventrículos están relajados, llenándose de sangre (onda p del ECG).

FASE DE TRANSFORMACION, ANAMÓRFICA: Fase sin cambios en la presión. En esta etapa se encuentran cerradas la válvula sigmoidea aórtica y pulmonar y abierta las válvulas aurículo ventricular denominado tricúspide y mitral.

Durante esta fase la sangre pasa desde la aurícula al ventrículo, es el principio de la diástole.

FASE DE CONTRACCIÓN VENTRICULAR ISOMÉTRICA: El volumen ventricular permanece constante, entre el comienzo de la sístole ventricular y la apertura de las válvulas semilunares mientras que la presión aumenta rápidamente. Este periodo coincide con la onda R y el primer ruido cardíaco.

FASE DE EYECCIÓN: Cuando el gradiente de presión supera la presión de los grandes vasos (pulmonar y aorta) las válvulas semilunares se abren y la sangre es expulsada del corazón. La onda T del ECG.

FASE DE RELAJACIÓN VENTRICULAR ISOMÉTRICA: Consiste en la diástole o relajación ventricular, periodo entre el cierre de las válvulas semilunares y la apertura de las válvulas auriculoventriculares. Al final de la eyección ventricular, las válvulas semilunares se cerrarán de modo que la sangre no pueda volver a entrar en las cavidades ventriculares desde los grandes vasos.

.

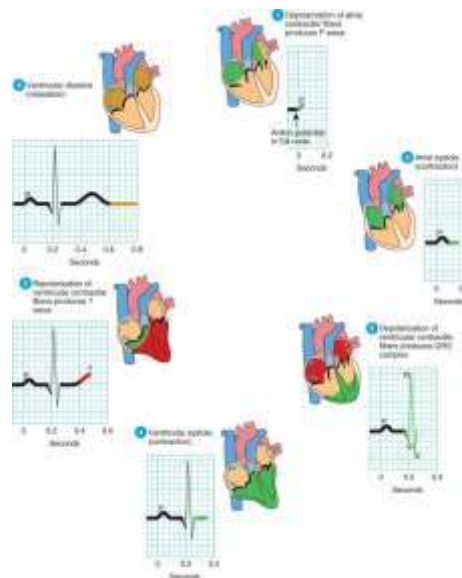


Fig.- 8: Fases del ciclo cardíaco. ⁷¹

2.5 LAS PRESIONES INTRACARDIACAS.

Recordemos que el concepto de la presión, forma diferencial, está dada por la expresión:

$$(4) \quad dP = \frac{dF}{dA}$$

Con dP un diferencial de presión, dF un diferencial de fuerza ejercida y dA un elemento diferencial de área. Al interior de las venas una de las presiones a considerar es la presión hidrostática, la que se tomara en cuenta.

La sangre es un tejido líquido, al que puede considerarse como una variedad de tejido conectivo, que circula por el aparato cardiovascular gracias al impulso que le proporciona el corazón, además está constituida de sólidos que interactúan en su composición y transporte necesariamente para su comprensión requiere de la presión ejercida por las moléculas.

La presión intravascular es la presión hidrostática ejercida por la sangre contra la pared de las cavidades cardíacas o de los vasos. La presión hidrostática se refiere a la presión generada por los líquidos sobre las paredes. En el sistema cardiovascular las presiones son el resultado de varios factores entre los que se incluyen: el flujo sanguíneo sujeto a las resistencias de los ventrículos y de los vasos, la fuerza de contracción de los ventrículos y la capacitancia del sistema.

2.6 SÍSTOLE VENTRICULAR

El término sístole es equivalente a la contracción muscular, mientras que la sístole eléctrica es la actividad eléctrica que estimula el miocardio para su contracción; esto es inmediatamente seguido por una sístole mecánica que es la contracción del corazón. Cuando las aurículas se contraen, la presión sanguínea en ellas aumenta, lo que obliga a la sangre a salir hacia los ventrículos. La sístole auricular dura aproximadamente 0.1 segundos. La sístole ventricular es la contracción del músculo del ventrículo derecho e izquierdo que dura aproximadamente 0.3 segundos y continúa a la sístole auricular.

2.7 LEYES HEMODINÁMICAS DE LA CIRCULACIÓN SANGUÍNEA

La ley que es importante en el estudio de la presión o del flujo sanguíneo es la ley de ohm en la cual establece que:

El flujo sanguíneo es igual a la diferencia de presión, Δp , e inversa a la resistencia, R , que ofrece la sangre al desplazarse:

$$(5) \quad F = \frac{\Delta p}{R}$$

El gradiente de presión de un punto a otro es de utilidad en el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares. El diagnóstico presuntivo de enfermedades de presión arterial requiere de un estudio confirmatorio. (Nom -030).

Además, a medida que la sangre fluye por los vasos sanguíneos, la presión cae progresivamente porque la altura de la sangre disminuye (y por tanto el gradiente de presión es menor) y también a causa de la fricción o rozamiento de la sangre con los vasos.

2.7.1 RESISTENCIA VASCULAR

La resistencia vascular es la dificultad que opone un vaso al paso o flujo de sangre a su través. Cuanto mayor es la resistencia menor es el flujo sanguíneo. La resistencia vascular depende principalmente del calibre o radio del vaso (r). También depende de la viscosidad de la sangre (η) y de la longitud del vaso sanguíneo (L).

- A mayor viscosidad (η) y mayor longitud del vaso (L), mayor resistencia. La viscosidad aumenta al aumentar el hematocrito (% de glóbulos rojos en la sangre).
- A menor diámetro (radio) del vaso mayor resistencia.

La disposición de los vasos también afecta a la resistencia, así los vasos que se encuentran en serie (uno detrás de otro) como las arteriolas, ofrecen una mayor resistencia ya que la resistencia de uno se sumará a la siguiente, y así sucesivamente. En cambio, en los vasos que se encuentran dispuestos en paralelo, como los capilares, la resistencia se “reparte” o divide entre todos ellos, resultando en una resistencia final mucho menor.

La ecuación (5) nos lleva a determinar que cuanto mayor es la resistencia en los vasos menor será el flujo sanguíneo.

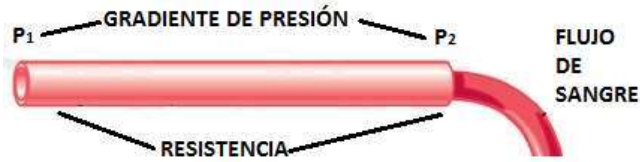


Fig.-9: Flujo de sangre ⁶¹.

2.7.2 INSTRUMENTOS DE MEDICIÓN LIGADOS AL FLUJO SANGUÍNEO

Tomando en cuenta las leyes de la hemodinámica existen instrumentos directamente ligados al flujo sanguíneo. Uno de los instrumentos que se utilizan para medir el flujo sanguíneo es el flujómetro el cual tiene una gran ventaja al no ser un procedimiento invasivo. Se tomarán en cuenta dos tipos de flujómetros:

Flujómetro electromagnético: cuyo funcionamiento está basado en las leyes del electromagnetismo como lo es la ley de Ampere y el principio de Lenz, una corriente que atraviesa un campo magnético modifica ese campo magnético. Si ponemos un vaso sanguíneo entre los dos polos de un imán, colocamos un electrodo a cada lado, y los conectamos a algo que mida la corriente eléctrica, el flujo que atraviese ese vaso va a modificar esa corriente ⁹.

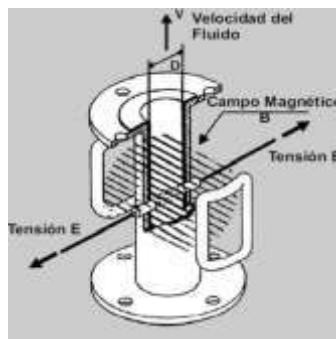


Fig.-10: Caudalímetro ⁶⁹.

Flujómetro ultrasónico Doppler: Consiste en bombardear un vaso sanguíneo con ultrasonidos, de manera que esa onda sonora va a rebotar y al volver va a entrar en contacto con un receptor de ultrasonidos. La mayoría de éstos, rebotan en los eritrocitos. Cuando un objeto se aleja sufre el efecto Doppler, disminuyendo la frecuencia. Cuanto mayor flujo haya, más rápido se alejan los eritrocitos y mayor efecto Doppler tendremos. Así, registrando la frecuencia podemos medir el flujo.

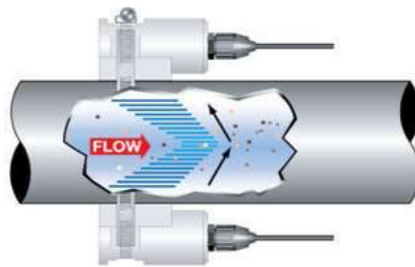


FIG.-11: Medición de flujo a través de efecto Doppler ⁷⁰

Además del flujo, podemos medir la diferencia de presión. Para ello se emplean el esfigmobaumanómetro y el catéter.

Esfigmobaumanómetro o esfigmomanómetro o tensiómetro, es un método no invasivo, popularmente conocido como baumanómetro, de manera indirecta interpreta la presión arterial. Se compone de un brazalete que genera un estímulo de presión y un estetoscopio auscultar de forma clara el intervalo de los sonidos de Korotkoff (sistólico y diastólico) ⁴⁶.

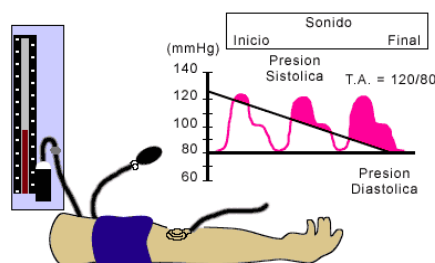


FIG.-12: Esfigmobaumanómetro ⁴⁷

2.8 HISTORIA DE LA NORMALIZACIÓN EN MÉXICO.

Es complicado indicar cuando surgieron las normas, sin embargo el crecimiento de las sociedades y del comercio mundial ha creado la necesidad de buscar una mejora continua de los productos, servicios y bienes debido a la cantidad de personas que requieren de un servicio.

Para ello, es importante la mejora de los procesos productivos de una empresa mediante la optimización de los recursos o medios de los que dispone. Es por ello que se estima necesaria la creación de una estructura organizativa que se dedique a uniformar la producción así como crear estándares o normas de calidad aplicables a todas las organizaciones productivas. Los antecedentes en cuestión de normalización en México tienen lugar con el surgimiento de la constitución política de los Estados Unidos Mexicanos DOF 05 de febrero de 1917 sin embargo no es hasta 1992 que surge la Ley Federal sobre metrología y normalización del 01 de julio de 1992.

En nuestro país actualmente se desarrollan diversas normas y se cuenta con algunas Normas Oficiales Mexicanas (NOM), pero una necesidad que existe en nuestro país es la observancia de las mismas. Precisamente los organismos de la evaluación de la conformidad son los responsables de la observancia de cumplimiento de las mismas. Los agentes de evaluación de la conformidad son: las dependencias de gobierno como la Secretaria de Trabajo y Previsión Social, PROFECO, SCT, etc. Adicionalmente están las unidades de verificación los organismos de certificación y los laboratorios de calibración y ensayo. A su vez ellos también deben de ser reconocidos por una entidad de acreditación y finalmente esa entidad de acreditación es aprobada por organizaciones como: Internacional Accreditation Fórum (IAF) y Interamerican Accreditation Cooperation (IAAC), esos organismo o foros, son los responsables de reconocer a nivel internacional a las entidades de acreditación que muestren ser competentes. En nuestro país contamos con la Entidad Mexicana de Acreditación (ema a.c) que reconoce en conjunto con las dependencias del Ejecutivo Federal la competencia

de quien realiza evaluación de conformidad. Para estas actividades se emplean normas para posteriormente aplicarlas.

EL TIPO DE NORMAS QUE TENEMOS EN NUESTRO PAIS, CON BASE A NUESTRAS LEYES SON:

1. NORMAS OFICIALES MEXICANAS
2. NORMAS MEXICANAS
3. NORMAS INTERNACIONALES
4. NORMAS DE REFERENCIA

2.8.1 HISTORIA DE LA ISO 15189

La organización que hoy se conoce como ISO comenzó en 1926 como la Federación Internacional de las Asociaciones nacionales de normalización (ISA). Esta organización se centró en gran medida de la ingeniería mecánica. Fue disuelto en 1942 durante la Segunda Guerra Mundial, pero se reorganizó con el nombre actual, ISO, en 1946.

La historia de la Organización Internacional de Normalización (International Organization for Standardization, ISO). Se remonta al año 1946 cuando 64 delegados de 25 países se reunieron en el Instituto de Ingenieros Civiles en Londres y decidieron crear una organización internacional que “facilitara la coordinación internacional y unificación de las normas industriales”.

En febrero del año siguiente, la nueva entidad iniciaba oficialmente sus operaciones. Desde entonces, han publicado más de 19.500 normas que cubren casi todos los sectores, desde tecnología, industria, seguridad alimentaria o salud. ISO cuenta con 165 países miembros, que son los organismos nacionales de normalización de todo el mundo, y 3.368 órganos técnicos para cuidar la

elaboración de las normas. Todos ellos bajo el control de una secretaría central que tiene su sede en Ginebra (Suiza).

La Organización Internacional de Normalización (International Organization for Standardization, (ISO), desarrollada por el Comité ISO/TC: 212 en febrero del 2003 publicó la Norma ISO 15189-2003, enfocándose al manejo de la calidad en los laboratorios clínicos, con la intención de acreditar el sistema de gestión de calidad y la competencia técnica de los laboratorios clínicos teniendo cobertura mundial, para demostrar que los sistemas de prueba son sistematizados y confiables, con resultados rastreables y defendibles⁴⁵.

En marzo de 2004, la Entidad Mexicana de Acreditación, A.C. (ema), solicita al Instituto Mexicano de Normalización y Certificación (IMNC) la elaboración de la Norma Mexicana sobre la base de la norma internacional ISO 15189:2003. Por tal motivo, en el marco del evento nominado "Seminario Sectorial de Análisis Clínicos", realizado en las instalaciones del Centro Nacional de Metrología (CENAM) en conjunto con la Entidad Mexicana de Acreditación, A.C. (ema) se pone en marcha en marzo 2004 el Grupo de Trabajo de Laboratorios Clínicos (GTLC) de ema, bajo la tutela del Subcomité de Evaluación de Laboratorios de Prueba de la Rama Química del Comité de Evaluación de Laboratorios de Ensayo².

En septiembre del 2005, se somete a consulta pública el proyecto de Norma PROY-NMX-EC- 15189-IMNC-2005, mismo que se firma el 31 de enero de 2006, el cual es publicado en el Diario Oficial de la Federación, órgano de difusión nacional y gubernamental, y posteriormente se declara la vigencia de la Norma Mexicana Voluntaria NMX-EC-15189-IMNC-2006 / ISO 15189:20033 entrando en vigor el 22 de septiembre de 2006.⁵⁸

2018 "DETERMINACIÓN EXPERIMENTAL DEL ÁNGULO ÓPTIMO EN EL PROCESO DE FLEBOTOMÍA A PARTIR DE LA ECUACIÓN DE HAGEN-POISEUILLE"

A continuación se presenta la evolución histórica de la norma ISO 15189.

Tabla.-1 Evolución histórica de las normas.

AÑO	TITULO	COMENTARIO
1990	Guía ISO/IEC 25:1990	O en 45001
1997	EAL-G25/ECLM-1	Publicada por EAL/ECLM
1999	ISO/IEC 17025:1999	Se convirtió en, en el 2000
2003	ISO 15189:2003	Preparado por el comité técnico 212 "Laboratorio clínico y sistemas
2007	ISO 15189:2007	Realizado por los comités internacionales de normalización
2014	ISO 15189:2012	Comités internacionales de normalización

La acreditación es el reconocimiento de la conformidad de un organismo de certificación a los requisitos de la norma ISO; la acreditación se entiende como la aceptación en el que una entidad de acreditación que en lo que respecta a México la única entidad de acreditación es la ema tiene la facultad de reconocer la competencia técnica de los laboratorios de análisis clínicos de ensayo y calibración.

La norma ISO 15189, que normaliza a los laboratorios de análisis clínicos y banco de sangre y la ISO 17025, que normaliza a los laboratorios de ensayo y de calibración que plantean los requerimientos para que los laboratorios alcancen su acreditación, señala que todo laboratorio acreditado o en proceso de acreditación debe de implementar procesos válidos acreditados o que este en proceso de acreditación, tiene que utilizar métodos validados. En noviembre de año de 2012 se aprobó la ISO 15189:2013 la cual sustituye a la ISO 2007, el periodo transitorio de esta norma es hasta antes del primero de Marzo del 2016, todos los laboratorios acreditados o en proceso acatarán los lineamientos de esta norma.²¹

CAPÍTULO 3

DESARROLLO

3.1 DESARROLLO DE LAS ECUACIONES DE LA DINÁMICA Y LA HEMODINÁMICA

Los principios físicos y ecuaciones aplicables a la descripción del comportamiento de los líquidos perfectos en los tubos rígidos, a menudo han sido usados indistintamente para explicar el comportamiento de la sangre en los vasos. Los vasos sanguíneos no son tubos rígidos y la sangre no es un líquido perfecto, sino un sistema bifásico de líquido y células.



FIG.-13: Proceso de flebotomía.

La sangre, como cualquier otro fluido, puede estudiarse mediante técnicas reométricas. La sangre humana para estos estudios se obtiene de voluntarios sanos, sin coagulopatías en curso, mediante la aplicación de un torniquete a la altura del músculo bíceps que genera turgencia para realzar las venas cefálicas y basílica. Se procede a realizar una punción y extraer sangre (5 mL aproximadamente) en un tubo adicionado con EDTA para evitar la coagulación de la sangre durante el ensayo ⁶³

Con lo que respecta a este tipo de punción suele realizarse con mayor frecuencia en la vena cefálica, media cubital y basílica.

Cabe resaltar que la vena media cubital es la más común en realizar la toma de muestra debido a que es más gruesa.

Las venas se clasifican en prominentes profundas y finas. En las dos últimas se presentan inconvenientes al momento de realizar la toma de muestra aun cuando se implemente el uso de torniquete. La ubicación de la vena en donde se realizará la flebotomía se encuentra delimitado por el calibre de la aguja; a su vez la profundidad donde se realizará la punción condiciona al ángulo en el que se realizará la toma de muestra, lo que indica que estos dos parámetros son relativos lo que aumenta una mala toma de muestra sobre todo si se encuentra en adiestramiento y por consiguiente lleva a producir hematomas o hemólisis.

En la mayoría de los casos el flebotomista lleva a cabo su adiestramiento con los mismos pacientes debido a que no existe un método eficaz y previo para su entrenamiento. Algunos obstáculos a los que el flebotomista se enfrenta de manera empírica son.⁵⁷

1. Movimiento de la aguja al momento de realizar la extracción.
2. Movimientos que atraviesan la vena.
3. Obstrucción debido al contacto de la aguja con la pared de la vena.
4. Colapso de la propia vena.
5. Hemólisis de la muestra.

Con el propósito de abordar el problema de la obtención de la toma de muestra afiliada al ángulo, a continuación se indicarán algunos conceptos propios de la hemodinámica.

La sangre es un fluido no Newtoniano, su viscosidad aumenta cuando hay más presencia de hematocrito, y es modificada por cambios de temperatura. Un

elemento importante de los fluidos no Newtonianos es la generación de flujo turbulento, a diferencia de los fluidos Newtonianos que ofrecen líneas de flujo en la misma dirección lo que converge en flujo laminar. La sangre dentro de nuestro sistema circulatorio presenta un flujo laminar por lo que algunas veces es válido considerarla como fluido Newtoniano, solo en pocas condiciones se presentan turbulencias, sin embargo en sentido estricto no lo es, debido a los conductos sanguíneos no son tubos rígidos ^{62,63}.

El presente análisis parte del análisis teórico realizado en otro trabajo de investigación cuya intención fue el análisis teórico para el ángulo óptimo y presión adecuada al momento de realizar una flebotomía ²⁵.

Las repercusiones inmediatas para el flujo de la sangre, es que este aumenta si aumenta la diferencia de presión, Δp , o si la resistencia disminuye. En tanto que si aumenta la resistencia de circulación la densidad de la sangre aumentará.

La resistencia es expresada como:

$$(6) \quad R = \frac{\Delta p}{Q}$$

La resistencia se puede expresar como:

$$(7) \quad R = \frac{8L\eta}{\pi r^4}$$

Esta última expresión resulta en ocasiones más cómoda para poder abordar algunos estudios hemodinámicos. En general, esta ley, resulta trascendente por la

proporcionalidad con r^4 , especialmente para la determinación de algunas patologías dentro del campo clínico, tal como lo son las anemias.

Considerando $\Delta p = p_1 - p_2$, tenemos:

$$p_1 = \eta \left(\frac{v_1 - v_2}{r_1 - r_2} \right) + p_2 \quad (8)$$

Nótese que cuando la velocidad no cambia, esta relación conduce a $\Delta p = 0$ y necesariamente los radio deben ser diferentes.

Esta última ecuación serán el punto de partida para poder obtener una expresión de presión óptima necesaria en el que se minimice el uso adicional presión en función de los radios de la aguja para la extracción y la propia vena.

CAPÍTULO 4

OBTENCIÓN DE RELACIONES ÁNGULO ÓPTIMO Y ESTÍMULO DE LA PRESIÓN DEL TORNIQUETE

4.1 OBTENCIÓN DE LAS RELACIONES DE ÁNGULO ÓPTIMO

Para objeto de estudio del presente trabajo es necesario considerar que la sangre que transita por nuestro cuerpo, obedecen a la ley de Hagen Poiseuille, también es necesario considerar que cuando la aguja introducida para realizar la toma de muestra la aguja se comporta como una pequeña extensión del vaso donde se realiza la punción. La bifurcación generada entre la vena y la aguja permiten generar una expresión en el que se puede encontrar el ángulo óptimo ².

En el presente trabajo se abordará un estudio partiendo de la ley de Hagen-Poiseuille donde el primer acercamiento será la toma de muestra en función del diámetro de la vena sobre la que se toma la muestra y el diámetro de la aguja con la que se realiza la punción.

En el esquema de la figura 4, la sección de color rojo es la vena del paciente con radio r_1 y longitud del segmento considerar L_1 . Por otro lado, se introduce una aguja, de longitud L_2 y radio r_2 . Sea θ el ángulo de inclinación formado entre la vena y la aguja del dispositivo con el que se realiza la toma de muestra. Se considera para nuestro análisis que la trayectoria de la sangre sufre una divergencia en la que la sangre toma una trayectoria de la vena a la aguja, por lo que para el análisis se considera un sistema circulatorio en serie. Tomando en cuenta que el área de obtención de la muestra mantiene un número de Reynolds interior a 2000, lo que nos lleva a considerarlo como un fluido newtoniano, sin embargo en extensiones más grandes el análisis será muy diferente.²⁸

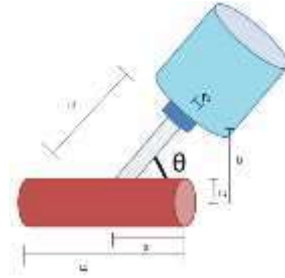


Fig.-14 Sistema vena-aguja en el proceso de una flebotomía, entre vena de un radio r_1 y longitud L_1 y la aguja de radio r_2 y segmento de la aguja a la vena igual a L_2 .

Para encontrar un ángulo óptimo derivamos la expresión con respecto de θ , considerando la viscosidad constante así como longitudes constantes tanto para la vena como para la aguja, e igualando a cero.

4.2 OBTENCIÓN DE LAS RELACIONES DEL ESTIMULO DE LA PRESIÓN DEL TORNQUETE

Determinando las condiciones optimas para la presión en función del ángulo, es decir determinando la primera derivada con respecto al ángulo e igualando a cero se obtiene:

$$(9) \quad \cos\theta = \left(\frac{r_1}{r_2}\right)^2 \left(\frac{v_1}{v_2}\right)$$

Despejando:

$$(10) \quad p_1 = \eta v_1 \left(\frac{1 - \left(\frac{r_1}{r_2}\right)^2 \sec\theta}{r_1 - r_2} \right) + p_2$$

Esta última ofrece la restricción que el radio de la aguja sea diferente de la vena. Despejando la velocidad de la expresión para el número de Reynolds; tenemos la expresión que relaciona ambas presiones. p_1 con p_2 :

$$(11) \quad p_1 = \eta^2 \frac{N_R}{r_1} \left(\frac{1 - \left(\frac{r_1}{r_2} \right)^2 \sec \theta}{r_1 - r_2} \right) + p_2$$

CAPÍTULO 5

CÁLCULOS Y RESULTADOS

5.1-CÁLCULO DEL RADIO DE LA AGUJA

El diámetro de las agujas puede expresarse en milímetros (mm) o **Galgas (G)**.

La Galga es una unidad para medir el diámetro de una cánula, cuya equivalencia en el sistema métrico se indica a continuación.

TABLA.-2 Equivalencias de milímetros a galgas.

Milímetros	Galgas
0,50	25G
0,45	26G
0,40	27G
0,36	28G
0,33	29G
0,30	30G
0,25	31G

GEOMETRÍA DE LA AGUJA

Todas las agujas (jeringas o agujas para pluma de insulina) actualmente son de 3 facetas: 3 biseles diferentes para mejorar la perforación y penetración de la aguja a través de la dermis.

El ángulo de cada bisel determinará la geometría de la punta de la aguja

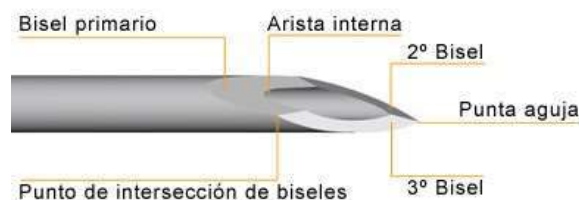
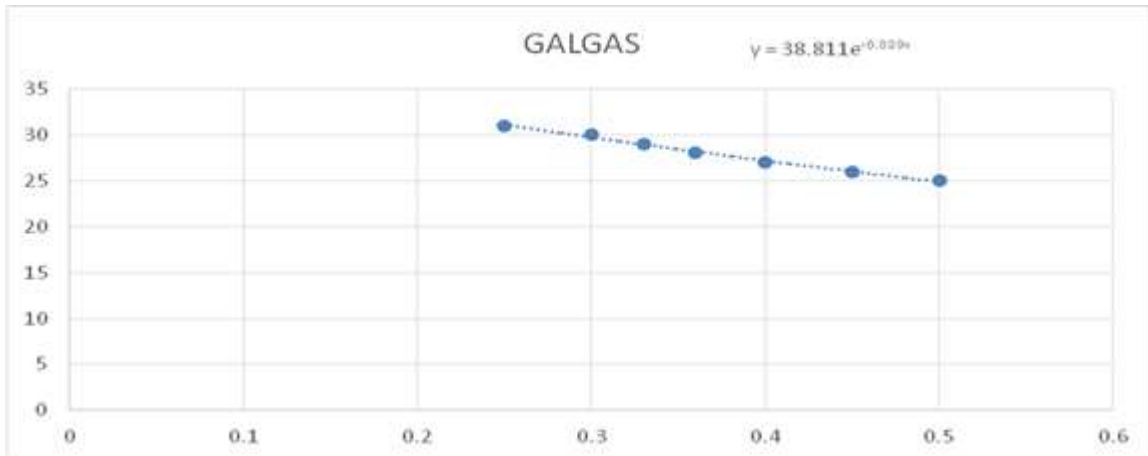


Fig.-15 Tecnología de las agujas(65).

2018 "DETERMINACIÓN EXPERIMENTAL DEL ÁNGULO ÓPTIMO EN EL PROCESO DE FLEBOTOMÍA A PARTIR DE LA ECUACIÓN DE HAGEN-POISEUILLE"

- **El ángulo primario** o primer afilado, genera el primer bisel.
- **Los ángulos secundarios** o los otros dos biseles, generan el segundo y tercer afilado a ambos lados del ángulo primario.

GRAFICA.-1: GRAFICA LINEAL PARA EQUIVALENCIA EN GALGAS.



DONDE:

$$(12) \quad G(mm) = 38.81e^{-0.88(mm)}$$

$$G = 38.81e^{-0.88A}$$

DESPEJANDO:

$$e^{-0.88A} = \frac{G}{38.81}$$

$$\ln(e^{-0.88A}) = \ln\left(\frac{G}{38.81}\right)$$

$$-0.88A = \ln\left(\frac{G}{38.81}\right)$$

$$A = -\frac{1}{0.88} \ln\left(\frac{G}{38.81}\right)$$

DADO QUE EN MERCADO LA AGUJAS DE USO MÁS FRECUENTE SON:



FIG.-16: Diferentes tipos de aguja ⁶⁶.

Para objeto de estudio del presente trabajo se analizara la aguja:



FIG.-17: Aguja bd vacutainer medidas 21G X 38mm ⁶⁷.

- **PARA DETERMIAR ALGUNOS PARÀMETROS ESDADÍSTICOS SE UTILIZÓ UN SOFTWARE ESTADÍSTICO (IBM SPSS19 STATISTICS)**

El programa incluye tablas donde se almacenarán todos los datos obtenidos a partir de los datos introducidos y poder llevar a cabo todos estos análisis.

A CONTINUACIÓN SE MUESTRAN LAS TABLAS DE RESULTADO

TABLA.-3: Análisis descriptivo de los datos obtenidos.

Descriptive Statistics					
	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum
SISTÓLICA	31	120.19	20.326	90	160
DIASTÓLICA	31	73.87	11.670	50	100
ÁNGULO	31	20.90	4.452	12	28
HB	18	13.6556	2.56107	9.80	19.20
HTO	18	40.1389	7.16381	29.10	55.40
ERITROCITOS	18	4.3572	0.70975	3.18	5.71
HCM	18	31.6550	1.75907	28.20	35.00
AÑOS	31	48.35	18.890	20	91
HEMÓLISIS	31	0.00	0.000	0	0

2018 "DETERMINACIÓN EXPERIMENTAL DEL ÁNGULO ÓPTIMO EN EL PROCESO DE FLEBOTOMÍA A PARTIR DE LA ECUACIÓN DE HAGEN-POISEUILLE"

TABLA.-4: Prueba de Kolmogorov-Smirnov.

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test										
		ISTÓLICO	DIASTÓLICA	ÁNGULO	HB	HTO	ERITROCITOS	HCM	AÑOS	HEMÓLISIS
N		31	31	31	18	18	18	18	31	31
Normal Parameters (a,b)	Mean	120.19	73.87	20.90	13.6556	40.1389	4.3572	31.6550	48.35	0.00
	Std. Deviation	20.326	11.670	4.452	2.56107	7.16381	0.70975	1.75907	18.890	0.000(c)
Most Extreme Differences	Absolute	0.208	0.178	0.144	0.126	0.163	0.109	0.214	0.110	
	Positive	0.208	0.178	0.069	0.126	0.163	0.109	0.214	0.110	
	Negative	-0.096	-0.152	-0.144	-0.092	-0.080	-0.074	-0.127	-0.074	
Kolmogorov-Smirnov Z		1.159	0.993	0.800	0.535	0.693	0.462	0.909	0.615	
Asymp. Sig. (2-tailed)		0.136	0.278	0.544	0.937	0.723	0.983	0.380	0.844	
a Test distribution is Normal.										
b Calculated from data.										
c The distribution has no variance for this variable. One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test cannot be performed.										

5.2. CÁLCULO DEL ÀNGULO ÓPTIMO

$$(13) \quad \arccos \left(\frac{r^1}{r^2} \right)^4$$

DATOS

$$r^1 = 0.5mm$$

$$r^2 = 0.69mm$$

SUSTITUYENDO EL RADIO DE LA AGUJA Y EL RADIO DE LA VENA SE LLEGÓ AL SIGUIENTE RESULTADO

$$\arccos 0.2756 = 74.0022^\circ$$

Restando del ángulo recto tomado como referencia

$$90^\circ - 74.0022^\circ = 15.9978^\circ$$

5.3. CÁLCULO DE LA PRESIÓN

$$(11) \quad p_1 = n^2 \frac{N_R}{r_1} \left(\frac{1 - \left(\frac{r_1}{r_2} \right) \sec \theta}{r_1 - r_2} \right) + p_2$$

DATOS

$$P_1 = ?$$

$$n = 1.06 \text{ g/cm}^3$$

$$N_R = 2000 \text{ Kg} \cdot \text{m} \cdot \text{s}$$

$$\sec \theta (16^\circ) = 1.0402$$

$$r_1 = 0.5 \text{ mm} = 0.0005 \text{ m}$$

$$r_2 = 0.69 \text{ mm} = 0.00069 \text{ m}$$

$$p_2 = 120 \text{ mmhg} / 74 \text{ mmhg}$$

SUSTITUCIÓN

$$p_1 = 1060 \text{ kg/m}^2 \frac{2000 \text{ kg/m} \cdot \text{s}}{0.0005 \text{ m}} \left(\frac{1 - (0.7246 \text{ m}) 1.0402^\circ}{-1.9 \times 10^{-4} \text{ m}} \right) 120 / 74 \text{ mmhg}$$

Realizando las operaciones correspondientes se llegó a la siguiente expresión:

$$P_1 = (2748188597 \text{ m}^2 \text{ s} / \text{o}) 120 / 74 \text{ mmhg}$$

Se eliminan unidades de medida, dividiendo entre 1

$$P_1 = (2748188597) 120 / 74 \text{ mmhg}$$

$$P_1 = 4.456522475 \times 10^{10} \text{ mmhg} \text{ Resultado.}$$

CAPÍTULO 6

CONCLUSIONES

CONCLUSIONES

Concluimos que a partir de la ecuación de la ley de HAGEN-POISEUILLE se puede calcular el ángulo óptimo para realizar la flebotomía, ya que la sangre que circula por venas y arterias obedecen a dicha ley.

Se concluyó que a pesar de que no existen estudios del diámetro promedio de la vena media cubital en el ser humano y además de que el diámetro de una vena no es una constante, mediante la expresión obtenida se pueden generar un rango de valores para el ángulo óptimo; ya que el diámetro de las agujas con las que se realiza la toma de muestra poseen un valor constante. Es de relevancia mencionar que el construir un esquema del diámetro de las venas, le permitiría al químico analista la posibilidad de cometer un menor número de errores.

La obtención de esta relación deja en segundo plano la técnica de flebotomía, lo que les proporciona a las universidades que proporcionan formación de profesionistas en el área de la salud, el adiestrar en una formación teórica-práctica apta para realizar una toma de muestra de calidad.

Se puede concluir que la expresión número (11) ofrece una relación para el cálculo óptimo de la presión ejercida por el torniquete, tomando en cuenta la presión de la aguja p_1 , y la presión necesaria aplicada sobre la vena, puesto que el espacio estimado para ejercer presión y el sitio de punción la adyacencia resulta apropiada, lo que podría reducir el riesgo de hemolizar la muestra debido a que se ejerza una presión inadecuada. Se puede deducir que los cambios en la velocidad no son considerables para alterar la densidad de la sangre, de ser presente algún cambio en la densidad la expresión obtenida a partir de la ecuación de Hagen Poiseuille deberá de modificarse por alguna que considere dicho cambio.

REFERENCIAS

- 1.- **Courses, phlebotomy certification.** phlebotomy certification courses. [En línea] [Citado el: 06 de Marzo de 2014.] <http://www.phlebotomyguide.org/history-phlebotomy/>.
- 2.- **Nybo M, Nielsen HR, Hansen AB.** Blood samples with hemolysis: clinical consequences?. Ugeskrift for laeger, 2006 Aug 14, Vols. 168(33):2653-5. 2006 Aug 14. s.l
- 3.- **Gu L, Smith WA, Chatzimavroudis GP. 2005 .**Mechanical fragility calibration of red blood cells. . May-Jun. s.l. : ASAIO J., 2005 May-Jun, Vols. 51(3):194-201.
- 4.- **Mori Y, Kitao M, Tomita N, Notomi T.** Real-time turbidimetry of LAMP reaction for quantifying template DNA. J Biochem Biophys Methods. 2004 May 31. 59(2):145-57, 2004 May 31.
- 5.- **Stauss M, Sherman B, Pugh L, Parone D, Looby-Rodriguez K, Bell A.** Reed CR. Hemolysis of coagulation specimens: a comparative study of intravenous draw methods.. s.l. : J Emerg Nurs, 2012 Jan, Vols. 38(1):15-21.
- 6.- **A., Peter W Duck.. Proc. R. Soc. 2005. May.** Transient growth in developing plane and Hagen Poiseuille flow. [aut. libro] The Society for Vascular Sugery. 2005. May, págs. 461(2057) 1311-1333. VascularWeb. Venous Access: <http://www.vascularweb.org/vascularhealth/Pages/venous-access.aspxs>.
- 7.- **Access, Venous.** The Society for Vascular Sugery. . VascularWeb. [En línea] [Citado el: 02 de 02 de 2014.] <http://www.vascularweb.org/vascularhealth/Pages/venous-access.aspx>.
- 9.- **Acreditación, Entidad Mexicana de.** ema.
- 10.- **K., Kottke-Marchant.** Algorithmic approaches to hemostasis testing. Semin Thromb Hemost. 2014 Mar; . 40(2):195-204, 2014 Mar; .
- 11.- **Ancient Greek Painting of Blood-letting.** Medicine and health science. [En línea] [Citado el: 22 de Noviembre de 2014.] <http://hubpages.com/hub/Long-History-of-Phlebotomy>.
- 12.- **aquamarket.** Caudalímetro. [En línea] [Citado el: 30 de 11 de 2014.] <http://www.aguamarket.com/sql/productos/fotos/caudalimetro-electromagnetico-15242.jpg> .

13.-Arbitier, Douglas. Medical Antiques. [En línea]

http://www.medicalantiques.com/medical/Scarifications_and_Bleeder_Medical_Antiques.htm.

14.-Beatriz, Gal Iglesias. 2007.Bases de la Fisiología. 2da Edición. . s.l. : Tebar, 2007.CAPILARES SANGUÍNEOS. [En línea] [Citado el: 30 de 11 de 2014.]

<http://static.icarito.cl/20120530/1547999.jpg> .

15.-Circulación sanguínea. [En línea] [Citado el: 30 de 11 de 2014.]

http://2.bp.blogspot.com/_c30N1K4b2Pk/SsvbKMU47_I/AAAAAAAAABc/Ebvj8m2zdw0/s320/8.jpg .

16.-Circulación sanguínea, E. C. Circulación Sanguínea. esquema del corazón. [En línea] <http://docentes.educacion.navarra.es/metayosa/1bach/1nutriani8.html> .

17.-College, Accrediting Commission of Career Schools and. Northcoast Medical Training. Phlebotomy : An in depth look at the story and practice of drawing blood. [En línea] [Citado el: 21 de 11 de 2014.]

<http://www.northcoastmedicalacademy.com/learning-center/history-of-phlebotomy.php>.

18.-Corte transversal de arteria y vena . [En línea] [Citado el: 30 de 11 de 2014 .]

<http://docentes.educacion.navarra.es/metayosa/1bach/1nutriani8.html> .

19.-DW., Liepsch. 1990.Effect of blood flow parameters on flow patterns at arterial bifurcations--studies in models. s.l. : Monogr Atheroscler, 1990. págs. 15:63-76.

20.-Entidad Mexicana de Acreditacion.Acreditacion. Mexico, DF : s.n.

<http://www.ema.org.mx/portal/index.php/Acreditacion/beneficios.html>.

21.-Entidad Nacional de Acreditación. julio

2013.PLAN DE TRANSICIÓN A UNE-EN ISO 15189:2013 EN LOS LABORATORIOS CLÍNICOS. julio 2013. <http://www.enac.es/documents/7020/801177aa-7c6f-4ee0-b4ff-dfeebb15c52b>.

22.-Eurachem. 2000. Quantifying Uncertainty in Analytical Measurement.

<http://www.measurementuncertainty.org>. [En línea] 2000. [Citado el: 02 de Febrero de 2014.] <http://www.measurementuncertainty.org/guide/index.html>.

23.-. EM, MARTELL GONZALES. 1997. Evolución de la hemodinámica 1997, AEEC (Enferm Cardio), págs. 4-6.

24.-F. J.H. Gijzen, F.N. Van de Vosse, J.D. Janssen. 1999.The influence of the non-Newtonian properties of blood on the flow in large arteries: steady flow in a carotid

2018 "DETERMINACIÓN EXPERIMENTAL DEL ÁNGULO ÓPTIMO EN EL PROCESO DE FLEBOTOMÍA A PARTIR DE LA ECUACIÓN DE HAGEN-POISEUILLE"

bifurcation model. Journal of Biomechanics. s.l. : Burnett D., 1999. págs. 601-608. Vol. Vol. 32.

25.-Fase de relajación ventricular. [En línea] [Citado el: 30 de 11 de 2014.]

[http://1.bp.blogspot.com/-](http://1.bp.blogspot.com/-YL0cdT20e7I/URoW1RlyFI/AAAAAAAAAPY/Ujx3ueRO1Rs/s1600/Diapositiva1.JPG)

[YL0cdT20e7I/URoW1RlyFI/AAAAAAAAAPY/Ujx3ueRO1Rs/s1600/Diapositiva1.JPG](http://1.bp.blogspot.com/-YL0cdT20e7I/URoW1RlyFI/AAAAAAAAAPY/Ujx3ueRO1Rs/s1600/Diapositiva1.JPG) .

26.-flexim. medición de flujo a traves de efecto Doppler. [En línea] [Citado el: 30 de 11 de 2014.] http://www.flexim.com/files/images/water/schalllaufzeit_2.gif.

27.-Ford, Graham. [En línea] [Citado el: 22 de Noviembre de 2014.]

<http://www.museumofquackery.com/devices/plhebo.htm>.

28.-Gabino Estevez Delgado, Joaquin Estevez. D., Itzia Bonilla P. 2014.

Determinación del ángulo óptimo, considerando la ecuación de ley de Hagen-Poiseuille, adecuado en el proceso de flebotomía. Memorias del XI encuentro "Participación de la Mujer en la Ciencia". León Guanajuato : Centro de Investigaciones en Óptica, 2014.

29.-Gabino Estevez Delgado, Joaquin Estevez D. Itzia Bonilla P.. 2014. Un modelo de presión sanguínea que permita evitar la hemólisis en una flebotomía. Memorias del XI Encuentro "Participación de la Mujer en la Ciencia" . León Guanajuato : Centro de Investigaciones en Óptica, 2014.

30.-ISO15189:2003. 2006.Quality management, evaluation and continual improvement. Clin Chem Lab Med. 2006. 44(6):733-9..

31.-J Martincic, Cynthia. 1997.A Brief History of ISO. Pittsburgh : s.n., 1997.

<http://www.sis.pitt.edu/~mbsclass/standards/martincic/isohistr.htm>.

32.-Jappel J, Brenner Howard. 1983.Low Reynolds numbers hydrodynamics with special applications to particulate media. s.l. : Kluwer, 1983.

33.-JCGM. 2008.Evaluación de datos de medición "Guía para la Expresión de la Incertidumbre de Medida. Gobierno de España : centro español de metrología, 2008. 1.

34.-LA., Parapia. 2008. History of bloodletting by phlebotomy. [aut. libro] Brit J Haemat. 2008, págs. 143:490-495.

35.-LN, Magner. 1992. A History of Medicine. New York : Marcel Dekker Inc., 1992, págs. 66-74.

36.-Lopez, Bartolomé. 2000.Evolucion Histórica, Normas, DIN e ISO. Dibujo Tecnico.com. España : s.n., 2000.

37.-Mazumdar J, Ang KC, Soh LL. 1991 Jun.A mathematical study of non-Newtonian blood flow through elastic arteries. s.l. : Australas Phys Eng Sci Med, 1991 Jun. págs. 14(2):65-73.

38.-Medtech. Extraordinary Healthcare Career Education. A brief history of bloodletting. [En línea] <http://www.medtech.edu/blog/the-history-progression-and-modern-stance-on-bloodletting>.

39.-Morales, Ma Isabel Arandojo. Servicio Médico del Colegio de Guardias Jóvenes "Duque de Ahumada" Valdemoro (MAdrid). [En línea] <http://www.revista-portalesmedicos.com/revista-medica/sangria-flebotomia-historia/>.

40.-NOM-030. NORMA Oficial Mexicana NOM-030-SSA2-1999, Para la prevención, tratamiento y control de la hipertensión arterial. [En línea] <http://www.salud.gob.mx/unidades/cdi/nom/030ssa29.html>.

41.-NORM APME. 2011.¿Qué son las normas? 2011. <http://www.normapme.eu/es/page/194/que-son-las-normas>.

42.-René, Dybkaer. 2003.Acreditación de los laboratorios clínicos mediante la norma ISO 15189:2003. Frederiksberg, Dinamarca : Diagnostico in vitro, 2003.

43.-Ricardo., Paternina. Edición Electrónica 2005. Manual de Fisiología y Biofísica para estudiantes de Medicina. [En línea] Edición Electrónica 2005. [Citado el: 12 de 02 de 2014.] http://www.fundabiomed.fcs.uc.edu.ve/inicio_montoreano.html.

44.-S, McCormic. 2009. associatedcontent. Blood and magic- the evolution of phlebotomy. [En línea] abril de 2009. www.associatedcontent.com/article/959576/blood_and_magic_the_evolution_of_phlebotomy.html?cat=37.

45.-Shackelford, Jole. 2003.William Harvey and the Mechanics of the Heart. [ed.] Oxford University Press. 2003. pág. 141. ISBN-0195120493, 9780195120493.

46.-Socbu. Proceso de Flebotomía . [En línea] [Citado el: 30 de 11 de 2014.] <http://4.bp.blogspot.com/r4ySocbuDuA/UL9PUButSRI/AAAAAAAAABs/hRbSTXH9ePQ/s1600/flebo.jpg> .

47.-Stouffer., George. 1998...Cardiovascular Hemodynamics for the Clinician. s.l. : Blackwell, 1998.

48.-T., Kawai. 2010, Jan.History of ISO 15189 and its future perspective. s.l. Rinsho Byori, 2010, Jan. 58(1):64-8.

49.-tenart. Esfingomanómetro. [En línea] [Citado el: 30 de 11 de 2014.]

<http://www.tuotromedico.com/imagenes/tenart.jpg>.

50.- Jayanthi NV, Dabke HV The effect of IV cannula length on the rate of infusion. Injury. 2006. Jan. 2006. Jan, págs. 37(1):41-5.

51.-The History of Bloodletting.2010, BC MEDICAL JOURNAL. págs. 12-14.

52- Kovacevic L, Lu H, Lakshmanan Y Urinary turbidity as a marker of crystallization is spectrophotometric assesment useful? Int Urol Nephrol . 2013.

53.-Serway. Physics for Scientists and Engineers Sears, Z & Y. Física Universitaria Desidad de la sangre.

didactica.fisica.uson.mx/tablas/densidad.htm

54.-P Pinto Núñez - La sangría

Revista Científica Salud Uninorte, 2012 –rcientificas.uninorte.edu.co

<http://www.revista-portalesmedicos.com/revista-medica/sangria-flebotomia-historia/3/>

55.-RAMIREZ-ARCHUNDIA –TOMA DE MUESTRA EN SANGRE- IMSS

Jul 21, 2015

<http://documents.mx/documents/flebotomia-pdfpdf.html>

56.-S. Casasola, Magda COMORETTOGall, Graziela Carolina

Vargas,HelineNeis,Luciene Cardoso Scherer. Flebotomía Procedimiento: Formación académica de una universidad privada en Brasil.

57.-UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO FACULTAD DE QUÍMICA-MANUAL DE PRÁCTICAS BIOQUÍMICA CLÍNICA; MEXICO 2009 (CLAVE 1807)(s.a)

http://depa.fquim.unam.mx/amyd/archivero/MANUALBIOQUIMICACLINICA_10817.pdf

58.-R. I. Sierra-Amor,-Acreditación de laboratorios clínicos ISO

15189:2003.BIOQUIMIA- Artículo de difusión, Acreditación; Volumen 33 No. 3 Julio-Septiembre 2008. p. 109-114

59.- Universidad Mariano Gálvez Facultad de Ciencias Médicas y de la Salud Carrera de Médico y Cirujano(GUATEMALA).VENIPUNCIÓN Y MANEJO DE ESPECIMENES HEMATOLÓGICOS; PRACTICA 2.(s.a).

<https://microinmuno.files.wordpress.com/2011/07/2-venipuncic3b3n-y-manejo-de-especimenes-hematolc3b3gicos.pdf>

60.- Renán A. Góngora-Biachi. La sangre en la historia de la humanidad;Historia de la Medicina, Centro de Investigaciones Regionales "Dr. Hideyo Noguchi", Universidad Autónoma de Yucatán. Sociedad Yucateca de Historia y Filosofía de la Medicina, A.C., Mérida, Yucatán, México. Rev Biomed 2005; 16:281-288.

<http://www.revbiomed.uady.mx/pdf/rb051648.pdf>

61.- Los vasos sanguíneos , "sangre"Escrito por vasosanguineozulaymadrid 23-05-2009 en General.(s.a)
<http://vasosanguineozulaymadrid.blogspot.es/>

62.- J. Manrique .Gabinete de curiosidades "Los orígenes de las sangrías" elaborado el jueves, 20 de octubre de 2011; La sangría: del mito al logos y del rito a la técnica
<http://gabinetedcuriosidades.blogspot.mx/2011/10/los-origenes-de-las-sangrias.html>

63.- ENFERMERIA EN LA ALTA EDAD MEDIA, La etapa vocacional de los cuidados en la alta (S.V al X) y baja edad media (S.XI alXV).Pag:6 (s.a) Publicado el 11 de mar. de 2013. TEMA 2 .<https://es.slideshare.net/manoloinformatica1d/la-enfermera-en-la>

64.- Circulación sanguínea: Hemodinámica.Flujómetro electromagnético y Flujómetro ultrasónico Doppler.saluymedicina.info visitado el 03/01/2017
<http://www.saludymedicina.info/circulacion-sanguinea-hemodinamica/>

65.-Flujo sanguíneo
<http://fluidos.eia.edu.co/hidraulica/articulos/es/flujoentuberias/flujosanguineo/flujosanguineo.html>

66.- L. Moreno* y F.Calderas,G. Sánchez-Olivares, L.Medina-Torres , A.Sánchez-Solís y O. Manero. Departamento de Reología y Mecánica de Materiales, IIM- UNAM, CIATEC, La sangre humana desde el punto de vista de la reología, Departamento de Ingeniería Química, Materiales Avanzados 2013 Núm. 20, 33-37
<https://www.researchgate.net/publication/259106557> La sangre humana desde el punto de vista de la reología

67.- BD Tecnologia de las agujas.
<http://www.bd.com/es/diabetes/page.aspx?cat=31557&id=32287>

68.-Agujas BD vacutainer .BD diagnósticos sistemas pre analíticos; catalogo de productos para recolección de muestra venosa, arterial y de orina, pag.20 pdf.
<http://www.bd.com/mexico/vacutainer/pdfs/catalog.pdf>

69.- AGUJAS BD VACUTAINER.ProNaMaC S.A DE CV .(s.a) {en línea}
<http://www.pronamac.com/agujas-bd-vacutainer-308.shtml>

70. - Texas Heart Institute, Centro de información cardiovascular; anatomía del corazón.Ultima de modificación agosto 2016, {en línea} (s.a).
http://www.texasheart.org/hic/anatomy_esp/anato_sp.cfm

71.-Aguamarket-Caudalímetro; medidores caudal electromagnético: Caudalímetro electromagnético 8 PULGADAS [EN LINEA](s.a)
<http://www.aguamarket.com/productos/productos.asp?producto=15244>

71.-PH Electrónica S.A (pH ELECTRONICA | Instrumentos y sistemas de medición y control | Buenos Aires Argentina) –caudalímetros; fig. 1.

http://www.phelectronica.com.ar/lista_productos.php?cat=11&tipo=Caudalímetros

72.- Sistema cardiovascular: Corazón. Ciclo cardíaco, fig. 20.13 (s.a) [en línea]

<http://www.uaz.edu.mx/histo/TortorAna/ch20/ch20.htm>

ANEXO

CARTA DE CONSENTIMIENTO

CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPAR EN ESTUDIO DE INVESTIGACIÓN DE TESIS

TITULO DE PROTOCOLO:

"DETERMINACION DEL ANGULO Y PRESION OPTIMA PARA LA FLEBOTOMÍA"

INVESTIGADOR PRINCIPAL: M.C. GABINO ESTEVEZ DELGADO.

TESISTA: PQFB. NANCY ERENDIRA GALVÁN GARCÍA

SEDE DONDE SE REALIZA EL ESTUDIO: LABORATORIO DE ANALISIS CLINICOS DE LA FACULTAD DE QUIMICO FARMACOBIOLOGÍA DE LA UMSNH

NOMBRE DEL PACIENTE:

A usted se le está invitando a participar en este estudio de investigación. Antes de decidir si participa o no, debe conocer y comprender cada uno de los siguientes apartados. Este proceso se conoce como consentimiento informado. Siéntase con absoluta libertad para preguntar sobre cualquier aspecto que le ayude a aclarar sus dudas al respecto.

Una vez que haya comprendido el estudio y si usted desea participar, entonces se le pedirá que firme esta forma de consentimiento, de la cual se le entregará una copia firmada y fechada.

SE LE REALIZARA LO SIGUIENTE:

- a) TOMA DE PRESIÓN SANGUINEA ANTES DE LA TOMA
- b) TOMA DE PRESIÓN SANGUINEA DURANTE LA TOMA DE MUESTRA
- c) TOMA DE ANGULO DE INSERCIÓN DE LA AGUJA DURANTE LA TOMA DE MUESTRA
- d) ANALISIS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS DE LA MUESTRA TOMADA. (EN ESTA PARTE SE RESPETARA LA CONFIDENCIALIDAD DE LOS PACIENTES, OMITIENDO NOMBRES Y DANDO UN ROTULO ALTERNATIVO A LOS DATOS).

2018 "DETERMINACIÓN EXPERIMENTAL DEL ÁNGULO ÓPTIMO EN EL PROCESO DE FLEBOTOMÍA A PARTIR DE LA ECUACIÓN DE HAGEN-POISEUILLE"

1. JUSTIFICACIÓN DE COLECTA DE DATOS.

La recolección de sus signos, tiene la finalidad de ser tratados como parte de una población que en conjunto con signos de otros pacientes, serán tomados como una muestra homogénea de la población total, valorándolos como un estándar para verificar la posibilidad de una estandarización de los factores antes mencionados para la mejora en la toma de muestra sanguínea.

2. OBJETIVO DEL ESTUDIO

A usted se le está invitando a participar en un estudio de investigación que tiene como objetivos

1. Mejorar los métodos de flebotomía.
2. Evitar la hemolisis de la muestra.
3. Evitar el hematoma en el paciente.
4. Determinación de la presión óptima en la flebotomía.
5. Determinación del ángulo óptimo en la flebotomía.

3. RIESGOS ASOCIADOS CON EL ESTUDIO

Posterior a la toma de muestra sanguínea, se colocara un algodón y se deberá doblar el brazo de 3 a 5 minutos para que pare el sangrado, de no seguir la instrucción existe la posibilidad de formarse, equimosis o morete.

Puede haber efectos secundarios por problemas de coagulación o circulación que nosotros desconozcamos.

4. ACLARACIONES

- Su decisión de participar en el estudio es completamente voluntaria.
- No recibirá pago por su participación.
- La información obtenida en este estudio, utilizada para la identificación de cada paciente, será mantenida con estricta confidencialidad por el grupo de investigadores.

5. CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo, _____ he leído y comprendido la información anterior y mis preguntas han sido respondidas de manera satisfactoria. He sido informado y entiendo que los datos obtenidos en el estudio pueden ser publicados o difundidos con fines científicos. Convengo en participar en este estudio de investigación.

Firma del participante o del padre o tutor Fecha

2018 "DETERMINACIÓN EXPERIMENTAL DEL ÁNGULO ÓPTIMO EN EL PROCESO DE
FLEBOTOMÍA A PARTIR DE LA ECUACIÓN DE HAGEN-POISEUILLE"

Fecha

__/__/__

Esta parte debe ser completada por el Investigador (o su representante):

He explicado al paciente la naturaleza y los propósitos de la investigación; le he explicado acerca de los riesgos y beneficios que implica su participación. He contestado a las preguntas en la medida de lo posible y he preguntado si tiene alguna duda. Acepto que he leído y conozco la normatividad correspondiente para realizar investigación con seres humanos y me apegó a ella.

Firma del responsable.

