

EFECTO DE PRESIONES PERIÓDICAS SOBRE LA DISPERSIÓN DINÁMICA DE LA LUZ

María Fernanda Carvajal Guerrero

Trabajo de Grado para optar al título de Física

Director

David Alejandro Miranda Mercado

Doctorado en Química Aplicada

Codirector

Leidy Johana Rojas Bohórquez

MSc. Física

Universidad Industrial de Santander

Facultad de Ciencias

Escuela de Física

Bucaramanga

2025

Dedicatoria

A mis mamás Carolina, Liz y Mechis;

a mi papá Roberto.

Agradecimientos

Siempre eternamente agradecida con mi familia por rodearme de apoyo en forma de consejos, aliento y almuerzos llenos de risas durante toda mi carrera.

Gracias a mis amigos, mi segunda familia y mi refugio, pues sin ellos este proyecto no hubiera salido adelante.

A mis directores David y Johana, por la paciencia con mi rebeldía y el apoyo constante e incondicional en todo el trabajo.

A Sebastián, por sus tés, amor y cariño desbordante para sobrellevar la carrera.

A Liz y Camilo, por escucharme divagar por horas y aconsejarme en este pedacito de vida.

A mi papá, por su amor representado en un tinto en las madrugadas de trasnocho.

A mi mamá, que creyó en mí incluso antes que yo misma.

Tabla de Contenido

Introducción	13
1 Fundamentos Teóricos y Experimentales para el estudio del movimiento Browniano	19
1.1 Movimiento Browniano	19
1.2 Estudio del movimiento browniano mediante la dispersión dinámica de la luz	25
1.3 FEDSita: Dispositivo para la medición de luz retrodispersada	29
1.3.1 Metodología	30
1.3.2 Resultados: Caracterización del dispositivo	34
1.3.2.1 Medición de capacitancias con potencióstato	35
1.3.2.2 Montaje y evaluación simulada del filtro pasabajas	41
1.3.2.3 Evaluación experimental del filtro pasabajas	41
1.3.2.4 Evaluación del filtro y sensor con estimulación óptica	43
1.3.2.5 Justificación del modo de adquisición RSE	45
2 Presión Arterial, Reología Sanguínea y Toma de Datos en voluntarios	47
2.1 Detalles teóricos	47
2.1.1 Sistema circulatorio	48
2.1.2 Presión arterial	48
2.1.3 Detalles sobre el tejido sanguíneo	49

EFFECTO DE PRESIONES SOBRE LA DISPERSIÓN DE LUZ	6
2.2 Metodología	51
2.2.1 Justificación del Tamaño de Muestra	51
2.2.2 Consideraciones éticas	58
2.2.3 Procedimiento de medición	58
2.3 Resultados de la toma de datos	60
2.3.1 Descripción de la población de participantes	60
2.3.2 Verificación de la ubicación sobre la arteria radial	62
3 Análisis de Señales: Variabilidad y Correlaciones con Parámetros Hemodinámicos	63
3.1 Metodología	64
3.2 Resultados y discusión: Análisis de Señales	73
3.2.1 Estimación de la variabilidad de la frecuencia cardíaca a partir de la autocorrelación	73
3.2.2 Identificación de los picos sistólico y diastólico a partir de la morfología del pulso	76
3.2.3 Análisis de correlación entre presión arterial y desviación estándar de la señal	79
3.2.4 Relación entre viscosidad y desviación estándar	85
4 Conclusiones	87
Referencias Bibliográficas	90
Apéndices	98

Lista de Figuras

Figura 1	<i>Movimiento browniano de partículas en un fluido</i>	20
Figura 2	<i>Esquema del equipo de DLS convencional</i>	28
Figura 3	<i>Montaje del sistema FEDSA para mediciones in vivo</i>	29
Figura 4	<i>Montaje final del sistema con encapsulado óptico y adquisición</i>	35
Figura 5	<i>Diagrama de Nyquist del modelo de Debye</i>	38
Figura 6	<i>Diagrama de Nyquist para las capacitancias 2 y 7</i>	39
Figura 7	<i>Filtro pasabajas Sallen-Key: esquema y respuesta simulada</i>	40
Figura 8	<i>Filtro pasabajas Sallen-Key: respuesta simulada vs. experimental</i>	42
Figura 9	<i>Evaluación del conjunto filtro–sensor sin caja opaca</i>	43
Figura 10	<i>Evaluación del conjunto filtro–sensor con blindaje óptico</i>	45
Figura 11	<i>Perfil típico de presión arterial en un adulto</i>	49
Figura 12	<i>Composición promedio de la sangre</i>	50
Figura 13	<i>Referencias anatómicas para localizar la arteria radial</i>	59
Figura 14	<i>Distribución de edad e IMC en la muestra</i>	61
Figura 15	<i>Descripción de la muestra de voluntarios.</i>	61
Figura 16	<i>Señales ópticas en arteria radial vs. región no arterial</i>	62
Figura 17	<i>Ventana de señal pulsátil filtrada (con remoción de línea base)</i>	65

Figura 18	<i>Autocorrelación de la señal pulsátil y periodo cardíaco estimado</i>	66
Figura 19	<i>Flujo de procesamiento de señales de luz retrodispersada (FEDSita)</i>	67
Figura 20	Pruebas de normalidad y selección de ventanas de análisis	69
Figura 21	Morfología del pulso: comparación PPG vs. FEDSita	71
Figura 22	<i>Matrices de correlación entre presión arterial y métricas de la señal</i>	81
Figura 23	<i>Dispersión presión arterial vs. desviación estándar de la señal</i>	82
Figura 24	<i>Modelo lineal con intercepto por muestra y pendiente común</i>	83

Lista de Tablas

Tabla 1	<i>Capacitancia compleja: medias y DE en caracterización potencioestática sin resistencia en serie</i>	36
Tabla 2	<i>Desglose de los datos utilizados para calcular el tamaño de muestra del proyecto</i>	52
Tabla 3	<i>Descripción de las variables utilizadas</i>	53
Tabla 4	<i>Índices de variabilidad de intervalos RR por participante (media y Desviación Estándar)</i>	75
Tabla 5	<i>Ciclo cardíaco: media y Desviación Estándar por registro y presión arterial de referencia</i>	77
Tabla 5	<i>Ciclo cardíaco: media y Desviación Estándar por registro y presión arterial de referencia (continuación)</i>	78
Tabla 6	<i>Estadísticos descriptivos globales de las variables analizadas (N = 32)</i>	81
Tabla 7	<i>Modelo de regresión con efectos fijos por muestra y errores estándar agrupados</i>	83

Lista de Apéndices

	pág.
Apéndice A Consideraciones éticas	98
Apéndice B Beneficiencia	99
Apéndice C Formato de consentimiento informado y acta de aprobación del Comité de Ética en Investigación Científica UIS	102

Título: EFECTOS DE PRESIONES PERIÓDICAS SOBRE LA DISPERSIÓN DINÁMICA DE LA LUZ *

Autora: María Fernanda Carvajal Guerrero **

Palabras Clave: Dispersión Dinámica de la Luz, Tratamiento de señales, Filtro pasabajas, Función de autocorrelación, Movimiento Browniano, Ecuación de Langevin, Presión periódica, Presión arterial.

Descripción: En este trabajo se desarrolló una metodología experimental para analizar el efecto de una presión periódica sobre un fluido estudiado mediante dispersión dinámica de luz en sistemas biológicos, enfocándose en la sangre que circula a través de la arteria radial. Para ello, se diseñó y construyó el dispositivo FEDSita, optimizado para registrar señales de luz retrodispersada con resolución suficiente para análisis morfológicos y estadísticos. Se implementaron filtros analógicos y digitales, permitiendo segmentar la señal en pulsos cardíacos individuales y calcular la desviación estándar local asociada a los momentos de presión sistólica y diastólica, parámetro que se correlacionó con mediciones de presión arterial obtenidas en voluntarios. La señal fue modelada como un proceso browniano, bajo la hipótesis de viscosidad constante en ventanas temporales cortas. Este enfoque permitió aplicar pruebas de normalidad y ajustes gaussianos, facilitando la extracción de parámetros representativos de la dinámica de dispersión en función del ciclo cardíaco. Los resultados mostraron que la desviación estándar de la señal aumenta con la presión arterial, en concordancia con las predicciones teóricas. Además, se exploró la viabilidad de calcular índices clásicos de variabilidad cardíaca (como el coeficiente de variación, RMSSD y pNN50) a partir de las funciones de autocorrelación de las señales ópticas, observando coherencia con el comportamiento fisiológico esperado y abriendo perspectivas para aplicaciones clínicas y de monitoreo continuo. No obstante, se identificaron limitaciones inherentes al modelo utilizado, especialmente por asumir viscosidad constante y radios hidrodinámicos invariables, lo cual no refleja completamente la naturaleza compleja y no newtoniana de la sangre. Se proponen futuras investigaciones orientadas a integrar modelos más generales, como el de Caldeira–Leggett para potenciales periódicos, que permitan describir la dinámica del fluido con mayor realismo y parámetros experimentalmente observables. Asimismo, se destaca la necesidad de optimizar el montaje experimental y aumentar la muestra de estudio para avanzar hacia aplicaciones diagnósticas no invasivas y de bajo costo.

* Trabajo de grado

** Facultad de Ciencias. Escuela de Física Director: David Alejandro Miranda Mercado, Ph.D. Co-director: Leidy Johana Rojas Bohórquez, MSc.

Title: Effect of Periodic Pressures on Dynamic Light Scattering

Author: María Fernanda Carvajal Guerrero *

Key words: Dynamic Light Scattering, Signal Processing, Low-Pass Filter, Autocorrelation Function, Brownian Motion, Langevin Equation, Periodic Pressure, Blood Pressure.

Description: This work developed an experimental methodology to analyze the effect of a periodic pressure on a fluid studied through dynamic light scattering in biological systems, focusing on blood flowing through the radial artery. To this end, the FEDSita device was designed and built, optimized to record backscattered light signals with sufficient resolution for morphological and statistical analysis. Analog and digital filters were implemented, allowing the signal to be segmented into individual cardiac pulses and enabling calculation of the local standard deviation associated with systolic and diastolic pressure phases. This parameter was correlated with blood pressure measurements obtained from volunteers. The signal was modeled as a Brownian process under the assumption of constant viscosity in short time windows. This approach enabled normality tests and Gaussian fits, facilitating extraction of parameters representative of scattering dynamics as a function of the cardiac cycle. Results showed that the standard deviation of the signal increased with blood pressure, in agreement with theoretical predictions. Additionally, the feasibility of calculating classical heart rate variability indices (such as the coefficient of variation, RMSSD, and pNN50) from the autocorrelation functions of optical signals was explored, showing coherence with expected physiological behavior and opening avenues for clinical and continuous monitoring applications. Nevertheless, limitations inherent to the model were identified, especially due to the assumption of constant viscosity and unchanging hydrodynamic radii, which does not fully reflect the complex and non-Newtonian nature of blood. Future research is proposed to integrate more general models, such as the Caldeira–Leggett model for periodic potentials, to better describe fluid dynamics with experimentally observable parameters. Moreover, optimizing the experimental setup and increasing the study sample are highlighted as necessary steps toward non-invasive, low-cost diagnostic applications.

* Faculty of Sciences. Physics School. Director: David Alejandro Miranda Mercado, Ph.D. Co-director: Leidy Johana Rojas Bohórquez, MSc.

Introducción

En el estudio de procesos fisiológicos cobra gran relevancia el monitoreo constante de las variables que en estos se ven envueltas. Se hace necesario tener un control de factores rápidamente cambiantes de estos sistemas para tomar acción oportuna. Entre los parámetros más importantes a supervisar se encuentra la presión arterial. De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS) la hipertensión arterial es la principal causa de muerte prematura alrededor del mundo y el 46 % de los adultos que la padecen no saben que tienen esta condición (World Health Organization, 2023). De allí surge la idea de la monitorización cardíaca continua, que se define como el uso de computación móvil y sensores médicos para la vigilancia de pacientes cardíacos (Kumar, Kambhatla, Hu, Lifson, Xiao et al., 2008). Esta propuesta de medición continua de la presión tiene una repercusión positiva en la vida de las personas al permitir la detección temprana de signos de deterioro en la salud y poder actuar con anticipación (Kumar, Kambhatla, Hu, Lifson, Xiao et al., 2008). Estas mediciones además de realizarse de manera continua deben ser hechas con precisión para tener estimaciones adecuadas de los síntomas de los pacientes. A pesar de que la presión arterial es una de las mediciones más importantes y comunes de la exploración médica debido a su sencillez, es la que se realiza con menor fiabilidad e imprecisión debido a la falta de seguimiento de las recomendaciones para realizar las tomas (HTA, 2005).

Hasta 2025, existían cuatro dispositivos comerciales no invasivos alternativos al tensiómetro tradicional aprobados por la Administración de Alimentos y Medicamentos de Estados Unidos (Panula, Sirkiä, Wong & Kaisti, 2022)(Min, An, Lee, Kim, Joe, Eom, Yoo, Ahn, Hwang, Xu

et al., 2025) para la medición de presión. Ahora bien, solo uno de estos dispositivos realiza sus mediciones con luz y está basado en el análisis de pulsos cardíacos en el tiempo, tomando en cuenta la duración entre el momento en que el pulso sale del corazón hasta una arteria periférica (PAT) (Nachman, Gepner, Goldstein, Kabakov, Ishay, Littman, Azmon, Jaffe & Eisenkraft, 2020). De igual manera, se han utilizado técnicas basadas en *Dynamic Light Scattering* (DLS) en combinación con un brazalete inflable para determinar la presión arterial en los capilares de los dedos (Panula, Sirkiä, Wong & Kaisti, 2022) (Bar-Noam, Kaminsky, Bravo, Shenkman, Nacasch & Fine, 2019). DLS es uno de los métodos empleados para estudiar los fenómenos que exhiben movimiento browniano. El movimiento browniano puede entenderse como una oscilación aleatoria e incesante que experimentan partículas suspendidas en un líquido o gas, como si fueran entes vivientes (Kubo, Toda & Hashitsume, 2012) (Feynman, 1963). Su origen se encuentra en los choques que generan las moléculas constituyentes del fluido sobre las partículas mesoscópicas, que no superan los $100\mu m$, que han sido introducidas en este (Nelson, 2001). De esta manera, el movimiento browniano se caracteriza por tener trayectorias irregulares compuestas de traslaciones y rotaciones que dependen de la temperatura, el tamaño de las partículas y la viscosidad del sistema. Es así como DLS toma ventaja de esto y se fundamenta en la medición de la intensidad de las fluctuaciones de la luz dispersada por un medio (Clark, Lunacek & Benedek, 1970) (Babick, 2020) y permite estimar los tamaños de partículas y la viscosidad de una solución (Freud, 2011) (Bollinini, Dordzie, Olayiwola & Dejam, 2021).

El estudio de este comportamiento aleatorio de las partículas no es nuevo. Fue descrito por primera vez en 1827 por Robert Brown, quien observó bajo su microscopio el movimiento

de partículas de polen suspendidas en agua (Brown, 1828). En principio, este fenómeno se estudió para compuestos coloidales. Sin embargo, el desarrollo de una teoría cinética del movimiento ha permitido estudiar sistemas fuera del equilibrio, por lo que esta idea de oscilaciones aleatorias se ha extendido en áreas como las telecomunicaciones (Norros, 1995), el modelado de mercados financieros (Rickles, 2011) y los sistemas biológicos (Mitic, Lazovic, Milosevic, Ristanovic, Simeunovic, Tsay, Milosevic & Vlahovic, 2021), en donde la difusión y las trayectorias irregulares son características clave. En ese camino, también ha sido demostrado que las células de tejido vivo, como la sangre, exhiben la dinámica del movimiento browniano, debido a su naturaleza como dispersión coloidal (Tsekov & Lensen, 2013). Basado en lo anterior, se ha diseñado una tecnología denominada FEDSA (Detección de Efecto de Campo mediante Análisis Espectral, por sus siglas en inglés) que se basa en DLS para realizar medidas *in vivo* y cuyo objetivo inicial es el estudio de alteraciones en el tejido mamario y que continúa en evaluación para ser utilizada en otras aplicaciones (Miranda & Fernández, 2017).

El desarrollo matemático detrás de este fenómeno estocástico fue expuesto por primera vez por L. Bachelier (Bachelier, 1900). Luego de este, surgen dos trabajos de gran relevancia para el estudio del movimiento Browniano. Albert Einstein propone la relación entre el movimiento de partículas suspendidas en una solución con su temperatura. Esto permitió conectar variables microscópicas, como el tamaño de las partículas, con variables macroscópicas, como la temperatura de un sistema, haciendo uso del formalismo de la física estadística (Einstein, 1905). Por su parte, P. Langevin llega al mismo resultado aplicando la segunda Ley de Newton a una partícula browniana representativa y formula una ecuación de movimiento estocástico para estos sistemas (Lemons &

Gythiel, 1997). Es así como ambos trabajos lograron describir la dinámica de sistemas continuos y Markovianos (sin memoria) a partir de diferentes enfoques. En la forma general de la ecuación de Langevin se pueden incluir procesos no Markovianos, efectos hidrodinámicos y fuerzas externas que describen movimientos brownianos anormales (Tóthová, Vasziova, Glod & Lisý, 2011). Lo anterior permite revisar la influencia de factores que no fueron considerados originalmente por Langevin sobre las variables estocásticas de diferentes sistemas.

En ese sentido, es razonable pensar en el estudio de la influencia de la presión a la que se encuentra sometido un fluido sobre las variables microscópicas del sistema, de tal forma que se produzcan cambios apreciables en la dispersión dinámica de la luz de tal solución. Anteriormente, ya se había logrado determinar la viscosidad de un sistema sometido a presiones altas constantes mediante la técnica de DLS (Fukui, Asakuma & Maeda, 2010). Sin embargo, no se ha logrado realizar mediciones de presiones periódicas, como la presión arterial, sin asistencia de otros dispositivos como el brazalete inflable, ni se ha considerado el efecto de las fuerzas externas tanto en las partículas brownianas como en las moléculas del medio (Cui & Zaccone, 2018). Por tal motivo, este trabajo evalúa el efecto que tiene una presión periódica sobre la señal obtenida al medir la dispersión dinámica de la luz por partículas en un fluido como el tejido sanguíneo. Para responder lo anterior, se formuló como hipótesis principal: *La presión periódica en un fluido como la sangre introduce pequeñas alteraciones en la viscosidad del mismo, lo cual hace que se observen variaciones en la señal de dispersión dinámica de la luz* y como hipótesis complementaria: *Los cambios de viscosidad de la sangre debido a la presión arterial durante un ciclo cardíaco pueden ser descritos a partir de la medición de la luz dispersada por la arteria radial localizada en el plie-*

gue de flexión de la muñeca usando el dispositivo FEDSA. Lo anterior permitió realizar un primer acercamiento al problema de la medición de presión arterial por métodos no invasivos usando la dispersión dinámica de la luz y contribuir en el área del monitoreo de pacientes con hipertensión.

Para probar las hipótesis propuestas se seleccionó un modelo estocástico apropiado para la descripción de un sistema sometido a una presión periódica, se indagó acerca de la viscosidad del fluido en estudio a partir del análisis de las señales de luz dispersada por un sistema sometido a una presión periódica y, finalmente, se describió la relación existente entre las características de la señal de luz dispersada y los valores extremos de presión a los que estuvo sometido. De esta manera, el libro se divide en tres capítulos abordando cada fase desarrollada en este estudio. En el primer capítulo se aborda la teoría clásica del movimiento browniano y la implementación de un dispositivo basado en la tecnología FEDSA (Fernández, Arias, Gomez-Torrado & Miranda, 2019) que permita el estudio de este fenómeno en la arteria radial. El segundo capítulo desarrolla la descripción fisiológica del sistema circulatorio y la presión arterial, así como una descripción del tejido sanguíneo desde una perspectiva reológica, para luego presentar el procedimiento diseñado para la adquisición de señales en voluntarios. Finalmente, el último capítulo versa sobre el procesamiento realizado a las muestras adquiridas y cómo su posterior análisis permitió concluir sobre los efectos de una presión periódica sobre un fluido como la sangre; además, se aprovecha el mismo procedimiento de medición para extraer parámetros asociados a la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV) a partir de los periodos de oscilación detectados en la señal de retrodispersión de la luz. De este modo, no solo se evaluó cómo cambian la viscosidad y las propiedades reológicas bajo diferentes condiciones de flujo, sino que también se exploró la viabilidad de correlacionar la HRV

con la desviación estándar de los máximos de la función de autocorrelación. Con este enfoque, se pretende sentar las bases para un método no invasivo y de bajo costo para monitorear tanto la presión arterial como el estado funcional vascular, aprovechando la interconexión entre fluctuaciones térmicas microscópicas y dinámicas cardiovasculares macroscópicas.

1. Fundamentos Teóricos y Experimentales para el estudio del movimiento Browniano

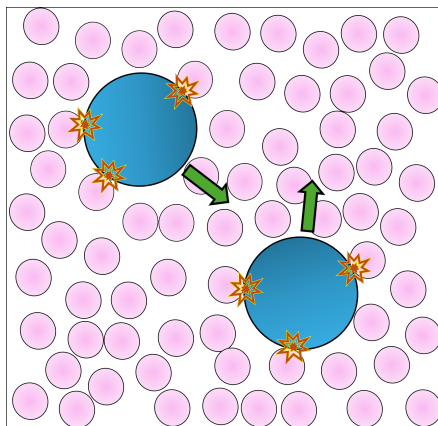
El estudio del movimiento browniano ha sido clave para comprender fenómenos de transporte y para caracterizar propiedades microscópicas en sistemas físicos y biológicos. Sin embargo, su análisis requiere no solo fundamentos teóricos, sino también herramientas experimentales capaces de capturar la naturaleza fluctuante de las señales asociadas. Este capítulo presenta los conceptos esenciales para el estudio desarrollado, comenzando con la descripción física y estadística del movimiento browniano. Se introduce el teorema de Wiener-Khinchin, que vincula la función de autocorrelación temporal con la densidad espectral de potencia, relación clave para el análisis espectral de señales. Se aborda la técnica de Dispersión Dinámica de Luz (DLS, por sus siglas en inglés) como método experimental para medir el movimiento browniano mediante el análisis de fluctuaciones ópticas. Finalmente, se describe la instrumentación utilizada, en particular el sistema FEDSita, detallando los criterios empleados para el diseño del montaje y la caracterización experimental del mismo para garantizar la correcta adquisición de datos para este trabajo.

1.1. Movimiento Browniano

Durante el estudio del proceso de la fertilización de las flores, Robert Brown observó el movimiento del polen suspendido en el agua mediante un microscopio (Brown, 1828). Las partículas de este material, que no superan los $150\mu m$, parecían oscilar incesantemente y se consideró que el origen de este comportamiento estaba en los movimientos vitales que estas podrían experimentar. Sin embargo, esta idea se descartó (Thompson, 1917) y las causas de las oscilaciones se asociaron con los impactos de las moléculas constituyentes del fluido (Figura 1). A lo anterior se le conoció

Figura 1.

Movimiento browniano de partículas en un fluido



Nota. Representación de una porción de un fluido compuesto de moléculas de menor tamaño en comparación con las partículas mesoscópicas que han sido suspendidas en este, conocidas como partículas Brownianas. Estas últimas experimentan choques debido a los movimientos moleculares del fluido, lo que genera sus oscilaciones incessantes. Adaptada de (Gilardi-Velásquez & Campos-Cantón, 2015).

como la teoría cinética del movimiento browniano. Para probarla fueron realizados diversos experimentos (Perrin, 1910) y se establecieron las principales observaciones sobre este. Entre ellas se encuentran que el movimiento es bastante irregular y está compuesto de traslaciones y rotaciones que generan trayectorias que carecen de tangente, es más “activo” a medida que las partículas se hacen más pequeñas, el fluido en el que están inmersas es menos viscoso y la temperatura a la que se encuentran sometidas es mayor (Nelson, 2001). El punto de quiebre de la teoría cinética para el movimiento browniano aparentaba estar en la primera de estas observaciones, cuando se puso a prueba el teorema de equipartición para este tipo de sistemas, pues implicaba que la partícula trasladada y la molécula del fluido deberían tener la misma energía cinética. Los experimentos realizados enfrentaron la dificultad de definir la velocidad de la partícula browniana debido a su trayectoria y encontraron valores de energía que diferían en cinco órdenes de magnitud.

Ante este problema, el trabajo de Einstein (Einstein, 1905) cobró gran relevancia porque logra describir la manera en que interactúan las partículas con el medio circundante en el que se encuentran suspendidas y obtiene una expresión para el desplazamiento cuadrático medio de una partícula Browniana como

$$\langle \Delta x^2(t) \rangle = 2Dt, \quad (1)$$

donde D corresponde al coeficiente de difusión del sistema. Desde esta perspectiva, el origen de D se asocia a una característica propia de la partícula. Sin embargo, en términos prácticos, es más sencillo determinar este coeficiente a partir de las leyes de Fick para la difusión y D se relaciona con una propiedad macroscópica del transporte de partículas (Martinsen & Heiskanen, 2023). De esta manera, la primera ley de Fick corresponde a

$$\mathbf{J} = -D \frac{\partial n(\mathbf{x}, t)}{\partial \mathbf{x}} \quad (2)$$

y relaciona un flujo de partículas \mathbf{J} con un gradiente de densidad inhomogénea de partículas $n(\mathbf{x}, t)$. Adicionalmente, estas partículas satisfacen una ecuación de continuidad (segunda ley de Fick) que para el caso unidimensional se escribe como

$$\frac{\partial n(x, t)}{\partial t} = D \frac{\partial^2 n}{\partial x^2}. \quad (3)$$

Entonces, utilizando 2 y 3 es posible determinar el valor para el coeficiente de difusión como

$$D = \frac{k_B T}{m\gamma} = \mu k_B T. \quad (4)$$

A 4 se le conoce como Relación de Einstein y permite encontrar el coeficiente de difusión D a partir de la energía térmica $k_B T$ y la movilidad μ . Esta última corresponde al inverso del producto entre la masa m de la partícula Browniana y el coeficiente de fricción γ asociado al movimiento de la partícula en el medio. De esta manera, se encuentra una definición del coeficiente de difusión para una partícula a partir de estudiar un ensamble de las mismas.

No obstante el logro de Einstein para encontrar 1 y 4, la descripción del sistema desde el formalismo de la física estadística se hace más laboriosa. En ese sentido, Langevin realiza una formulación desde una aproximación Newtoniana para la descripción del movimiento browniano. De esta manera, escoge una partícula browniana de masa m representativa del sistema y escribe la ecuación de movimiento como

$$m \frac{d^2 \mathbf{x}}{dt^2} = -m\gamma \frac{d\mathbf{x}}{dt} + F_{est}(t). \quad (5)$$

La ecuación 5 se denomina Ecuación de Langevin Estándar. En la parte derecha de la igualdad, el primer término corresponde a la fuerza disipativa producto de la fricción y el segundo término $F_{est}(t)$ corresponde a una fuerza estocástica dependiente del tiempo. Esta última se asocia a las múltiples interacciones aleatorias entre una partícula browniana y las moléculas que componen el medio en el que se encuentra suspendida. La ecuación 5 puede normalizarse respecto a la

masa y escribirse unidimensionalmente para obtener

$$\frac{dV(t)}{dt} = -\gamma V(t) + \xi(t), \quad \text{donde } \xi(t) = \frac{1}{m} F_{est}(t), \quad (6)$$

donde se recuerda que $V(t)$ corresponde a la variable aleatoria de la velocidad de la partícula browniana. Para poder utilizar de manera precisa 6, es necesario definir la función de autocorrelación (ACF) temporal de $\xi(t)$. Esta función cuantifica el grado de correlación que hay en un proceso en diferentes tiempos de medición y provee una herramienta estadística para analizar la memoria de un sistema. De esta manera, para el caso en el que las escalas de tiempo microscópicas τ^* son mucho menores que la escala de tiempo macroscópica característica del sistema $\tau = 1/\gamma$ y se trabaja con un proceso Markoviano (sin memoria), se define la ACF de $\xi(t)$ como

$$\langle \xi(t)\xi(t') \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} \xi(v)\xi(t+v)dv = 2A\delta(t-t'). \quad (7)$$

La expresión 7 es válida para partículas brownianas suspendidas en un medio que se encuentra globalmente en reposo y que tienen una masa m mucho mayor que la masa de las moléculas del medio que la rodean. Así mismo, únicamente es válida para sistemas que describen procesos Markovianos, es decir, procesos estocásticos para los cuales la probabilidad condicional sobre estados pasados, presente y futuros del sistema son independientes. A este tipo de procesos también se les conoce como sin memoria (“Markov process”, s.f.). De esta manera, para un sistema que exhibe

movimiento browniano, el coeficiente A se escribe como

$$A = \gamma \frac{k_B T}{m}. \quad (8)$$

Finalmente, para identificar completamente a 6 como una ecuación diferencial estocástica y tomando en cuenta que $\xi(t)$ es el resultado de un gran número de colisiones, se asume que $\langle \xi(t) \rangle = 0$ y que es una función Gaussiana (Le Bellac, Mortessagne & Batrouni, 2004). Lo anterior evaluado en tiempos largos permite encontrar el mismo resultado ya expuesto por Einstein para el comportamiento difusivo del sistema, pero desde una aproximación newtoniana, mostrando la equivalencia de ambos formalismos.

Teorema de Wiener-Khinchin. El Teorema de Wiener-Khinchin establece que existe una relación entre la densidad de potencia espectral de un proceso aleatorio y su función de autocorrelación (Goodman, 1985). Esta función para el caso específico de procesos markovianos con escalas de tiempo microscópicas τ^* mucho menores que la escala de tiempo macroscópica característica del sistema $\tau = 1/\gamma$ corresponde a la expresión 7. Sin embargo, en general se define como

$$R_X(\tau) = \langle X(t)X(t + \tau) \rangle.$$

Así el Teorema de Wiener Khinchin establece que si para cualquier longitud $|\tau|$ e intervalo \mathbb{I} la autocorrelación R de un proceso aleatorio X estacionario satisface

$$\left| \int_{\mathbb{I}} R_X(t + \tau, t) d\tau \right| < \infty, \quad (9)$$

entonces la densidad de potencia espectral S_X de este proceso corresponde a la Transformada de Fourier de la función de autocorrelación (Champney, 1987):

$$S_X(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} R_X(\tau) e^{-j\omega\tau} d\tau. \quad (10)$$

1.2. Estudio del movimiento browniano mediante la dispersión dinámica de la luz

Los procesos descritos por partículas brownianas fueron estudiados por Clark en 1970 (Clark, Lunacek & Benedek, 1970) mediante la descripción del espectro de luz dispersada. El método propuesto consiste en la medición de la intensidad de la luz dispersada por la superposición instantánea de las fases de las ondas dispersadas por las partículas del sistema, así mismo se mide la fluctuación en el tiempo de esta intensidad debido a las oscilaciones de estas partículas, ya descritas en 1.1. Se encontró que la intensidad de luz dispersada se expresa como

$$I(t) = \beta \left| \sum_{j=1}^N E'_o \exp(i\phi_j(t) - i\omega_0 t) \right|^2, \quad (11)$$

donde β es una constante de proporcionalidad, E'_o es la amplitud del campo eléctrico dispersado por cada partícula componente del sistema sin tomar en cuenta su posición. Debido a que se está tratando con un proceso estocástico, 11 se cuantifica como una variable aleatoria $\langle I(t) \rangle$. De

esta manera (Clark, Lunacek & Benedek, 1970) calcula el espectro de intensidad de luz dispersada S_I a partir de realizar la transformada de Fourier de la función de autocorrelación como sigue

$$S_I(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} e^{i\omega\tau} \langle I(t)I(t+\tau) \rangle d\tau = \langle i \rangle^2 \left(2\pi\delta(\omega) + 2\frac{2DK^2}{\omega^2 + 2DK^2} \right) + G_e \langle i \rangle. \quad (12)$$

En 12 se identifican el ruido producido por la fotocorriente $2\pi\delta(\omega)$, $\langle i(t) \rangle$ es el promedio de la fotocorriente, D es el coeficiente de difusión de Einstein, G_e es la ganancia del fotomultiplicador y K es la magnitud de la diferencia entre los vectores de onda de la luz incidente y la luz dispersada. El espectro de la fotocorriente S_I permite obtener información del sistema como el tamaño de las partículas y la viscosidad del medio, a partir del coeficiente de difusión D .

El método propuesto por Clark fue mejorado y se desarrollaron técnicas como *Dynamic Light Scattering* (DLS) que se basa en uno de los principios del movimiento browniano descritos en 1.1: Partículas livianas se mueven más rápido que partículas más pesadas. Por ello, este método consiste en irradiar el sistema mediante luz monocromática de alta coherencia espacial y temporal, como la intensidad de luz dispersada cambia en el tiempo por el cambio de posición de las partículas, se produce interferencia constructiva y destructiva en la señal, esto permite obtener información acerca del movimiento de las partículas de interés y su densidad de potencia espectral se ajusta mediante la función de autocorrelación del sistema $\langle I(t) \rangle$, denominada g_2 . Esta función g_2 corresponde a

$$g_2(\tau) = \frac{\langle \mathbb{I}(t)\mathbb{I}^*(t+\tau) \rangle}{\langle \mathbb{I}(t) \rangle^2} \quad (13)$$

y puede relacionarse con la función de autocorrelación normalizada del sistema estudiar $g_1(\tau)$

$$g_1(\tau) = \frac{\langle \mathbb{E}(t)\mathbb{E}^*(t+\tau) \rangle}{\langle \mathbb{E}(t)\mathbb{E}^*(t) \rangle} \quad (14)$$

mediante la siguiente relación

$$g_2(\tau) = B + \beta[g_1(\tau)]^2. \quad (15)$$

Para el caso en el que se trabajan con partículas de un único tamaño, esto es el caso de monodispersión, entonces la función g_1 puede escribirse en términos del coeficiente de difusión D del sistema como

$$g_1(\tau) = \exp -Dq^2\tau, \quad (16)$$

donde se identifica q como

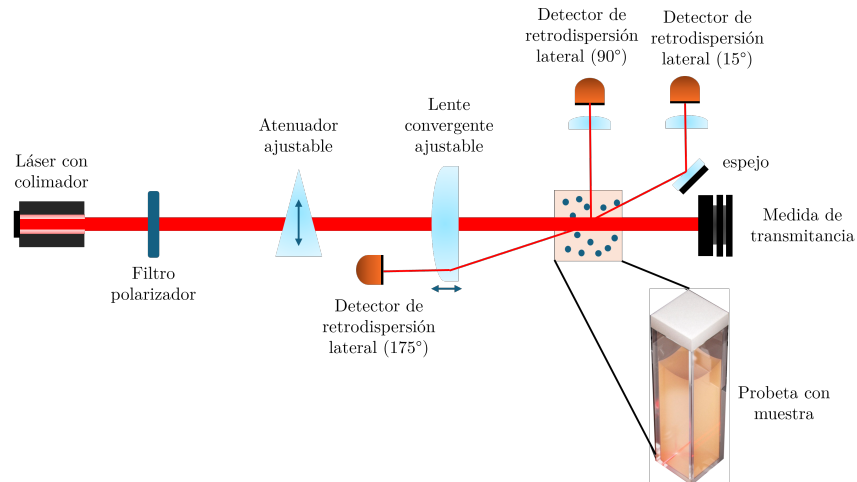
$$q = \frac{4\pi n}{\lambda_0} \sin \frac{\theta}{2}. \quad (17)$$

En 17 se identifican parámetros del dispositivo de medición como son el índice de refracción n del medio, la longitud de onda λ_0 del haz incidente y el ángulo de incidencia θ . En la Figura 2 se presenta un esquema del funcionamiento de DLS, donde se observa que este método logra medir

la dispersión total de la luz para diferentes ángulos.

Figura 2.

Esquema del equipo de DLS convencional



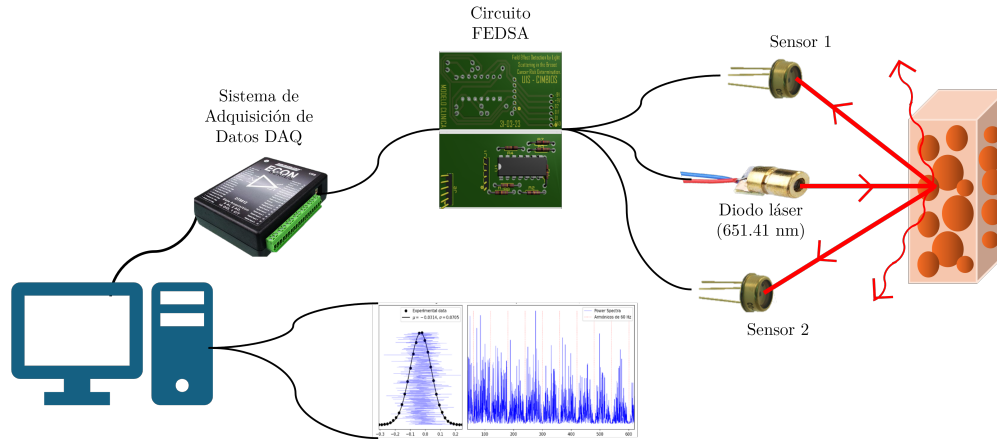
Nota. Se presenta un esquema de las partes del equipo que realiza DLS. Se observa que puede medir luz dispersada para tres ángulos (90° , 15° y 175°). La principal característica es que logra medir la totalidad de luz dispersada. Sin embargo, únicamente se pueden realizar mediciones en muestras contenidas en una probeta en reposo de tamaño específico que no puede manipularse durante la toma de datos. Esquema adaptado de (Mouhli, Ayeb, Othman, Fresnais, Dupuis, Nemitz, Pendery, Rosenblatt, Sandre & Lacaze, 2017).

Adicional a *DLS* se ha desarrollado una tecnología denominada Detección del Efecto de Campo por Análisis Espectral (FEDSA, por sus siglas en inglés) (Miranda & Fernández, 2017) que se basa en este principio de dispersión dinámica de la luz y se ha aplicado en el estudio de las alteraciones en el tejido mamario debido a la presencia del efecto de campo carcinogénico. Este dispositivo utiliza un emisor de luz de infrarrojo cercano, dos detectores y una estación para el procesamiento de las señales obtenidas. El dispositivo ya fue utilizado en 24 mujeres con edades entre los 23 y los 60 años (Fernández, Arias, Gomez-Torrado & Miranda, 2019) sin ningún tipo de afectación física por su uso, y permitió encontrar diferencias estadísticamente significativas entre tejido mamario normal y anormal, siendo este uno de los ejemplos del uso del principio de

dispersión dinámica de la luz en tejido vivo. La Figura 3 presenta un esquema de las partes de este dispositivo y cómo se articulan entre sí.

Figura 3.

Montaje del sistema FEDSA para mediciones in vivo



Nota. Se presenta el montaje utilizado en FEDSA, con el circuito asociado, el sistema de adquisición de datos, los sensores y el diodo láser. FEDSA es un dispositivo de fácil manipulación por el tipo de montaje y permite las mediciones *in-vivo*. Sin embargo, no logra tomar datos de la totalidad de luz dispersada, en contraste con DLS. Esquema adaptado de (Pinto, Torrado & Mercado, 2023).

1.3. FEDSita: Dispositivo para la medición de luz retrodispersada

Para la toma de medidas sobre la arteria radial planteada en el proyecto, se diseñó una versión modificada del dispositivo FEDSA (Fernández-Cuevas, Arnáiz Lastras, Escamilla Galindo & Gómez Carmona, 2017) que mantiene su practicidad en términos de tamaño así como su portabilidad para usar en diferentes lugares. Esto, tomando en cuenta que al estar realizando mediciones en tejido vivo de un fluido que está sometido a una presión periódica, no pueden realizarse las mediciones en los equipos estándar que realizan DLS, pues utilizan probetas de tamaños específicos que no pueden someterse a ninguna fuerza externa.

1.3.1. Metodología. Para el diseño de FEDSita, se seleccionó, como fuente de iluminación, un diodo láser con longitud de onda de 651,41 nm, correspondiente al rango del rojo visible en el límite con el infrarrojo cercano. El láser se empleará para iluminar la piel a dos centímetros del pliegue de flexión de la muñeca, donde se encuentra la arteria radial. Para la detección de la luz retrodispersada, se decidió utilizar un sensor óptico ODA-6WB-100M, correspondiente a un fotodiodo de silicio con preamplificador integrado. Su elección se fundamenta en su alta sensibilidad en el rango visible, con un pico de respuesta en 940 nm y buena eficiencia en 651,41 nm, que coincide con la longitud de onda del láser utilizado. Además, su preamplificador integrado de 100 MΩ permite detectar señales ópticas débiles, como la luz retrodispersada tras atravesar tejidos biológicos.

Adicionalmente, para garantizar el cumplimiento del teorema de muestreo de Nyquist y optimizar la calidad de la señal adquirida, se implementó un filtro pasabajas tipo Sallen-Key. Este filtro permite atenuar eficazmente componentes de alta frecuencia no relevantes para el análisis del pulso cardíaco, evitando *aliasing* durante la digitalización y asegurando que la frecuencia de muestreo de 10,000 Hz cubra adecuadamente el rango de interés. Se seleccionó una topología Sallen-Key debido a su estabilidad, facilidad de implementación y buen desempeño en frecuencia utilizando componentes pasivos comunes. La función de transferencia del filtro está dada por la siguiente expresión:

$$H(s) = \frac{1}{R^2 C_1 C_2 s^2 + 2RC_2 s + 1}, \quad (18)$$

a partir de la cual se calcularon los parámetros principales del circuito. Así, la frecuencia de corte está dada por:

$$f_o = \frac{1}{2\pi \sqrt{R^2 C_1 C_2}}, \quad (19)$$

y el factor de calidad por:

$$Q = \frac{\sqrt{R^2 C_1 C_2}}{2RC_2}. \quad (20)$$

Con estos criterios, se seleccionaron valores de capacitancia y resistencia que produjeran una frecuencia de corte de $f_o \approx 1000\text{Hz}$ y un factor de calidad $Q \approx 0,5$. Con un factor de calidad bajo, se busca evitar resonancias marcadas, garantizando una transición suave en la atenuación de frecuencias no deseadas. Se escogieron capacitores de poliéster metalizado de $1,5 \times 10^{-9}\text{F}$ por su bajo ruido y buena estabilidad térmica, así como resistencias cerámicas de $100\text{k}\Omega$ y $6,8\text{k}\Omega$. Esta configuración logró una frecuencia de corte teórica de $993,48\text{Hz}$ y un factor de calidad Q de $0,50$, lo cual asegura que la señal medida represente las variaciones en la intensidad de la luz retrodispersada provocadas por el flujo sanguíneo.

Así, se verificó el desempeño del filtro pasabajas y su integración con el sensor óptico. Para ello, primero se midieron las capacitancias experimentales mediante un potenciómetro. Luego, se evaluó la respuesta del filtro de forma aislada utilizando un generador de señales sinusoidales. Posteriormente, se analizó la respuesta conjunta del filtro y el sensor frente a estímulos ópticos generados con un LED y, finalmente, se comprobó el funcionamiento del sistema completo montado

en una caja opaca para su aplicación final.

En la primera etapa de caracterización se midieron siete capacitores de poliéster metalizado, todos con un valor nominal de $1,5 \times 10^{-9}$ F y referencia 2A152J-100V. El objetivo fue determinar cuáles unidades presentaban mejor desempeño eléctrico para ser utilizadas en la implementación del filtro pasabajas. Las mediciones se realizaron utilizando un potencióstato. En este procedimiento, se excitó el sistema con una señal de voltaje sinusoidal de amplitud 10 mV y se midió la corriente resultante, dentro de un barrido de frecuencias que abarcó desde 10 Hz hasta 10^6 Hz, respetando el rango establecido para el medidor comprendido entre 1 A y 100 nA. Para cada capacitor se obtuvo la impedancia compleja en función de la frecuencia y, a partir de esta, se extrajeron las componentes real e imaginaria de la capacitancia en todo el intervalo de medición. Con los datos obtenidos se calcularon la media y la desviación estándar de la parte real (C') e imaginaria (C'') de la capacitancia para cada componente. Con base en estos criterios, se seleccionaron los capacitores que presentaron menores valores de C'' y baja dispersión en sus mediciones. Esto debido a que C'' refleja las pérdidas dieléctricas asociadas a fenómenos de relajación y absorción en el material del capacitor. Asimismo, para complementar la caracterización de las capacitancias seleccionadas, se realizaron mediciones con el potencióstato de las capacitancias en serie con una resistencia de 100 k Ω y se construyeron diagramas de Nyquist a partir de la representación compleja de la capacitancia medida en función de la frecuencia. En particular, se graficó la parte imaginaria C'' frente a la parte real C' de cada componente, con el objetivo de visualizar el comportamiento dieléctrico asociado a la relajación de carga en cada muestra.

Para la implementación del filtro pasabajas tipo Sallen-Key, se utilizaron resistencias de

100k Ω y 6,8k Ω conectadas en serie para conformar cada una de las resistencias de la topología. Se emplearon las capacitancias seleccionadas tras la caracterización previa y un amplificador operacional JFET TL072CP, que proporciona baja corriente de polarización de entrada y es adecuado para aplicaciones de filtrado de señal. Utilizando los valores reales de las capacitancias obtenidos mediante las mediciones, se simuló la respuesta en frecuencia del filtro con el objetivo de predecir su comportamiento de atenuación.

Posteriormente, se procedió a evaluar experimentalmente el filtro utilizando un sistema VirtualBench, que permitió generar señales sinusoidales y observar la respuesta de salida a través de su osciloscopio integrado. Se aplicaron señales sinusoidales de entrada con frecuencias entre 16Hz y 4096Hz, y se midió la amplitud de la señal entregada por el filtro en cada caso. Finalmente, se construyeron los diagramas de Bode correspondientes tanto a la respuesta simulada como a la experimental, lo que permitió comparar el desempeño real del filtro con la respuesta teórica esperada a partir de los componentes utilizados.

Para evaluar el desempeño del sistema en condiciones similares a su uso final, se realizaron pruebas del conjunto filtro + sensor, tanto de forma independiente como montado en una caja opaca. En ambos casos, el sensor fue estimulado ópticamente mediante un LED naranja conectado al generador de funciones del VirtualBench. La señal generada fue una onda sinusoidal con frecuencias comprendidas entre 16Hz y 4096Hz, replicando el rango empleado en las pruebas anteriores.

Las mediciones se realizaron dentro de una caja oscura para eliminar la interferencia de la luz ambiental. El sistema sin cubrir se montó sobre una protoboard, mientras que en el segundo

montaje se utilizó una caja opaca con dos orificios para fijar los componentes y la protoboard. En cada caso, se midió la señal entregada por el sensor a través del filtro para cada frecuencia y se construyó el correspondiente diagrama de Bode a partir de la amplitud de salida. Estos resultados permitieron comparar la respuesta óptica del sistema en diferentes configuraciones físicas y verificar su estabilidad frente a las condiciones de montaje.

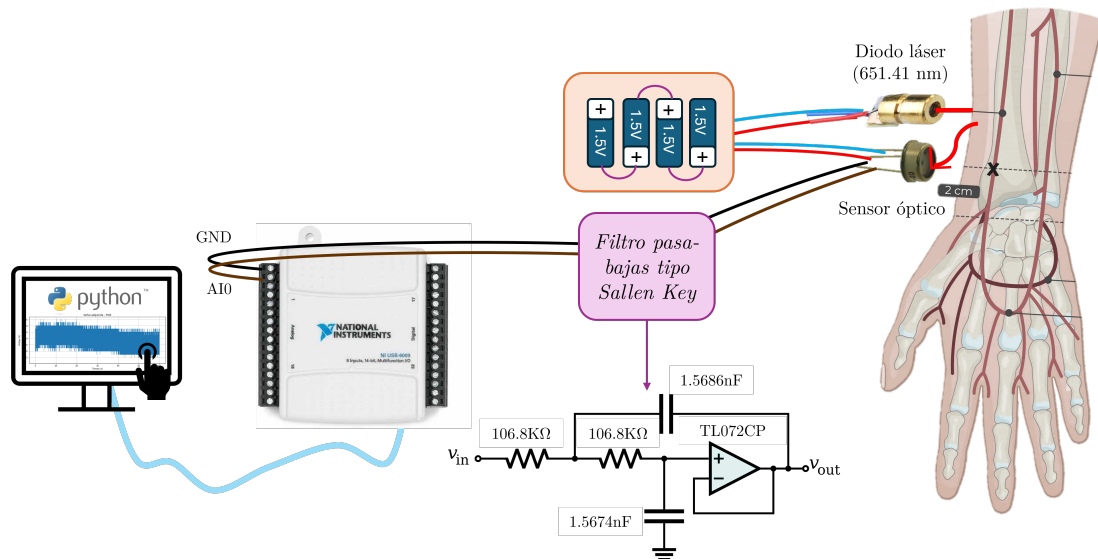
El sistema completo de medición FEDSita (Figura 4) está entonces conformado por un diodo láser de 651,41 nm, un sensor fotodiodo (ODA-6WB-100M) y el filtro pasabajas, todos ubicados dentro de una caja negra diseñada para bloquear la luz ambiental. La caja cuenta con dos orificios: uno para permitir la salida del haz láser y otro para la recepción de la luz retrodispersada por parte del sensor. Este conjunto se alimenta con cuatro baterías alcalinas de 1,5 V conectadas en serie, proporcionando una tensión total de 6 V adecuada para el funcionamiento del amplificador operacional.

La salida del filtro se conecta al sistema de adquisición de datos NI USB-6009, que cuenta con una resolución de 16 bits. Este dispositivo se comunica con el computador a través de un cable USB. Desde el computador, las mediciones se controlan mediante un script en Python, el cual configura la adquisición en modo *Referenced Single-Ended* (RSE), con un rango dinámico de 0 a 5 V y una frecuencia de muestreo de 10,000 Hz. Esta configuración permite registrar las variaciones de voltaje generadas por la luz retrodispersada por el pliegue de flexión de la muñeca, en donde se encuentra la arteria radial, permitiendo su posterior análisis.

1.3.2. Resultados: Caracterización del dispositivo.

Figura 4.

Montaje final del sistema con encapsulado óptico y adquisición



Nota. Montaje final del sistema de medición. El conjunto láser-sensor-filtro se encuentra encerrado en una caja negra con dos orificios. El sistema se alimenta con baterías y se conecta al dispositivo NI USB-6009, que transmite los datos al computador para su adquisición y análisis. Imagen de mano tomada de (Guédès, 2012).

1.3.2.1. Medición de capacitancias con potencióstato. Durante la caracterización inicial de los capacitores que se realizó mediante un potencióstato, sin incluir resistencia en serie, se registraron una serie de puntos que, en función de la frecuencia, describieron comportamientos prácticamente constantes para la parte real C' y la parte imaginaria C'' de la capacitancia. A partir de dichos datos, se calcularon los valores promedio y sus respectivas desviaciones estándar, los cuales se presentan en la Tabla 1.

En este contexto, es importante señalar que un capacitor real no se comporta como un elemento puramente ideal, sino que su respuesta eléctrica puede representarse mediante una capacitancia compleja $C^*(\omega)$, expresada como:

$$C^*(\omega) = C'(\omega) - jC''(\omega), \quad (21)$$

donde $C'(\omega)$ es la parte real de la capacitancia y refleja la capacidad del componente para almacenar carga eléctrica por unidad de voltaje aplicado. Esto es la capacitancia efectiva. $C''(\omega)$, por su parte, es la parte imaginaria de la capacitancia, asociada a pérdidas dieléctricas dentro del material del condensador. Estas pérdidas se producen por fenómenos como corrientes de fuga, absorción dieléctrica o procesos de relajación que disipan energía en forma de calor.

Tabla 1

Capacitancia compleja: medias y DE en caracterización potencioestática sin resistencia en serie

Referencia	$\overline{C'}$ [nF]	$\overline{C''}$ [pF]	$\sigma_{C'}$ [pF]	$\sigma_{C''}$ [pF]
1	1,5979	11,514	19,493	11,157
2	1,5686	11,417	19,668	11,193
3	1,6160	166,41	493,35	752,83
4	1,6021	8,7792	21,217	20,431
5	1,6073	4,1356	26,188	22,876
6	1,6033	4,9035	26,468	21,691
7	1,5874	7,4427	26,238	12,821

Nota. Medias y desviaciones estándar de las partes real (C') e imaginaria (C'') de la capacitancia, obtenidos durante la caracterización inicial de los capacitores mediante mediciones potencioestáticas sin resistencia en serie, en un rango de frecuencias donde ambas componentes se mantuvieron prácticamente constantes.

Los valores reportados en la Tabla 1 corresponden a estos parámetros. Para cada capacitor se indica el valor promedio de C' y C'' a lo largo del rango de frecuencias analizado, así como su dispersión medida mediante la desviación estándar. Es deseable que C'' sea lo más pequeño posible, pues valores elevados indican mayores pérdidas de energía dentro del dieléctrico, lo que puede traducirse en un comportamiento menos eficiente del componente, especialmente en aplicaciones

de filtrado de señales de pequeña amplitud, como en este caso. Se observa que las capacitancias resaltadas en amarillo (referencias 2 y 7) son las seleccionadas para la implementación del filtro pasabajas, ya que presentaron valores medios con menor dispersión tanto en C' como en C'' , además de exhibir valores relativamente bajos de $\overline{C''}$. Esto asegura un mejor desempeño dieléctrico y una mayor estabilidad eléctrica, lo cual es fundamental para minimizar el ruido y las pérdidas en el circuito diseñado.

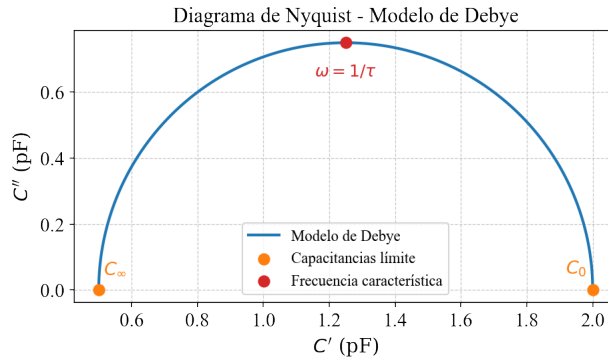
Luego de analizar los valores promedio y las desviaciones estándar de las capacitancias medidas, se construyó el diagrama de Nyquist mostrado en la Figura 6, correspondiente a las capacitancias 2 y 7. Para estas mediciones, los capacitores se caracterizaron conectados en serie con una resistencia de $100\text{k}\Omega$, configuración que permite evaluar tanto el comportamiento capacitivo como las pérdidas dieléctricas en un rango amplio de frecuencias.

En este contexto, tanto C' como C'' son funciones de la frecuencia de excitación. Cuando se mide un capacitor en serie con una resistencia, a bajas frecuencias, el dieléctrico tiene tiempo suficiente para responder al campo eléctrico alterno, lo que se traduce en valores relativamente altos y constantes de C' y valores bajos de C'' , pues las pérdidas dieléctricas son mínimas. Sin embargo, al incrementar la frecuencia, los dipolos en el material dieléctrico ya no logran seguir las variaciones rápidas del campo eléctrico. Esto provoca que C' tienda a disminuir, mientras que C'' suele presentar inicialmente un aumento asociado a mayores pérdidas (relajación dieléctrica) para posteriormente volver a descender a frecuencias aún más elevadas. Este comportamiento se describe adecuadamente mediante el modelo de Debye (con $C_\infty = 0$), el cual asume que el material dieléctrico presenta un único proceso de relajación caracterizado por una constante de tiempo

específica. En este modelo, la capacitancia compleja $C^*(\omega)$ se expresa como:

Figura 5.

Diagrama de Nyquist del modelo de Debye



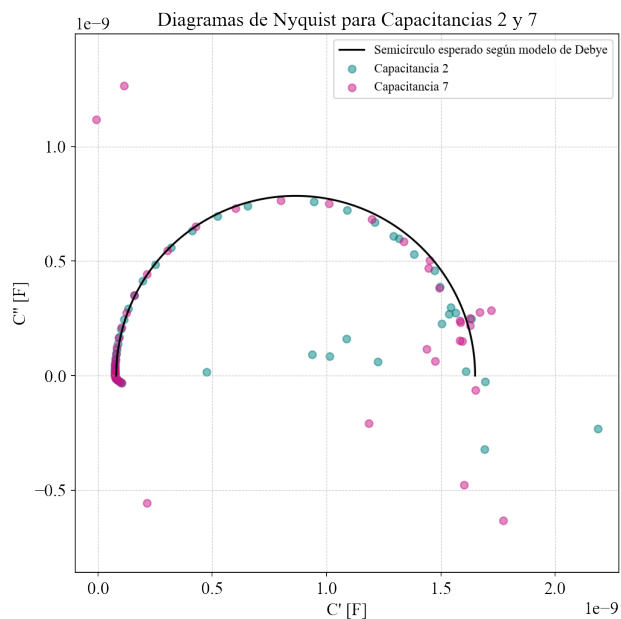
Nota. Diagrama de Nyquist generado según el modelo de Debye. Se destacan en color naranja las posiciones de C_0 , correspondiente a la capacitancia en baja frecuencia, y de C_∞ , que representa la capacitancia en alta frecuencia. Asimismo, se indica en rojo la frecuencia de relajación $\omega = 1/\tau$, punto en el cual la parte real de la capacitancia adquiere el valor medio entre C_0 y C_∞ , mientras que la parte imaginaria alcanza su máximo, dado por $C''_{\max} = (C_0 - C_\infty)/2$. Para la simulación mostrada se utilizaron los valores $C_0 = 2 \times 10^{-9}$ F, $C_\infty = 0,5 \times 10^{-9}$ F y $\tau = 1 \times 10^{-3}$ s, con un barrido de frecuencias desde 1 Hz hasta 1 MHz.

$$C^*(\omega) = C_\infty + \frac{C_0 - C_\infty}{1 + j\omega\tau} \quad (22)$$

donde C_0 es la capacitancia en baja frecuencia, C_∞ es la capacitancia en alta frecuencia, y τ es la constante de tiempo asociada al proceso de relajación.

En términos prácticos, cuando se grafican C'' frente a C' para un dieléctrico que obedece el modelo de Debye, los datos tienden a formar un semicírculo perfecto en el plano complejo, conocido como diagrama de Nyquist, ver Figura 5. En dicho diagrama, el punto ubicado en el extremo derecho del semicírculo corresponde a C_0 (cuando $\omega = 0$), mientras que el extremo izquierdo se ubica en C_∞ (cuando $\omega \rightarrow \infty$). El centro del semicírculo se encuentra en $\left(\frac{C_0 + C_\infty}{2}, 0\right)$, y el diámetro

Figura 6.
Diagrama de Nyquist para las capacitancias 2 y 7



Nota. Diagrama de Nyquist correspondiente a las capacitancias 2 y 7, seleccionadas para la implementación del filtro pasabajas. Cada punto representa los valores de C' y C'' obtenidos en diferentes frecuencias de excitación, medidos con el potencióstato en configuración serie con una resistencia de $100\text{ k}\Omega$. El trazo semicircular refleja el comportamiento dieléctrico del material, mientras que las desviaciones indican posibles procesos de relajación múltiples o efectos parasitarios.

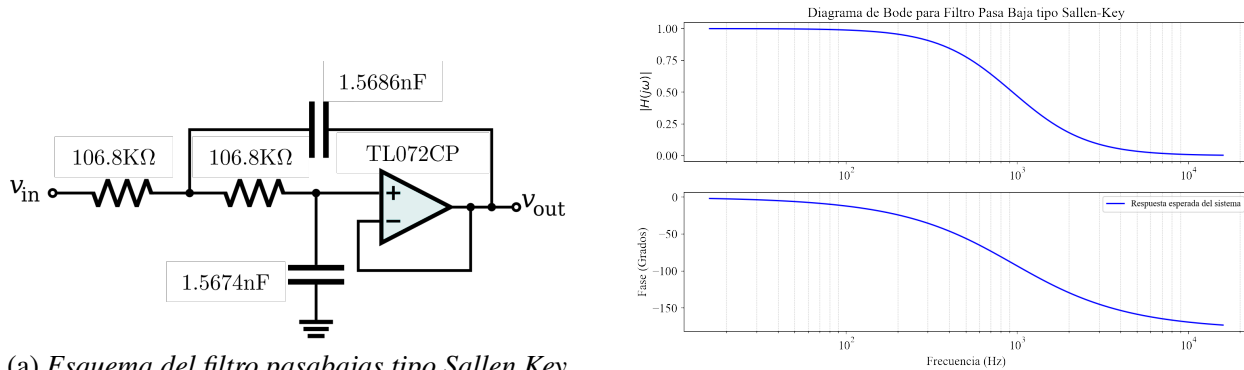
horizontal es igual a la diferencia $(C_0 - C_\infty)$. Por su parte, el parámetro de frecuencia angular asociado al vértice superior del semicírculo, también denominado *frecuencia de relajación*, está dado por $\omega = 1/\tau$. En este punto, la parte real de la capacitancia es exactamente la media entre C_0 y C_∞ , es decir, $C' = (C_0 + C_\infty)/2$, mientras que la parte imaginaria alcanza su valor máximo, dado por $C''_{\max} = (C_0 - C_\infty)/2$.

De este modo, el modelo de Debye no solo predice el comportamiento frecuencial de la capacitancia dieléctrica en serie con una resistencia, también permite asociar características geométricas del diagrama de Nyquist como el tamaño y la posición del semicírculo con propiedades

físicas intrínsecas del material, reflejando tanto la magnitud de la capacitancia como la dinámica de su respuesta frente a estímulos eléctricos alternos (Macdonald, 1992).

Figura 7.

Filtro pasabajas Sallen-Key: esquema y respuesta simulada



(a) Esquema del filtro pasabajas tipo Sallen Key implementado.

(b) Respuesta esperada del filtro.

Nota. (a) Esquema del filtro pasabajas tipo Sallen-Key implementado en el montaje experimental, donde se especifican los valores reales de cada componente utilizados tras la caracterización de las capacitancias. (b) Diagrama de Bode que muestra la respuesta en frecuencia simulada del circuito, calculada a partir de los valores medidos de capacitancia. En este diseño, la frecuencia de corte obtenida fue de 944,39 Hz y el filtro se implementó con un factor de calidad $Q = 0,5$.

Sin embargo, en la Figura 6 se observan puntos que se desvían del trazo semicircular ideal. Estos puntos fuera del semicírculo podrían estar asociados a ruido experimental, es decir, errores de medición. Estas desviaciones son habituales en componentes reales y constituyen una herramienta para evaluar la estabilidad y la calidad dieléctrica de los capacitores utilizados en el montaje. En general, los resultados muestran que tanto las capacitancias 2 como 7 presentan trayectorias que siguen razonablemente bien un arco semicircular, aunque con algunos datos fuera de este (por errores de medición). Este comportamiento confirma que ambas capacitancias mantienen un perfil dieléctrico estable y con pérdidas relativamente bajas en el rango de frecuencias de interés, lo que

respalda su selección para la implementación del filtro pasa bajas.

1.3.2.2. Montaje y evaluación simulada del filtro pasabajas. Tras la selección de las capacitancias caracterizadas previamente, se procedió al montaje del filtro pasabajas tipo Sallen-Key, cuyo esquema eléctrico se presenta en la Figura 7a. El circuito se construyó utilizando un amplificador operacional TL072CP, conocido por su baja corriente de polarización de entrada y adecuada respuesta en aplicaciones de filtrado. Los valores de resistencia y capacitancia empleados corresponden a los resultados obtenidos en la caracterización experimental, garantizando así un diseño ajustado a las propiedades reales de los componentes.

Para evaluar el comportamiento del filtro, se realizó una simulación de su respuesta en frecuencia utilizando los valores reales de las capacitancias seleccionadas. El resultado se muestra en la Figura 7b, donde se observa la respuesta de magnitud del filtro en función de la frecuencia. La frecuencia de corte determinada por la simulación fue de 944,39 Hz, coherente con los cálculos teóricos esperados para el diseño. El filtro presenta un factor de calidad Q de 0,5, lo cual asegura una pendiente de atenuación adecuada sin generar resonancias indeseadas, permitiendo atenuar eficazmente las componentes de alta frecuencia no relevantes para el análisis de la señal óptica.

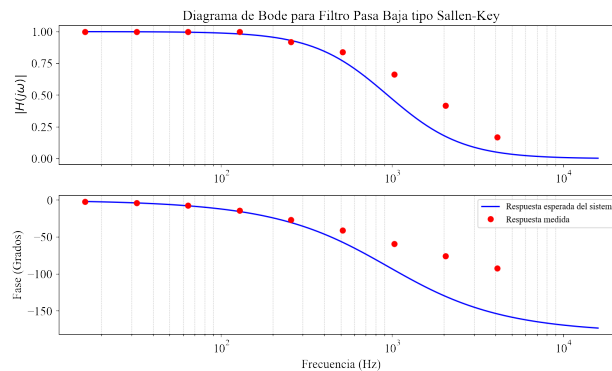
Estos resultados confirman que el filtro diseñado cumple con las especificaciones requeridas para el procesamiento de la señal retrodispersada, asegurando una adecuada eliminación de ruido y evitando problemas de aliasing en el proceso de adquisición de datos.

1.3.2.3. Evaluación experimental del filtro pasabajas. Ahora bien, una vez implementado el filtro sobre una *protoboard*, se midió su respuesta a las señales sinusoidales aplicadas mediante el VirtualBench. La Figura 8 muestra la comparación entre la respuesta en frecuencia

esperada, obtenida mediante simulación a partir de los valores medidos de los componentes (curva azul), y la respuesta experimental medida (puntos rojos).

Figura 8.

Filtro pasabajas Sallen-Key: respuesta simulada vs. experimental



Nota. Diagrama de Bode del filtro pasabajos tipo Sallen-Key. Se muestra la respuesta en magnitud y fase esperada (línea azul), obtenida mediante simulación a partir de los valores medidos de los componentes, y la respuesta experimental (puntos rojos) medida directamente conectando el filtro a un generador de señales sinusoidales y registrando su salida mediante el sistema VirtualBench, para frecuencias comprendidas entre 16 Hz y 4096 Hz.

Aunque la tendencia general de atenuación y el comportamiento en fase coinciden en términos cualitativos, se observan diferencias notables entre la simulación y las mediciones, especialmente a frecuencias más elevadas. Estas discrepancias pueden explicarse por varios factores. En primer lugar, aunque se emplearon los valores medios obtenidos en la caracterización previa de los componentes, siempre existe cierta tolerancia y dispersión en sus valores reales, lo que puede desplazar ligeramente la frecuencia de corte o modificar la respuesta del circuito. Además, el montaje físico sobre protoboard introduce efectos parasitarios, como capacitancias y resistencias no deseadas, que pueden alterar significativamente el comportamiento del filtro en el rango de frecuencias altas. También es posible que existan errores asociados al propio proceso de medición, ya que el VirtualBench, junto con el cableado y las sondas de prueba, puede introducir atenua-

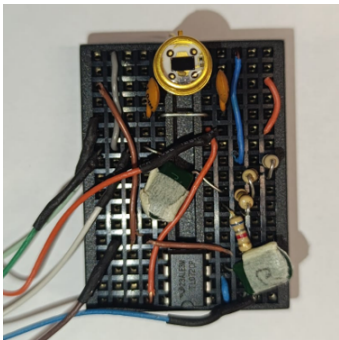
ciones o variaciones de fase no previstas, especialmente en el dominio de frecuencias altas. Por último, las simulaciones realizadas se basan en un modelo idealizado del circuito, sin contemplar, por ejemplo, las corrientes de polarización, que pueden afectar la respuesta real del sistema.

A pesar de estas diferencias, el filtro mantiene el comportamiento pasabajas previsto, con una frecuencia de corte próxima al valor teórico, lo cual confirma su idoneidad para el procesamiento de la señal óptica en el rango de frecuencias de interés.

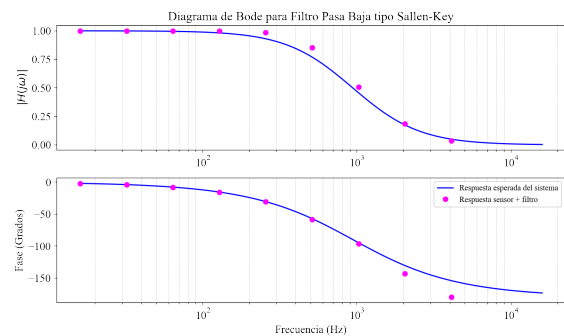
1.3.2.4. Evaluación del filtro y sensor con estimulación óptica. Tras la caracterización individual del filtro pasabajas, se procedió a evaluar el desempeño del sistema completo integrado por el sensor óptico y el filtro Sallen-Key bajo estimulación óptica mediante un LED. Para este propósito, se realizaron pruebas en dos configuraciones: primero, con el montaje descubierto sobre protoboard, y posteriormente, con el sistema encerrado en una caja opaca diseñada para bloquear la luz ambiente.

Figura 9.

Evaluación del conjunto filtro–sensor sin caja opaca



(a) Sistema con sensor óptico y filtro pasabajas tipo Sallen-Key montado sobre una protoboard.



(b) Respuesta en frecuencia del sensor con filtro montado sin caja opaca.

Nota. Evaluación del sistema filtro + sensor montado sin caja opaca bajo estimulación óptica con LED. Se muestra el montaje (a) y el correspondiente diagrama de Bode (b).

La Figura 9 muestra, en su parte (a), el montaje experimental correspondiente al sistema sensor + filtro dispuesto sin cubierta. La respuesta en frecuencia obtenida en esta condición se presenta en la Figura 9b. En esta gráfica se comparan los datos experimentales con la respuesta esperada simulada a partir de los valores reales de los componentes. Se observa una buena coincidencia entre ambas curvas, tanto en magnitud como en fase, lo cual indica que el sistema es capaz de replicar satisfactoriamente el comportamiento previsto por el modelo teórico, incluso sin la protección de una caja opaca. No obstante, pueden apreciarse pequeñas discrepancias en frecuencias más elevadas, atribuibles al ruido eléctrico presente en el entorno, a la captación de luz ambiente por el fotodiodo y a las propias limitaciones físicas del montaje sobre protoboard, que introduce efectos parasitarios no contemplados en el diseño idealizado del circuito.

Posteriormente, se repitió la medición colocando el montaje dentro de una caja opaca provista de orificios para el emisor y el sensor óptico. Esta configuración, ilustrada en la Figura 10a, corresponde al diseño final del dispositivo destinado a las mediciones en voluntarios. La Figura 10b presenta la respuesta en frecuencia obtenida en estas condiciones.

Al comparar las Figuras 9b y 10b, se observa que ambas configuraciones, tanto sin caja como con caja opaca, presentan un comportamiento muy similar y satisfactorio, reproduciendo correctamente la respuesta simulada en términos de magnitud y fase. Aunque la caja opaca contribuye a reducir la interferencia de luz ambiente y a disminuir el nivel de ruido, el sistema sin cubierta también mostró un desempeño adecuado para el propósito experimental. Esto indica que el conjunto sensor + filtro posee un diseño capaz de operar correctamente en ambas condiciones, aunque la caja proporciona un nivel adicional de protección óptica que resulta recomendable para

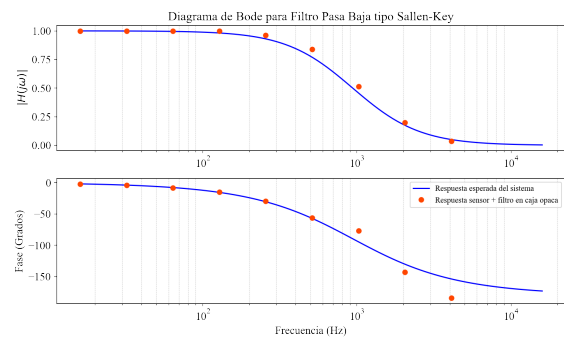
garantizar estabilidad en entornos con luz ambiente variable. Estas mediciones permiten concluir que el conjunto sensor + filtro + caja opaca reproduce con buena fidelidad la respuesta esperada en la simulación y se encuentra preparado para su utilización en las pruebas con voluntarios.

1.3.2.5. Justificación del modo de adquisición RSE. En la etapa de evaluación del montaje final del sistema, descrito en la Figura 4, en el cual se integraron el láser, el sensor óptico, el filtro pasabajas y el módulo de adquisición de datos, fue necesario garantizar mediciones fiables y evitar distorsiones en la señal registrada. Por ello, se debió determinar la configuración adecuada del modo de adquisición del dispositivo NI USB-6009, eligiendo entre el modo diferencial o el modo *Referenced Single-Ended* (RSE).

Figura 10.
Evaluación del conjunto filtro–sensor con blindaje óptico



(a) Sistema con sensor óptico y filtro pasabajas tipo Sallen-Key montado sobre protoboard y cerrado en una caja opaca.



(b) Respuesta en frecuencia del sistema dentro de la caja opaca.

Nota. Evaluación del sistema filtro + sensor montado dentro de una caja opaca y bajo estimulación óptica con LED. Se presenta el montaje (a) y la respuesta en frecuencia obtenida (b).

En los primeros ensayos se empleó el modo diferencial del NI USB-6009; sin embargo, al contar únicamente con un par de conductores (+ y -) y no disponer de un retorno dedicado, la

referencia flotante dio lugar a una acumulación gradual de carga en el conductor negativo. Este efecto se explica mediante la ley de Gauss:

$$\oint_{\partial V} \mathbf{E} \cdot d\mathbf{A} = \frac{Q_{\text{enc}}}{\epsilon_0} \quad (23)$$

En este contexto, el sensor y el cable funcionan como un conductor aislado que, debido a la capacitancia parásita C_p respecto a tierra, almacena una carga $Q = C_p V_{\text{CM}}$. Dicha carga incrementa el potencial común V_{CM} , de modo que la diferencia medida $\Delta V = V_+ - V_-$ se ve desplazada y puede incluso saturar la entrada diferencial.

La conexión en modo RSE coloca el conductor negativo a la misma referencia de tierra del DAQ, lo que permite que cualquier carga parásita $Q = C_p V_{\text{CM}}$ se descargue inmediatamente, manteniendo el potencial común V_{CM} próximo a cero. De este modo, se elimina la deriva que aparecía en el modo diferencial cuando el retorno quedaba flotante. Desde el punto de vista electromagnético, el bucle completo de medición debe cumplir la forma integral de la ley de Faraday:

$$\oint_{\partial \Sigma} \mathbf{E} \cdot d\mathbf{l} = -\frac{d\Phi_B}{dt}. \quad (24)$$

En régimen cuasiestacionario ($d\Phi_B/dt \simeq 0$), la integral del campo eléctrico a lo largo del circuito debe anularse. Esto solo ocurre si todos los puntos de retorno comparten la misma referencia, tal como garantiza el modo RSE. Al fijar $V_- = 0$, se obtiene simplemente:

$$V_{\text{medida}} = V_+ - V_- = V_+, \quad (25)$$

lo que mantiene la señal dentro del rango configurado de 0–5 V y asegura una lectura estable y reproducible.

2. Presión Arterial, Reología Sanguínea y Toma de Datos en voluntarios

El análisis experimental de fenómenos fisiológicos exige comprender tanto las propiedades físicas de los sistemas biológicos como los métodos para obtener datos fiables. Este capítulo integra los fundamentos necesarios para el estudio, comenzando con los conceptos básicos de presión arterial y sistema circulatorio. Se aborda la descripción reológica de la sangre, destacando su comportamiento no newtoniano y la influencia de factores como la presión sobre su viscosidad, relevantes en la interpretación de señales de luz retrodispersada vinculadas a este tipo de procesos dinámicos. Posteriormente, se detalla la metodología empleada para la toma de datos en voluntarios, incluyendo los protocolos de medición, las condiciones de registro y las variables registradas. Se incluye la evaluación y descripción estadística de la muestra, necesaria para contextualizar los resultados y establecer criterios de significancia para una prueba piloto con el dispositivo FEDSi-ta. Finalmente, se expone el procedimiento de verificación para asegurar la correcta localización anatómica y funcional de la medición en la arteria radial para garantizar el origen anatómico de las señales obtenidas durante las mediciones.

2.1. Detalles teóricos

En el marco del estudio del efecto de una presión periódica sobre un sistema que exhibe movimiento browniano, es conveniente escoger un sistema ya existente que presente estas características. En ese orden de ideas, seleccionar el problema de la medición de la presión arterial resulta conveniente no solo en términos prácticos sino también pensando en la posibilidad de contribuir

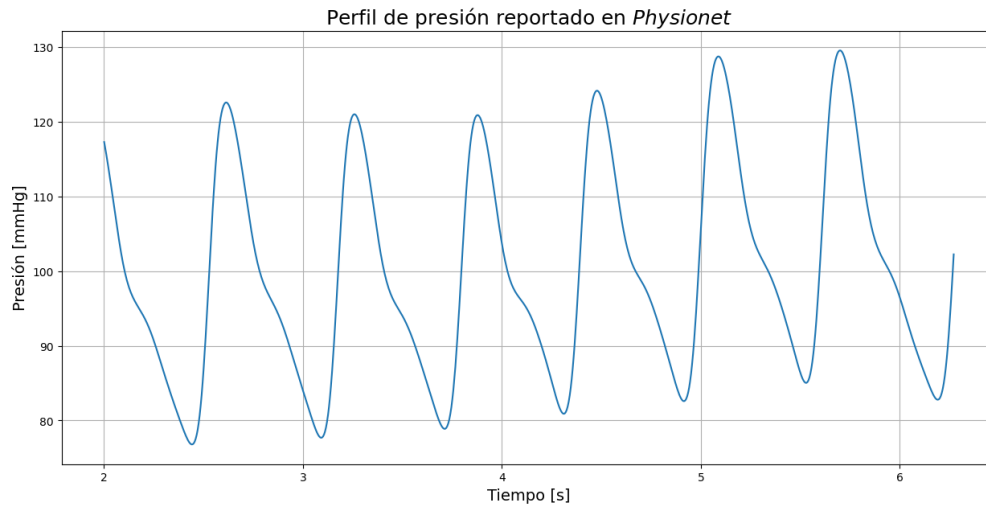
al desarrollo de tecnologías que permitan el monitoreo de las enfermedades cardíacas. A continuación se describen los principales aspectos de este sistema, que sustentan su elección para el proyecto.

2.1.1. Sistema circulatorio. El sistema circulatorio es el encargado de alimentar los diversos tejidos del cuerpo humano. Su principal función es distribuir nutrientes, favorecer la expulsión de desechos, transportar hormonas y, en general, permitir mantener un ambiente adecuado para los tejidos del cuerpo, garantizando un funcionamiento adecuado de las células (Guyton & Hall, 2011). Este está conformado por el corazón, las arterias, arteriolas, vénulas y venas. El primero de estos se encarga de bombear la sangre a través de las arterias y generar la presión necesaria para que exista flujo sanguíneo en todas las partes del cuerpo. Estas altas presiones inducen altas velocidades de flujo en las arterias y es la razón por la que poseen paredes vasculares fuertes (Guyton & Hall, 2011).

2.1.2. Presión arterial. En ese orden de ideas, la presión arterial es uno de los principales signos vitales y corresponde a la tensión ejercida por la sangre sobre las paredes vasculares de la arteria que la está transportando. La presión arterial varía a lo largo de un ciclo cardíaco (Pollock & Makaryus, 2017) que está comprendido entre un latido y otro. Esta variación se da de manera periódica (Figura 11) como ya ha sido reportada por Goldberger y colaboradores (Goldberger, Amaral, Glass, Hausdorff, Ivanov, Mark, Mietus, Moody, Peng & Stanley, 2000), en la recopilación de señales fisiológicas complejas auspiciadas por el Instituto Nacional de Salud (NIH, por sus siglas en inglés).

En las señales de presión se asocian sus máximos a la presión sistólica, mientras que sus

Figura 11.
Perfil típico de presión arterial en un adulto



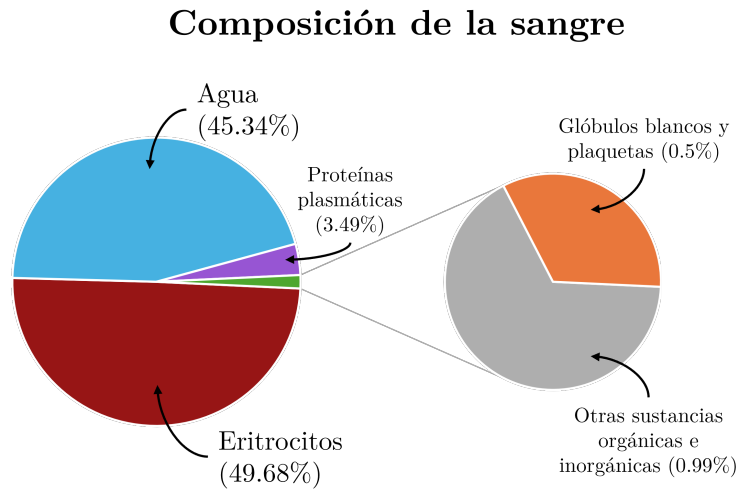
Nota. Perfil de presión para un adulto. La gráfica fue construida utilizando los datos presentados por (Goldberger, Amaral, Glass, Hausdorff, Ivanov, Mark, Mietus, Moody, Peng & Stanley, 2000).

mínimos se asocian a la presión diastólica. Estos dos valores son los reportados en las mediciones tradicionales de presión y con los cuales se obtiene una visión general del estado de salud.

2.1.3. Detalles sobre el tejido sanguíneo. La sangre corresponde al fluido distribuido por el sistema circulatorio y ésta, entre otras funciones de nutrición, permite el intercambio de oxígeno y dióxido de carbono entre los pulmones y las células de los tejidos (Fung, 1993). Desde el punto de vista histológico, la sangre se clasifica como un *tejido sanguíneo*, considerado un tipo de tejido conectivo especializado por su composición y funciones. Está conformada principalmente por dos fases: una sólida o celular, compuesta en su mayoría por eritrocitos, glóbulos blancos y plaquetas; y una fase líquida o plasmática, constituida en su mayoría por agua (Fung, 1993) (Figura 12).

Debido a su contenido de glóbulos rojos, la sangre es un fluido tres veces más viscoso que

Figura 12.
Composición promedio de la sangre



Nota. Composición promedio de la sangre de acuerdo a los datos suministrados por (Fung, 1993). La cantidad de eritrocitos (Hematocrito) puede variar con cada persona y permite el diagnóstico de enfermedades como anemia o policitemia (Guyton & Hall, 2011).

el agua y le confiere las características propias de un fluido no newtoniano. Esto es, presenta cambios en su viscosidad cuando se somete a tensiones cortantes (Fung, 1993). Aunque los modelos de sangre utilizados en la fisiología consideran que es un fluido isotrópico, las evaluaciones dinámicas han demostrado por el contrario que esta es tixotrópica (Fung, 1993). La tixotropía es como se denomina a la propiedad que tienen los fluidos viscosos de disminuir su viscosidad cuando se someten a un estrés de cizallamiento o agitación (Morrison, 2000). Estas características reológicas no son relevantes en la fisiología circulatoria; sin embargo, cobran relevancia cuando quieren utilizarse como base para el desarrollo de aplicaciones clínicas diagnósticas para enfermedades como la hipertensión arterial. Por tal razón, se han desarrollado modelos para describir la respuesta de la sangre a tensiones de cizalla mediante el ajuste analítico de datos experimentales (Thurston, 1979).

El modelo que mejor se ha ajustado corresponde, según (Baieth, 2008), al dado por,

$$\eta(\Gamma) = \eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty}) \frac{1 + \log(1 + \Lambda\Gamma)}{(1 + \Lambda\Gamma)}, \quad (26)$$

Donde se identifica a Γ como la tasa de cizallamiento a la que se somete la sangre, η es la viscosidad y se presentan dos valores límites: η_0 para $\Gamma \rightarrow 0$ y η_{∞} para cuando $\Gamma \rightarrow \infty$. Adicionalmente, se encuentra un factor Λ que corresponde a una constante del material y tiene dimensiones de tiempo.

Es así como se determina que la sangre no es un fluido viscoso puro sino que presenta propiedades viscoelásticas importantes para su descripción reológica (Thurston, 1979). Adicionalmente, sus principales componentes son moléculas de agua de aproximadamente $0,097nm$ (Franks, 2000) y glóbulos rojos $6\mu m$ de diámetro (Boyacá, 2004) por lo que su comportamiento puede ser estudiado en el marco del movimiento browniano (Tsekov & Lensen, 2013).

2.2. Metodología

A continuación, se presentan los aspectos metodológicos tenidos en cuenta en el desarrollo de la toma de mediciones en voluntarios, incluyendo la justificación y el cálculo del tamaño de muestra, las consideraciones éticas que rigieron el trabajo con voluntarios y el procedimiento experimental seguido para la toma de datos con el montaje final del sistema, presentado en la Figura 4.

2.2.1. Justificación del Tamaño de Muestra. El experimento a llevar a cabo corresponde a una prueba piloto para la determinación de los efectos de la presión arterial sobre la

sangre mediante la medición de la retrodispersión de la luz que incide sobre la región de la muñeca donde se ubica la arteria radial. Para ello, se realizó una convocatoria a través de grupos académicos y deportivos de la Universidad Industrial de Santander, en la que se reclutaron 15 voluntarios mayores de edad residentes en Bucaramanga y su área metropolitana. En cada participante se realizó una toma de sesenta (60) segundos en cada una de sus muñecas, a partir de las cuales se extrajeron muestras de 5 segundos cada una. La Tabla 2 presenta el desglose de los datos utilizados para el cálculo del número de muestras total que se analizarán en el proyecto.

Tabla 2

Desglose de los datos utilizados para calcular el tamaño de muestra del proyecto

Parámetro	Valor
Duración de medición por voluntario (s)	60
Número de mediciones por voluntario	2
Duración de cada muestra (s)	5
Número de muestras por medición	12
Número de muestras por voluntario	24
Número de voluntarios	15
Tamaño de muestra total	180

Así pues, el diseño experimental es de tipo exploratorio y cuantitativo, basado en la recolección de muestras repetitivas y sucesivas para cada participante. Tomando en cuenta la hipótesis del proyecto *la presión periódica en un fluido como la sangre introduce pequeñas alteraciones en la viscosidad del mismo, lo cual hace que se observen variaciones en la señal de dispersión dinámica de la luz*, junto con la hipótesis complementaria *los cambios de viscosidad de la sangre debido a la presión arterial durante un ciclo cardíaco pueden ser descritos a partir de la medición*

de la luz dispersada por la arteria radial localizada en el pliegue de flexión de la muñeca usando el dispositivo FEDSA, se determinaron las variables a tener en cuenta durante la toma de muestras y se presentan en la Tabla 3.

Tabla 3
Descripción de las variables utilizadas

Variable	Instrumento de medición	de	Función en el diseño	Tipo de variable
Señal de voltaje vs tiempo	Dispositivo FEDSA		Variable observada inicial	Cuantitativa discreta (por cuantización del sensor)
Presión arterial medida	Tensiómetro	OM- RON	Variable de validación	Cuantitativa continua
Frecuencia cardíaca	Oxímetro		Variable de control / auxiliar	Cuantitativa continua
Saturación de oxígeno (SpO_2)	Oxímetro		Variable de control / auxiliar	Cuantitativa continua
Participante	Código de participante		Variable de bloque	Cualitativa nominal
Tiempo dentro de la medición	Controlado mediante <i>script</i> en Python		Variable independiente local	Cuantitativa discreta (frecuencia de muestreo fija)
Repetición de la medición	Controlado mediante <i>script</i> en Python		Variable de repetición	Cuantitativa discreta
Edad del participante	Cuestionario de caracterización		Variable de caracterización	Cuantitativa continua
Altura del participante	Cuestionario de caracterización		Variable de caracterización	Cuantitativa continua
Peso del participante	Cuestionario de caracterización		Variable de caracterización	Cuantitativa continua

Como el objetivo de este estudio es comparar mediciones obtenidas en los mismos participantes, se utilizó la prueba t pareada como método estadístico apropiado para este diseño de

medidas repetidas. Esta prueba permite determinar si existe una diferencia significativa entre dos mediciones relacionadas tomadas en los mismos sujetos, contrastando las siguientes hipótesis:

■ **Hipótesis nula (H_0):**

$$H_0 : \mu_D = 0$$

No existe diferencia significativa entre las mediciones pareadas de la desviación estándar local de la señal de retrodispersión en condiciones de baja y alta presión arterial. Cualquier diferencia observada se debería al azar, y el tamaño muestral utilizado podría ser insuficiente para demostrar un efecto distinto de cero.

■ **Hipótesis alternativa (H_1):**

$$H_1 : \mu_D \neq 0$$

Existe una diferencia significativa entre las mediciones pareadas de la desviación estándar local de la señal de retrodispersión en condiciones de baja y alta presión arterial, lo que reflejaría cambios fisiológicos en la viscosidad de la sangre inducidos por variaciones de la presión arterial.

El estadístico de prueba se calcula como:

$$t = \frac{\bar{D} - 0}{s_D / \sqrt{n}}, \quad (27)$$

siendo \bar{D} la media muestral de las diferencias, s_D la desviación estándar muestral de dichas diferencias y n el número de pares de observaciones.

Aunque inicialmente se obtuvieron 180 muestras (12 mediciones por cada uno de los 15 voluntarios), para el análisis se utilizaron únicamente 32 muestras. Esto se debió a que varias mediciones no fueron utilizables debido a artefactos de movimiento y, además, a que la presión arterial no se registró de forma continua, lo cual impedía asociar una única medición de presión arterial a intervalos prolongados de 60 segundos sin incurrir en errores de interpretación.

La elección de la desviación estándar local como variable de análisis se fundamenta en el modelo físico propuesto, que describe la señal como un proceso browniano bajo la hipótesis de viscosidad constante en ventanas temporales cortas. Esto permitió verificar la normalidad de la señal dentro de dichas ventanas mediante pruebas estadísticas y análisis gráficos, y obtener parámetros que reflejan la dispersión local de la señal ante variaciones fisiológicas del ciclo cardíaco en puntos de presión sistólica y diastólica. De esta manera, la hipótesis central de este estudio sostiene que una presión periódica induce cambios detectables en la viscosidad del fluido, manifestados como variaciones en la desviación estándar en ventanas alrededor de puntos de máxima y mínima presión de la señal. El presente análisis busca confirmar que tales variaciones son estadísticamente significativas, respaldando así la hipótesis alternativa planteada.

Para sustentar la selección del tamaño muestral y asegurar que los resultados del estudio sean estadísticamente confiables, se realizaron dos análisis complementarios: la estimación del error muestral y el cálculo de la potencia estadística.

En primer lugar, se estimó el error muestral para evaluar la precisión esperada de las proporciones que pudieran derivarse del estudio. Para este cálculo se utilizó la siguiente fórmula:

$$\text{Error muestral} = z \times \sqrt{\frac{p(1-p)}{n}}, \quad (28)$$

donde $z = 1,96$, correspondiente al nivel de confianza del 95 %, $p = 0,5$, valor conservador que maximiza la varianza en un escenario de máxima incertidumbre, y $n = 32$, el número total de valores utilizados para el análisis final.

Sustituyendo estos valores se obtiene:

$$\text{Error muestral} = 1,96 \times \sqrt{\frac{0,5 \times (1 - 0,5)}{32}} \approx 0,173.$$

Es decir, el error muestral es aproximadamente del 17.3 %. Aunque este valor es relativamente amplio, se consideró aceptable para los fines exploratorios de este estudio piloto, cuyo objetivo principal es evaluar la viabilidad de la técnica y no generar conclusiones definitivas de carácter poblacional.

En segundo lugar, se evaluó la potencia estadística del estudio para detectar diferencias relevantes en las mediciones, específicamente en la desviación estándar de la señal de retrodispersión asociada a distintos niveles de presión arterial. Para ello se utilizó el concepto de tamaño del efecto estandarizado, definido mediante el índice d de Cohen:

$$d = \frac{\mu_D}{\sigma_D}, \quad (29)$$

donde μ_D es la diferencia media poblacional esperada entre las dos condiciones comparadas

(esto es, baja vs alta presión), y σ_D es la desviación estándar poblacional de las diferencias.

Se asumió un tamaño de efecto $d = 0,7$, considerado un efecto moderado-alto, ligeramente inferior al valor $d = 0,8$ que Cohen clasifica como efecto grande (Cohen, 2013). Con $n = 32$ pares de mediciones, se calculó el parámetro de no centralidad δ , que determina el desplazamiento de la distribución t bajo la hipótesis alternativa:

$$\delta = d \times \sqrt{n} = 0,7 \times \sqrt{32} \approx 3,959. \quad (30)$$

A su vez, el valor crítico para la prueba t bilateral con $\alpha = 0,05$ y 31 grados de libertad es:

$$t_{0,025,31} \approx 2,0395.$$

Así, la potencia estadística se calcula como la probabilidad de que el estadístico t, bajo una distribución t no central con parámetro δ , supere en valor absoluto el valor crítico de 2.0395. Para $\delta \approx 3,959$, esta probabilidad es superior al 81 %, lo que significa que, de existir un efecto real de tamaño $d = 0,7$, el estudio tendría una probabilidad considerable de detectarlo como estadísticamente significativo.

De esta manera, estas pruebas respaldan que el tamaño muestral utilizado en este estudio piloto es adecuado para detectar diferencias moderadas o grandes en la desviación estándar de la señal de retrodispersión, asociadas a variaciones en la presión arterial, cumpliendo así con el objetivo de evaluar la hipótesis central del proyecto y respaldando la hipótesis alternativa planteada.

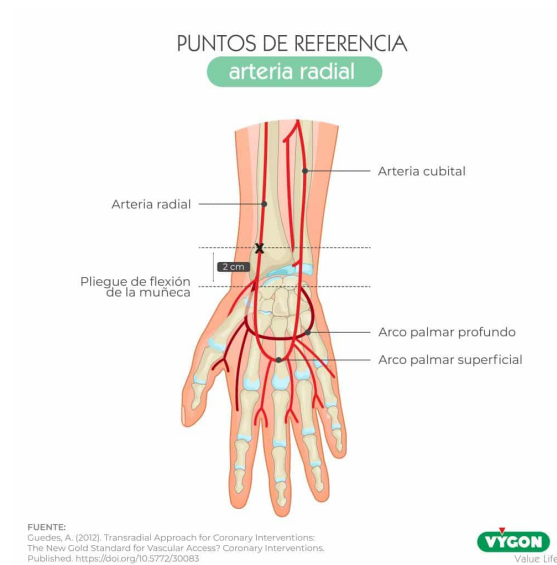
2.2.2. Consideraciones éticas. Este estudio cumplió con los principios éticos para investigaciones con seres humanos, incluyendo el respeto por la autonomía, la confidencialidad de los datos y la minimización de riesgos. Todos los participantes firmaron un consentimiento informado previo a su participación y el protocolo fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad Industrial de Santander.

Para una descripción detallada del procedimiento de consentimiento, el formato utilizado y la resolución de aval ético emitida por la institución, se remite a la sección 4 del capítulo de Anexos.

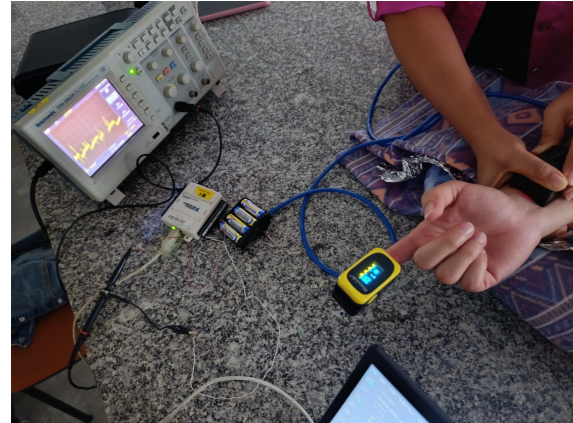
2.2.3. Procedimiento de medición. La toma de medidas se realizó a una distancia de dos centímetros del pliegue de flexión de la muñeca, región anatómica en la que se localiza la arteria radial (Figura 13).

Tras la aceptación voluntaria de participación en el estudio, cada persona diligenció y firmó el formato de consentimiento informado. A continuación, se procedió con el registro de información básica mediante un formato de recolección de datos, en el cual el participante anotó su edad, estatura y peso. Luego, bajo la supervisión del doctor Boris Eduardo Vesga, profesional de la salud vinculado al proyecto, se realizó la medición de la presión arterial utilizando un tensiómetro de brazalete. Posteriormente, el mismo profesional supervisó la medición de la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno (SpO_2) mediante un oxímetro, el cual fue colocado en el dedo índice de la mano derecha o izquierda de acuerdo a la que estuviera en medición, registrando el número de pulsos por minuto durante un intervalo de 60 segundos. De manera simultánea, las salidas del

Figura 13.
Referencias anatómicas para localizar la arteria radial



(a) Punto de referencia para la localización de la arteria radial en la muñeca.



(b) Fotografía del procedimiento experimental de medición en la arteria radial, mostrando la ubicación del sensor sobre el punto anatómico de referencia.

Nota. Puntos de referencia y detalles para la localización de la arteria radial. Tomada de (Guédès, 2012).

sensor fueron conectadas a un osciloscopio para la identificación del punto anatómico e iniciar la toma de datos, como se presenta en la Figura 13b.

Con las condiciones de iluminación controladas, se apagó la luz de la sala y se ubicó el dispositivo FEDSita a 2 cm del pliegue de flexión de la muñeca derecha del participante, de modo que su haz de luz roja incidiera directamente sobre el tejido superficial. El dispositivo permaneció en contacto con la piel durante un periodo continuo de 60 segundos. Finalizado este tiempo, se retiró cuidadosamente de la muñeca y se repitió el procedimiento en la muñeca izquierda bajo las mismas condiciones.

Una vez finalizada la toma de datos en ambos brazos, los archivos correspondientes fue-

ron almacenados utilizando la nomenclatura **P##D** para las mediciones realizadas en la muñeca derecha y **P##I** para aquellas tomadas en la muñeca izquierda, iniciando la numeración con el identificador **00** y aumentando progresivamente para cada nuevo participante.

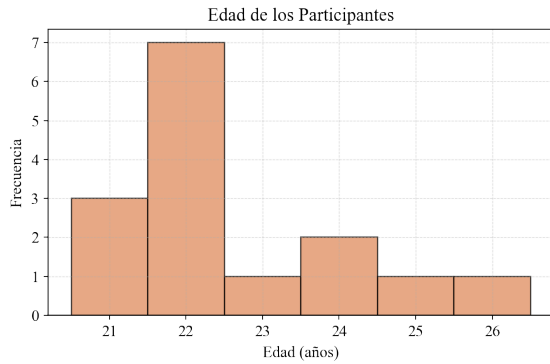
2.3. Resultados de la toma de datos

2.3.1. Descripción de la población de participantes. La muestra del estudio estuvo conformada por 15 participantes, cuyas edades oscilaron entre 21 y 26 años, con una media de $22,27 \pm 1,4$ años. El peso presentó una media de $68,4 \pm 11,0$ kg, con valores mínimos y máximos de 53 kg y 93 kg, respectivamente. La altura varió entre 153 cm y 191 cm, con una media de $171,5 \pm 9,1$ cm. El índice de masa corporal (IMC) presentó un valor medio de $23,1 \pm 3,1$ kg/m², con un rango entre 18.8 y 28.8 kg/m².

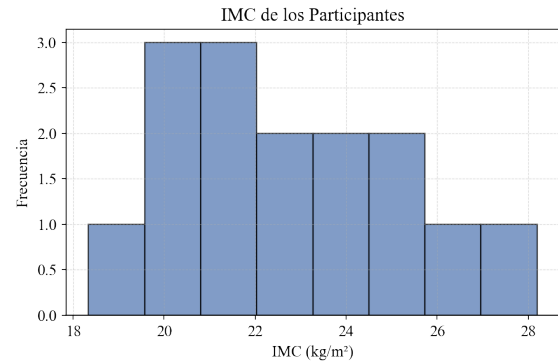
La distribución de las variables edad e IMC se observa en la Figura 14. En general, la muestra presentó valores concentrados alrededor de las medianas, sin observarse sesgos marcados ni bimodalidades. En la Figura 15 se presentan los diagramas de caja, los cuales evidencian la dispersión y rangos intercuartílicos de cada variable, destacándose la mayor variabilidad en el peso.

En los diagramas de caja 15 se identificaron valores atípicos en las variables edad y peso. En el caso de la edad, un participante de 26 años se encuentra ligeramente por encima del rango intercuartílico predominante (21-24 años). En el peso, un valor de 93 kg se destaca como atípico respecto al resto de la muestra, cuyos valores se concentran entre 53 y 77 kg. Dichos valores no fueron excluidos del análisis por considerarse plausibles dentro de lo esperable en sujetos sanos.

Figura 14.
Distribución de edad e IMC en la muestra

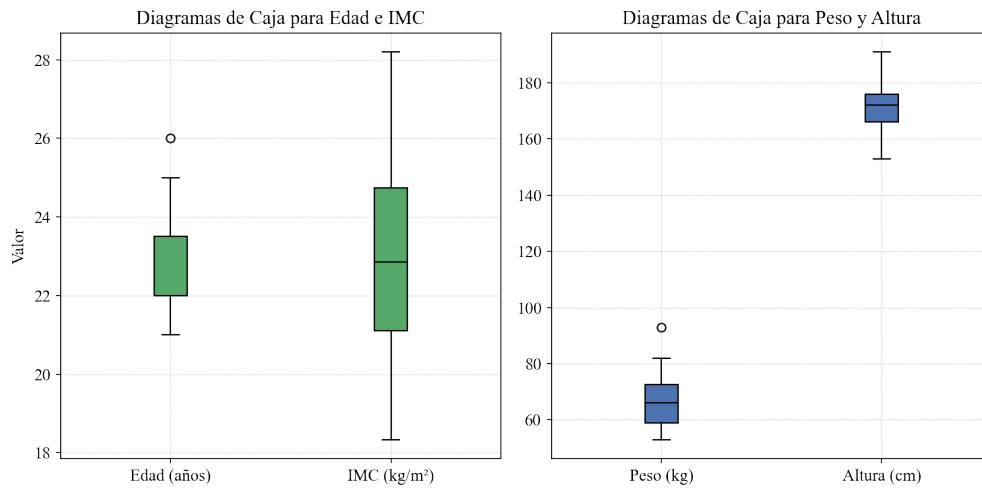


(a) Histograma de la edad de los participantes.



(b) Histograma del IMC de los participantes.

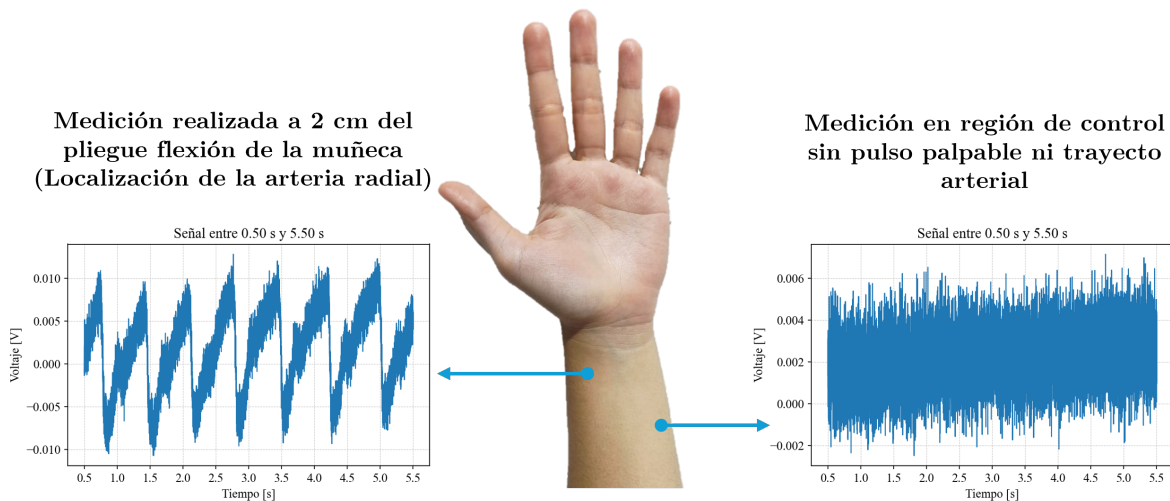
Figura 15.
Descripción de la muestra de voluntarios.



Nota. Diagramas de caja para las variables antropométricas de la muestra: edad, peso, altura e IMC.

2.3.2. Verificación de la ubicación sobre la arteria radial. Con el fin de comprobar que la medición se realiza efectivamente sobre la arteria radial, se compararon señales adquiridas en dos ubicaciones distintas de la muñeca: una correspondiente al sitio anatómico donde se localiza la arteria (a 2 cm del pliegue de flexión) y otra ubicada en una zona alejada de dicho trayecto arterial.

Figura 16.
Señales ópticas en arteria radial vs. región no arterial



Nota. Comparación entre la señal adquirida sobre la arteria radial (izquierda) y en otra región de la muñeca (derecha). Solo la primera presenta periodicidad coherente con el ritmo cardíaco.

La Figura 16 muestra un ejemplo representativo de esta comparación. En la parte superior, se presenta la señal adquirida cuando el sensor fue correctamente ubicado sobre la arteria radial. Esta señal exhibe una modulación periódica cuya frecuencia coincide con el ritmo cardíaco del participante, corroborado mediante mediciones paralelas con oxímetro. En contraste, la señal obtenida en una región adyacente, que no se encuentra asociada a trayectos vasculares principales, no presenta dicho comportamiento periódico, mostrando en su lugar una señal sin patrones repetitivos

evidentes.

Durante el procedimiento, además del sistema de adquisición (DAQ) conectado al computador, se integró un osciloscopio como herramienta auxiliar para la visualización en tiempo real de la señal emitida por el sensor. Este dispositivo capturaba en paralelo la salida analógica del fotodetector mediante una derivación del canal principal, lo que permitía observar de manera inmediata la presencia de oscilaciones periódicas asociadas al pulso arterial. Una vez identificada visualmente la zona con señal pulsátil clara, se procedía a ejecutar el *script* de medición en el computador, garantizando que la adquisición se realizara sobre el punto de interés hemodinámico.

Estos resultados respaldan la validez del punto de medición utilizado en este estudio, indicando que la ubicación definida permite capturar la señal pulsátil asociada al paso periódico de sangre por la arteria radial, lo cual es esencial para el análisis posterior de los cambios en presión y viscosidad relativos al ciclo cardíaco.

3. Análisis de Señales: Variabilidad y Correlaciones con Parámetros Hemodinámicos

Este capítulo describe la metodología aplicada al procesamiento de las señales adquiridas, orientada al estudio de parámetros cardiovasculares. Se exponen las técnicas de preprocesamiento empleadas para la reducción de ruido y la eliminación de componentes no deseados, con el objetivo de preservar las características dinámicas de interés. Posteriormente, se detalla el procedimiento para la estimación de la variabilidad cardíaca, indicador que permite el análisis de la actividad autónoma y la respuesta cardiovascular. Adicionalmente, se aborda la metodología aplicada al procesamiento de las señales, así como la identificación de picos sistólicos y diastólicos para calcular las métricas estadísticas asociadas a cada uno. Finalmente, se explica la estrategia para evaluar

las correlaciones entre las desviaciones estándar obtenidas y las variables de control relacionadas con la presión arterial, con el propósito de establecer vínculos cuantitativos entre la dinámica de la señal y los cambios hemodinámicos.

3.1. Metodología

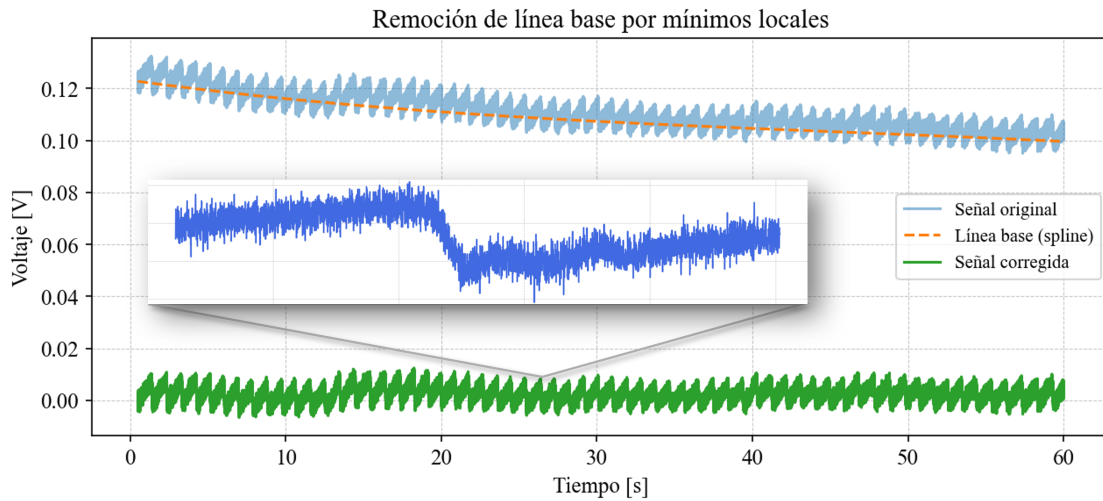
Las señales adquiridas con el dispositivo FEDSita, en su forma cruda, contenían componentes ruidosas provenientes de la red eléctrica y artefactos de movimiento generados durante la medición. Para garantizar un procesamiento adecuado, se aplicó un preprocesamiento digital implementado mediante un *script* desarrollado en Python.

El primer paso consistió en aplicar un filtro *notch* digital centrado en 60 Hz, cuyo objetivo fue minimizar el ruido introducido por la red eléctrica. El filtro fue diseñado para preservar el contenido útil de baja frecuencia, particularmente relevante en señales pulsátiles, cuyo rango fundamental suele encontrarse por debajo de 5 Hz.

Posteriormente, se llevó a cabo la remoción de la línea base mediante un procedimiento que identifica los mínimos locales de la señal y ajusta una curva *spline* suave a estos puntos. Este spline actúa como estimación de la envolvente inferior, que representa la deriva de la señal a lo largo del tiempo, permitiendo sustraerla para resaltar las variaciones de interés. La Figura 17 muestra una ventana representativa de la señal tras el filtrado y la corrección de la línea base, donde se observa un claro comportamiento pulsátil.

Para confirmar cuantitativamente la periodicidad de la señal y estimar su periodo dominante, se calculó la función de autocorrelación de la ventana seleccionada. Esta función permite identificar la frecuencia fundamental de repetición, ya que presenta picos secundarios a múltiplos

Figura 17.
Ventana de señal pulsátil filtrada (con remoción de línea base)



Nota. Visualización de una ventana de la señal filtrada, con remoción de línea base. Se observa un comportamiento pulsátil repetitivo.

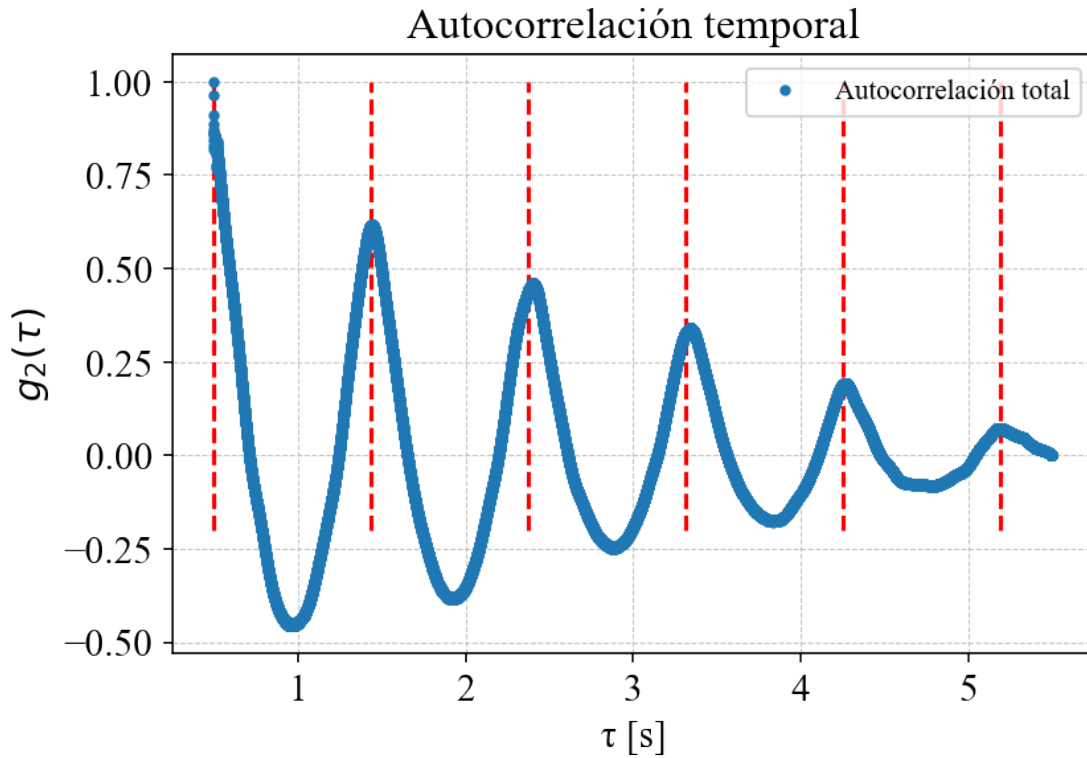
del periodo dominante. En la Figura 18, se muestra el resultado de esta operación: el primer pico distinto al origen suele coincidir con el intervalo entre pulsos cardíacos, lo que permite estimar la frecuencia cardíaca (expresada en *beats per minute*, BPM). La coincidencia entre esta estimación y la medición independiente del oxímetro sirvió como validación cruzada del procesamiento.

La estimación de los periodos cardíacos permitió continuar con las etapas de alineación y análisis de las señales fisiológicas. Aunque en personas sanas se espera que la variabilidad de estos periodos no sea significativa, diversos estudios han demostrado el valor diagnóstico del análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV, por sus siglas en inglés) para la detección de enfermedades cardíacas y su relación con patologías como la diabetes (Hwang, Hu & Chen, 2006; Rohila & Sharma, 2019; Roy & Ghatak, 2013).

El procesamiento de las señales obtenidas durante la toma de muestras en voluntarios se

Figura 18.

Autocorrelación de la señal pulsátil y periodo cardíaco estimado

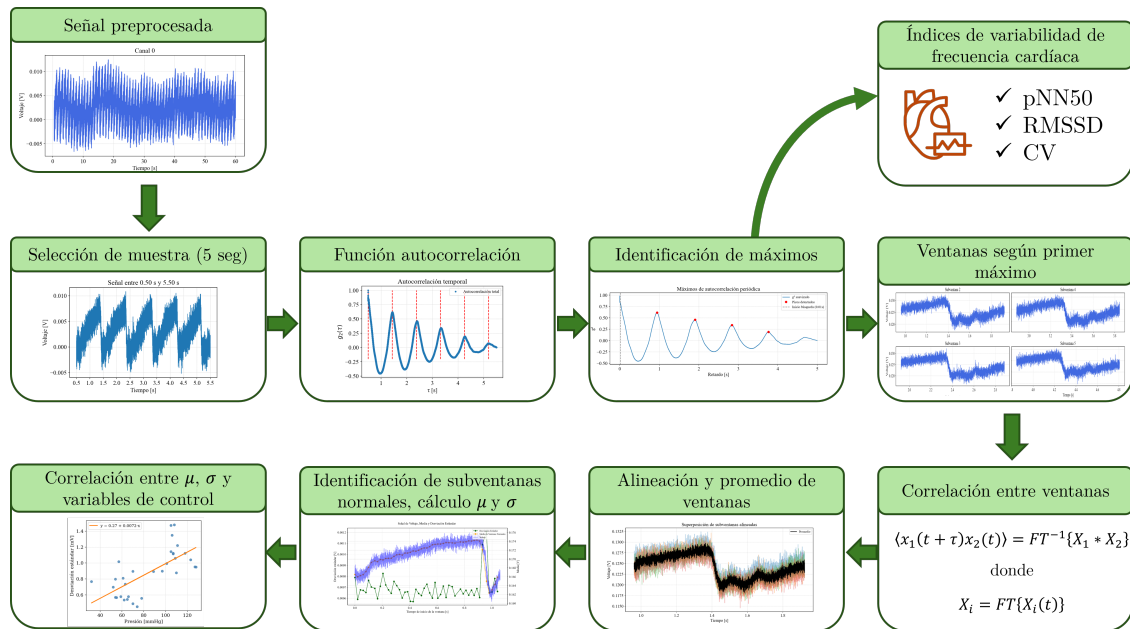


Nota. Función de autocorrelación de una ventana representativa de la señal pulsátil. Las líneas verticales indican el periodo cardíaco estimado como $60/BPM$. Estas líneas coinciden, en términos generales, con los máximos de la función de autocorrelación, lo que indica la periodicidad de la señal.

esquematiza en el diagrama de la Figura 19.

Inicialmente, se seleccionó una muestra continua de cinco segundos de las señales pre-procesadas de luz retrodispersada. A partir de ella se calculó la función de autocorrelación para identificar los máximos consecutivos que permitieran estimar la periodicidad de la señal. Con base en este valor, se segmentó la muestra original en ventanas de duración aproximada a un ciclo cardíaco. Cada ventana se alineó mediante correlación cruzada para compensar posibles desfases temporales, y posteriormente se sumaron para obtener una forma de onda promedio representativa

Figura 19.
Flujo de procesamiento de señales de luz retrodispersada (FEDSita)



Nota. Etapas del procesamiento de señales de luz retrodispersada obtenidas con el dispositivo FEDSita para la evaluación de los efectos de la presión arterial sobre la media y la desviación estándar en estas señales.

del pulso.

Además del promedio del ciclo, se almacenó la duración estimada de cada periodo detectado. Con esta información se evaluaron tres métricas clásicas de variabilidad cardíaca: el *coeficiente de variación* (CV), definido como el cociente entre la desviación estándar y la media de los periodos; el *Root Mean Square of Successive Differences* (RMSSD), que cuantifica las diferencias cuadráticas sucesivas entre periodos consecutivos; y el porcentaje de diferencias sucesivas mayores a 50 milisegundos (pNN50), expresado como proporción sobre el total de intervalos. Estas métricas permiten caracterizar la variabilidad temporal del pulso en condiciones de presión alta y baja, y se calcularon en Python mediante las librerías NUMPY y PANDAS.

Matemáticamente, el CV se define como:

$$CV = \frac{\sigma_T}{\bar{T}}, \quad (31)$$

donde \bar{T} y σ_T son, respectivamente, la media y la desviación estándar de los periodos cardíacos estimados a partir de la distancia entre los máximos sucesivos de la función de autocorrelación (Shaffer & Ginsberg, 2017). El RMSSD se calcula como:

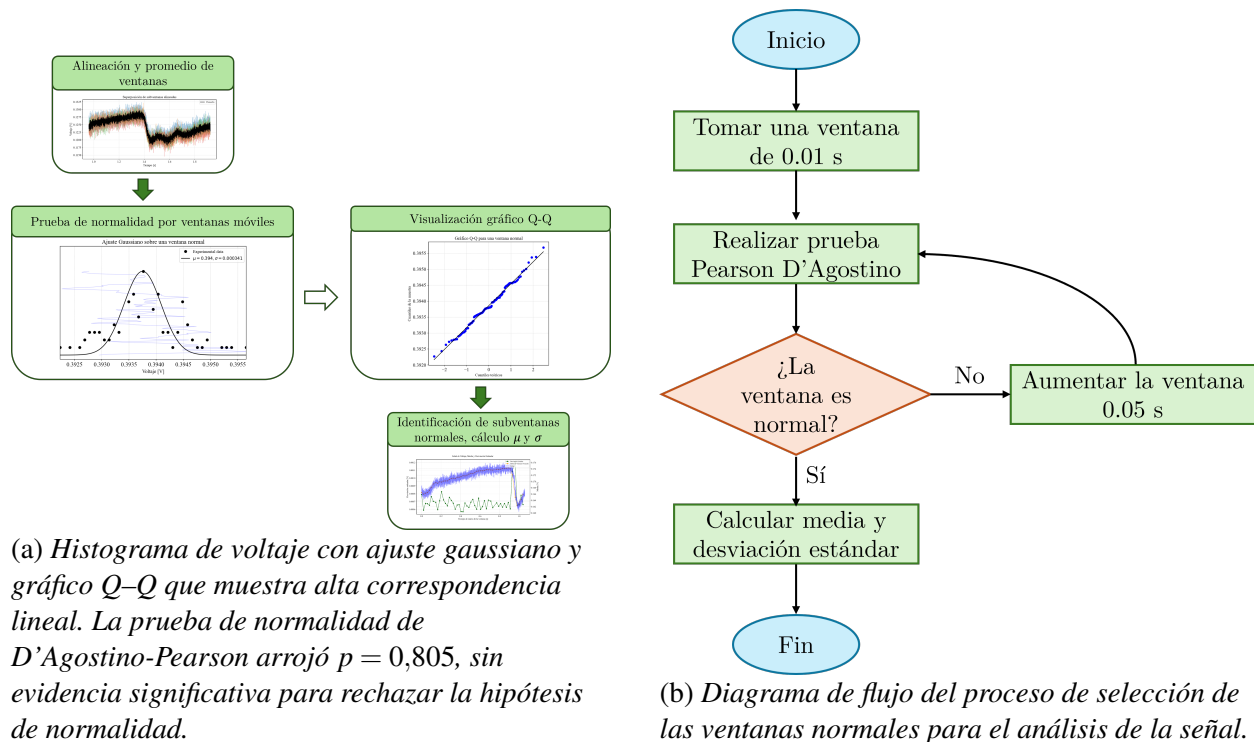
$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-2} \sum_{i=1}^{N-2} (T_{i+1} - T_i)^2}, \quad (32)$$

donde T_i son los periodos entre latidos cardíacos, mientras que el pNN50 es:

$$pNN50 = \frac{1}{N-2} \sum_{i=1}^{N-2} [|T_{i+1} - T_i| > 0,05] \times 100\%. \quad (33)$$

Posteriormente, se aplicó un barrido adaptativo sobre la señal promedio. Este proceso comenzó con subventanas de 0,01 s en las cuales se evaluó la normalidad de los datos mediante la prueba de D'Agostino y Pearson, implementada en `scipy.stats.normaltest`. Si la distribución no resultaba normal, se aumentaba el ancho de la subventana en 0,005 s y se repetía la evaluación hasta cumplir el criterio. Este procedimiento asegura que cada subventana temporal $\Delta\tau$ empleada para el análisis corresponda a una descripción gaussiana de la señal, donde se puede asumir que la viscosidad sanguínea permanece constante. El procedimiento y su validación se ilustran en la Figura 20.

Figura 20.
Pruebas de normalidad y selección de ventanas de análisis



Para cada subventana identificada como normal, se calcularon la media y la desviación estándar del voltaje, así como su posición relativa dentro del ciclo promedio. Estos valores se utilizaron para estudiar la relación entre la variabilidad local de la señal y su morfología. Finalmente, se llevó a cabo un análisis de correlación entre las variables estimadas (media y desviación estándar local) y los valores de presión arterial medidos con tensiómetro, empleando coeficientes de Pearson y Spearman, según correspondiera. El objetivo fue identificar posibles asociaciones entre los cambios en la presión arterial y las propiedades estadísticas o dinámicas de la señal de luz retrodispersada.

Para evaluar la relación entre la presión arterial y la desviación estándar de la señal de

luz retrodispersada dentro de cada mano, se utilizó un modelo de regresión lineal múltiple con efectos fijos por señal. Cada muestra aportó dos observaciones: una correspondiente a la fase de presión baja (diastólica) y otra a la fase de presión alta (sistólica). El modelo incluyó variables indicadoras (*dummies*) para cada señal, lo que permitió estimar una pendiente común para el efecto de la presión, partiendo de interceptos específicos por muestra. Para obtener inferencias válidas ante la dependencia entre observaciones dentro de cada muestra, se emplearon errores estándar agrupados por señal (técnica de clúster), recomendada en estudios con un número moderado de grupos (Angrist & Pischke, 2009; Cameron & Trivedi, 2015).

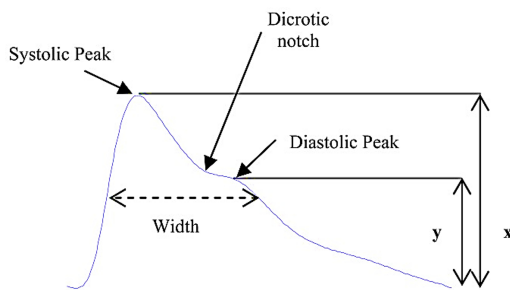
Por último, para caracterizar la morfología del pulso, se trabajó con ventanas de 5 s, a las que se calculó su periodo, se alinearon y promediaron. Esta operación suaviza la señal, reduce el ruido de alta frecuencia y preserva la forma característica del pulso, permitiendo identificar con mayor precisión sus hitos fisiológicos. Cada ventana promediada contenía entre 4 y 6 ciclos cardíacos, dependiendo de la frecuencia del pulso del voluntario.

La forma de onda de referencia para este análisis se basó en estudios previos de fotople-tismografía (PPG) (Elgendi, 2012), en los que se ilustran puntos clave del pulso: pico sistólico, *notch* dicrótico y pico diastólico. Cabe destacar que, en este trabajo, la señal fue obtenida mediante luz retrodispersada, lo que implica que las variaciones de voltaje registradas aparecen invertidas respecto a una señal PPG convencional. Por ello, antes de proceder al análisis morfológico, cada señal promediada fue multiplicada por -1 , logrando que el pico sistólico se orientara hacia arriba y se recuperara la forma usual del pulso.

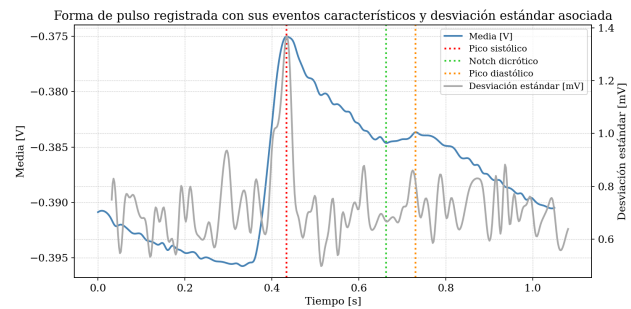
Una vez corregida la polaridad, se implementó un algoritmo basado en criterios de pro-

minencia para identificar automáticamente los principales eventos del ciclo. El pico sistólico se definió como el máximo global de la señal en la ventana promediada, seguido por el *notch* dicrótico, correspondiente al primer valle pronunciado tras la sístole, y finalmente el pico diastólico, localizado como el primer máximo después del *notch*. Lo anterior se ilustra en la Figura 21, donde se comparan los puntos clave sobre una señal PPG de referencia (Figura 21a) y sobre una señal obtenida con FEDSita (Figura 21b).

Figura 21. *Morfología del pulso: comparación PPG vs. FEDSita*



(a) *Morfología del pulso de referencia según (Elgendi, 2012). Se identifican el pico sistólico, el notch dicrótico y el pico diastólico.*



(b) *Pulso obtenido utilizando FEDSita, correspondiente a un periodo. Se muestra la señal promediada de voltaje (azul) y su desviación estándar asociada (gris). Las líneas punteadas indican los eventos morfológicos: pico sistólico (rojo), notch dicrótico (verde) y pico diastólico (naranja).*

Nota. Comparación entre la morfología del pulso obtenida mediante PPG típica (Elgendi, 2012) y la obtenida utilizando FEDSita. Se observa correspondencia en los eventos morfológicos, lo que valida que la señal capturada corresponde efectivamente a una medición en la arteria. La señal de FEDSita se invirtió para realizar esta identificación.

El algoritmo de detección se validó visualmente en la totalidad de la muestra. En los pocos casos en que los picos resultaban poco evidentes o estaban distorsionados por artefactos, se ajustaron manualmente los umbrales de detección para mantener la coherencia fisiológica de los

resultados. Este procedimiento permitió asociar la media y la desviación estándar de cada ventana normal identificada con los valores de presión en los picos sistólico y diastólico, generando así una tabla que relaciona las presiones registradas en cada participante (en fases sistólica y diastólica) con los parámetros estadísticos de la señal, con el objetivo de evaluar posibles correlaciones.

En la última etapa metodológica, se buscó determinar si existía una relación entre la presión arterial y las características estadísticas de las señales de luz retrodispersada, en particular su desviación estándar local. Es importante aclarar que en este análisis se manejaron dos tipos de valores: por un lado, se obtuvieron para cada subventana normal identificada dentro de los ciclos cardíacos, el valor máximo de la señal y el ancho de la campana gaussiana que describe su comportamiento cuasiestacionario, siendo este ancho la desviación estándar local alrededor de cada pico (sistólico o diastólico); por otro lado, se calcularon la media y la desviación estándar de estos valores máximos y de sus desviaciones estándar locales a lo largo de múltiples ciclos cardíacos, representando así la variabilidad global de las señales registradas. Para explorar la relación entre estas variables y la presión arterial, se calcularon estadísticas descriptivas básicas (media, desviación estándar, cuartiles) de las variables de interés, entre ellas la presión arterial (en mmHg), la media de la señal (en V) y la desviación estándar local de la señal (en mV). Posteriormente, se construyó una matriz de correlación tanto de Pearson, para evaluar relaciones lineales, como de Spearman, para relaciones monotónicas basadas en rangos, lo que permitió explorar posibles asociaciones lineales o no lineales entre la presión arterial y las características de la señal. Además, se elaboró un diagrama de dispersión entre la presión arterial y la desviación estándar local, sobre el cual se trazó una recta de ajuste lineal, y se calcularon explícitamente los coeficientes de correlación de Pearson y Spear-

man para cuantificar la fuerza y dirección de las relaciones observadas, permitiendo así evaluar visualmente la existencia de patrones consistentes. Asimismo, se ajustó un modelo lineal mixto, en el cual se consideró un intercepto específico para cada muestra (efecto aleatorio) y una pendiente común (efecto fijo) para todas ellas, lo que permitió aislar la variabilidad interindividual y centrar el análisis en el efecto de la presión arterial sobre la desviación estándar local. Para estimar intervalos de confianza de los parámetros del modelo, se empleó la técnica de *bootstrap agrupado*, que permite obtener inferencias robustas sin asumir normalidad de los residuos y respetando la estructura de dependencia dentro de cada señal. Finalmente, se evaluó si la desviación estándar local era sistemáticamente mayor durante la fase sistólica que durante la diastólica mediante la prueba no paramétrica de Wilcoxon para rangos pareados (Wilcoxon, 1992), adecuada para comparar mediciones dependientes, como en este caso presión alta versus baja dentro de la misma señal, sin requerir el supuesto de normalidad en las diferencias.

3.2. Resultados y discusión: Análisis de Señales

3.2.1. Estimación de la variabilidad de la frecuencia cardíaca a partir de la autocorrelación. La variabilidad de la frecuencia cardíaca es una medida fisiológica ampliamente utilizada para evaluar el estado del sistema nervioso autónomo y la salud cardiovascular. Tradicionalmente, se estima a partir de registros electrocardiográficos mediante la variación en los intervalos entre latidos consecutivos (intervalos RR). En el presente proyecto, se propone una aproximación alternativa basada en señales de luz retrodispersada, utilizando la función de autocorrelación normalizada como herramienta principal para extraer información sobre los periodos cardíacos.

La función de autocorrelación ha demostrado ser útil en el análisis de HRV, ya que permite detectar patrones rítmicos característicos y diferenciar entre sujetos sanos y pacientes con patologías como insuficiencia cardíaca congestiva (CHF) o diabetes (Rohila & Sharma, 2019; Roy & Ghatak, 2013). Asimismo, se han desarrollado algoritmos basados en autocorrelaciones de corto plazo, capaces de estimar con alta precisión las variaciones entre latidos, ofreciendo resultados comparables a los obtenidos mediante electrocardiografía (Nguyen, Lyu, Lin & Chang, 2019).

En esta etapa del proyecto, una vez preprocesada la señal y extraída una ventana representativa de comportamiento periódico, se calculó su función de autocorrelación. Los picos secundarios de esta función corresponden a intervalos de repetición de la señal, lo que permite estimar los periodos entre pulsos consecutivos. En este contexto, la media y la desviación estándar que se presentan en los resultados corresponden, respectivamente, al promedio y a la dispersión de los periodos cardíacos estimados a partir de la distancia entre los máximos sucesivos de la función de autocorrelación para cada señal analizada.

De esta manera, los parámetros calculados para los 15 voluntarios que participaron en este estudio se presentan en la Tabla 4. Estos índices tienen utilidad diagnóstica, pues permiten evaluar la flexibilidad cardíaca y el control parasimpático de los pacientes. Así, el dispositivo diseñado, junto con el método de estimación de la variabilidad en los periodos mediante autocorrelación, podría implementarse como una herramienta potencial de tamizaje del riesgo de enfermedades cardíacas, a partir de la comparación entre los índices calculados (CV, RMSSD, pNN50) y valores de referencia en adultos sanos.

La identificación de valores anormales en los índices de variabilidad cardíaca (HRV) se

Tabla 4

Índices de variabilidad de intervalos RR por participante (media y Desviación Estándar)

Participante	Media [s]	Desviación estándar [s]	CV [-]	RMSSD [s]	pNN50 [%]
0	1.009	0.059	0.059	0.065	28.571
1	0.994	0.052	0.052	0.071	15.094
2	0.937	0.091	0.097	0.132	76.471
3	0.769	0.031	0.040	0.036	12.121
4	0.890	0.044	0.049	0.052	24.324
5	0.851	0.040	0.047	0.042	27.119
6	0.793	0.060	0.076	0.090	35.417
7	0.809	0.061	0.075	0.084	31.148
8	1.051	0.105	0.099	0.155	44.737
9	0.822	0.041	0.050	0.053	18.519
10	0.813	0.049	0.060	0.069	23.077
11	1.064	0.015	0.014	0.021	2.174
12	0.790	0.028	0.035	0.039	15.556
13	0.874	0.025	0.029	0.029	6.897
14	0.961	0.038	0.039	0.035	19.608

Nota. Índices de variabilidad de los intervalos RR para diferentes participantes. La media y la desviación estándar corresponden al promedio y dispersión de los periodos cardíacos estimados a partir de la autocorrelación.

realizó con base en los umbrales propuestos por Hwang (Hwang, Hu & Chen, 2006), quien demostró que individuos con insuficiencia cardíaca congestiva presentan reducciones significativas en métricas como RMSSD y pNN50. En este trabajo, se consideró anormal un valor de RMSSD inferior a 0,05 segundos y un valor de pNN50 inferior al 20 %, los cuales se asocian con una disminución de la actividad parasimpática y una posible disfunción autonómica. Asimismo, se utilizó como criterio adicional un coeficiente de variación (CV) inferior a 0,04, indicador de baja variabilidad por su naturaleza como métrica normalizada. Las celdas correspondientes a estos valores fueron sombreadas en la Tabla 4 para facilitar su identificación.

Del total de participantes, se identificaron tres voluntarios que presentaron valores por debajo de los umbrales en los tres índices evaluados: coeficiente de variación ($CV < 0,04$), RMSSD ($< 0,05 s$) y pNN50 ($< 20\%$). Este patrón indica una marcada reducción de la actividad parasimpática y de la variabilidad cardíaca, asociación que ha sido documentada en la literatura como indicativa de disfunción autonómica y mayor riesgo cardiovascular (Hwang, Hu & Chen, 2006). Además, otros cinco voluntarios presentaron al menos uno de estos índices por debajo del umbral, lo que sugiere posibles alteraciones en el equilibrio autonómico. Aunque estos resultados no constituyen un diagnóstico clínico, destacan la importancia de realizar un seguimiento detallado en estos casos y de considerar factores externos o condiciones fisiológicas particulares que puedan influir en la modulación del ritmo cardíaco.

3.2.2. Identificación de los picos sistólico y diastólico a partir de la morfología del pulso. Este procedimiento permitió asignar, a cada pico sistólico y diastólico identificado en la señal, los valores de media y desviación estándar locales correspondientes. Estos valores se interpretan como los parámetros de la distribución gaussiana que describe la ventana temporal en la cual se asume una viscosidad constante de la sangre. De este modo, se generó una tabla que relaciona, para cada participante, las presiones arteriales en las etapas sistólica y diastólica con los valores de media y desviación estándar de la señal. Cada fila de la tabla representa una medición específica de un ciclo cardíaco, sumando un total de 32 muestras registradas durante la toma de datos, tal como se presenta en la Tabla 5.

Tabla 5

Ciclo cardíaco: media y Desviación Estándar por registro y presión arterial de referencia

Muestra	Presión [mmHg]	Media [V]	Desviación estándar [mV]
1	109	-0.0957	1.060
2	66	-0.1018	0.578
3	105	-0.4319	1.140
4	65	-0.4332	0.543
5	127	-0.1546	0.951
6	62	-0.1608	0.537
7	110	-0.2437	0.878
8	55	-0.2494	0.568
9	106	-0.3751	1.350
10	52	-0.3837	0.699
11	111	-0.3732	1.220
12	70	-0.3754	0.895
13	89	-0.1509	0.893
14	59	-0.1547	0.579
15	107	-0.2698	1.120
16	61	-0.2761	0.809

Nota. Media y desviación estándar de un ciclo cardíaco para cada registro de luz retrodispersada, junto con la presión arterial asociada según medición de referencia mediante tensiómetro.

Tabla 5

Ciclo cardíaco: media y Desviación Estándar por registro y presión arterial de referencia (continuación)

Muestra	Presión [mmHg]	Media [V]	Desviación estándar [mV]
17	118	-0.2698	1.120
18	54	-0.2761	0.798
19	123	-0.2135	1.040
20	78	-0.2154	0.558
21	128	-0.1387	0.949
22	74	-0.1441	0.453
23	107	-0.2007	1.110
24	32	-0.2028	0.767
25	105	-0.1855	1.470
26	57	-0.1911	1.020
27	97	-0.1330	0.898
28	70	-0.1355	0.490
29	101	-0.1984	0.995
30	54	-0.2010	0.569
31	108	-0.2181	1.480
32	63	-0.2242	0.735

En esta última etapa se pretende determinar si existe correlación entre la presión arterial y las características estadísticas de las señales registradas (en particular, su desviación estándar, presentada en la Tabla 5). Para ello se inició calculando estadísticas descriptivas básicas (media, desviación estándar, cuartiles) para las variables de interés: presión arterial (mmHg), media de la señal (V) y su desviación estándar (mV), presentados en la Tabla 6.

Los resultados muestran que la presión arterial varió entre 32 y 128 mmHg, con una media de 85.09 mmHg y una desviación estándar de 26.84 mmHg, lo que refleja la inclusión de fases

diastólicas y sistólicas. La media de la señal óptica, invertida para estandarizar su análisis con respecto a los de PPG, fue negativa en todos los casos, con una media de $-0,231$ V y una dispersión relativamente baja (desviación estándar = 0.094 V). Esto sugiere que, en general, las señales están centradas en valores negativos y que el valor medio no varía mucho entre mediciones. Esto indica una buena consistencia del sistema de adquisición, en el cual se evitó la acumulación de carga gracias al método de adquisición y al ajuste de la línea base para corregir desplazamientos del valor medio por variaciones en la presión aplicada durante la toma.

En cuanto a la desviación estándar, la media fue de 0.884 mV, con un rango entre 0.453 mV y 1.479 mV, y una dispersión entre mediciones de 0.285 mV. Esta dispersión es relativamente mayor que la observada en las medias de la señal, lo que sugiere que la desviación estándar es más sensible a variaciones dinámicas del sistema. Mientras la media refleja principalmente el nivel basal de luz retrodispersada, la desviación estándar responde a fluctuaciones rápidas asociadas al movimiento de partículas y a cambios en el flujo sanguíneo, fenómenos estrechamente ligados a propiedades dinámicas (Hwang, Hu & Chen, 2006), como la viscosidad (Berne & Pecora, 2000; Magde, Elson & Webb, 1972). Por ello, la variabilidad observada en las desviaciones estándar indica que este parámetro posee un mayor potencial para captar cambios fisiológicos relevantes y resulta más adecuado como indicador para la estimación de variaciones en la viscosidad del fluido. Así, estos valores descriptivos respaldan la pertinencia de aplicar análisis correlacionales y comparativos para evaluar la influencia de la presión arterial sobre la señal medida.

3.2.3. Análisis de correlación entre presión arterial y desviación estándar de la señal. En ese sentido, se construyó una matriz de correlación de Pearson (lineal) y de Spearman

(monotónica, basada en rangos) entre las variables.

Ambas matrices coinciden en mostrar una correlación positiva moderada a fuerte entre la presión arterial y la desviación estándar de la señal óptica. En la matriz de Pearson (Figura 22a) se observa un coeficiente $r = 0,683$, mientras que en la matriz de Spearman (Figura 22b) el coeficiente de ordenamiento es $\rho = 0,645$. Ambos resultados son consistentes y sugieren que a mayor presión, la señal tiende a presentar una mayor variabilidad. Esta relación funge como marcador potencial para evaluar cambios en la presión arterial a partir de las señales de luz retrodispersada. Por otro lado, la correlación entre presión y la media de la señal fue muy baja (Pearson $r = 0,049$; Spearman $\rho = 0,130$), lo que indica que el valor medio de la señal de luz retrodispersada no contiene información relevante sobre la presión en este conjunto de datos. Finalmente, también se observa una correlación débil y negativa entre la media de la señal y su desviación estándar (Pearson $r = -0,202$; Spearman $\rho = -0,184$). Aunque esta relación no es el foco principal del estudio, sugiere que las señales con valores medios más negativos tienden a mostrar una ligera mayor variabilidad, aunque este efecto no es concluyente.

Asimismo, se realizó un diagrama de dispersión entre la presión arterial (mmHg) y la desviación estándar (en mV), acompañados de una recta de ajuste lineal y el cálculo explícito de los coeficientes de correlación de Pearson y Spearman. Esto permite evaluar visualmente la existencia de una relación consistente entre ambas variables (Figura 23).

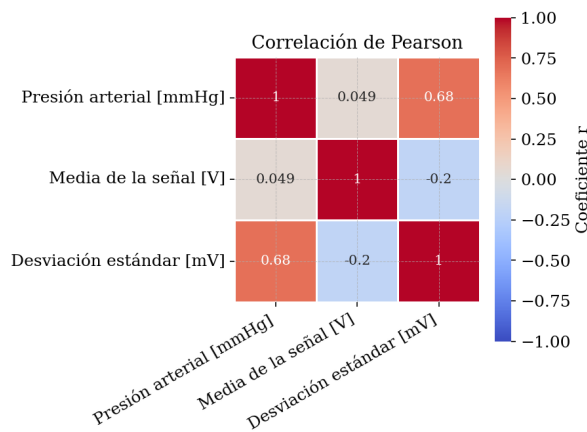
El modelo lineal presentado en la Figura 23 indica que, por cada aumento de 10 mmHg en la presión, la desviación estándar de la señal incrementa aproximadamente 0.0072 mV. Tomando en cuenta que el coeficiente de correlación de Pearson fue $r = 0,683$ se encontró que este tiene

Tabla 6
Estadísticos descriptivos globales de las variables analizadas ($N = 32$)

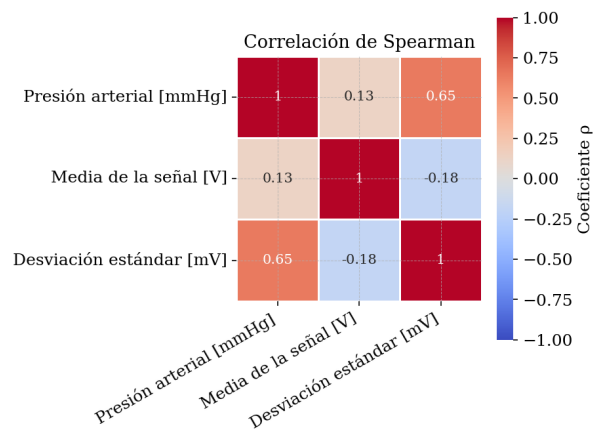
Estadístico	Presión (mmHg)	Media (V)	Desviación estándar (mV)
Media	85.09	-0,231	0.884
Desviación estándar	26.84	0.094	0.285
Mínimo	32.00	-0,433	0.453
1er Cuartil (Q1)	61.75	-0,271	0.579
Mediana	83.50	-0,208	0.894
3er Cuartil (Q3)	107.25	-0,155	1.073
Máximo	128.00	-0,096	1.479

Figura 22.
Matrices de correlación entre presión arterial y métricas de la señal

(a) **Correlación de Pearson.** Correlación lineal entre presión arterial, media de la señal y su desviación estándar.



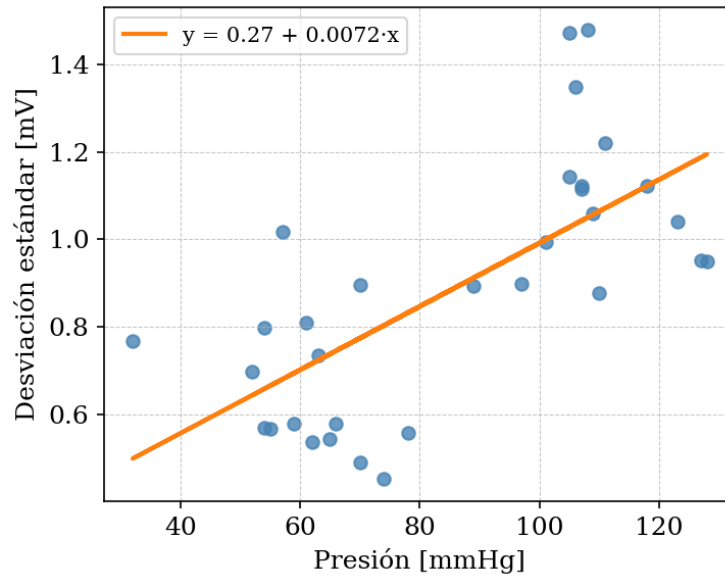
(b) **Correlación de Spearman.** Correlación basada en rangos entre las mismas variables.



Nota. Matrices de correlación entre la presión arterial, media de la señal y desviación estándar de la misma. Se presentan los coeficientes de Pearson (a) y Spearman (b).

Figura 23.

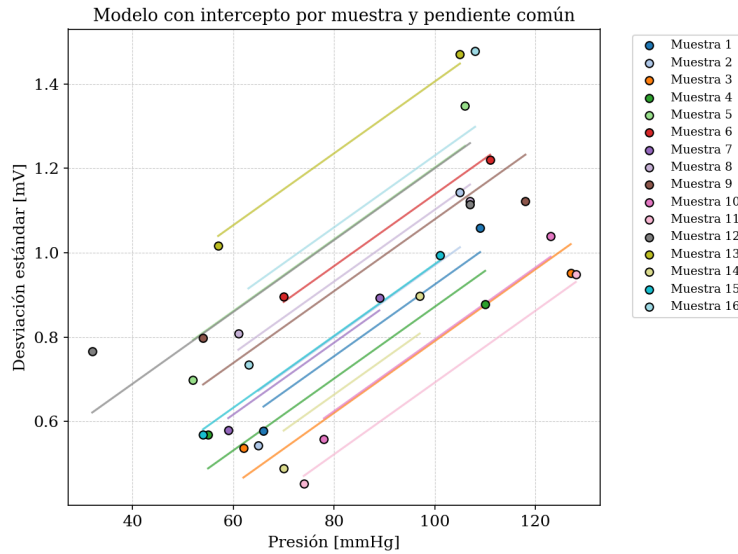
Dispersión presión arterial vs. desviación estándar de la señal



Nota. Diagrama de dispersión entre presión arterial y desviación estándar (en mV), con recta de ajuste lineal.

un valor de significancia $p = 1,62 \times 10^{-5}$, mientras que para el coeficiente de Spearman de $\rho = 0,645$ se obtuvo un valor de significancia de $p = 6,83 \times 10^{-5}$. Ambas correlaciones son positivas, moderadamente fuertes y altamente significativas, lo que respalda la existencia de una asociación entre mayor presión arterial y mayor variabilidad en la señal. Cabe resaltar que para mejorar la estimación es necesario realizar una medición de presión arterial ciclo a ciclo y simultánea a la medición con el dispositivo FEDSita. Esto puede realizarse, por ejemplo, con mediciones arteriales invasivas en salas de hemodinamia y permitiría analizar la señal ciclo a ciclo con su respectiva presión arterial medida.

Figura 24.
Modelo lineal con intercepto por muestra y pendiente común



Nota. Modelo con intercepto por muestra y pendiente común. Cada línea representa el ajuste para una muestra con pendiente global estimada ($\beta = 0,0085 \text{ mV/mmHg}$).

Tabla 7
Modelo de regresión con efectos fijos por muestra y errores estándar agrupados

Parámetro	Estimación
Intercepto base	0.074 mV
Pendiente (presión)	0.0085 mV/mmHg
R^2 ajustado	0.803
p -valor de presión	< 0,001

Evaluación intra-mano: regresión con efectos fijos y prueba pareada. Como se observa en la Figura 24, todas las muestras exhiben una pendiente ascendente con la presión arterial. Las rectas se diferencian únicamente por el intercepto, pero comparten una misma tasa de cambio. Esta coherencia entre sujetos sugiere que la variabilidad de la señal responde de manera sistemática al incremento de presión, independientemente del valor basal de cada muestra.

Esta gráfica ilustra el ajuste de un modelo lineal mixto, en el cual se ha considerado un intercepto específico para cada muestra (efecto aleatorio) y una pendiente común (efecto fijo) para todas ellas. El análisis muestra que existe una relación positiva significativa entre la presión arterial y la desviación estándar de la señal de luz retrodispersada, lo que respalda la hipótesis de que el aumento en la presión arterial se asocia con un incremento en las fluctuaciones dinámicas de las partículas presentes en el torrente sanguíneo. Dicho comportamiento es coherente con los fundamentos físicos del movimiento browniano, donde una mayor presión podría reflejarse en una menor viscosidad efectiva y, en consecuencia, en una mayor amplitud de las fluctuaciones detectadas ópticamente (Berne & Pecora, 2000; Einstein, 1905; Hwang, Hu & Chen, 2006).

El valor de R^2 ajustado (0,803) indica que el modelo explica más del 80 % de la variabilidad en la desviación estándar observada, lo que evidencia una fuerte asociación entre ambas variables. Además, se estimó un intervalo de confianza del 95 % para la pendiente utilizando *bootstrap agrupado*, una técnica de remuestreo que permite obtener inferencias robustas sin asumir normalidad. El resultado ($IC_{95\%} = [0,006, 0,009]$ mV/mmHg) confirmó la significancia del efecto, y todas las pendientes calculadas individualmente por muestra fueron positivas. Esto refuerza la interpretación fisiológica de que el aumento de la presión arterial incrementa la movilidad de los componentes

celulares en el fluido sanguíneo, reflejándose en una mayor desviación estándar de la señal óptica.

Finalmente, se evaluó directamente si la desviación estándar es sistemáticamente mayor durante la fase sistólica que durante la fase diastólica mediante la prueba no paramétrica de Wilcoxon para rangos pareados (Wilcoxon, 1992). Esta prueba es adecuada para comparar dos mediciones dependientes (en este caso, presión alta vs. baja dentro de la misma señal) sin asumir normalidad de las diferencias. Según esta prueba, la mediana de las diferencias observadas fue de $\Delta\text{STD} = 0,420$ mV, siendo la desviación estándar significativamente mayor en las condiciones de presión alta ($p = 3,05 \times 10^{-5}$). Este resultado respalda de manera adicional la existencia de un efecto de la presión arterial sobre la variabilidad de la señal. En conjunto, tanto el modelo de regresión con control por señal como la prueba pareada de Wilcoxon convergen en señalar que la presión arterial tiene un efecto positivo y significativo sobre la desviación estándar de la señal de luz retrodispersada medida, al menos en el rango fisiológico analizado en este estudio.

3.2.4. Relación entre viscosidad y desviación estándar. Los resultados obtenidos en este capítulo mostraron una relación positiva y significativa entre la presión arterial y la desviación estándar de la señal de luz retrodispersada. Este hallazgo está en concordancia con los fundamentos físicos asociados al movimiento browniano de las partículas presentes en el torrente sanguíneo. Según la teoría del movimiento browniano (ver Sección 1.1), la amplitud de las fluctuaciones en la señal está relacionada con la movilidad de las partículas dispersantes, la cual depende inversamente de la viscosidad del medio (Einstein, 1905). Es decir, una mayor desviación estándar implica que las partículas, es decir, los componentes celulares, presentan una mayor libertad de movimiento, lo que a su vez sugiere una menor viscosidad efectiva en el fluido sanguíneo (Berne

& Pecora, 2000; Hwang, Hu & Chen, 2006).

Lo anterior está en plena concordancia con lo discutido en la sección acerca de la naturaleza reológica de la sangre (2.1.3). Como se explicó, la sangre es un fluido tixotrópico, es decir, su viscosidad disminuye bajo condiciones de mayor esfuerzo o presión (Fung, 1993). Así, durante la fase de presión alta (sistólica), es esperable que la viscosidad disminuya y se facilite su flujo. Esta reducción de viscosidad se manifestaría experimentalmente como un aumento en la variabilidad de la señal retrodispersada, tal y como fue observado anteriormente.

En conjunto, los resultados obtenidos y el estado del arte al respecto permiten sustentar la idea de que la desviación estándar de la señal retrodispersada no solo refleja un patrón estadístico, sino que constituye un indicador de las propiedades dinámicas y reológicas del flujo sanguíneo. En este sentido, la desviación estándar se posiciona como un posible marcador indirecto de cambios en la viscosidad sanguínea inducidos por variaciones en la presión arterial.

Estos hallazgos permiten validar la prueba de concepto propuesta en este trabajo, confirmando las hipótesis de investigación planteadas: que una presión periódica en un fluido como la sangre genera alteraciones en su viscosidad, las cuales se reflejan en variaciones en la señal de dispersión dinámica de la luz, y que tales cambios pueden describirse a partir de la medición de la luz retrodispersada en la arteria radial utilizando el dispositivo FEDSA. Asimismo, los resultados alcanzados cumplen con los objetivos planteados, al establecer un modelo estocástico para describir un sistema sometido a presión periódica y al evidenciar la conexión entre el ancho de la campana de la distribución (desviación estándar local), la viscosidad del fluido y las variaciones

de presión observadas durante el ciclo cardíaco.

4. Conclusiones

En este trabajo se desarrolló e implementó una metodología experimental para analizar el efecto de una presión periódica sobre la dispersión dinámica de la luz en un sistema biológico, concretamente la presión arterial a lo largo de la arteria radial. Para este propósito, se diseñó y construyó una versión modificada del dispositivo FEDSA, denominada FEDSita, optimizada para registrar señales de luz retrodispersada de la arteria radial y detectar los ciclos cardíacos con suficiente resolución temporal para su análisis morfológico y estadístico. Este diseño incorporó filtros analógicos y digitales que permiten una adecuada visualización de la señal y garantizan mediciones centradas en el sistema de interés. Gracias a esta arquitectura, fue posible segmentar la señal de dispersión en pulsos individuales, alinearlos, calcular su desviación estándar y establecer relaciones con los valores de presión arterial registrados.

Basado en este dispositivo y en el modelo físico asociado, se propuso una descripción estocástica de la señal fundamentada en un proceso browniano, bajo la hipótesis de que la viscosidad del fluido permanece constante en ventanas temporales suficientemente breves. Esta aproximación permitió aplicar ajustes gaussianos en cada ventana $\Delta\tau$, verificados mediante pruebas de normalidad y análisis gráficos. Esta estrategia estadística facilitó la extracción de parámetros representativos de la dispersión de la señal en función de las variaciones fisiológicas del ciclo cardíaco.

La hipótesis principal, que postulaba que una presión periódica en un fluido como la sangre introduce pequeñas alteraciones en su viscosidad, las cuales se reflejan en variaciones en la señal de dispersión dinámica de la luz, fue aceptada, ya que la prueba de concepto realizada en quince

voluntarios mostró que la desviación estándar local de la señal retrodispersada aumenta con la presión arterial, en concordancia con las predicciones del modelo físico propuesto. Asimismo, la hipótesis complementaria, según la cual los cambios de viscosidad de la sangre durante el ciclo cardíaco pueden describirse a partir de la medición de la luz retrodispersada en la arteria radial utilizando el dispositivo FEDSita, también fue aceptada, dado que los resultados evidenciaron una relación sistemática entre la morfología de la señal óptica y los valores de presión arterial medidos, validando así el principio de funcionamiento de la técnica propuesta.

Por lo tanto, se puede concluir que el estudio logró validar la prueba de concepto planteada, es decir, se demostró experimentalmente que la señal de luz retrodispersada contiene información dinámica asociada a cambios en la viscosidad sanguínea inducidos por la presión arterial. Esta validación representa el primer paso en el camino hacia el desarrollo de una tecnología capaz de estimar parámetros hemodinámicos de manera no invasiva y con base en señales ópticas.

No obstante, la validación de la prueba de concepto no implica que el método esté listo para aplicaciones clínicas inmediatas. Para avanzar en el desarrollo de esta tecnología, será necesario abordar varios desafíos. Entre ellos se encuentran la ampliación del tamaño muestral para robustecer los análisis estadísticos, la incorporación de mediciones simultáneas con métodos invasivos o de mayor resolución temporal para obtener datos de referencia, y la exploración de modelos físicos más complejos que integren la variabilidad temporal y espacial de la viscosidad, superando las limitaciones del enfoque puramente browniano. Una opción natural en este sentido sería emplear el marco teórico del modelo de Caldeira–Leggett (Caldeira, 2010), el cual incorpora acoplamientos disipativos entre el sistema y un entorno térmico, permitiendo incluir potenciales periódicos para

describir con mayor precisión la dinámica inducida por la presión oscilante.

Además, en el ámbito experimental, es necesario optimizar el dispositivo FEDSita para asegurar que toda el área efectiva del sensor capte la luz retrodispersada sin requerir presiones excesivas sobre el brazo de los participantes; sustituir la protoboard por circuitos impresos más robustos; y mejorar los pines de conexión, actualmente susceptibles de soltarse durante las mediciones. En relación con la toma de datos, sería altamente deseable contar con registros de presión arterial con resolución pulso a pulso, lo cual permitiría disponer de un mayor número de datos correlacionables con una única señal de luz retrodispersada. También se deberán explorar estrategias para fijar el dispositivo sobre el participante de forma estable, evitando artefactos de movimiento. Finalmente, desde el punto de vista del análisis de datos, será fundamental complementar este estudio con investigaciones orientadas a estimar los radios hidrodinámicos de los componentes de la sangre y evaluar si dichos radios varían con la presión, con el fin de avanzar no solo hacia relaciones de correlación, sino hacia la posibilidad de inferir cuantitativamente la presión arterial a partir de las señales ópticas.

En conclusión, el presente trabajo logró validar experimentalmente el principio físico que conecta presión arterial, viscosidad sanguínea y desviación estándar de la señal retrodispersada, estableciendo una base sólida para el desarrollo de futuras tecnologías de diagnóstico no invasivo. Aunque aún quedan pasos importantes por recorrer, los resultados obtenidos constituyen un avance significativo hacia sistemas de monitoreo hemodinámico basados en técnicas ópticas, potencialmente accesibles y de bajo costo.

Declaración sobre el Uso de IA generativa y tecnologías asistidas por IA en el proceso de redacción

Durante la preparación de este trabajo, los autores utilizaron ChatGPT y Writefull (Overleaf) para mejorar el lenguaje y la legibilidad. Tras el uso de esta herramienta/servicio, los autores revisaron y editaron el contenido según fue necesario y asumieron plena responsabilidad por el contenido de la publicación.

Referencias Bibliográficas

- Angrist, J. D., & Pischke, J.-S. (2009). *Mostly Harmless Econometrics: An Empiricist's Companion*. Princeton University Press.
- Babick, F. (2020). Dynamic light scattering (DLS). En *Characterization of nanoparticles* (pp. 137-172). Elsevier.
- Bachelier, L. (1900). Théorie de la spéculation. *Annales scientifiques de l'École normale supérieure*, 17, 21-86.
- Baieth, H. E. A. (2008). Physical Parameters of Blood as a Non-Newtonian Fluid. www.ijbs.org
- Bar-Noam, A. S., Kaminsky, A., Bravo, A., Shenkman, L., Nacasch, N., & Fine, I. (2019). Novel method for non-invasive blood pressure measurement from the finger using an optical system based on dynamic light scattering. *European Conference on Biomedical Optics*, 11075_23.
- Berne, B. J., & Pecora, R. (2000). *Dynamic Light Scattering: With Applications to Chemistry, Biology, and Physics*. Dover Publications.

- Bollineni, P. K., Dordzie, G., Olayiwola, S. O., & Dejam, M. (2021). An experimental investigation of the viscosity behavior of solutions of nanoparticles, surfactants, and electrolytes. *Physics of Fluids*, 33(2).
- Boyacá, M. (2004). El glóbulo rojo en cifras. *Cultura Científica*, (2), 41-44.
- Brown, R. (1828). A brief Account of Microscopical Observations made in the Months of June, July and August, 1827, on the Particles contained in the Pollen of Plants; and on the general Existence of active Molecules in Organic and Inorganic Bodies. *The Philosophical Magazine and Annals of Philosophy*, 161-173.
- Caldeira, A. O. (2010). Caldeira-Leggett model. *Scholarpedia*, 5(2), 9187.
- Cameron, A. C., & Trivedi, P. K. (2015). *Microeconometrics: Methods and Applications*. Cambridge University Press.
- Champeney, D. C. (1987). *A handbook of Fourier theorems*. Cambridge University Press.
- Clark, N. A., Lunacek, J. H., & Benedek, G. B. (1970). A study of Brownian motion using light scattering. *Am. J. Phys*, 38(5), 575-585.
- Cohen, J. (2013). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. routledge.
- Cui, B., & Zaccone, A. (2018). Generalized Langevin equation and fluctuation-dissipation theorem for particle-bath systems in external oscillating fields. *Physical Review E*, 97. <https://doi.org/10.1103/PhysRevE.97.060102>
- Eggebrecht, A. T., Ferradal, S. L., Robichaux-Viehoever, A., Hassanpour, M. S., Dehghani, H., Snyder, A. Z., Hershey, T., & Culver, J. P. (2014). Mapping distributed brain function and networks with diffuse optical tomography. *Nature photonics*, 8(6), 448-454.

- Einstein, A. (1905). Über die von der molekularkinetischen Theorie der Wärme geforderte Bewegung von in ruhenden Flüssigkeiten suspendierten Teilchen. *Annalen der physik*, 4.
- Elgendi, M. (2012). On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals. *Current cardiology reviews*, 8(1), 14-25.
- Fernández, P. J., Arias, M. A. M., Gomez-Torrado, A., & Miranda, D. A. (2019). Spectrograms comparison between normal and abnormal signal of in vivo mammary tissue, obtained by back-scattering infrared light. *Journal of Physics: Conference Series*, 1247(1), 012023.
- Fernández-Cuevas, I., Arnáiz Lastras, J., Escamilla Galindo, V., & Gómez Carmona, P. (2017). Infrared thermography for the detection of injury in sports medicine. *Application of infrared thermography in sports science*, 81-109.
- Feynman, R. P. (1963). The Feynman lectures on physics. (*No Title*), 1, 46.
- Franks, F. (2000). *Water: a matrix of life* (Vol. 21). Royal Society of Chemistry.
- Freud, P. J. (2011). Nanoparticle sizing: dynamic light scattering analysis in the frequency spectrum mode. *Application Note. Provided by: Microtrac Inc. Particle Size Measuring Instrumentation*.
- Fukui, K., Asakuma, Y., & Maeda, K. (2010). Determination of liquid viscosity at high pressure by DLS. *Journal of Physics: Conference Series*, 215(1), 012073.
- Fung, Y. C. (1993). *Biomechanics Mechanical Properties of Living Tissues Second Edition* (Second). Springer.
- Gilardi-Velásquez, H., & Campos-Cantón, E. (2015). ¿Es el movimiento Browniano un proceso estocástico o determinista? *Boletín de la Sociedad Mexicana de Física*, 29, 103-106.

- Goldberger, A. L., Amaral, L. A., Glass, L., Hausdorff, J. M., Ivanov, P. C., Mark, R. G., Mietus, J. E., Moody, G. B., Peng, C.-K., & Stanley, H. E. (2000). PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals. *circulation*, *101*(23), e215-e220.
- Goodman, J. W. (1985). Statistical optics. *Journal of the Optical Society of America A*, *2*(9), 1448-1454.
- Guédès, A. (2012). *Transradial approach for coronary interventions: the new gold standard for vascular access?* IntechOpen.
- Guyton, A. C., & Hall, J. E. (2011). *Guyton and Hall textbook of medical physiology*. Elsevier.
<http://avaxho.me/blogs/ChrisRedfield>
- Henderson, T. A., & Morries, L. D. (2015). Near-infrared photonic energy penetration: can infrared phototherapy effectively reach the human brain? *Neuropsychiatric disease and treatment*, 2191-2208.
- HTA, S. A. (2005). Medida de la presión arterial. *Hipertensión*, *22*(Supl 2), 16-26.
- Hwang, J.-S., Hu, T.-H., & Chen, L. C. (2006). An index related to the autocorrelation function of RR intervals for the analysis of heart rate variability. *Physiological Measurement*, *27*(4), 339.
- Ibe, O., Morency, E., Sosa, P., & Burkow-Heikkinen, L. (2015). The role of near-infrared light-emitting diodes in aging adults related to inflammation. *Healthy Aging Research*, *4*, 24.
- Kubo, R., Toda, M., & Hashitsume, N. (2012). *Statistical physics II: nonequilibrium statistical mechanics* (Vol. 31). Springer Science & Business Media.

- Kumar, S., Kambhatla, K., Hu, F., Lifson, M., Xiao, Y., et al. (2008). Ubiquitous computing for remote cardiac patient monitoring: a survey. *International journal of telemedicine and applications, 2008*.
- Le Bellac, M., Mortessagne, F., & Batrouni, G. G. (2004). *Equilibrium and non-equilibrium statistical thermodynamics*. Cambridge University Press.
- Lemons, D. S., & Gythiel, A. (1997). Paul Langevin's 1908 paper: On the Theory of Brownian Motion["Sur la thiorie du mouvement brownien", CR Acad. Sci.(Paris) 146, 530-533 (1908)]. *American Journal of Physics, 65*, 1079-1081.
- Macdonald, J. R. (1992). Impedance spectroscopy. *Annals of biomedical engineering, 20*, 289-305.
- Magde, D., Elson, E. L., & Webb, W. W. (1972). Thermodynamic Fluctuations in a Reacting System—Measurement by Fluorescence Correlation Spectroscopy. *Physical Review Letters, 29*(11), 705-708. <https://doi.org/10.1103/PhysRevLett.29.705>
- Markov process [Accedido: 2024-04-23]. (s.f.).
- Martinsen, O. G., & Heiskanen, A. (2023). *Bioimpedance and bioelectricity basics*. Elsevier.
- Min, S., An, J., Lee, J. H., Kim, J. H., Joe, D. J., Eom, S. H., Yoo, C. D., Ahn, H.-S., Hwang, J.-Y., Xu, S., et al. (2025). Wearable blood pressure sensors for cardiovascular monitoring and machine learning algorithms for blood pressure estimation. *Nature Reviews Cardiology, 1-20*.
- Miranda, D. A., & Fernández, J. (2017). Método y dispositivo para detectar anomalías en células biológicas. *Patente de Aplicación, No NC2017/0003413*.

- Mitic, V., Lazovic, G., Milosevic, D., Ristanovic, E., Simeunovic, D., Tsay, S.-C., Milosevic, M., & Vlahovic, B. (2021). Brownian fractal nature coronavirus motion. *Modern Physics Letters B*, 35(04), 2150076.
- Morrison, I. (2000). Dispersions. *Kirk-Othmer Encyclopedia of Chemical Technology*.
- Mouhli, A., Ayeb, H., Othman, T., Fresnais, J., Dupuis, V., Nemitz, I. R., Pendery, J. S., Rosenblatt, C., Sandre, O., & Lacaze, E. (2017). Influence of a dispersion of magnetic and nonmagnetic nanoparticles on the magnetic Fredericksz transition of the liquid crystal 5CB. *Physical Review E*, 96(1), 012706.
- Nachman, D., Gepner, Y., Goldstein, N., Kabakov, E., Ishay, A. B., Littman, R., Azmon, Y., Jaffe, E., & Eisenkraft, A. (2020). Comparing blood pressure measurements between a photoplethysmography-based and a standard cuff-based manometry device. *Scientific reports*, 10(1), 16116.
- Nelson, E. (2001, agosto). *Dynamical Theories of Brownian Motion* (Second Edition). Princeton University Press. <http://www.math.princeton.edu/>
- Nguyen, P., Lyu, P.-Y., Lin, M.-H., & Chang, S.-F. (2019). A Short-Time Autocorrelation Method for Noncontact Detection of Heart Rate Variability Using CW Doppler Radar. *2019 IEEE MTT-S International Microwave Biomedical Conference (IMBioC)*.
- Norros, I. (1995). On the use of fractional Brownian motion in the theory of connectionless networks. *IEEE Journal on Selected Areas in Communications*, 13(6), 953-962. <https://doi.org/10.1109/49.400651>

- Panula, T., Sirkiä, J.-P., Wong, D., & Kaisti, M. (2022). Advances in non-invasive blood pressure measurement techniques. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, *16*, 424-438.
- Perrin, M. J. (1910). *Brownian movement and molecular reality translated from the Annales de Chimie et de Physique 8me Series, September 1909 by F. Soddy, M.A., F.R.S.* Taylor; Francis.
- Pinto, J. F., Torrado, A. G., & Mercado, D. A. M. (2023). Field Effect Detection by Light Scattering in the Breast Cancer Risk Determination. *Research Square - Preprint*.
- Pollock, J. D., & Makaryus, A. N. (2017). Physiology, cardiac cycle.
- Rickles, D. (2011). Econophysics and the complexity of financial markets. En *Philosophy of complex systems* (pp. 531-565). Elsevier.
- Rohila, A., & Sharma, A. (2019). Detection of Congestive Heart Failure by Autocorrelation Analysis of Heart Rate Variability. *2019 IEEE 5th International Conference for Convergence in Technology (I2CT)*, 1-6.
- Roy, B., & Ghatak, S. (2013). Nonlinear methods to assess changes in heart rate variability in type 2 diabetic patients. *Arquivos brasileiros de cardiologia*, *101*, 317-327.
- Shaffer, F., & Ginsberg, J. P. (2017). An overview of heart rate variability metrics and norms. *Frontiers in Public Health*, *5*, 258. <https://doi.org/10.3389/fpubh.2017.00258>
- Thompson, S. D. W. (1917). *On Growth and Form.[With Illustrations.]* Cambridge.
- Thurston, G. B. (1979). Rheological parameters for the viscosity viscoelasticity and thixotropy of blood. *BIORHEOLOGY*, *16*, 149-162.

- Tóthová, J., Vaszióva, G., Glod, L., & Lisý, V. (2011). Langevin theory of anomalous Brownian motion made simple. *European journal of physics*, 32(3), 645.
- Tsai, S.-R., & Hamblin, M. R. (2017). Biological effects and medical applications of infrared radiation. *Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology*, 170, 197-207.
- Tsekov, R., & Lensen, M. C. (2013). Brownian motion and the temperament of living cells. *Chinese Physics Letters*, 30(7), 070501.
- Wilcoxon, F. (1992). Individual comparisons by ranking methods. En *Breakthroughs in statistics: Methodology and distribution* (pp. 196-202). Springer.
- World Health Organization. (2023). *Hypertension*. Consultado el 22 de marzo de 2024, desde <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/hypertension>
- Yoo, J., Sabir, S., Heo, D., Kim, K. H., Wahab, A., Choi, Y., Lee, S.-I., Chae, E. Y., Kim, H. H., Bae, Y. M., et al. (2019). Deep learning diffuse optical tomography. *IEEE transactions on medical imaging*, 39(4), 877-887.

Apéndices

A continuación, se presenta la documentación relacionada con las consideraciones éticas del estudio desarrollado.

Apéndice A. Consideraciones éticas

Esta investigación se realizó teniendo en cuenta las normas expresadas en el Reporte Belmont, bajo los principios éticos orientados a la protección de sujetos humanos en la experimentación, como respeto por las personas, beneficencia y justicia. Adicionalmente, se considera la resolución 008430 de octubre 4 de 1993 del Ministerio de Salud de la República de Colombia, por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud, Título II: Investigación en seres humanos, Capítulo I: Aspectos éticos de investigación en seres humanos y Título II, Capítulo VI: Investigaciones en órganos, tejidos y sus derivados. Según lo establecido en el artículo 11 de la resolución 008430 del Ministerio de Salud, esta investigación se considera sin riesgo pues no implica modificación sobre variables biológicas, fisiológicas, psicológicas o sociales. La adquisición de medidas FEDSA fue realizada por María Fernanda Carvajal Guerrero, investigadora del proyecto. La responsabilidad de la toma de datos recae en el investigador. Los participantes no asumieron ningún costo relacionado con la toma de acceso a información relativa a datos personales, pero el análisis por parte de los investigadores del proyecto se realizó sobre la información obtenida a través del dispositivo FEDSA la cual estuvo previamente anonimizada, dando cumplimiento a lo establecido en la ley estatutaria 1581 de 2012, decreto 1377 de 2013 y resolución de rectoría 1227 de 2013. Los resultados de esta investigación no implicaron

cambios en decisiones diagnósticas de los participantes.

Respeto por las personas.

- **Decisión personal:** La población a estudiar estuvo conformada por hombres y mujeres, mayores de edad, con capacidad de tomar decisiones por sí mismos que de manera voluntaria quieran hacer parte del estudio.
- **Consentimiento informado:** Solo se realizaron mediciones a aquellos participantes que después de haber sido informados sobre el procedimiento y objetivo de la investigación, aceptaron participar y firmar el consentimiento informado.

Apéndice B. Beneficiencia

Con esta investigación se aportó al desarrollo de nuevas estrategias de bajo costo y resultados inmediatos para la detección temprana de hipertensión arterial, lo cual favorece a la población en general, pero especialmente a las poblaciones rurales y de estratos bajos.

No Maleficiencia. Según el artículo 11 de la resolución 008430 de 1993 del Ministerio de Salud, esta investigación se considera con riesgo mínimo, pues el tipo de iluminación que entra en contacto con la piel del pliegue flexión de la muñeca está en el rango del infrarrojo, el cual es ampliamente utilizado en seres humanos como técnicas de ayuda a dolencias y detección (Henderson & Morries, 2015),(Tsai & Hamblin, 2017),(Fernández-Cuevas, Arnáiz Lastras, Escamilla Galindo & Gómez Carmona, 2017),(Ibe, Morency, Sosa & Burkow-Heikkinen, 2015). El tipo de sensores para detectar la luz dispersada por el tejido no causa ningún tipo de daño sobre la piel, estos detectores se seleccionaron basados en la experiencia investigativa de varios grupos de inves-

tigación que han realizado pruebas en seres humanos (Eggebrecht, Ferradal, Robichaux-Viehoever, Hassanpour, Dehghani, Snyder, Hershey & Culver, 2014), (Yoo, Sabir, Heo, Kim, Wahab, Choi, Lee, Chae, Kim, Bae et al., 2019).

Justicia. Se garantizó que los participantes cumplieran con los criterios de inclusión y exclusión, a su vez no hubo ningún tipo de discriminación en el manejo de los participantes y se mantuvo el derecho a la intimidad. Se garantizó un manejo ético y veraz de los datos obtenidos respetando la propiedad intelectual.

Criterios de inclusión. La población beneficiaria de este estudio fueron todos los hombres y mujeres mayores de edad, que vivían en Bucaramanga o su área metropolitana, quienes decidieron participar para que les fuera realizada la medición de luz retrodispersada en arteria radial ubicada en el pliegue flexión de la muñeca con el dispositivo FEDSA.

Criterios de exclusión. La población excluida del estudio fue aquella menor de edad.

Seguridad de las personas involucradas en la investigación. Las medidas con el equipo FEDSA fueron tomadas en la sala 305 de la sede del Departamento de Medicina Interna ubicado en el Edificio de Morfología de la Facultad de Salud UIS y bajo la supervisión del Doctor Boris Eduardo Vesga Angarita. Para garantizar la seguridad biológica del voluntario, se utilizó la vestimenta requerida: bata de manga larga, guantes de látex y tapabocas.

Disposición adecuada de los residuos o desechos químicos. El desarrollo de la metodología antes descrita no implicó el uso de sustancias que generaran residuos o desechos orgánicos e inorgánicos.

Tratamiento de datos. El proyecto de investigación propuesto adoptó los principios de ética contemplados en la Ley Estatutaria 1581 de 2012 de la Constitución Política Colombiana, por medio de la cual se dictan disposiciones generales para la protección de datos personales en relación con la confidencialidad, para garantizar la reserva de la identidad del participante y salvaguardar la información personal obtenida en los procesos de validación de la tecnología FEDSA. Se obtuvo el consentimiento informado de los participantes en el estudio, para brindarle el tratamiento adecuado de los datos referidos a la salud y así garantizar los principios de libertad, transparencia y finalidad contemplados en el Art. 4 de la Ley 1581 de 2012. Los encargados del tratamiento de los datos fueron: David Alejandro Miranda Mercado (Profesor planta y director del proyecto), Boris Eduardo Vesga Angarita (Supervisor Médico), Leidy Johana Rojas (Candidata doctoral y codirectora del proyecto) y María Fernanda Carvajal Guerrero (Investigadora principal y estudiante de pregrado en física).

- **Obtención:** Luego de socializar el procedimiento con el participante y obtener el consentimiento informado, se realizaron las medidas utilizando emisores y detectores en las zonas de interés.
- **Almacenamiento:** La información se almacenó en dispositivos portátiles de uso exclusivo de los investigadores del proyecto.
- **Anonimato:** Los datos personales de los voluntarios se mantuvieron en completa reserva, para ello se utilizó un algoritmo de anonimización que generará una codificación que sólo será conocida por los investigadores del proyecto de investigación. Cada una de las muestras

de los voluntarios fue reportada con un número de código a quienes se encargaron de la práctica de los ensayos experimentales definidos en la investigación. Los datos recolectados anonimizados podrán ser depositados en un repositorio científico con fines de verificación, replicación o futuros análisis académicos, garantizando que no será posible identificar a los participantes.

- **Manipulación:** Los archivos codificados y almacenados en la unidad portátil USB se dispusieron para su uso únicamente durante el tiempo requerido para el análisis de los datos y la aplicación de los modelos de validación de datos (12 meses). El análisis de los datos se llevó a cabo en la estación de trabajo a cargo del profesor e investigador principal David Alejandro Miranda Mercado que se encuentra en el laboratorio del grupo de investigación CIMBIOS ubicado en el parque tecnológico Guatiguará Edificio de Investigaciones laboratorio 201.
- **Gestión del proceso:** se elaboró una ficha para establecer la ruta de la información con el propósito de llevar un control adecuado de los datos y evitar las malas prácticas.

Apéndice C. Formato de consentimiento informado y acta de aprobación del Comité de Ética en Investigación Científica UIS

A continuación se presentan el formato de consentimiento informado utilizado durante la recolección de datos y el acta de aprobación emitida por el Comité de Ética en Investigación Científica de la Universidad Industrial de Santander (UIS). Estos documentos respaldan el cumplimiento de los principios éticos establecidos para investigaciones con participación de seres humanos, garantizando la voluntariedad, confidencialidad y protección de los datos personales de los parti-

cipantes.



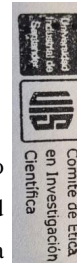
CÓDIGO PARTICIPANTE

CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA LA PARTICIPACIÓN EN LA INVESTIGACIÓN
EFFECTO DE PRESIONES PERIÓDICAS SOBRE LA DISPERSIÓN DINÁMICA DE LA LUZ

Universidad Industrial de Santander

En el presente documento le invitamos a participar en este estudio de investigación propuesto por el grupo de investigación CIMBIOS (Ciencia de Materiales Biológicos y Semiconductores) de la Universidad Industrial de Santander. Este estudio corresponde a la propuesta de trabajo de grado de la estudiante María Fernanda Carvajal Guerrero, para optar por el título de Física en la Universidad Industrial de Santander. El objetivo de esta investigación es probar la validez de una tecnología, que lleva 10 años de desarrollo, para la medición de presión arterial. Esta tecnología consta de un emisor de luz y dos detectores que no tienen ningún efecto nocivo en la piel o los tejidos internos de la muñeca.

Es muy importante que usted lea y entienda los siguientes aspectos en la realización de este estudio: **(a)** Su participación en este estudio es totalmente voluntaria. **(b)** Participar en este estudio puede no ser de beneficio directo para usted, pero ayuda enormemente a un beneficio colectivo, pues este estudio permite generar nuevo conocimiento para desarrollar una técnica para la detección temprana de hipertensión arterial, que permitirá mejorar la calidad y la expectativa de vida de las personas que lo puedan padecer. **(c)** Usted puede retirarse del estudio, así como solicitar la eliminación de sus datos recolectados cuando lo desee. La revocación de este consentimiento no tendrá perjuicio alguno sobre la relación con los investigadores involucrados o la atención que usted puede necesitar desde el punto de vista asistencial. **(d)** Si usted acepta participar de este estudio, será el personal médico (Doctor Boris Eduardo Vesga Angarita) quien supervisará los procedimientos médicos pertinentes (toma de presión arterial y ritmo cardiaco). **(e)** Ninguna persona involucrada en este estudio recibirá beneficios económicos como pago por su participación. **(f)** Este estudio no tiene ningún interés económico por parte nuestra o de la institución involucrada. **(g)** La naturaleza de este estudio, sus riesgos, sus inconvenientes, incomodidades, el manejo de los datos recolectados y cualquier información importante está resumida a continuación y será explicada por el grupo investigador. **(h)** Si tiene alguna duda sobre el estudio puede manifestarlo ante alguno de los investigadores, quienes darán respuesta a sus inquietudes.



Comité de Ética
 en Investigación
 Científica
 Mayo 9 de 2025



CÓDIGO PARTICIPANTE

Cualquier información adicional usted puede solicitarla a los investigadores involucrados o al comité de Ética de la Universidad Industrial de Santander a través de los siguientes canales de comunicación:

Datos de contacto de los profesionales involucrados en esta investigación

María Fernanda Carvajal Guerrero

Estudiante de pregrado en Física - UIS

Teléfono: 3214930792

David Alejandro Miranda Mercado

Docente UIS – Escuela de Física

Teléfono: 3012310995

Leidy Johana Rojas Bohórquez

Estudiante de Doctorado en Física - UIS

Teléfono: 3108192461

Boris Eduardo Vesga Angarita

Docente UIS – Escuela de Medicina

Teléfono: +57 (607) 634 4000 Ext. 3105

Datos de contacto comité de ética Universidad Industrial de Santander

Comité de Ética en Investigación Científica de la Universidad Industrial de Santander, al teléfono 6344000, extensión 3208.

EXPLICACIÓN DEL PROCEDIMIENTO AL PARTICIPANTE

Luego de aceptar los términos, diligenciar y firmar este consentimiento informado, el procedimiento será el siguiente:

Primero, se llenará un formato de recolección de datos. **Segundo**, el Doctor Boris Eduardo Vesga (médico supervisor del proyecto y, de ahora en adelante, referido como profesional de la salud) supervisará la toma de presión arterial usando tensiómetro de brazalete. **Tercero**, el profesional de la salud supervisará el uso



Mayo 9 de 2025



CÓDIGO PARTICIPANTE

de un oxímetro en el índice derecho/izquierdo del participante y se tomará el número de pulsos por minuto durante 60 segundos. **Cuarto**, se apagará la luz de la sala 305 de la sede del Departamento de Medicina Interna ubicado en el Edificio de Morfología de la Facultad de Salud UIS y se ubicará el dispositivo en el pliegue flexión de la muñeca derecha, el cual iluminará el tejido con luz roja. Este tipo de luz es inofensiva, no produce ningún tipo de alteración en la piel o el tejido interno ni representa ningún riesgo para el participante. El dispositivo permanecerá sobre su muñeca durante máximo 60 segundos. **Quinto**, se retirará el dispositivo de su muñeca. **Sexto**, el procedimiento se repetirá en su muñeca izquierda. **Séptimo**, los datos son almacenados en una carpeta y un dispositivo USB portable con contraseña. **Octavo**, se realiza un análisis de las medidas tomadas en la estación de trabajo supervisada por el investigador principal. **Noveno**, se realiza un estudio de los resultados por parte de los investigadores del proyecto. **Décimo**, se presentarán los resultados obtenidos en los informes del proyecto de investigación y en revistas científicas guardando el anonimato de los participantes del estudio.

Confidencialidad:

La información que usted suministra es confidencial, será conocida únicamente por los investigadores y utilizada exclusivamente para fines de estudio. Los registros de cada participante serán anonimizados y custodiados cuidadosamente. Los datos se almacenarán en una carpeta con contraseña en el computador utilizado para la investigación y en una USB, mientras que los documentos diligenciados serán guardados bajo llave. Además, se implementará un sistema de codificación para identificar los datos de las personas participantes. Por ningún motivo se divulgará esta información sin su consentimiento. Los resultados del estudio se presentarán de forma general, de modo que ningún participante pueda ser identificado individualmente. Cuando los hallazgos se reporten en revistas científicas o congresos, no se incluirán los nombres de las personas que participaron.

Riesgos y beneficios:

La participación en este estudio se considera de riesgo mínimo de acuerdo con el artículo 11 de la resolución 008430 de 1993 del ministerio de salud. Los resultados de utilizar esta prueba en esta fase del estudio son solo de interés para investigación y no influirá en el cuidado médico que usted requiera. El uso de los sensores y detectores que se implementarán en esta investigación no produce alteraciones superficiales, profundas o temporales de la piel.



Mayo 9 de 2025



CÓDIGO PARTICIPANTE

Responsabilidad del participante y precauciones:

Al tomar parte de este estudio es importante que usted tenga en cuenta las siguientes responsabilidades y precauciones:

Información entregada: Es responsabilidad del participante entregar información real a la persona encargada de realizar el procedimiento. Si en algún momento no se siente en confianza para contestar las preguntas, puede manifestarlo.

Manejo de los resultados: Los resultados obtenidos mediante esta técnica SOLO serán utilizados para este estudio y no representan una ayuda diagnóstica para los participantes.

Otra información pertinente:

AUTORIZACIÓN POR PARTE DEL PARTICIPANTE

Por favor, a continuación, marque su decisión con respecto al almacenamiento y utilización de sus datos:

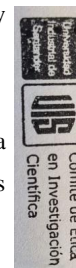
- Autorizo utilizar los datos que fueron tomados con esta tecnología junto con mi información personal para cumplir con el objetivo de esta investigación, siempre y cuando se conserve en anonimato mis datos de identificación.

SÍ NO

- Autorizo utilizar los datos que fueron tomados con esta tecnología junto con mi información personal en estudios de investigación de las entidades involucradas en la toma de datos y en estudios de investigación colaborativos con otras instituciones nacionales y/o internacionales, siempre y cuando se conserve en anonimato mis datos de identificación:

SÍ NO

- Autorizo a los responsables del estudio a remitirme a un servicio de salud en caso de que se



Mayo 9 de 2025



CÓDIGO PARTICIPANTE

detecten valores que puedan representar un riesgo para mi bienestar, con el fin de recibir la orientación y atención médica correspondiente. Entiendo que esta remisión no implica un diagnóstico ni tratamiento por parte del equipo responsable de la toma de presión arterial:

SÍ NO

AUTORIZACIÓN PARA REALIZAR LAS MEDICIONES E INCLUSIÓN VOLUNTARIA EN EL ESTUDIO

Yo, _____ identificado (a) con documento:
 No _____ de _____, acepto voluntariamente que se realicen mediciones sobre el pliegue flexión de mis muñecas. Así mismo, declaro que se me ha explicado el nivel de riesgo y el manejo que se le dará a los datos tomados con esta tecnología.

Firma: _____
 Cédula: _____
 Fecha: _____

En caso de que usted no pueda firmar o no sepa leer, una persona firmará a su ruego en presencia de testigos, luego de que este consentimiento le sea leído en su totalidad ante ellos:

Nombre de quien firma a ruego: _____
 Relación con el participante: _____
 Cédula de ciudadanía: _____
 Firma: _____
 Fecha: _____

Nombre del participante: _____
 Cédula de ciudadanía: _____



Mayo 9 de 2025



CÓDIGO PARTICIPANTE

Motivo por el cual no firma personalmente: _____

Testigo 1:

Relación con el participante: _____

Firma: _____

Cédula: _____

Fecha: _____

Testigo 2:

Relación con el participante: _____

Firma: _____

Cédula: _____

Fecha: _____

DECLARACIÓN DEL INVESTIGADOR

Certifico que yo o algún miembro de mi grupo de investigación le ha explicado al participante sobre esta investigación y que esta persona entiende la naturaleza y propósito del estudio y los posibles riesgos y beneficios asociados con su participación en el mismo. Todas las preguntas que esta persona ha hecho le han sido contestadas.

Nombre del investigador: _____

Firma: _____

Fecha: _____



Mayo 9 de 2025



4110

Bucaramanga, 09 de mayo de 2025

Estudiante
MARÍA FERNANDA CARVAJAL GUERRERO
Pregrado en Física
Escuela de Física
Facultad de Ciencias

Cordial saludo.

Asunto: Aval Comité de Ética: “Efecto de presiones periódicas sobre la dispersión dinámica de la luz”.

El Comité de Ética en Investigación Científica de la Universidad Industrial de Santander (CEINCI) en reunión celebrada bajo la modalidad presencial el día 09 de mayo de 2025, según consta en el Acta N° 09 evaluó el proyecto del asunto y al respecto conceptúa que, emite **AVAL** con relación a los aspectos éticos de su proyecto de investigación y en concordancia con la normatividad vigente (Ley 23 de 1981, Ley 1581 de 2012, Ley 1751 de 2015 y Resolución 1995 de 1999) así como las demás normas que las complementen, deroguen o modifiquen, la Institución en donde se desarrollará la presente investigación al ser la responsable de la custodia y tratamiento de la información, deberá expedir el correspondiente aval u autorización sobre el manejo de aquella, del tal forma que se garanticen los derechos a la privacidad e intimidad entre otros de los sujeto de investigación.

Se solicita emplear las estrategias que considere necesarias para verificar que el consentimiento informado ha sido comprendido por los participantes. De otra parte, adoptar los mecanismos necesarios para garantizar la confidencialidad de la información recabada. Todo ello amparado en la Ley 1581 de 2012, el Decreto Reglamentario 1377 de 2013 y la Resolución de Rectoría 1227 de 2013, sobre el tratamiento de datos personales.

La presente propuesta de investigación participará hombres y mujeres mayores de edad residentes en Bucaramanga y su área metropolitana y serán reclutados de grupos deportivos (ejm: Selecciones deportivas UIS) y grupos académicos (ejm: Escuela de Física UIS) a quienes, con autorización de los docentes encargados, se les compartirá la información del proyecto y se invitarán a participar del mismo. Una vez reclutados se citarán para la lectura del consentimiento informado y, de aceptar el procedimiento, se realizará la toma de los datos requeridos. El proyecto tendrá una duración de 24 semanas.

En caso de presentarse cualquiera de las siguientes circunstancias, solicitamos lo informe al correo comitedetica@uis.edu.co:

- Reporte de mala práctica científica por parte de cualquier miembro del equipo investigador.

**VICERRECTORÍA DE INVESTIGACIÓN Y EXTENSIÓN
COMITÉ DE ÉTICA EN INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA**

Centro, Carrera 19 - calle 35 - 02, Piso 2.
PBX: (607) 6344000 Ext. 3808, Bucaramanga, Colombia.
E-mail: comitedetica@uis.edu.co <http://www.uis.edu.co>



4110

- Notificación previa de las modificaciones realizadas al protocolo, las cuales deben ir aprobadas, mediante acta, por su Escuela.
- Reporte de cualquier eventualidad que usted considera deba conocer el CEINCI-UIS.
- El informe debe ser enviado al correo: ceinci.seguimientos@uis.edu.co
- Informe de avance sobre los aspectos éticos, según guía y procedimiento que podrá consultar en la sección "Documentación CEINCI" en el enlace: <https://uis.edu.co/uis-ceinci-es/>, este informe debe enviarse a la mitad del desarrollo de la investigación y al finalizar la misma según el cronograma establecido en el Formato FIN.65 (<https://uis.edu.co/uis-ceinci-es/>). El informe debe ser enviado al correo: ceinci.seguimientos@uis.edu.co
- Solicitud de cancelación o suspensión de la propuesta

Finalmente, nos permitimos señalar que, durante el proceso de seguimiento que realiza el CEINCI se verificará el cumplimiento de las consideraciones éticas.

Cualquier inquietud sobre la aplicación de los aspectos éticos puede consultar el Manual de Funcionamiento del CEINCI en el siguiente enlace: <https://www.uis.edu.co/intranet/calidad/documentos/investigacion/CEINCI/manuales/MIN.02.pdf>.

En nombre del CEINCI-UIS le ofrecemos el apoyo que usted considere necesario, para la aplicación y salvaguarda de los aspectos éticos durante la investigación.

Atentamente,


DANIEL RAFAEL MIRANDA ESQUIVEL
 Presidente


LUIS MAURICIO DUARTE VERGARA
 Secretario

Copia: Leidy Johana Rojas Bohórquez, directora de la propuesta
 Archivo Comité de Ética en Investigación Científica.

Tabla de trazabilidad de la propuesta de investigación:

R	Ev	C	Ec	R2	Ev2	C2
8/4/25	25/4/25	P	29/4/25	30/4/25	9/5/25	A

Convenciones de la tabla de trazabilidad:

R: Remisión de documentos o respuesta del investigador.
 Ev: Evaluación del CEINCI.
 C: Concepto del CEINCI.
 Ec: Entrega de carta del CEINCI al investigador.
 A: Aprobado.
 P: Pendiente.

Elaboró: Jazmín Rocío García Merchán.
 Revisó y aprobó: Luis M. Duarte y Daniel Miranda.

**VICERRECTORÍA DE INVESTIGACIÓN Y EXTENSIÓN
 COMITÉ DE ÉTICA EN INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA**

Centro, Carrera 19 - calle 35 - 02, Piso 2.
 PBX: (607) 6344000 Ext. 3808, Bucaramanga, Colombia.
 E-mail: comitedetica@uis.edu.co <http://www.uis.edu.co>