

ORIGINAL

Non-Invasive Blood Density Measurement using Photoplethysmography Technique

Medición No Invasiva de la Densidad Sanguínea mediante la técnica de fotopletismografía

Theo Marcelo Galindo Chicaiza¹  , Luz María Tobar Subía Contento¹  , Gámez Aparicio Brizeida Nohemí¹  , Marco Antonio Ciaccia Sortino¹  , Cosme Damián Mejía Echeverría¹  , Diego Luis Ortiz Morales¹  

¹Universidad Técnica Del Norte, Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas. Ibarra, Ecuador.

Citar como: Galindo Chicaiza TM, Tobar Subía Contento LM, Gámez Aparicio BN, Ciaccia Sortino MA, Mejía Echeverría CD, Ortiz Morales DL. Non-Invasive Blood Density Measurement using Photoplethysmography Technique. Data and Metadata. 2025; 4:819. <https://doi.org/10.56294/dm2025819>

Enviado: 08-07-2025

Revisado: 05-09-2025

Aceptado: 03-12-2025

Publicado: 04-12-2025

Editor: Dr. Adrián Alejandro Vitón Castillo 

Autor para la correspondencia: Luz María Tobar Subía Contento 

ABSTRACT

Introduction: blood density measurement is a key diagnostic indicator for assessing hematological and cardiovascular conditions. Conventional methods require blood extraction and laboratory equipment. In this context, a non-invasive biomedical device based on photoplethysmography (PPG) and the Beer-Lambert law was developed to estimate blood density through optical parameters.

Method: a prototype was designed using a microcontroller, an optical sensor, and an OLED display. The acquired signals were digitally filtered through FIR and IIR algorithms to separate pulsatile and non-pulsatile components. Twenty-one volunteers were recruited, and sixteen valid recordings remained after artifact removal. Laboratory reference values were compared using linear regression and Bland-Altman analysis to evaluate concordance between clinical and device-derived measurements.

Results: the device achieved an average error of 2,0 % for blood-density estimation, 6,06 % for hematocrit, and 7,01 % for erythrocyte count. The limits of agreement remained within clinically acceptable ranges, with a slight underestimation bias at higher density values. Main limitations were related to the restricted spectral range of the red and infrared LEDs and to physiological variables such as peripheral perfusion and involuntary movements.

Conclusions: the proposed system demonstrated accuracy and stability for non-invasive blood-density estimation, validating PPG as a portable, low-cost diagnostic tool. Future improvements should include a broader calibration dataset and multispectral light sources with higher sensitivity to enhance linearity and dynamic range.

Keywords: Blood Density; Photoplethysmography; Beer-Lambert Law; Non-Invasive Biomedical Device.

RESUMEN

Introducción: la medición de la densidad sanguínea constituye un indicador esencial para evaluar el estado hematológico y cardiovascular. Los métodos convencionales requieren extracción de sangre y equipamiento de laboratorio. En este contexto, se desarrolló un dispositivo biomédico no invasivo basado en fotopletismografía (PPG) y la ley de Beer-Lambert, orientado a estimar la densidad sanguínea mediante parámetros ópticos.

Método: se diseñó un prototipo con un microcontrolador, un sensor óptico y una pantalla OLED. Las señales captadas fueron filtradas digitalmente mediante algoritmos FIR e IIR para separar componentes pulsátiles y no pulsátiles. Se reclutaron 21 voluntarios (16 registros válidos). Los valores obtenidos se compararon con datos de laboratorio, empleando regresión lineal y análisis estadístico de Bland-Altman para validar la concordancia.

Resultados: el dispositivo presentó un error promedio de 2,0 % en densidad sanguínea, 6,06 % en hematocrito y 7,01 % en conteo eritrocitario. Los límites de concordancia se mantuvieron dentro de rangos clínicamente aceptables, evidenciando una tendencia leve a la subestimación en valores altos. Las principales limitaciones se relacionaron con el rango espectral restringido de los diodos emisores y la influencia de la perfusión periférica.

Conclusiones: el sistema propuesto demostró precisión y estabilidad para la estimación no invasiva de la densidad sanguínea, validando el uso de la PPG como herramienta diagnóstica portátil y de bajo costo. Se recomienda ampliar la muestra de calibración e incorporar fuentes ópticas multiespectrales para mejorar la linealidad y el rango dinámico del dispositivo.

Palabras clave: Densidad Sanguínea; Fotopletismografía; Ley de Beer-Lambert; Dispositivo Biomédico no Invasivo.

INTRODUCCIÓN

La medición de la densidad sanguínea constituye una herramienta diagnóstica fundamental para evaluar el estado de salud de una persona, ya que refleja la concentración de glóbulos rojos y otros componentes en el torrente sanguíneo. Este parámetro actúa como un indicador clave de la viscosidad de la sangre y su funcionalidad general, pues niveles anormales pueden estar asociados a distintas condiciones clínicas. Por ejemplo, una densidad sanguínea elevada puede sugerir deshidratación o trastornos circulatorios, mientras que una densidad baja suele estar relacionada con anemia o pérdida significativa de sangre.

Con el paso del tiempo, las técnicas de medición han evolucionado desde métodos tradicionales, como el procedimiento del hematocrito —que estima el volumen de glóbulos rojos mediante centrifugación— hasta tecnologías más avanzadas como los analizadores hematológicos automatizados y densímetros portátiles. Estas herramientas modernas permiten evaluaciones cuantitativas más rápidas y precisas, lo cual resulta especialmente valioso en situaciones de emergencia y en entornos de atención médica remota.⁽¹⁾ Las variaciones respecto a los niveles normales de densidad sanguínea pueden servir de apoyo diagnóstico en diversas enfermedades. En adultos sanos, este valor suele oscilar entre 1,050 y 1,065 g/mL, aunque puede verse influenciado por factores como la edad, el sexo, el estado de hidratación y la salud general.⁽²⁾ La densidad sanguínea influye directamente en la interpretación de los niveles de hematocrito, razón por la cual su medición se vuelve indispensable en el diagnóstico clínico. Un hematocrito bajo indica una menor cantidad de glóbulos rojos circulantes, lo que podría deberse a sobrehidratación o a una capacidad reducida de transporte de oxígeno.⁽³⁾ Este fenómeno puede apuntar a patologías como la anemia, caracterizada por una disminución significativa en la cantidad total de eritrocitos.⁽⁴⁾ Por otro lado, niveles anormalmente altos de hematocrito —denominados policitemia— se han relacionado con hipertensión arterial y otros factores de riesgo cardiovascular.⁽⁵⁾ Asimismo, la relación entre el hematocrito y la salud vascular es particularmente relevante, ya que tanto niveles bajos como altos han sido asociados con disfunción del músculo liso vascular. Este vínculo refuerza la importancia de considerar conjuntamente la densidad sanguínea y el hematocrito para comprender de manera integral el estado cardiovascular del paciente. Incluso condiciones como la pérdida aguda de sangre pueden alterar la densidad, afectando la interpretación clínica de los valores hematológicos.

En los últimos años, la fotopletismografía (PPG) ha evolucionado desde aplicaciones clínicas básicas hacia herramientas avanzadas de monitoreo fisiológico, gracias a la integración de modelos ópticos y algoritmos de aprendizaje automático que mejoran la precisión de la estimación de parámetros hemodinámicos.⁽⁶⁾ Estas innovaciones han permitido ampliar su uso en el monitoreo de densidad y flujo sanguíneo en tiempo real, tanto en entornos hospitalarios como en sistemas portátiles de telemedicina.

En este contexto, los avances tecnológicos recientes han impulsado el desarrollo de densímetros portátiles, que emergen como una solución viable para entornos de salud remotos. Estos dispositivos permiten realizar pruebas rápidas junto al lecho del paciente, mejorando así la atención médica en poblaciones desatendidas.⁽¹⁾

Los métodos no invasivos para medir la densidad sanguínea y el hematocrito han adquirido relevancia por su capacidad de ofrecer lecturas precisas sin necesidad de extracción sanguínea. Según la patente⁽⁷⁾ se describe una técnica no invasiva que utiliza principios como la presión y el volumen del fluido para evaluar la densidad. Esta innovación subraya el potencial de la sangre como fluido diagnóstico y promueve el desarrollo de métodos menos invasivos, con menores riesgos y mayor confort para el paciente.

Entre estas tecnologías destaca la fotopletismografía (PPG), una técnica óptica que permite medir variaciones volumétricas de sangre en los tejidos, facilitando el monitoreo en tiempo real de parámetros relacionados con la densidad sanguínea. El desarrollo de esta técnica se remonta a 1936, cuando Alrick B. Hertzman documentó por primera vez un fotopletismograma utilizando una fuente de luz y un fotodiodo para detectar interacciones lumínicas con los tejidos.⁽⁸⁾ Desde entonces, su evolución ha permitido una mayor precisión en la evaluación

hemodinámica sin necesidad de técnicas invasivas.

La integración de estas tecnologías representa un avance notable en los métodos de medición no invasiva, al ofrecer a los profesionales sanitarios herramientas de alta eficiencia diagnóstica y menor riesgo clínico. Además, estos sistemas permiten analizar grandes volúmenes de datos en busca de patrones predictivos, con lo cual se mejora la precisión de las evaluaciones y se promueve una atención médica más equitativa y accesible a nivel global.

En este contexto, el presente estudio tiene como objetivo: diseñar y validar un dispositivo no invasivo para la estimación de la densidad sanguínea, basado en la aplicación de principios ópticos y técnicas de fotopletismografía (PPG). Para alcanzar dicho propósito, se implementó un sistema de medición sustentado en la ley de Beer-Lambert, que permite relacionar la absorción de la luz con las propiedades ópticas del tejido biológico. Posteriormente, el dispositivo fue calibrado utilizando datos experimentales obtenidos en laboratorio, con el fin de establecer relaciones cuantitativas confiables entre las señales ópticas registradas y la densidad sanguínea real. Finalmente, se llevó a cabo la validación del sistema mediante análisis estadísticos comparativos, orientados a evaluar la precisión y consistencia del método propuesto frente a mediciones de referencia.

Los resultados esperados de esta investigación buscan contribuir al desarrollo de herramientas biomédicas más seguras, y accesibles, consolidando el uso de tecnologías ópticas no invasivas en el monitoreo clínico y en la mejora de la calidad de la atención médica.

MÉTODO

Diseño del sistema

La estructura del dispositivo fue diseñada siguiendo criterios técnicos derivados de revisiones bibliográficas sobre sistemas ópticos biomédicos no invasivos,^(9,10) con énfasis en aquellos fundamentados en los principios de fotopletismografía (PPG) y en la ley de Beer-Lambert.

Para la selección de los componentes se aplicó una matriz de ponderación multicriterio, que permitió identificar las configuraciones óptimas considerando variables como: 1) rango espectral del sensor óptico en las longitudes de onda de 660 nm y 880 nm, 2) compatibilidad eléctrica y digital con microcontroladores de bajo consumo energético, y 3) tamaño compacto de los elementos para su integración en una carcasa ergonómica y portátil.

Esta metodología de diseño aseguró que el sistema pudiera captar con alta fidelidad las señales fotométricas, minimizando el ruido óptico y electrónico, y permitiendo un procesamiento en tiempo real de los datos adquiridos.

Implementación

El dispositivo fue impreso en polímero PLA, diseñada para reducir interferencias ópticas. El sistema está compuesto por un sensor óptico de doble longitud de onda (660 nm y 880 nm), un microcontrolador encargado de la adquisición, filtrado y procesamiento digital de señales y una pantalla OLED para la visualización de resultados. El algoritmo fue programado en C++, y configurado para lectura periódica y almacenamiento de señales tanto pulsátiles como no pulsátiles.

Adquisición de datos

El dispositivo desarrollado fue evaluado en veintiún (21) participantes, de los cuales se obtuvieron dieciséis (16) registros válidos tras la eliminación de artefactos ocasionados por movimiento o interferencias ópticas. Durante cada sesión experimental se recolectaron de forma simultánea las señales emitidas por el dispositivo y los datos de laboratorio correspondientes al hemograma completo, con el fin de establecer una comparación directa entre ambos métodos de medición.

La muestra fue seleccionada mediante un muestreo no probabilístico por conveniencia, considerando la disponibilidad de voluntarios y las condiciones experimentales controladas. Se establecieron criterios de exclusión para garantizar la validez y fiabilidad de las mediciones: 1) El sujeto de prueba no debe tener esmalte en las uñas ni aplicar productos cosméticos que puedan interferir con la medición. 2) El sujeto debe permanecer en reposo con el mínimo movimiento corporal durante la toma de la muestra. 3) El sujeto debe estar en ayunas al momento de la medición para evitar variaciones en los parámetros fisiológicos. 4) Se excluyeron sujetos con enfermedad de Parkinson por presencia de temblores involuntarios de alta frecuencia que generan artefactos en la señal PPG. 5) Se excluyeron sujetos con hipotensión arterial o bradicardia, ya que estos factores pueden comprometer la fiabilidad de los datos obtenidos.

Durante el proceso de adquisición de datos, el sujeto de prueba permaneció en estado de reposo durante al menos cinco minutos antes de la medición. La zona de contacto se desinfectó con alcohol isopropílico para evitar la contaminación del sensor y garantizar lecturas precisas. El dispositivo se conectó a la computadora mediante un enlace de comunicación serial, y el usuario posiciona el dedo en el sensor durante un mínimo de

30 segundos, asegurando que la pantalla registrara y actualizara los datos en cada ciclo cardíaco. Transcurrido el tiempo establecido, las señales se almacenaron automáticamente en formato digital (.txt y .csv), codificadas con la fecha y el número de voluntario, para su posterior análisis.

En el procesamiento de las señales obtenidas se emplearon filtros convencionales para la reducción de ruido. Sin embargo, estudios recientes han demostrado que la combinación de filtros FIR e IIR con algoritmos adaptativos o modelos de redes neuronales convolucionales puede reducir significativamente el impacto del ruido y los artefactos de movimiento en las señales PPG.⁽⁸⁾ Por lo tanto, se considera que futuras versiones del dispositivo podrían incorporar estrategias de procesamiento inteligente con el fin de mejorar la relación señal-ruido en condiciones clínicas reales.

Análisis estadístico

Se utilizó el método de Bland-Altman y el diagrama de cajas para validar los valores estimados por el dispositivo respecto a los valores clínicos, teniendo valores importantes como límites superiores e inferiores, sesgo, mediana, promedio etc.

DESARROLLO

Para evaluar si la cantidad de eritrocitos presenta una respuesta mensurable ante estímulos ópticos, se emplea una técnica basada en la fotopletismografía (PPG).⁽¹¹⁾ Esta técnica permite analizar los cambios en la absorción de luz a través de los tejidos, asociados a la actividad pulsátil del sistema cardiovascular.

$$A = -\ln \left(\frac{I_o}{I_a} \right) \quad (1)$$

Para mejorar la calidad de la señal y extraer información relevante de la señal PPG (figura 1), se aplican filtros digitales FIR (Finite Impulse Response) e IIR (Infinite Impulse Response). Esto permite separar la componente pulsátil, que corresponde al flujo sanguíneo arterial, de la componente no pulsátil, que contiene información del tejido estático, la luz ambiental y artefactos por movimiento. Para FIR pasa-bajos (orden 100, $f_c = 0,5$ Hz) para IDC, y un filtro IIR Butterworth pasa-banda (orden 5, 0,4-5 Hz) para IAC.

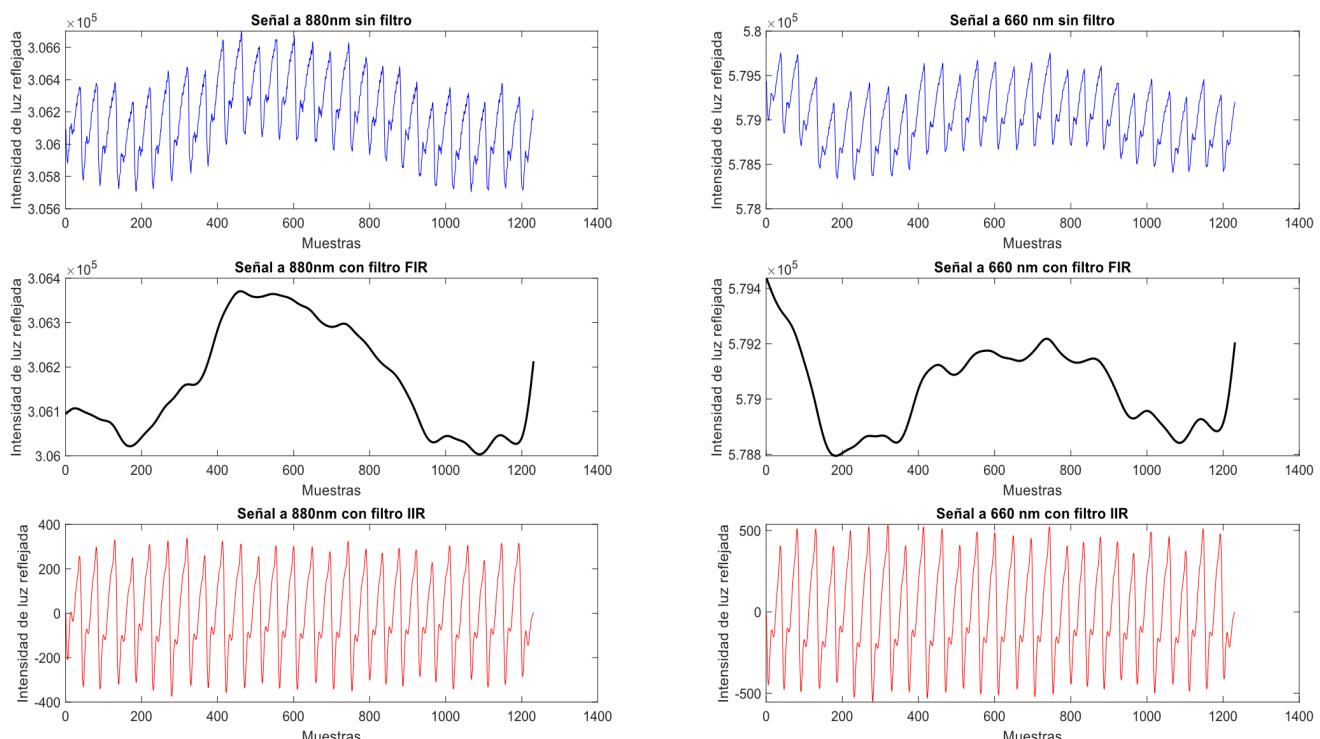


Figura 1. Filtrado de señales rojas e infrarrojas en pulsátil y no pulsátil

Entendiendo que la señal útil es la suma de la señal pulsátil y no pulsátil.

$$S_{TIR} = Sp_{IR} + Snp_{IR} \quad (2)$$

$$S_{TRED} = Sp_{RED} + Snp_{RED} \quad (3)$$

Donde: S_{IR} es la señal total del sensor infrarrojo, S_{IR} es la señal total del sensor rojo, S_{IR} es la señal pulsátil del sensor infrarrojo, $S_{NP_{IR}}$ es la señal no pulsátil del sensor infrarrojo, S_{RED} es la señal pulsátil del sensor rojo, $S_{NP_{RED}}$ es la señal no pulsátil del sensor rojo.

Se necesita el valor relativo de intensidad mas no un valor absoluto por ende el valor de intensidad de luz incidente se asume como a una unidad relativa y la señal de luz transmitida equivale a la proporción de señales pulsátiles y no pulsátiles combinadas.

$$A_{TIR} = -\ln\left(\frac{1}{S_{TIR}}\right) \quad (4)$$

$$A_{TRED} = -\ln\left(\frac{1}{S_{TRED}}\right) \quad (5)$$

Donde: A_{TRED} equivale a la absorvidad en el sensor de 660nm y A_{TIR} equivale a la absorvidad en el sensor de 880nm. En este estudio, se utiliza el modelo de la ley de Beer-Lambert, el cual establece que la absorción de luz está relacionada de forma exponencial con la concentración de un absorbente y la longitud del trayecto óptico. Dado que la absorvidad específica de los eritrocitos (coeficiente de extinción molar) no se encuentra tabulada de manera precisa para este tipo de configuración óptica, se procede a realizar una calibración empírica, correlacionando las mediciones de intensidad óptica con valores clínicos de laboratorio, principalmente hematocrito y conteo de glóbulos rojos.

$$R_p = \frac{A_{TIR}}{A_{TRED}} \quad (6)$$

Donde: Rp equivale a la proporción de señales rojas e infrarrojas.

Aunque la señal pulsátil contiene la mayor parte de la información dinámica relacionada con el pulso cardíaco, también se incluye la señal no pulsátil, ya que esta representa un valor de referencia o nivel base de absorción necesario para el cálculo relativo. La señal pulsátil tiende a oscilar alrededor de cero al aplicar técnicas de centrado y normalización, por lo que la suma de ambas señales permite una representación más robusta de la intensidad óptica absorbida.

Finalmente, se calcula la razón de intensidades entre los dos canales espectrales (luz roja e infrarroja), obteniendo un valor relativo de absorbancia. Esta absorbancia relativa se correlaciona con parámetros hematológicos como el número de eritrocitos y el hematocrito, permitiendo estimar la densidad sanguínea mediante modelos calibrados.

$$\text{hematocritos} = a1 \times R + b1 \quad (7)$$

$$\text{hematíes} = a2 \times R + b2 \quad (8)$$

Donde: a1 es el coeficiente dependiente de la regresión lineal y es igual a 56,38, b1 es el coeficiente independiente de la regresión lineal y es igual a -60,28, a2 es el coeficiente dependiente de la regresión lineal y es igual a 62,02, b2 es el coeficiente independiente de la regresión lineal y es igual a -66,30. Estos coeficientes de calibración fueron encontrados mediante una regresión lineal utilizando los valores normales de hematocritos y hematíes correspondientes al valor de la proporción de señales rojas e infrarrojas.

Se usó calibración con parámetros de laboratorio (hematocrito y recuento eritrocitario) como referencia para obtener los coeficientes de regresión (a1, b1).

Para la estimación de la densidad sanguínea⁽¹²⁾ se utilizan valores normales en densidad plasmática y densidad celular ya que se dispone únicamente información de glóbulos rojos más no de glóbulos blancos y plaquetas.

$$DS = \frac{Hcto \times DC}{100} + \frac{(100 - Hcto) \times DP}{100} \quad (9)$$

Donde: DS equivale a la densidad sanguínea (kg/m^3), DC equivale a la Densidad celular (kg/m^3), DP equivale a la densidad plasmática (kg/m^3), Hcto equivale al Hematocrito (%).

RESULTADOS

Los valores de laboratorio correspondientes a hematíes, hematocrito y densidad sanguínea estimada mediante la relación de Philips-Van Slyke se presentan en la tabla 1.

Por su parte, los valores registrados por el dispositivo incluyen las mediciones promedio en los canales infrarrojo (IR) y rojo (RED), la relación de absorción óptica, así como los parámetros derivados de hematíes, hematocrito y densidad sanguínea. La tabla 2 muestra los resultados obtenidos y sus promedios generales.

Tabla 1. Resultados de laboratorio para biometría hemática de Hematíes y de hematocrito, y estimación matemática de densidad sanguínea

N°	Hematíes (Millones/mm ³)	Hematocrito (%)	Densidad sanguínea (kg/m ³)
1	5,05	0,44	1054,5
2	6,22	0,50	1047,8
3	6,11	0,50	1064,7
4	5,89	0,51	1065,9
5	5,79	0,52	1046,1
6	5,81	0,52	1048,0
7	5,62	0,50	1050,3
8	5,28	0,47	1048,5
9	5,48	0,46	1064,4
10	5,61	0,48	1046,5
11	4,87	0,37	1064,6
12	5,62	0,50	1050,3
13	6,40	0,52	1068,5
14	5,93	0,52	1059,5
15	4,98	0,40	1046,6
16	4,74	0,42	1048,1
Promedio	5,59	0,48	1054,65

Tabla 2. Resultados de laboratorio para biometría hemática de Hematíes y hematocrito, estimación matemática de densidad sanguínea

N°	Valor IR	Valor RED	Parámetro de relación	Hematíes (Millones/mm ³)	Hematocrito (%)	Densidad sanguínea (kg/m ³)
1	301 890	582 420	1,93	5 364 540	0,49	1063,8
2	303 820	580 620	1,86	4 888 430	0,44	1052,1
3	304 390	582 330	1,86	4 931 490	0,45	1052,9
4	307 920	587 730	1,93	5 364 880	0,49	1060,2
5	309 180	586 760	2,00	5 777 000	0,53	1069,2
6	301 610	579 750	1,86	5 925 400	0,55	1053,2
7	310 810	589 860	1,88	5 350 450	0,46	1058,5
8	305 780	580 670	1,81	5 612 480	0,51	1048,0
9	307 960	587 450	1,90	5 142 470	0,47	1056,3
10	303 180	582 840	1,90	5 145 730	0,47	1056,2
11	316 170	589 840	1,87	4 963 760	0,40	1053,2
12	308 420	598 060	1,90	5 123 170	0,47	1056,3
13	308 090	583 750	1,90	5 876 550	0,47	1057,7
14	306 740	585 100	1,82	5 682 220	0,51	1050,0
15	308 280	585 260	1,81	4 822 610	0,42	1048,7
16	302 220	589 640	1,82	4 630 440	0,42	1049,6
Promedio	306 654	549 449	1,88	5 287 601	0,47	1055,4

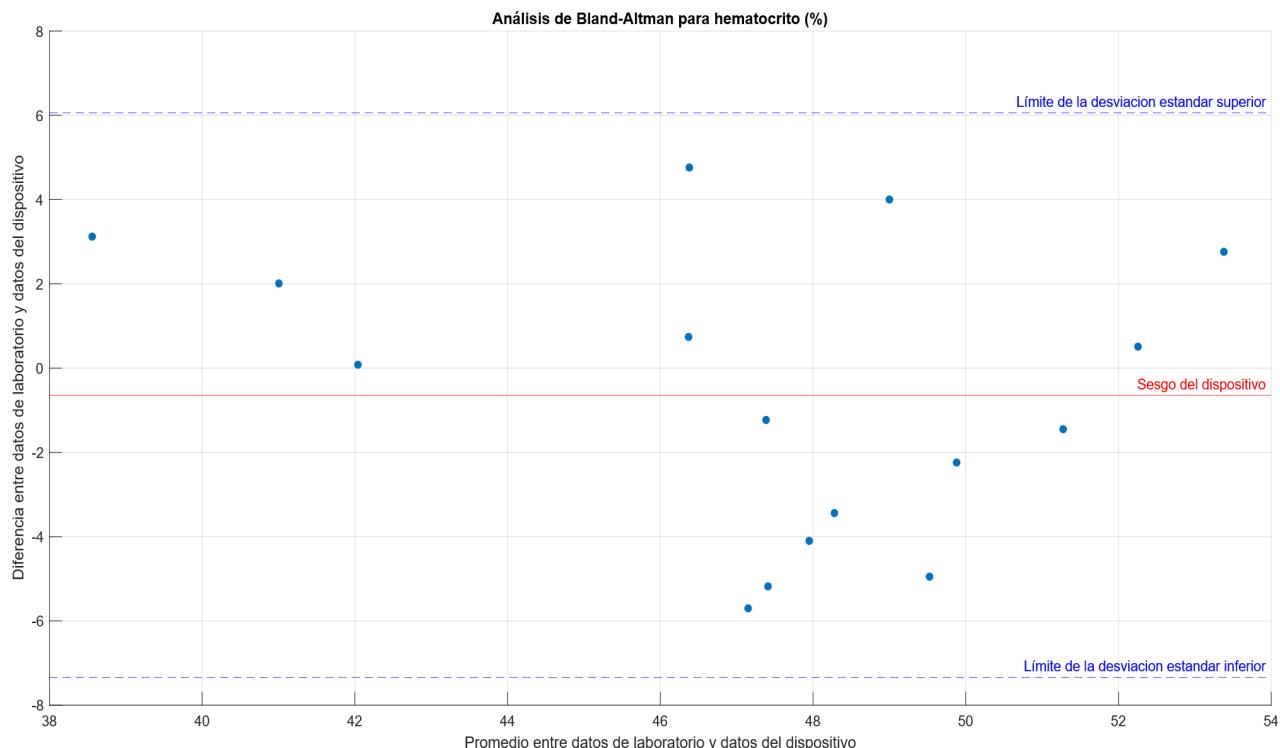
En la tabla 3 se resume los errores promedio entre los valores obtenidos por el dispositivo y los de laboratorio. Los errores promedio fueron de 7,01 % para glóbulos rojos, 6,06 % para hematocrito y 1,76 % para densidad sanguínea.

El análisis de Bland-Altman para hematocrito (figura 2) muestra que las pruebas de laboratorio presentan una mayor dispersión que las del dispositivo, lo que sugiere una menor variabilidad en las mediciones electrónicas. Esta estabilidad se atribuye al ajuste de la regresión lineal utilizada en la calibración, la cual genera resultados más consistentes dentro de rangos típicos.

Tabla 3. Errores promedio entre valores del dispositivo y valores del laboratorio clínico en la biometría hemática

No	Error promedio entre glóbulos rojos del dispositivo y glóbulos rojos del laboratorio	Error promedio entre hematocrito rojos del dispositivo y hematocrito del laboratorio	Error promedio entre las estimaciones de densidad sanguínea
1	6,23	10,81	1,42
2	21,41	11,41	3,05
3	19,29	10,36	3,38
4	8,92	4,39	0,15
5	0,22	0,98	2,92
6	1,99	5,31	1,19
7	4,80	8,20	1,50
8	6,30	8,51	0,71
9	6,16	1,61	1,27
10	8,28	2,57	0,55
11	1,93	8,42	2,79
12	8,84	6,87	1,29
13	8,18	9,52	3,61
14	4,18	2,79	0,22
15	3,16	5,03	3,13
16	2,31	0,20	0,98
Promedio	7,01	6,06	1,76

La mediana de los datos del laboratorio se encuentra ligeramente por encima de la del dispositivo, evidenciando un sesgo de subestimación. Para corregirlo, se recomienda recalibrar el dispositivo ampliando el rango de datos y ajustando los coeficientes de regresión lineal.⁽¹³⁾

**Figura 2.** Análisis de Bland-Altman para hematocrito

En el análisis de glóbulos rojos (figura 3), el rango de variación del dispositivo es ligeramente mayor que el del laboratorio, indicando mayor dispersión en las mediciones electrónicas. Esto sugiere que el dispositivo requiere ajustes de calibración, aunque no necesariamente un incremento en el rango de muestras.

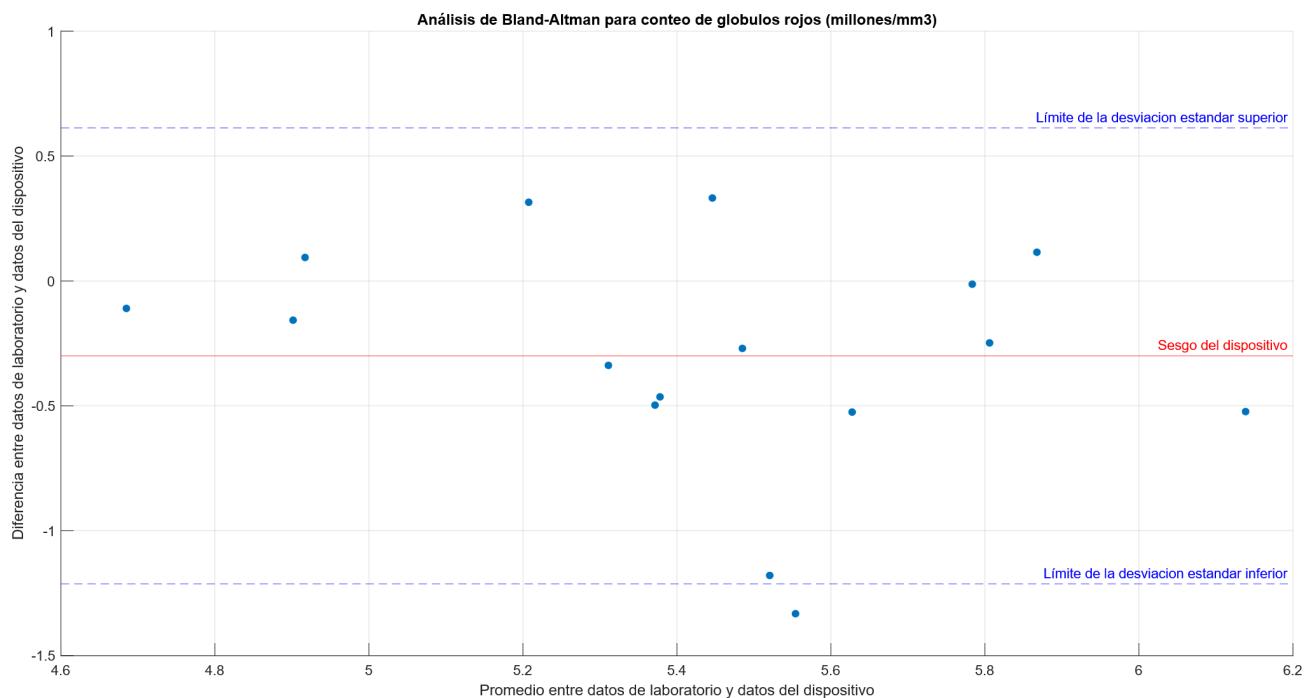


Figura 3. Análisis de Bland-Altman para hematíes

La mediana de los datos de laboratorio se encuentra por debajo de la obtenida con el dispositivo (figura 4), lo que confirma un sesgo de sobreestimación en la medición de densidad sanguínea.

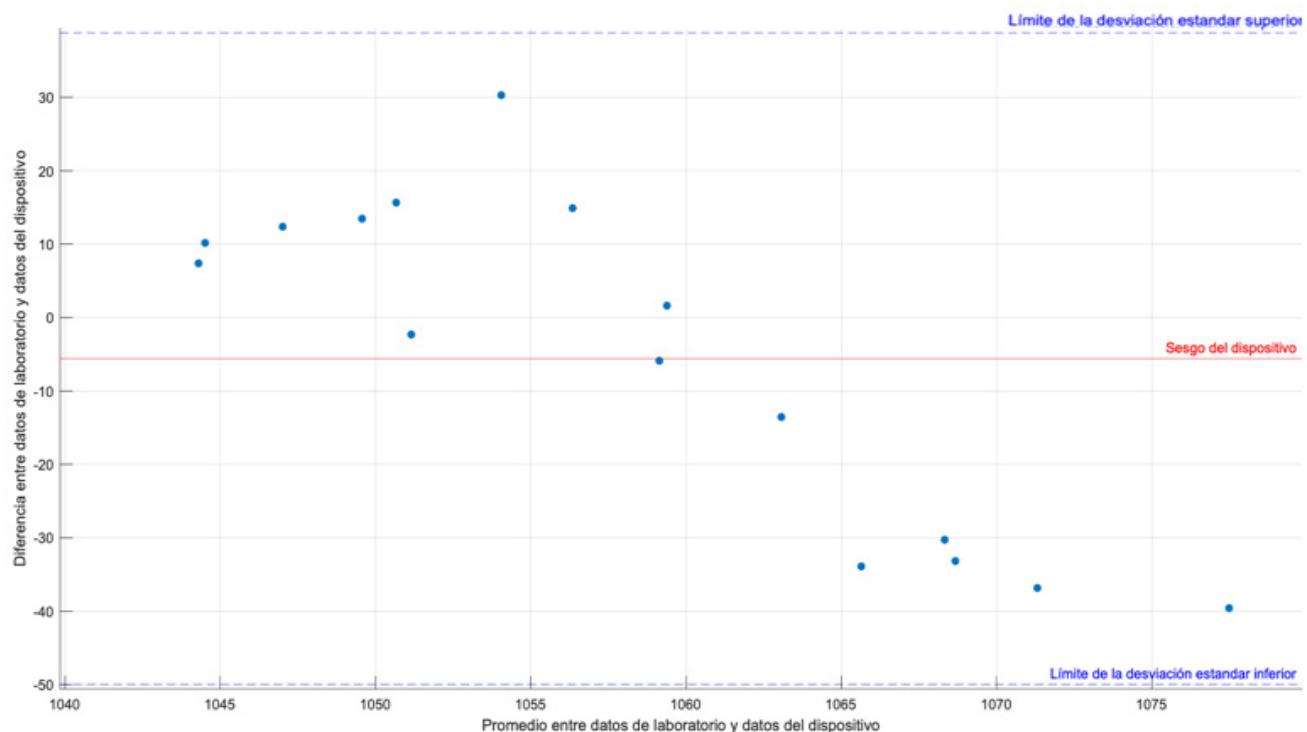
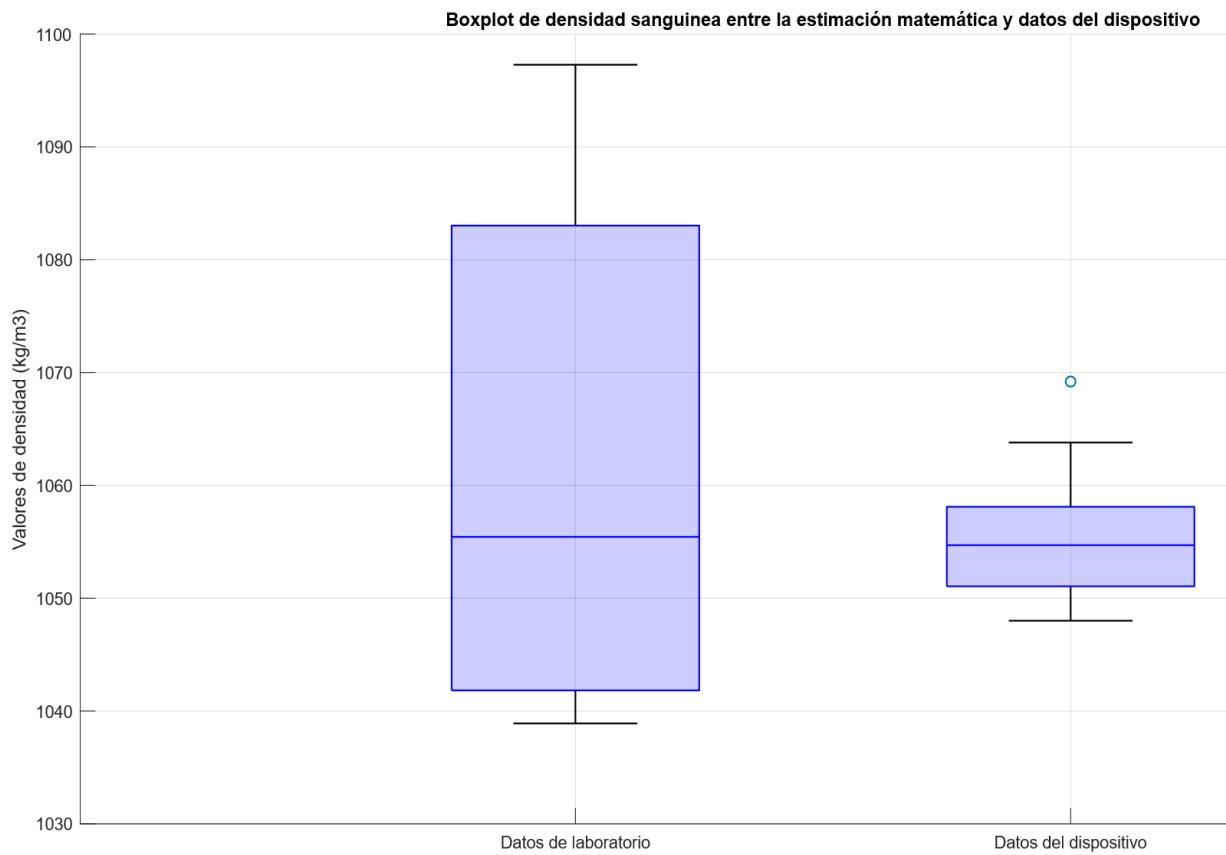


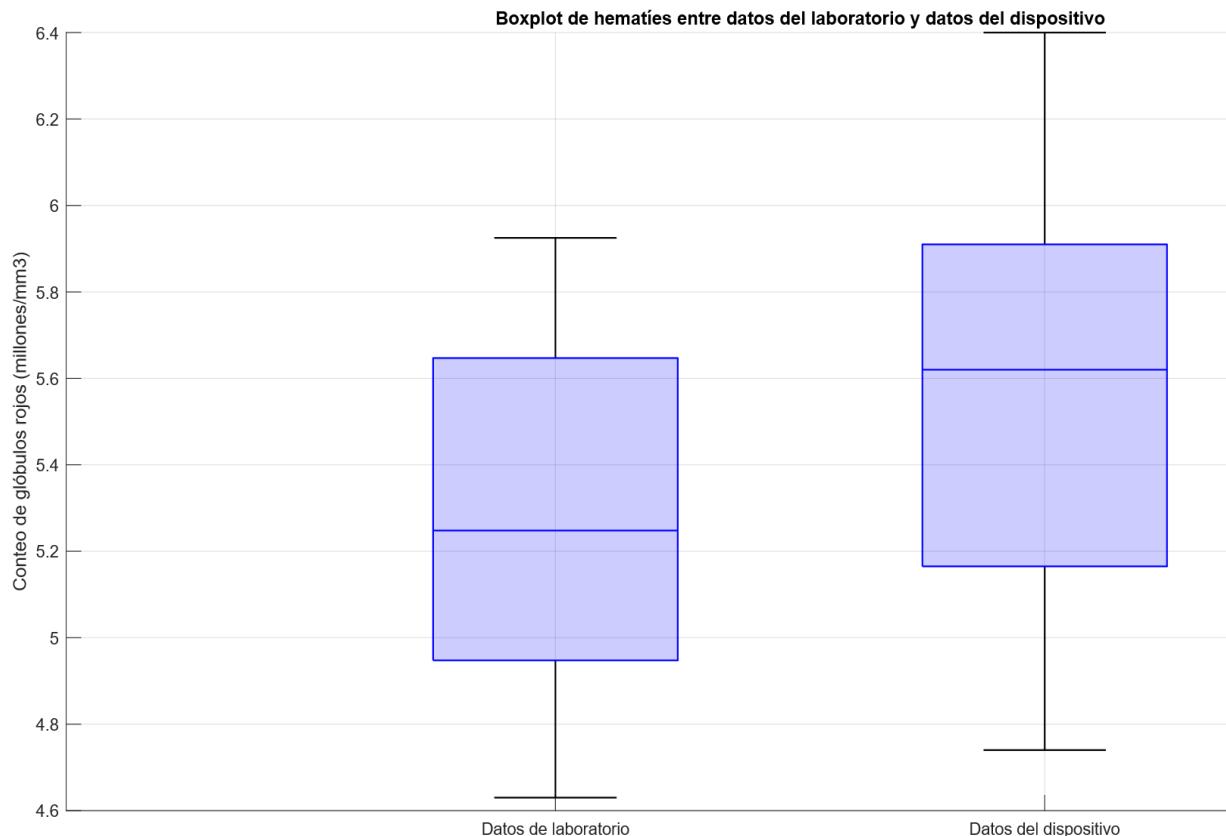
Figura 4. Análisis de Bland-Altman para densidad sanguínea

La figura 5 muestra que los datos de laboratorio presentan mayor dispersión, evidenciando una variabilidad más alta entre los valores experimentales.

En contraste, el dispositivo demuestra mayor estabilidad, aunque menor sensibilidad en los extremos del rango —valores por encima de 1065 kg/m^3 y por debajo de 1045 kg/m^3 —, donde su exactitud disminuye.

**Figura 5.** Diagrama de cajas para densidad sanguínea

El análisis comparativo presentado en las figuras 6 y 7 confirma los patrones identificados en las mediciones previas. En el caso del hematocrito, el dispositivo subestima ligeramente los valores obtenidos en laboratorio.

**Figura 6.** Diagrama de cajas comparativas para hematíes

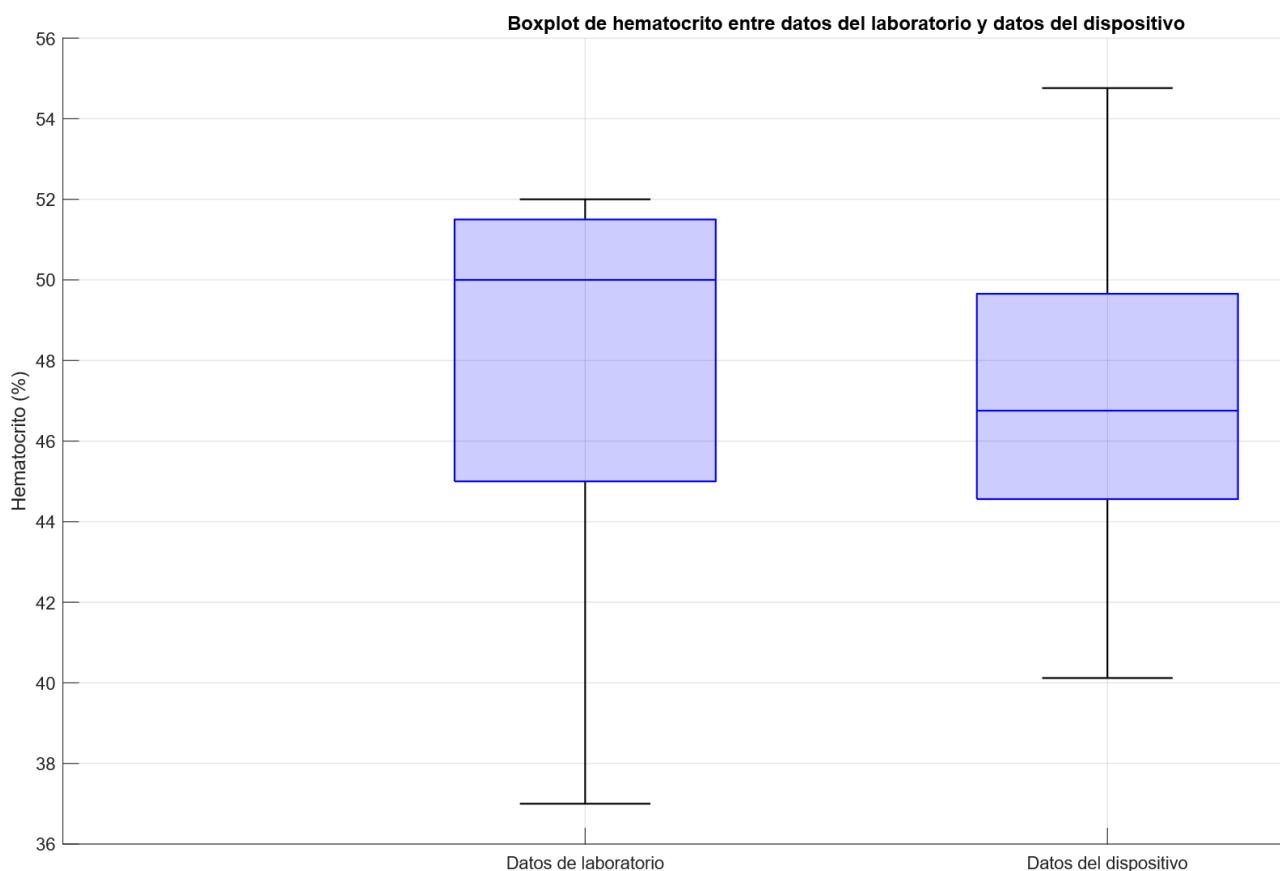


Figura 7. Diagrama de cajas comparativas para hematocrito

En cambio, para los hematíes y la densidad sanguínea, se observa una tendencia a la sobreestimación, más evidente en valores superiores al rango promedio. Estas diferencias responden a las limitaciones del modelo de regresión lineal utilizado, por lo que se recomienda recalibrar el sistema ampliando el conjunto de entrenamiento y optimizando los coeficientes ópticos del sensor.

DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos evidencian una correlación sólida entre el dispositivo óptico propuesto y los valores clínicos de densidad sanguínea, con un sesgo bajo y clínicamente aceptable según el análisis de Bland-Altman. Este comportamiento respalda la validez del método como alternativa no invasiva para la estimación en tiempo real de parámetros hematológicos. No obstante, se observaron ligeras discrepancias en participantes con valores extremos de hematocrito, posiblemente asociadas a variaciones individuales en la absorción óptica y la dispersión de luz en tejidos biológicos, fenómeno ampliamente descrito en estudios sobre (PPG).^(6,11)

El error promedio del 2 % en la estimación de densidad sanguínea se atribuye al uso de valores de referencia estándar para la densidad plasmática y celular, que representan rangos fisiológicos normales. Dado que el estudio se realizó en sujetos sin alteraciones hematológicas significativas, estos parámetros de calibración proporcionaron resultados confiables y clínicamente coherentes. En consecuencia, la combinación de hematocrito y conteo eritrocitario demuestra ser suficiente para una aproximación de la densidad sanguínea, siempre que los valores de densidad celular y plasmática permanezcan dentro de rangos biológicos estables.

Desde el punto de vista instrumental, el sistema implementado con un microcontrolador, un sensor óptico y una pantalla OLED demostró un desempeño estable en la adquisición y procesamiento de señales PPG. La arquitectura del sistema permitió obtener señales pulsátiles con adecuada resolución temporal y una relación señal-ruido aceptable, confirmando la eficacia para mediciones ópticas en tiempo real. Estos resultados son coherentes con investigaciones recientes sobre dispositivos biomédicos portátiles basados en PPG, que destacan su potencial para aplicaciones de telemedicina y monitoreo remoto.⁽⁸⁾

El comportamiento espectral observado en los experimentos confirma que la hemoglobina es el principal cromóforo responsable de la absorción y dispersión óptica en las longitudes de onda de 660 nm (roja) y 880 nm (infrarroja). Esta característica explica la sensibilidad del dispositivo frente a las variaciones de concentración eritrocitaria, mientras que otros componentes sanguíneos, como leucocitos y plaquetas, presentan respuestas ópticas mínimas. Este hallazgo refuerza la pertinencia de la fotopletismografía como técnica selectiva para el

análisis no invasivo de parámetros relacionados con la fracción celular de la sangre.

Comparativamente, los resultados obtenidos son consistentes con lo reportado con otros autores,^(11,13) quienes demostraron que la PPG, combinada con modelos ópticos basados en la ley de Beer-Lambert, permite estimaciones confiables de propiedades tisulares y hematológicas. Además, estudios recientes en el campo de la bioingeniería y la telemedicina han destacado la importancia de la PPG como herramienta diagnóstica complementaria en entornos clínicos con recursos limitados, debido a su bajo costo, portabilidad y capacidad de monitoreo continuo.⁽¹⁴⁾

Apesar de los resultados positivos, se identifican limitaciones que deben abordarse en futuras investigaciones. En primer lugar, el sesgo de subestimación observado en valores altos de densidad sanguínea sugiere la necesidad de recalibrar los coeficientes de regresión empleando una muestra más amplia y heterogénea. En segundo lugar, las variaciones en el tono de piel, la temperatura periférica y los movimientos involuntarios pueden afectar la precisión de las mediciones, tal como lo señalan estudios recientes sobre artefactos de movimiento en PPG.⁽¹⁵⁾ Finalmente, se recomienda incorporar fuentes ópticas multiespectrales y sensores de mayor sensibilidad para mejorar la linealidad y el rango dinámico del sistema.

Además, los avances en fotopletismografía remota (rPPG) mediante cámaras RGB han demostrado la viabilidad de estimar parámetros hemodinámicos sin contacto físico, lo que representa una oportunidad para extender este tipo de desarrollos hacia plataformas de telemonitoreo integradas. La incorporación de estas tecnologías permitiría ampliar el alcance del dispositivo, especialmente en entornos de atención primaria o zonas con recursos limitados.

En conjunto, los resultados confirman la viabilidad del dispositivo desarrollado como herramienta de estimación no invasiva de densidad sanguínea y validan la aplicación de la fotopletismografía como método robusto para el monitoreo fisiológico en tiempo real. Su potencial integración en sistemas portátiles y plataformas de telemedicina abre nuevas oportunidades para la detección temprana de alteraciones hematológicas, la evaluación continua del estado hemodinámico y la implementación de estrategias de salud digital centradas en el paciente.

CONCLUSIONES

El presente trabajo permitió el desarrollo y validación de un dispositivo no invasivo para la estimación de la densidad sanguínea, obteniendo un error promedio del 1,76 % en la medición de densidad, del 6,06 % en la estimación del hematocrito y del 7,01 % en el conteo de glóbulos rojos. Estos resultados demuestran que la fotopletismografía, en combinación con la Ley de Beer-Lambert, representa una alternativa viable para la medición de parámetros hematológicos sin la necesidad de extracción de sangre.

El dispositivo desarrollado, basado en el uso de luz roja e infrarroja, permitió la caracterización de los componentes sanguíneos con un nivel aceptable de precisión. Sin embargo, se identificó que ciertos parámetros, como la densidad plasmática, no presentan una respuesta directa a estas longitudes de onda, lo que sugiere la necesidad de técnicas complementarias para mejorar la exactitud del análisis. No obstante, el análisis de los datos reveló la presencia de un sesgo en la medición del dispositivo, lo que indica la necesidad de una recalibración para mejorar la concordancia con los métodos de referencia. En particular, se recomienda ampliar la base de datos de calibración, incluyendo sujetos con una mayor variabilidad en la densidad sanguínea, a fin de optimizar los coeficientes de ajuste del modelo de estimación.

En conclusión, el prototipo desarrollado constituye un avance en la investigación de dispositivos biomédicos no invasivos, con potencial para contribuir a la detección temprana de alteraciones hematológicas y facilitar el acceso a mediciones frecuentes en poblaciones con restricciones de acceso a pruebas de laboratorio convencionales. Sin embargo, futuras investigaciones deberán centrarse en la optimización del procesamiento de señales y la integración de modelos más robustos para mejorar la precisión y reducir el margen de error del sistema.

El dispositivo tiende a subestimar los datos de la densidad sanguínea, es decir que tiene un sesgo de 2 puntos (kg/m^3) de densidad por debajo de los valores reales del laboratorio. Sin embargo, ningún dato de densidad sanguínea está por fuera de los límites inferiores (-25 kg/m^3) ni superiores ($+30 \text{ kg/m}^3$), esto plantea una similitud de datos.

Además, el dispositivo es preciso midiendo valores de densidad entre 1048 kg/m^3 a 1065 kg/m^3 , en cambio a partir de valores de densidad entre 1065 kg/m^3 y 1080 kg/m^3 no tiene buena precisión y la dispersión aumenta, este fenómeno se debe a que para la etapa de calibración se usaron personas con valores normales de densidad sanguínea y la normalización de parámetros sanguíneos en el modelo matemático de Philips Van-Slike.

La densidad sanguínea no ha sido un campo de estudio tan amplio en comparación con otros parámetros médicos, si bien es cierto que la baja y alta densidad de la sangre influyen directamente en la salud, existen parámetros de fácil diagnóstico y simplicidad en técnicas de medición. Sin embargo, patologías como la deshidratación y problemas cardiovasculares como la hipertensión arterial y aneurisma podrían ser diagnosticadas

efectivamente con esta metodología.

A futuro, la integración del dispositivo con plataformas de inteligencia artificial y aprendizaje automático permitiría optimizar la calibración en tiempo real y personalizar la estimación de densidad sanguínea según las características fisiológicas del paciente. Estas mejoras apuntan a consolidar su aplicación en el monitoreo continuo y la medicina preventiva, fortaleciendo el paradigma de la salud digital y la atención médica remota.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Gamas L, Lee JS. Density indicator method to measure pulmonary blood flows. *J Appl Physiol*. 1986;60(1):327-34. <https://journals.physiology.org/doi/epdf/10.1152/jappl.1986.60.1.327>
2. Yilmaz F, Gundogdu MY. A critical review on blood flow in large arteries: relevance to blood rheology, viscosity and elasticity. *J Med Sci*. 2008;10:15.
3. Wennecke G. Hematocrit - a review of different analytical methods. *Acute Care Testing*. 2004 Sep;1-9. <https://acute care testing.org/en/articles/hematocrit--a-review-of-different-analytical-methods>
4. Brodkey FD. Hematocrit. *MedlinePlus*. 2024 Nov. <https://medlineplus.gov/ency/article/003646.htm>
5. Kishimoto S, Maruhashi T. Hematocrit, hemoglobin and red blood cells are associated with vascular function and vascular structure in men. *Sci Rep*. 2020 Jul;10:68319. <https://www.nature.com/articles/s41598-020-68319-1>
6. Park J, Seok HS, Kim SS, Shin H. Photoplethysmogram analysis and applications: an integrative review. *Front Physiol*. 2021; 12:808451. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fphys.2021.808451/full>
7. Davis CL, Harrison PD, Bronson JE. Noninvasive method of measuring blood density and hematocrit. US Patent US7011631B2. 2004. <https://patents.google.com/patent/US7011631B2/es>
8. Chen W, Yi Z, Lim LJR, Lim RQR, Zhang A, Qian Z, et al. Deep learning and remote photoplethysmography powered advancements in contactless physiological measurement. *Front Bioeng Biotechnol*. 2024;12:1420100. doi:10.3389/fbioe.2024.1420100
9. Mieles Freire MS. Dispositivo para medir la cantidad de hemoglobina en la sangre. Ibarra (Ecuador): Universidad Técnica del Norte; 2023. p. 88-90.
10. Celleri S. Sistema no invasivo de medición de azúcar en la sangre utilizando diferentes longitudes de onda infrarroja. Ibarra (Ecuador): Universidad Técnica del Norte; 2023. p. 80-100.
11. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiol Meas*. 2007;28(3):R1-10.
12. Kenner T. The measurement of blood density and its meaning. *Basic Res Cardiol*. 1989;84(2):111-24.
13. Elson DS, et al. Quantitative optical spectroscopy for tissue diagnosis and monitoring. *J Biomed Opt*. 2009;14(6):064015. doi:10.1117/1.3259370
14. Sridhar AR, Cheung JW, Lampert R, Silva JNA, Gopinathannair R, Sotomonte JC, et al. State of the art of mobile health technologies use in clinical arrhythmia care. *Commun Med*. 2024;4:218.
15. Penmetcha V, Rambabu L, Smith BG, Mantle O, Edmiston T, Hobbs L, et al. Evaluating diversity in open photoplethysmography datasets: protocol for a systematic review. *JMIR Res Protoc*. 2025;34:e73040.

FINANCIACIÓN

Los autores no recibieron financiación para el desarrollo de la presente investigación.

CONFLICTO DE INTERESES

Los autores declaran que no existe conflicto de intereses.

CONTRIBUCIÓN DE AUTORÍA

Conceptualización: Theo Galindo.

Curación de datos: Theo Galindo.

Análisis formal: Theo Galindo.

Investigación: Theo Galindo.

Metodología: Theo Galindo, Luz María Tobar, Briseida Gámez.

Administración del proyecto: Luz María Tobar, Cosme Mejía, Marco Ciaccia.

Recursos: Theo Galindo, Diego Ortíz.

Software: Theo Galindo.

Supervisión: Luz María Tobar.

Validación: Theo Galindo, Luz María Tobar.

Visualización: Theo Galindo.

Redacción - borrador original: Theo Galindo.

Redacción - revisión y edición: Marco Ciaccia.