



UNIVERSIDAD MODELO

Escuela de Ingeniería

Ingeniería Biomédica

Ciclo escolar 2023 - 2024

Octavo semestre

Grupo A

Proyectos VIII

Examen I

Nombre del alumno:

Hernández Ocón Luz Andrea

Nombre del profesor:

Ing. Ariana Marilyn Sánchez Mutul

Marzo del 2024

TABLA DE CONTENIDO

I.	INTRODUCCIÓN	3
1.1	Cateterismo endovascular	3
1.2	Sistema vascular	3
a)	Arterias	5
b)	Capilares	6
c)	Venas	7
1.3	Anatomía y fisiología del corazón	9
a)	Composición	9
b)	Cavidades	9
1.4	Características de la sangre	11
1.5	Simuladores médicos y entrenadores de tareas	12
II.	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	13
III.	HIPÓTESIS	14
IV.	OBJETIVOS	14
4.1	Objetivo general	14
4.2	Objetivos específicos	14
V.	MATERIALES Y MÉTODOS	14
5.1	Preparación de muestras	15
a)	Fluido a base de propilenglicol	15
b)	Fluido a base de goma xantana	16
5.2	Pruebas de viscosidad	16
5.3	Cálculo de la densidad	17
VI.	RESULTADOS	17
6.1	Resultados visuales de las muestras	17
6.2	Resultados del cálculo de la densidad	18
6.2	Resultados del cálculo de la viscosidad	19
I.	DISCUSIÓN	20
II.	PERSPECTIVAS A FUTURO	21
III.	REFERENCIAS	22

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura #1	Simulador de acceso central intravenoso	2
-----------	---	---

Figura #2 Metodología propuesta para la elaboración y caracterización de sangre artificial con propiedades hemodinámicas para la formación en cateterismo endovascular.....	6
Figura #3 Proporciones necesarias para realizar el fluido a base de propilenglicol.....	7
Figura #4 Proporciones necesarias para realizar el fluido a base de goma xantana.....	7

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla #1 Propiedades acústicas y físicas de un fluido imitador de sangre.....	4
---	---

ELABORACIÓN DE SANGRE ARTIFICIAL CON PROPIEDADES HEMODINÁMICAS PARA LA FORMACIÓN EN CATETERISMO ENDOVASCULAR

Resumen

Abstract

I. INTRODUCCIÓN

1.1 Cateterismo endovascular

Actualmente, existe un incremento en la demanda de procedimientos endovasculares debido al envejecimiento de la población y al aumento de enfermedades cardiovasculares (Kristensen et al., 2014). Esta tendencia destaca la necesidad de contar con profesionales altamente capacitados en procedimientos como el cateterismo endovascular.

Salvo en condiciones excepcionales, ya sea por su ubicación o por calcificaciones de las paredes, los vasos sanguíneos no son visualizados radiológicamente. El estudio contrastado del sistema vascular es un método que permite hacer visible la circulación no solamente sobre los grandes troncos vasculares y el corazón, sino que deja ver en el vivo la circulación de los órganos y regiones (Zerboni, E. R., 1953).

El cateterismo es una técnica invasiva que permite el diagnóstico y tratamiento de diversas patologías. Durante este procedimiento, se introduce un tubo largo, delgado y flexible, conocido como catéter, en un vaso sanguíneo ubicado en el brazo, la ingle, la parte superior del muslo o el cuello. Posteriormente, el catéter se avanza guiado por una radiografía hasta alcanzar las arterias del corazón. Esto permite examinar las válvulas cardíacas y obtener muestras de sangre o tejido muscular cardíaco. También, se puede inyectar una sustancia de contraste en las arterias coronarias para observar si existe un estrechamiento u obstrucción de las arterias (NHLBI, 2022), por lo que se requiere que los profesionales cuenten con una buena técnica y una gran comprensión de la dinámica del flujo sanguíneo.

1.2 Sistema vascular

El sistema vascular se compone de una red de vasos encargados de transportar sangre a lo largo del organismo. Este sistema suministra oxígeno y nutrientes a los tejidos y elimina los productos de desecho metabólico (Brigham And Women's Hospital, 2021).

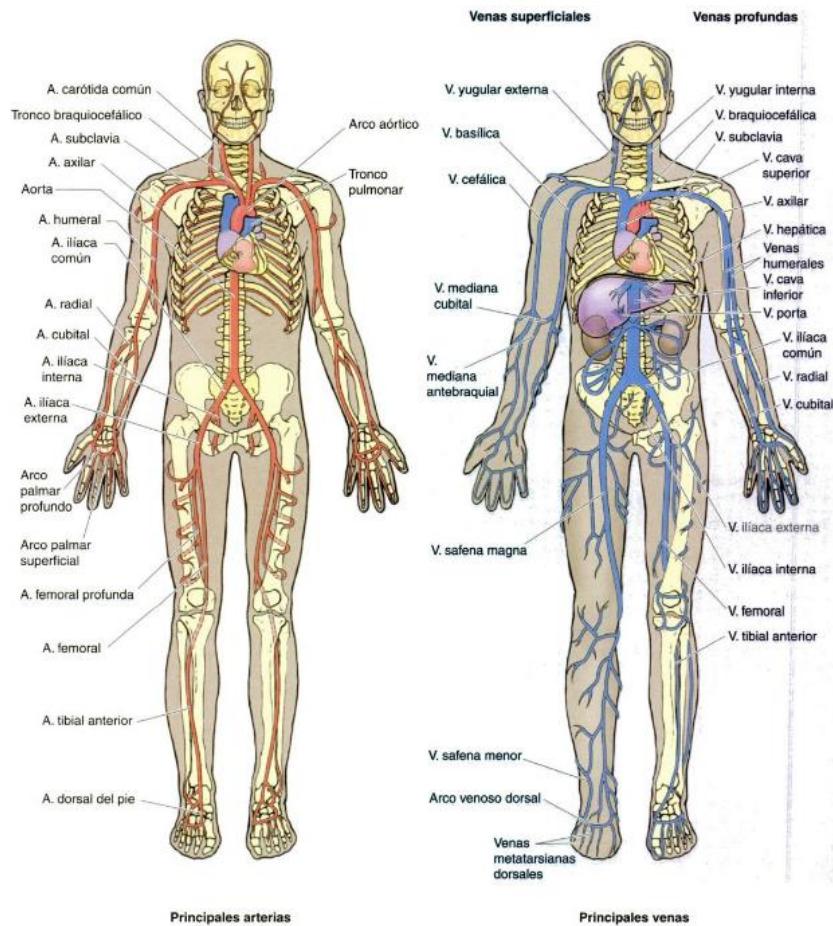


Fig.#1 Sistema cardiovascular. Adaptado de “Anatomía con orientación clínica” (p.40), de K. L. Moore, & A. F. Dalley, 2007. Editorial Médica Panamericana.

La mayoría de los vasos de sistema circulatorio tienen tres cubiertas (K. L. Moore, & A. F. Dalley, 2007):

- Túnica íntima: Está compuesta por una única capa de células endoteliales muy aplanadas, conocidas como endotelio, que se asienta sobre una capa de tejido conectivo llamada lámina basal. Esta lámina basal proporciona soporte estructural a las células endoteliales y participa en la regulación de su función. Estas células son esenciales para el funcionamiento del

sistema vascular, ya que actúan como una barrera entre la sangre y los componentes de la pared del vaso, además, desempeñan funciones activas en la homeostasis, la inflamación, la coagulación y la formación de nuevos vasos sanguíneos.

- Túnica media: Es la capa intermedia de las tres capas que componen la pared de los vasos sanguíneos, situada entre la túnica íntima y la túnica adventicia. Esta capa está compuesta principalmente de células musculares lisas y fibras elásticas.

La túnica media es la capa más variable, ya que el grosor, la organización y la cantidad de fibras elásticas difieren entre arterias, venas y conductos linfáticos. Las células musculares lisas de esta capa son responsables de la contracción y relajación del vaso sanguíneo, facilitando la vasoconstricción y vasodilatación, lo cual es crucial para la regulación del flujo sanguíneo, la presión arterial y la respuesta a diversas señales fisiológicas y patológicas.

- Túnica adventicia: Se compone de una capa suelta de tejido conectivo, que contiene vasa vasorum, un lecho vascular diseñado para perfundir la propia pared del vaso. La túnica adventicia es particularmente prominente en las venas de gran calibre, donde también puede contener haces de músculo liso dispuesto holgadamente responsables de mantener el tono venoso.

Y aunque en el sistema vascular también existen vasos linfáticos encargados de transportar linfa, nos centraremos en el sistema circulatorio sanguíneo, que incluye tres tipos principales de vasos: arterias, venas y capilares.

a) Arterias

Las arterias son vasos sanguíneos que transportan sangre oxigenada desde el corazón hacia los diversos tejidos del cuerpo, cuyas paredes están formadas por tres capas. La capa media de las arterias, compuesta principalmente por fibras musculares y elásticas, otorga a estos vasos sanguíneos la elasticidad y contractilidad. Según la proporción de estas fibras, las arterias se clasifican en dos tipos: arterias elásticas y arterias musculares.

- Arterias elásticas: son de mayor calibre, como la aorta y sus ramas. Estas arterias contienen una mayor proporción de fibras elásticas en su capa media, lo que les permite soportar las fluctuaciones de presión sanguínea generadas por la actividad cardíaca. Sus paredes son relativamente delgadas en relación con su diámetro. La función principal de las arterias elásticas es conducir la sangre desde el corazón hacia las arterias de mediano calibre.

Ejemplos de grandes arterias elásticas son la aorta, las arterias que nacen del arco de la aorta (tronco braquiocefálico, subclavias, carótidas) y el tronco de la arteria pulmonar y sus ramas principales

- Arterias musculares: son de calibre intermedio y su capa media está compuesta en mayor medida por músculo liso y contiene menos fibras elásticas. Esto les permite regular el flujo sanguíneo en las distintas partes del cuerpo mediante la contracción (vasoconstricción) o dilatación (vasodilatación) de las fibras musculares. La mayoría de las arterias con denominación, como la braquial o la femoral, son arterias musculares de calibre mediano.

Estas arterias se ramifican en arterias más pequeñas llamadas arteriolas, asegurando que el oxígeno y los nutrientes lleguen a cada célula del cuerpo. Su 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.

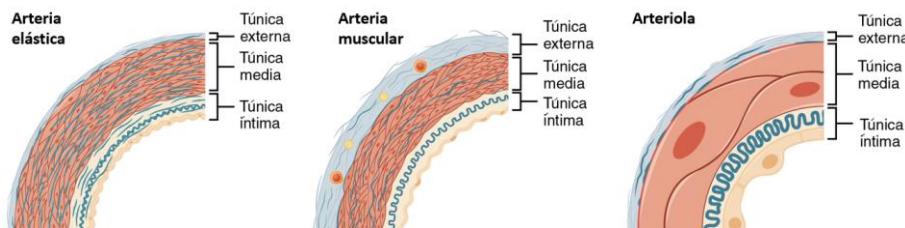


Fig.#2 Comparación de las paredes de una arteria elástica, una arteria muscular y una arteriola. Modificado de “Anatomy & Physiology” de Betts, J. G. et al., 2012. <https://openstax.org/books/anatomy-and-physiology/pages/1-1-overview-of-anatomy-and-physiology>.

b) Capilares

Los capilares son vasos sanguíneos de menor calibre que llevan sangre a los tejidos en un proceso conocido como perfusión. Permiten el intercambio de gases y otras sustancias entre la sangre y las células circundantes, así como con el líquido intersticial.

La pared de un capilar está compuesta por una capa endotelial rodeada por una membrana basal, con algunas fibras musculares lisas dispersas. La estructura de la pared puede variar: en capilares grandes, pueden existir múltiples células endoteliales, mientras que, en capilares más pequeños, puede haber solo una capa celular envuelta sobre sí misma.

Estos vasos sanguíneos son fundamentales para el intercambio de oxígeno, nutrientes y desechos entre la sangre y las células del cuerpo. Se ramifican en redes extensas para aumentar el área de superficie disponible para el intercambio rápido de materiales. Originados de las arteriolas terminales, los capilares presentan esfínteres precapilares, anillos de fibras musculares lisas que regulan el flujo sanguíneo hacia ellos. Posteriormente, se agrupan en vénulas, que se fusionan para formar venas de mayor calibre, facilitando el retorno de la sangre desoxigenada hacia el corazón.

Hay tres tipos principales de capilares que difieren en su grado de permeabilidad: continuos, fenestrados y sinusoides.

- Capilares continuos: Es el tipo de capilar más común, se encuentra en casi todos los tejidos vascularizados. Los capilares continuos se caracterizan por un revestimiento endotelial completo con uniones estrechas entre las células endoteliales. Aunque una unión estrecha suele ser impermeable y solo permite el paso de agua e iones, a menudo son incompletos en los capilares, dejando hendiduras intercelulares que permiten el intercambio de moléculas muy pequeñas entre el plasma sanguíneo y el líquido intersticial. Las sustancias que pueden pasar entre las células incluyen productos metabólicos, como glucosa, agua y pequeñas moléculas hidrófobas como gases y hormonas, así como diversos leucocitos.
- Capilares fenestrados: Un capilar fenestrado es aquel que tiene poros (fenestraciones) además de uniones estrechas en el revestimiento endotelial. Estos hacen que el capilar sea permeable a moléculas más grandes. El número de fenestraciones y su grado de permeabilidad varían según su ubicación.
- Capilares sinusoides: Un capilar sinusoidal (o sinusoide) es el tipo de capilar menos común. Son aplanados, y tienen extensos huecos intercelulares y membranas basales incompletas, además de hendiduras y fenestraciones intercelulares. Estas aberturas permiten el paso de las moléculas más grandes, incluyendo proteínas plasmáticas e incluso células. El flujo sanguíneo a través de las sinusoides es muy lento, permitiendo más tiempo para el intercambio de gases, nutrientes y desechos.

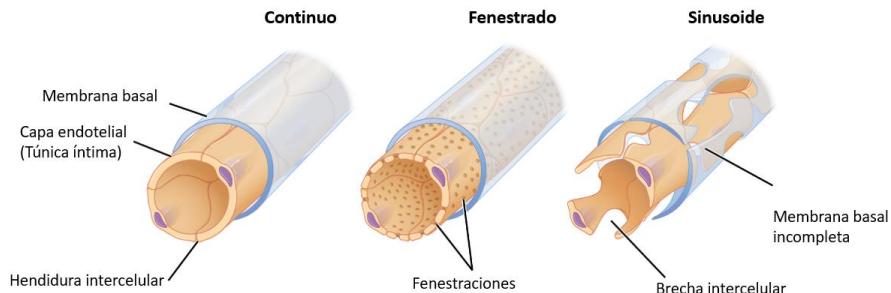


Fig. #3 Tipos de capilares. Modificado de “Anatomy & Physiology” de Betts, J. G. et al., 2012.

<https://openstax.org/books/anatomy-and-physiology/pages/1-1-overview-of-anatomy-and-physiology>.

c) Venas

La unión de varios capilares forma pequeños vasos denominados vénulas. Las paredes de las vénulas consisten en endotelio, una fina capa media con algunas células musculares y fibras elásticas, además

de una capa externa de fibras de tejido conectivo que constituyen una túnica externa muy delgada. Cuando la vénula aumenta de calibre, se le denomina vena.

Las venas son las encargadas de devolver la sangre desoxigenada desde los tejidos de vuelta al corazón. Las venas, estructuralmente hablando, son 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 ya que presentan una menor cantidad de fibras tanto elásticas como musculares. La capa externa es más gruesa y contiene más tejido conjuntivo. Además de su función primaria de devolver la sangre al corazón, las venas pueden considerarse reservorios de sangre, ya que las venas sistémicas contienen aproximadamente el 64% del volumen sanguíneo en un momento dado. Su capacidad para retener tanta sangre se debe a su alta capacitancia, es decir, a su capacidad de distenderse fácilmente para almacenar un alto volumen de sangre, incluso a baja presión (Betts, J. G. et al., 2012).

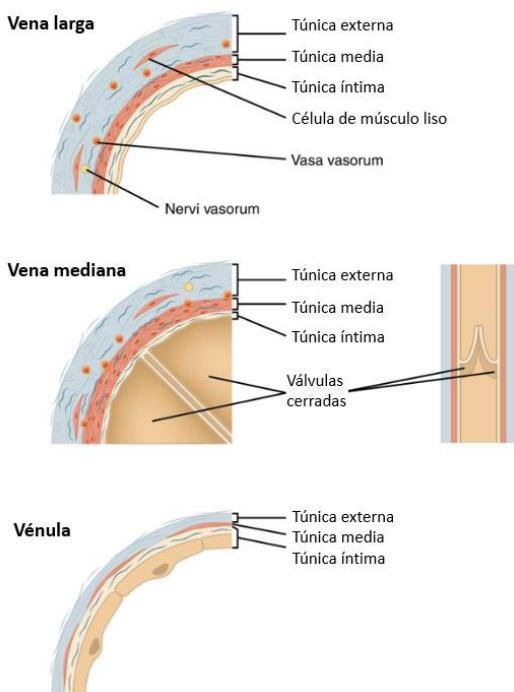


Fig. #4 Diferencias entre venas y vénulas. Modificado de “Anatomy & Physiology” de Betts, J. G. et al., 2012.
<https://openstax.org/books/anatomy-and-physiology/pages/1-1-overview-of-anatomy-and-physiology>.

1.3 Anatomía y fisiología del corazón

El corazón es un órgano muscular hueco localizado en la cavidad torácica, en el mediastino anterior, justo por encima del diafragma. Más de 2/3 de su volumen quedan a la izquierda de la línea media corporal y su morfología no es simétrica. Su tamaño varía con la edad, el sexo y la superficie corporal del individuo, siendo que en una persona adulta oscila entre los 220 a 300 gramos. En promedio, el corazón late alrededor de 100,000 veces al día, bombeando aproximadamente 7,571 litros de sangre.

a) Composición

Se compone de tres capas de tejido:

- Endocardio: Es la delgada capa interna de las cámaras del corazón y también forma la superficie de las válvulas.
- Miocardio: Es la gruesa capa muscular del medio, que permite que las cámaras del corazón se contraigan y se relajen para bombear sangre al cuerpo.
- Pericardio: Es el saco que envuelve el corazón. Está compuesto de capas delgadas de tejido y mantiene al corazón en su lugar y lo protege. Una pequeña cantidad de líquido entre las capas ayuda a reducir la fricción entre el corazón que late y los tejidos que lo rodean. El pericardio consta de dos partes principales, el pericardio fibroso y el seroso.
 - 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:
 - La capa más interna visceral o epicardio, que está adherida al miocardio.
 - 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.

b) Cavidades

El corazón está dividido en cuatro cavidades: las aurículas derecha e izquierda, y los ventrículos derecho e izquierdo. El surco interauricular e interventricular separan las aurículas de los ventrículos de manera exterior e interinamente por el septum o tabique interauricular e interventricular, constituidas de una parte muscular y una fibrosa (de los Nietos Miguel, C., 2007)

- Aurícula Derecha: Constituye el borde lateral derecho del corazón y es una cavidad de paredes delgadas. Recibe principalmente sangre venosa de las venas cava superior e inferior.

La aurícula derecha presenta una región posterior tubular conocida como seno venoso, donde confluyen las venas cava, y una región anterior en forma de bolsa. En donde se encuentra un apéndice llamado orejuela derecha, que rodea parcialmente la raíz de la aorta. La aurícula derecha también alberga el nodo sinoauricular (SA), que es el marcapasos natural del corazón, responsable de iniciar el impulso eléctrico que regula el ritmo cardíaco.

- **Aurícula Izquierda:** Se encuentra en la porción posterosuperior del corazón y es de menor tamaño que la aurícula derecha. Las cuatro venas pulmonares, que transportan sangre oxigenada desde los pulmones, desembocan en la aurícula izquierda, recibiendo la sangre oxigenada procedente de la circulación pulmonar. La pared de la aurícula izquierda es más gruesa que la de la aurícula derecha debido a la mayor presión requerida para bombear la sangre hacia el ventrículo izquierdo, y también cuenta con una orejuela, conocida como orejuela izquierda, que se proyecta sobre la superficie del corazón.
- **Ventrículo Derecho:** Es la cavidad anteroinferior derecha del corazón, caracterizada por dos porciones cavitarias separadas: el tracto de entrada, que se extiende desde el orificio de la válvula tricúspide hasta el ápex, y el tracto de salida, que se dirige desde la punta hasta la arteria pulmonar. El ventrículo derecho tiene paredes más delgadas que el ventrículo izquierdo debido a la menor presión requerida para bombear sangre a los pulmones a través de la arteria pulmonar. Su función principal es recibir sangre desoxigenada de la aurícula derecha y enviarla a los pulmones para su oxigenación. La pared interna del ventrículo derecho presenta numerosas trabéculas carnosas, incluyendo el músculo papilar, que ayuda en el funcionamiento de la válvula tricúspide.
- **Ventrículo Izquierdo:** Es una cavidad posterior izquierda del corazón, delimitada por la pared libre, el tabique interventricular y los orificios mitral y aórtico. A diferencia del ventrículo derecho, el ventrículo izquierdo tiene paredes mucho más gruesas para generar la alta presión necesaria para bombear sangre oxigenada a todo el cuerpo a través de la aorta. El ventrículo izquierdo es responsable de la función principal del corazón como bomba de alta presión y no posee trabéculas musculares que lo subdividan, lo que le proporciona una estructura más uniforme y eficiente para la contracción. Su pared interna contiene músculos papilares que conectan con las cuerdas tendinosas de la válvula mitral, asegurando su correcto funcionamiento durante el ciclo cardíaco.

c) *Válvulas*

El flujo sanguíneo a través del corazón está regulado por cuatro válvulas: la tricúspide, la pulmonar, la mitral y la aórtica. Estas válvulas aseguran un flujo sanguíneo adecuado y controlado en las diferentes partes del corazón.

1.4 Características de la sangre

Para esto, Thomas & Sumam (2016) señalan que, en todos los modelos considerados, la sangre se asume como un fluido incompresible con una densidad de $1.050 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ regido por ecuaciones de Navier-Stoke y ecuaciones de continuidad. Ellos mencionan que, en una de las literaturas examinadas por ellos (Anastasiou et al., 2012), se llevó a cabo un estudio experimental para analizar el flujo sanguíneo a través de las arterias de menor tamaño utilizando una solución de glicerol con una pequeña cantidad de xantano. Cabe aclarar que los valores de esfuerzo cortante en las paredes son menores en arterias pequeñas a comparación con las más grandes. Los resultados de dicho estudio mostraron que, en las arterias de menor tamaño, la sangre actúa como un líquido no newtoniano.

Sin embargo, Kannojiya, Das & Das. (2020) realizan una revisión extensa de varios enfoques para analizar la influencia de las características reológicas de la sangre en diversas clases de vasos sanguíneos. En particular, se hizo hincapié en la identificación del mejor modelo reológico posible para resolver eficazmente la hemodinamia dentro de diferentes vasos sanguíneos ya que, debido a las complejidades en la estructura de la red vascular y la composición de la sangre, no existe un modelo reológico universalmente aceptado para la sangre que pueda aplicarse a cualquier vaso sanguíneo. En este trabajo, se discutieron diferentes literaturas y se concluyó que, para simular el flujo sanguíneo dentro de la red vascular, el modelo Newtoniano es adecuado en todas las condiciones, por lo que funciona para aquellos investigadores que desean conocer las propiedades relacionadas con el flujo, como viscosidad, diferencia de presión, entre otros. Con esto, se puede comprender de mejor manera los modelos, facilitando la creación de un fluido más realista.

Para conocer los valores del flujo sanguíneo, Wesołowski & Mlynarczak (2019) evalúan la viscosidad y densidad e investigan la posible correlación entre ambos. En esta investigación, se tomó sangre de 30 voluntarios, entre los cuales había 15 hombres y 15 mujeres y se evaluó experimentalmente la viscosidad y la densidad, bajo la condición de temperatura de 37° C . La viscosidad de la sangre se calculó mediante la ecuación de Hagen-Poiseuille y las variables necesarias fueron medidas dejando que el líquido fluya libremente a través de un tubo capilar, también conocido como método Poiseuille. Se utilizaron tubos capilares de vidrio de 1 mm de diámetro y 2, 4 mm de diámetro durante las investigaciones de tensión superficial y viscosidad, respectivamente. El tubo tenía una longitud de 5cm y se estimó que la presión promedio entre los extremos del tubo era de 260Pa. Como resultado, se obtuvo que el promedio de los valores de la viscosidad es de $3.293 \times 10^{-3} \text{ Pa.s}$ y $3.411 \times 10^{-3} \text{ Pa.s}$ entre muestras femeninas y masculinas, respectivamente. Igualmente, se encontró que la densidad promedio de la sangre es de $1.0635 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$.

Además, Oglat et al. (2017) establecen que también existen valores de las características físicas determinados por la Comisión Internacional Electrotécnica (IEC) para la caracterización y

estandarización de líquidos que imitan la sangre para objetos de prueba o simuladores de flujo, donde los componentes utilizados en la preparación de sangre artificial deben tener valores idénticos a los valores de la IEC. Estos valores pueden ser observados en la Tabla 1.

1.5 Simuladores médicos y entrenadores de tareas

La formación y capacitación de los profesionales de la salud en procedimientos médicos críticos, es fundamental para garantizar la seguridad del paciente (Castillo-Estigarribia et al., 2015). Por esto, los entrenadores de tareas y simuladores médicos (Figura 1) han surgido como una herramienta esencial para la formación de profesionales de la salud, ya que estos permiten practicar este tipo de procedimientos en un entorno controlado y sin riesgos para los pacientes, facilitando así la adquisición de las habilidades prácticas necesarias (Núñez, 2019).



Fig.#1 Simulador de acceso central intravenoso. Adaptado de “Laerdal IV Torso” de Laerdal Medical, 2024, <https://laerdal.com/us/docid/1013081/Laerdal-IV-Torso>

No obstante, el realismo y la fidelidad de la simulación es un factor determinante en su efectividad (Dávila-Cervantes, 2014). Es particularmente crucial en áreas como el entrenamiento médico en cateterismo endovascular, donde el realismo, especialmente en la composición de la sangre utilizada, resulta fundamental. Esta sangre simulada debe replicar de manera precisa las propiedades físicas y reológicas de la sangre humana, incluyendo la viscosidad, densidad y comportamiento del fluido.

Tabla 1

Propiedades acústicas y físicas de un fluido imitador de sangre

Propiedades	Valores
Viscosidad ($\times 10^{-3}$ Pa.s)	4.0 ± 0.4
Densidad ($\times 10^3$ kg/m ³)	1.050 ± 0.04

Adaptado de “A new blood mimicking fluid using propylene glycol and their properties for a flow phantom test of medical doppler ultrasound” de Oglat, A. A. et al., 2017 International Journal of Chemistry, Pharmacy & Technology, 2(5), 220-231.

En esta investigación, Oglat et al., preparan varias muestras compuestas por diferentes proporciones de agua destilada, propilenglicol y glicerol. Obteniendo que la muestra con 80% agua, 2% propilenglicol y un 18% glicerol da como resultado una viscosidad de 4.3×10^{-3} Pa.s y una densidad de 1.04×10^3 kg/m³, lo cual cumple con los estándares de la IEC. Se concluyó que cuando las proporciones de propilenglicol son mayores que las proporciones de glicerol, la densidad del fluido de la mezcla aumentará ligeramente porque la densidad del propilenglicol es menor que la densidad del glicerol en comparación con la densidad del agua.

De igual manera, Perrira et al. (2022), exploran la introducción de partículas de almidón en una mezcla de agua, glicerol y goma xantana para la creación de un fluido imitador de sangre. En esta investigación, la viscosidad del fluido formulado se compara con la de la sangre humana. Para esto, se preparan un total de 10 muestras que constan de diferentes proporciones de composición. Según los resultados de los experimentos realizados, la muestra con una composición de 59,98 % agua, 40 % glicerol, 0,01 % de goma xantana y 0,01 % de almidón muestra la diferencia porcentual de viscosidad más pequeña en comparación con la viscosidad de la sangre real, siendo de $3.71 \pm 0.34 \times 10^{-3}$ Pa.s, que se encuentra dentro del rango de viscosidad normal real de la sangre.

Los valores de viscosidad y densidad obtenidos en los estudios mencionados sirven como puntos de referencia para lograr validar y ajustar los valores del flujo requeridos para crear un flujo **realista**.

II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La correcta ejecución del cateterismo endovascular depende en gran medida de una comprensión profunda de las propiedades hemodinámicas, por lo que, para garantizar la seguridad del paciente y la eficacia del procedimiento, es necesario que los internos de radiología dominen esta técnica desde su formación, lo cual puede lograrse mediante la práctica en entornos clínicos simulados con condiciones hemodinámicas reales. Sin embargo, la falta de simuladores de flujo realistas puede contribuir a una curva de aprendizaje prolongada, aumentando los riesgos para los pacientes y disminuyendo la eficiencia en la formación médica (Laerdal Medical, 2022). Las alternativas actuales en simuladores pueden carecer del realismo necesario para proporcionar una formación efectiva o implicar un gasto significativo. En el mercado actual, las alternativas oscilan entre los \$21,000 MXN hasta los \$47,000 MXN (LifeForm, 2023; Erler-Zimmer, 2023) sin tener en cuenta los costos adicionales asociados con los insumos o consumibles requeridos para su funcionamiento, por

Comentado [AS1]: Me gusta mucho como hablas de los antecedentes, lo cual ya lo tienes dominado.

Sin embargo, para la tesis hice mención que para nosotros la introducción sera el marco teórico y falta profundizar muchísimo. Puedes crear una sección de antecedentes si así lo prefieres o en las secciones que crees para el marco teórico vas colocando el antecedente que se relaciona.

Algunos ejemplos de secciones a crear:
Cateterismo endovascular
Medio de contraste
Hemodinamia
Anatomía y fisiología del corazón (o puedes ser vasos sanguíneos...)
Sangre humana (características, propiedades...)
Flujo sanguíneo
Simuladores de entrenamiento
...

ejemplo, únicamente el precio de 473 ml de sangre simulada puede ascender a aproximadamente \$780 MXN (SimuLab, 2023), lo que resalta la necesidad de buscar soluciones más accesibles y realistas para la formación de profesionales de la salud

Es por esto, que en este proyecto se pretenden abordar estas deficiencias mediante la elaboración de un fluido que reproduzca de manera precisa las propiedades dinámicas y físicas de la sangre humana para la aplicación en un simulador de cateterismo endovascular, facilitando la inyección y visualización adecuada del medio de contraste. Esto permitirá un aumento notable en el dominio de la técnica sin la necesidad de realizar una inversión significativa o arriesgar la seguridad del paciente.

III. HIPÓTESIS

El fluido elaborado presenta una densidad y viscosidad equivalente a la sangre humana, sirviendo para la práctica de inyección de contraste por cateterismo en cirugía endovascular realizadas por los internos de radiología.

IV. OBJETIVOS

4.1 Objetivo general

Elaborar un fluido que imite de manera precisa las propiedades dinámicas y físicas de la sangre humana para su integración en un entrenador de cateterismo endovascular para internos radiólogos.

4.2 Objetivos específicos

- Ajustar la viscosidad de la sangre simulada tomando como referencia los valores correspondientes a la sangre humana en un ambiente de 37°C.
- Calibrar la densidad del fluido de acuerdo con los parámetros de densidad de la sangre real mediante la modificación de la composición del mismo.
- Evaluar la estabilidad a largo plazo del fluido, almacenando muestras en condiciones controladas durante un período definido.

V. MATERIALES Y MÉTODOS

La metodología del proyecto se dividió en cuatro etapas que pueden ser observadas en la Figura 2.

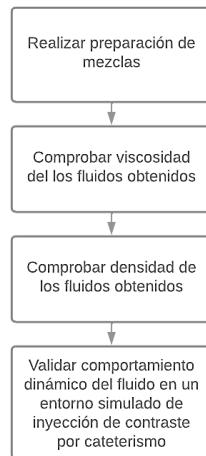


Fig.#2 Metodología para la elaboración de sangre artificial con propiedades hemodinámicas para la formación en cateterismo endovascular.

5.1 Preparación de muestras

a) Fluido a base de propilenglicol

Para la preparación del fluido a base de propilenglicol, se utilizó un vaso de plástico dos veces mayor que la cantidad de fluido deseado, esto para evitar el desbordamiento de los componentes durante la agitación.

El vaso de plástico se limpió adecuadamente con abundante agua destilada y se secó con paños de papel. Despues, se colocó una varilla agitadora magnética dentro del vaso de plástico limpio.

En la Figura 3 se muestra un esquema de las proporciones necesarias de agua destilada, glicerol y propilenglicol.

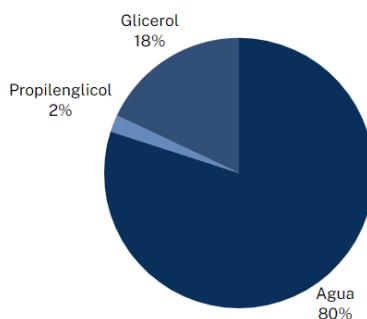


Fig.#3 Proporciones del fluido a base de propilenglicol.

Comentado [AS2]: Mencioné en clase que todos los verbos debían cambiarse a pasado o infinitivo, dado que al final al entregar el documento de tesis, se supone ya lo hiciste.

Para comenzar con la mezcla, se pesaron todos los componentes, en este caso se realizaron 200ml de muestra, por lo que se ocuparon 160ml de agua destilada de la marca Ninu.mx, 36ml de glicerol y 4ml de propilenglicol, ambas de la marca Azumex, y después se vertieron en el vaso de plástico. Se colocó el vaso en la placa agitadora durante 20 minutos y se estableció la temperatura de la muestra a 37°C.

b) Fluido a base de goma xantana

En cuanto a la elaboración de esta mezcla, se siguieron los porcentajes de agua destilada, glicerol, goma xantana y almidón de la Figura 4.

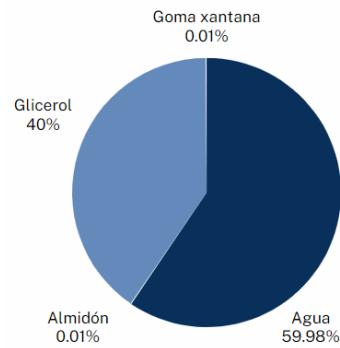


Fig.#4 Proporciones del fluido a base de goma xantana.

Para comenzar, se preparó una mezcla de 59.98% volumen de agua y 40% volumen de glicerol. En este caso, se realizó una muestra de 200ml, por lo que se ocuparon 119.96ml de agua destilada marca Ninu.mx y 80ml de glicerol marca Azumex.

Luego, el glicerol se vertió en un vaso de precipitados y se colocó sobre un agitador magnético de placa caliente, este se agitó y se aseguró que el fluido se mantuviera a 50°C.

Después de 2 minutos, se añadieron 0.02ml de goma xantana de la marca Diquitra a la mezcla de glicerol, seguida por 0.02ml de almidón marca El crisol después de 15 minutos.

La mezcla de almidón y goma xantana de glicerol se mezcló a una temperatura de 60°C durante 20 minutos. Luego, se añadió gradualmente el agua a la mezcla y se agitó la mezcla hasta homogeneizarse, conservándolo a una temperatura de 37°C.

5.2 Pruebas de viscosidad.

Para obtener la viscosidad de las muestras realizadas se estableció un protocolo experimental basado en los autores Ali et al. El método se basa en la medición de la velocidad de desplazamiento constante

de una pequeña bola en un líquido estudiado a una temperatura constante donde la viscosidad de los fluidos es proporcional al tiempo de flujo.

Para esto, se soltó una canica de 2 cm de diámetro, sin velocidad inicial, dentro del fluido contenido en una probeta graduada de 50ml.

Usando un cronómetro, se tomó el tiempo de caída de la bola entre las dos marcas realizadas (A y B) en la probeta.

$$\mu = \frac{(\rho_{pelota} - \rho_{fluido}) \times D_{pelota}^2 \times g}{18 \times \nu}$$

5.3 Cálculo de la densidad.

Como primer paso, se pesó un picnómetro calibrado vacío con una balanza analítica, después, se tomó la temperatura del agua destilada que utilizaremos para llenar el picnómetro y se pesó el picnómetro de nuevo con 10ml de agua destilada. Despues, el picnómetro se vació, se limpió y se secó para llenarlo con una de las dos muestras y se vuelve a pesar.

A partir de esto, se calculó la densidad del fluido con la siguiente fórmula

$$\rho_{muestra} = \left(\frac{m1 - mp}{m2 - mp} \right) (\rho_{agua})$$

En donde:

$\rho_{muestra}$ = Densidad de la muestra

mp = Masa de picnómetro vacío

$m1$ = Masa de picnómetro con la muestra

$m2$ = Masa de picnómetro con agua destilada

ρ_{agua} = Densidad del agua destilada a la temperatura tomada

VI. RESULTADOS

6.1 Resultados visuales de las muestras

Ambas soluciones son homogéneas y traslúcidas, aunque presentan algunas diferencias notables. La segunda muestra, que contiene goma xantana, almidón, agua y glicerol, exhibe un aspecto más opaco en comparación con la primera muestra. Además, se observa una variación en la viscosidad entre ambas muestras, siendo la segunda muestra visualmente más viscosa que la primera.

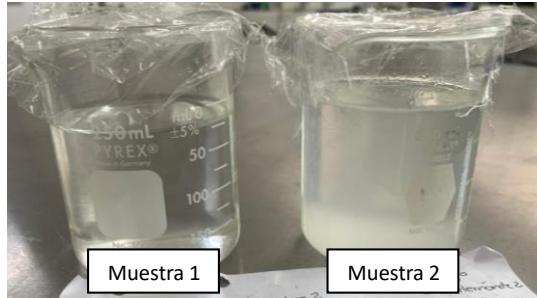


Fig.#6 Resultados de las muestras. Muestra a base de propilenglicol a la izquierda y muestra de goma xantana a la derecha.

6.2 Resultados del cálculo de la densidad

Los resultados de las pruebas de densidad, llevadas a cabo mediante el uso de un picnómetro, se pueden observar en la Tabla 2.

Tabla 2

Resultados de las pruebas de densidad

Muestra	Densidad
Muestra a base de propilenglicol	1.05076813 kg/m ³
Muestra a base de goma xantana	1.095514854 kg/m ³

Elaboración propia.

Al comparar los resultados de densidad de las muestras con la densidad de la sangre humana, que se sitúa en 1.050 ± 0.04 kg/m³, se puede observar que la primera muestra presenta una densidad de 1.05076813 kg/m³, lo que la coloca dentro del rango deseado para la densidad sanguínea. Por otro lado, la segunda muestra exhibe una densidad ligeramente superior de 1.095514854 kg/m³, indicando una leve desviación respecto al estándar de densidad sanguínea. Estos resultados se pueden observar en la siguiente gráfica.

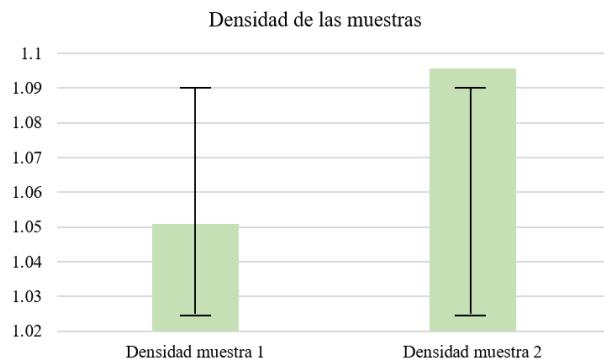


Fig.#7. Gráfica comparativa de la densidad de las muestras y la densidad estándar de la sangre humana.

6.2 Resultados del cálculo de la viscosidad

Se registraron dos mediciones de viscosidad para las muestras analizadas, que se presentan en la Tabla 3.

Tabla 3

Resultados de las pruebas de viscosidad

Muestra	Viscosidad
Muestra a base de propilenglicol	1.467245797 Pa·s
Muestra a base de goma xantana	2.434623829 Pa·s

Elaboración propia.

La primera muestra, a base de propilenglicol, con una viscosidad de 1.467245797 Pa·s, es considerablemente menos viscosa que la sangre humana. La segunda muestra, a base de goma xantana, aunque más viscosa que la primera, con una viscosidad de 2.434623829 Pa·s, no alcanzó los niveles deseados para simular la viscosidad sanguínea real. Estos valores exhiben una discrepancia significativa con respecto a la viscosidad propuesta y se observa que ambos resultados están por debajo del valor objetivo para simular adecuadamente la viscosidad de la sangre humana, que generalmente se encuentra en el rango de 3.5 a 5.5 mPa·s. También se encuentra debajo del estandar. Esto sugiere que las condiciones experimentales o las características de los componentes han influido en la viscosidad obtenida. Estos resultados se pueden observar en la siguiente gráfica.

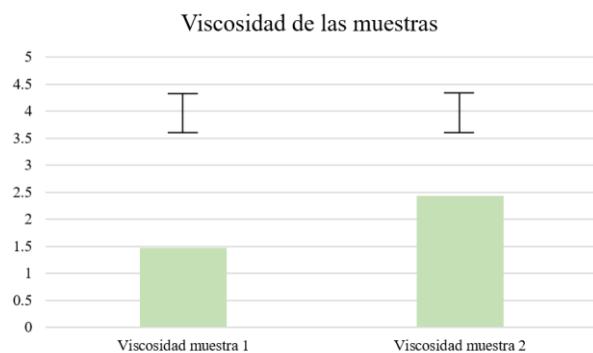


Fig.#7. Gráfica comparativa de la viscosidad de las muestras y la viscosidad estándar de la sangre humana.

I. DISCUSIÓN

No es subjetiva, se trata de discutir sobre los resultados mas relevantes, lo que aporta. Compararlo con el marco teórico. Por que creo que sucedieron diferencias en resultados.

Los resultados obtenidos en las pruebas de densidad y viscosidad de las soluciones diseñadas para simular la sangre humana presentan varios puntos relevantes. La primera muestra, a base de propilenglicol, exhibe una densidad de $1.05076813 \text{ kg/m}^3$, que se encuentra dentro del rango de densidad de la sangre humana ($1.050 \pm 0.04 \text{ kg/m}^3$). En contraste, la segunda muestra, que contiene goma xantana, muestra una densidad de $1.095514854 \text{ kg/m}^3$, superando ligeramente el límite superior del rango esperado.

La viscosidad de la sangre humana generalmente se sitúa entre 3.5 y $5.5 \text{ mPa}\cdot\text{s}$. La primera muestra, con una viscosidad de $1.467245797 \text{ Pa}\cdot\text{s}$, y la segunda muestra, con una viscosidad de $2.434623829 \text{ Pa}\cdot\text{s}$, se encuentran significativamente por debajo de este rango. Esta discrepancia sugiere que las condiciones experimentales o la formulación de las muestras no replican completamente las propiedades reológicas de la sangre.

Las diferencias observadas pueden atribuirse a varios factores. Primero, la composición de los componentes utilizados (propilenglicol y goma xantana) y sus concentraciones pueden no ser adecuadas para alcanzar las propiedades reológicas deseadas. La goma xantana, aunque incrementa la viscosidad más que el propilenglicol, no lo hace lo suficiente para imitar la sangre humana. Además, factores experimentales como la temperatura de las pruebas y la homogeneidad de la mezcla pueden haber influido en los resultados.

En comparación con el marco teórico, donde se establece que la sangre tiene una densidad y viscosidad específicas esenciales para sus funciones fisiológicas, nuestros resultados indican que las formulaciones actuales aún necesitan ajustes significativos. La densidad de la primera muestra está dentro del rango aceptable, pero la viscosidad de ambas muestras es insuficiente, lo que podría afectar la precisión de las simulaciones médicas en las que se utilicen.

II. PERSPECTIVAS A FUTURO

Que mejoras, otros proyectos, proponer otra metodología. Antecedentes para futuro.

Para mejorar las propiedades de las soluciones simuladas, se pueden considerar varias perspectivas y mejoras metodológicas. En primer lugar, sería beneficioso explorar otras sustancias que, en combinación con goma xantana o propilenglicol, puedan aumentar la viscosidad sin alterar significativamente la densidad. Por ejemplo, la incorporación de agentes espesantes adicionales o diferentes proporciones de los componentes actuales podrían ser investigadas.

Además, futuros proyectos podrían enfocarse en ajustar las condiciones experimentales, como la temperatura y el método de mezcla, para asegurar una mayor consistencia en las muestras. Proponer una metodología que incluya un control más estricto de estos parámetros podría resultar en simulaciones más precisas.

Otro enfoque podría ser el desarrollo de una formulación que permita ajustar la viscosidad y densidad de manera más controlada, permitiendo la creación de soluciones específicas para diferentes aplicaciones médicas. Por ejemplo, la adición de nanopartículas podría ser explorada para modificar las propiedades reológicas de la solución.

Asimismo, antecedentes de estudios futuros podrían considerar la variabilidad de los componentes biológicos de la sangre humana, como los niveles de hematocrito y proteínas plasmáticas, para crear simulaciones más específicas para diversas condiciones clínicas.

En resumen, aunque las formulaciones actuales muestran promesas, existe un considerable margen para la mejora. La investigación continua y el ajuste de las metodologías son cruciales para el desarrollo de una sangre simulada que sea altamente efectiva y precisa para su uso en simulaciones médicas y educativas.

III. REFERENCIAS

Anastasiou, A. D., Spyrogianni, A. S., Koskinas, K. C., Giannoglou, G. D., & Paras, S. V. (2012). Experimental investigation of the flow of a blood analogue fluid in a replica of a bifurcated small artery. *Medical engineering & physics*, 34(2), 211–218. ISSN # 1350-4533

Brigham And Women's Hospital. (2021). *Descripción general del sistema vascular*. Recuperado de <https://healthlibrary.brighamandwomens.org/spanish/diseasesconditions/adult/Cardiovascular/85,P08283>

Castillo Estigarribia, A., Ferrer Lagunas, L., & Masalán Apip, P. (2015). Capacitación del personal de salud, evidencia para lograr el ideal. *Horizonte De Enfermería*, 26(1), 29–37. ISSN # 0719-6946

Dávila-Cervantes, A. (2014). Simulación en Educación Médica. *Elsevier*, 3(10), 100-105. ISSN # 2007-5057

El Malki, M., Bria, A., Amraquib, S., & Bria, D. (2021). A simple way to measure the dynamic viscosity of a fluid. *New Journal for Science Vulgarization*, 1(2), 38-48. ISSN #2820-7181

Erler-Zimmer (2023). *CVC Insertion Simulator III*. Erler-Zimmer. Recuperado de: <https://erler-zimmer.de/shop/en/10085>

Kannojiya, V., Das, A. K. & Das, P. K. (2020) Simulation of Blood as Fluid: A Review from Rheological Aspects, *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 14, 327-341. ISSN # 1941-1189
Kristensen, S. D., Knuuti, J., Saraste, A., Anker, S., Bøtker, H. E., De Hert, S., Ford, I., González-Juanatey, J. R., Gorenek, B., Heyndrickx, G. R., Hoeft, A., Huber, K., Iung, B., Kjeldsen, K. P., Longrois, D., Lüscher, T. F., Pierard, L., Pocock, S., Price, S., Roffi, M., Sirnes, P. A., Sousa-Uva, M., Voudris, V., & Funck-Brentano, C. (2014). Grupo de Trabajo Conjunto sobre cirugía no cardiaca: Evaluación y manejo cardiovascular de la Sociedad Europea de Cardiología (ESC) y la European Society of Anesthesiology (ESA). *Revista Española de Cardiología*, 67(12), 1052.e1-1052.e43. ISSN # 0300-8932.

Laerdal Medical (2022). *The importance of realism in simulation-based learning for healthcare education*. Laerdal. Recuperado de: <https://laerdal.com/us/learn/resource-library/the-importance-of-realism-in-simulation/>

Laerdal Medical (2022). *Laerdal IV Torso*. Recuperado de: <https://laerdal.com/us/docid/1013081/Laerdal-IV-Torso>

LifeForm (2023). *Life/form Central Venous Cannulation Simulator*. Nasco Healthcare. Recuperado de: https://nascohealthcareglobal.com/products/lf01087?utm_medium=auto&utm_campaign

National Heart, Lung and Blood Institute (2022). *¿Qué es un cateterismo cardíaco?* NHLBI. Recuperado de: <https://www.nhlbi.nih.gov/es/salud/cateterismo-cardiaco>

Núñez, E. (2019). *Simulación clínica, herramienta para que los médicos aprendan de sus errores sin afectar a pacientes*. Ciencia UNAM. Recuperado de: <https://ciencia.unam.mx/leer/880/simulacion-clinica-herramienta-para-que-los-medicos-aprendan-de-sus-errores-sin-afectar-a-pacientes>

Oqlat, A. A., Matjafri, M., Suardi, N., Oqlat, M. A., Oqlat, A. A., & Abdelrahman, M. A. (2017). A new blood mimicking fluid using propylene glycol and their properties for a flow phantom test of medical doppler ultrasound. *International Journal of Chemistry, Pharmacy & Technology*, 2(5), 220-231. ISSN # 2456-8473

Perrira, N., Shuib, A. S., Phang, S. W., & Muda, A. S. (2022). Experimental Investigation of Blood Mimicking Fluid Viscosity for Application in 3D-Printed Medical Simulator. In *Journal of Physics: Conference Series*, 2222. ISSN # 1742-6596

SimuLab (2023). *Simulated Arterial Blood (Red Fluid)*. SimuLab Corporation. Recuperado de: <https://simulab.com/products/femoralineman-red-fluid>

Thomas, B., & Sumam, K. S. (2016). Blood Flow in Human Arterial System-A Review. *Procedia Technology*, 24, 339–346. ISSN # 2212-0173

Wesołowski, A., & Mlynarczak, A. (2019). *Surface Tension and Viscosity of Blood*. Preprints. Recuperado de: <https://doi.org/10.20944/preprints201907.0090.v1>

Zerboni, E. R. (1953). Estudio contrastado del sistema vascular. In Congresos Uruguayos de Cirugía (No. 1, pp. 803-832).

Moore, K. L., & Dalley, A. F. (2007). Anatomía con orientación clínica (5^a ed.). Editorial Médica Panamericana.

Tortosa i Moreno, A., & Reiriz Palacios, J. (2015). Sistema cardiovascular. Col·legi Oficial d'Infermeres i Infermers de Barcelona (COIB). Recuperado de <https://www.infermeravirtual.com/files/media/file/100/Sistema%20cardiovascular.pdf?1358605522>

Betts, J. G., Desaix, P., Johnson, E., Johnson, J. E., Korol, O., Kruse, D., Poe, B., Wise, J. A., Womble, M., & Young, K. A. (2012). Anatomy and Physiology. OpenStax. Recuperado de <https://openstax.org/books/anatomy-and-physiology/pages/1-1-overview-of-anatomy-and-physiology>

de los Nietos Miguel, C. (2007). Nociones básicas de anatomía, fisiología y patología cardíaca: bradiarritmias y taquiarritmias. *Enfermería en Cardiología*, (40), 1er cuatrimestre. Recuperado de <https://enfermeriaencardiologia.com/wp-content/uploads/4001.pdf>