

DOI: <https://doi.org/10.70208/3007.8245.v6.n1.373>

Monitor analógico de perfusión periférica con PPG NIR y lock-in sin microcontrolador

Baldo Alberto Luigi Dalporto

baldo.dalporto@intec.edu.do<https://orcid.org/0009-0008-8719-1562>

Universidad INTEC, República Dominicana – Santo Domingo

RESUMEN

La perfusión periférica es un indicador relevante del tono vasomotor y del estado hemodinámico, particularmente en triage, hipotermia y shock incipiente. Sin embargo, la fotopletiografía (PPG) convencional puede degradarse por iluminación ambiental y artefactos de movimiento, afectando la estabilidad de métricas derivadas como el índice de perfusión (PI). En este trabajo se presenta el diseño de un monitor de perfusión periférica completamente analógico, alimentado por rieles DC (+12 V y +5 V), que emplea PPG en infrarrojo cercano (940 nm) con modulación (3–10 kHz) y demodulación síncrona tipo lock-in implementada mediante conmutación analógica y filtrado de baseband. Se define el PI como $AC/DC \times 100\%$ de la señal pletismográfica y se propone su estimación a partir de la envolvente de la componente pulsátil (AC) y del nivel no pulsátil (DC), con salidas instrumentables 0–5 V y salida TTL para conteo de frecuencia cardíaca. Se detallan bloques, valores iniciales de componentes, consideraciones de estabilidad del transimpedancia y pautas de seguridad orientadas por IEC 60601-1. Finalmente, se plantea un protocolo reproducible de validación (oclusión, frío y post-ejercicio) para cuantificar tendencias del PI y compararlas con un oxímetro comercial como referencia operativa.

Palabras clave: fotopletiografía; índice de perfusión; demodulación síncrona; lock-in; instrumentación biomédica

Analog peripheral perfusion monitor using NIR PPG and lock-in without microcontrollers

ABSTRACT

Peripheral perfusion is a relevant indicator of vasomotor tone and hemodynamic status, particularly in triage, hypothermia, and early shock. Conventional photoplethysmography (PPG) can be degraded by ambient light and motion artifacts, compromising derived metrics such as the perfusion index (PI). This paper presents the design of a fully analog peripheral perfusion monitor powered by DC rails (+12 V and +5 V) using near-infrared PPG (940 nm) with optical modulation (3–10 kHz) and lock-in synchronous demodulation implemented via analog switching and baseband filtering. PI is defined as $AC/DC \times 100\%$ of the plethysmographic waveform, and its estimation is proposed using the AC envelope (pulsatile component) and the DC level (non-pulsatile component), providing 0–5 V analog outputs and a TTL pulse output for heart-rate counting. The work details functional blocks, initial component values, transimpedance stability considerations, and safety-oriented guidelines informed by IEC 60601-1. A reproducible validation protocol (occlusion, cold exposure, and post-exercise) is also proposed to quantify PI trends and compare them against a commercial pulse oximeter as an operational reference.

Keywords: photoplethysmography; perfusion index; synchronous demodulation; lock-in; biomedical instrumentation



INTRODUCCIÓN

La perfusión periférica constituye un indicador fisiológico de interés en la valoración del estado hemodinámico, del tono vasomotor y de la respuesta circulatoria periférica en escenarios como triage, hipotermia, vasoconstricción y shock incipiente. Dentro de las técnicas no invasivas disponibles, la fotoplethismografía (PPG) ha adquirido una importancia creciente debido a su capacidad para detectar variaciones del volumen sanguíneo periférico mediante una medición óptica simple, de bajo costo y potencialmente portable. Entre las magnitudes derivadas de la PPG, el índice de perfusión (PI) se define como la relación entre la componente pulsátil (AC) y la componente no pulsátil (DC) de la señal, expresada habitualmente como porcentaje, y se utiliza como indicador indirecto de cambios en la perfusión periférica y en el tono vascular. Esta base conceptual ya se encuentra en la formulación actual del manuscrito, donde se define el PI como $AC/DC \times 100\%$ y se lo vincula a aplicaciones de monitorización periférica.

Sin embargo, la adquisición fiable de señales PPG en condiciones reales sigue siendo un desafío instrumental. La señal óptica de interés suele estar superpuesta a componentes de luz ambiente, offsets lentos, variaciones de presión de contacto, dispersión geométrica y artefactos de movimiento. Estas perturbaciones pueden degradar significativamente la relación señal-ruido y afectar la estabilidad de las magnitudes derivadas, en particular cuando se pretende estimar el índice de perfusión a partir de una instrumentación analógica de baja complejidad. En el manuscrito actual este problema ya se reconoce de forma general, especialmente al señalar que la PPG convencional puede deteriorarse por iluminación ambiental y movimiento, comprometiendo la estabilidad del PI.

Frente a esta limitación, una estrategia conocida en instrumentación es la modulación de la fuente óptica y la posterior demodulación síncrona tipo lock-in. Este enfoque permite recuperar preferentemente las componentes correlacionadas con una referencia de modulación y rechazar, en primera aproximación, perturbaciones no sincronizadas con la señal de interés. En el documento actual, esta idea ya forma parte del núcleo de la propuesta, al definirse una arquitectura basada en PPG NIR a 940 nm con modulación en el rango de 3–10 kHz y demodulación síncrona mediante conmutación analógica y filtrado baseband.



No obstante, aunque abundan soluciones PPG apoyadas en microcontroladores, procesamiento digital y algoritmos embebidos, existe menor desarrollo explícitamente documentado de monitores de perfusión periférica completamente analógicos, con arquitectura lock-in, orientados a trazabilidad funcional por bloques, verificabilidad de hardware y posibilidad de prototipado académico sin dependencia de software. Ese es precisamente el vacío que busca atender este trabajo: no la creación de una nueva variable fisiológica, sino la propuesta de una arquitectura instrumental analógica, transparente y reproducible, capaz de estimar magnitudes relacionadas con perfusión periférica a partir de PPG modulada. Esta orientación también coincide con el planteamiento actual del manuscrito, que enfatiza la ausencia de microcontrolador, la verificabilidad por bloques y la robustez operativa como elementos distintivos de la propuesta.

En este contexto, el presente artículo propone el diseño de un monitor analógico de perfusión periférica basado en PPG en infrarrojo cercano, con modulación óptica, demodulación síncrona tipo lock-in, separación explícita de las componentes AC y DC de la señal pletismográfica y generación de salidas instrumentables 0–5 V, junto con una salida TTL para conteo de frecuencia cardíaca. A diferencia de un estudio clínico o de validación metrológica completa, el trabajo se presenta aquí como una **propuesta de diseño instrumental biomédico**, acompañada de un protocolo de validación reproducible para futuras pruebas experimentales. De este modo, el manuscrito delimita con mayor claridad su alcance: demostrar la factibilidad arquitectónica y funcional de una solución analógica, más que reportar evidencia experimental concluyente. Esa delimitación es consistente con la estructura actual del documento, que describe el sistema y propone una validación, pero no presenta todavía una sección de resultados experimentales consolidados.

Objetivo y alcance del trabajo

El objetivo de este trabajo es proponer el diseño de un monitor analógico de perfusión periférica basado en fotopletismografía NIR modulada y demodulación síncrona tipo lock-in, sin empleo de microcontroladores ni software, con salidas analógicas y digitales susceptibles de instrumentación externa para la estimación del índice de perfusión y el conteo de pulsos cardíacos. Esta formulación desarrolla y precisa el objetivo ya presente en la versión actual del manuscrito, que plantea diseñar un



prototipo de monitor de perfusión periférica con PPG NIR modulada, lock-in analógico y salidas analógicas y TTL.

El alcance del trabajo es el de una **investigación de desarrollo instrumental biomédico orientada al diseño**. En consecuencia, el manuscrito no debe interpretarse como un estudio clínico completo ni como una validación experimental definitiva frente a patrones metrológicos certificados. Su contribución principal consiste en definir una arquitectura funcional analógica para adquisición PPG, rechazo de perturbaciones no correlacionadas mediante demodulación síncrona, preservación separada de las componentes AC y DC, y disponibilidad de nodos medibles para evaluación posterior. Esta caracterización del alcance resulta necesaria porque el texto actual incluye un protocolo experimental propuesto y una discusión conceptual, pero no reporta todavía series de resultados reales estructuradas como evidencia empírica final.

Las contribuciones específicas del presente trabajo son cuatro. En primer lugar, se propone una arquitectura lock-in completamente analógica aplicada a PPG NIR a 940 nm, con modulación óptica en el rango de 3-10kHz y recuperación baseband mediante conmutación analógica y filtrado. En segundo lugar, se plantea la preservación explícita de las componentes pulsátil y no pulsátil de la señal, de manera que el índice de perfusión pueda estimarse como una razón físicamente interpretable y no únicamente como una señal arbitraria procesada. En tercer lugar, se definen salidas analógicas V_{DC} y V_{AC_ENV} , así como una salida TTL para frecuencia cardiaca, facilitando instrumentación externa, calibración y comparación con referencias operativas. En cuarto lugar, se establece un protocolo reproducible de validación preliminar basado en maniobras fisiológicas simples como basal, oclusión, exposición al frío y recuperación post-ejercicio. Todas estas contribuciones ya están esbozadas en el manuscrito actual, pero aquí se presentan con mayor claridad metodológica y sin atribuirles el estatus de resultados experimentales ya demostrados.



MATERIALES Y MÉTODOS

Tipo de estudio

El presente trabajo corresponde a un estudio de **desarrollo instrumental biomédico de naturaleza aplicada**, centrado en el diseño de una arquitectura electrónica analógica para monitorización indirecta de perfusión periférica. Su propósito no es demostrar validez clínica definitiva ni equivalencia metrológica frente a dispositivos comerciales, sino establecer la coherencia conceptual y la factibilidad funcional de una solución de hardware capaz de recuperar señales PPG útiles mediante modulación y demodulación síncrona. Esta precisión metodológica es importante porque el manuscrito actual describe bloques funcionales, especificaciones y protocolo de validación, pero todavía no presenta una fase experimental concluida.

Especificación general del sistema

La propuesta se basa en una alimentación dual de trabajo compuesta por rieles de +12 V y +5 V, donde el primer riel se reserva para la etapa de potencia asociada al driver del LED NIR y el segundo para la instrumentación analógica de bajo nivel. El emisor óptico se define como un LED NIR de 940 nm excitado a corriente constante, mientras que el detector corresponde a un fotodiodo operando en configuración reflectiva, con aplicación prevista en dedo u oreja. La señal óptica se modula nominalmente a 5 kHz, dentro de un rango operativo de 3 a 10 kHz, y el sistema entrega como salidas principales un nivel continuo V_{DC} , una envolvente pulsátil V_{AC_ENV} , una señal digital *PULSE_TTL* para conteo de frecuencia cardíaca y una salida de alarma por perfusión baja persistente. Esta especificación se corresponde con la definición actual del sistema incluida en el manuscrito. **Especificación**

- **Alimentación:** +12 V (potencia/driver LED) y +5 V (analógico).
- **Emisor:** LED NIR 940 nm, excitación a corriente constante.
- **Detector:** fotodiodo en modo reflectancia (dedo u oreja).
- **Modulación:** 5 kHz nominal (operativo 3–10 kHz).
- **Salidas:**
 - V_{DC} (0–5 V): nivel no pulsátil.



- **V_AC_ENV** (0–5 V): envolvente de pulsación.
- **PULSE_TTL**: pulso digital para frecuencia cardíaca.
- **ALARM**: indicador por perfusión baja persistente.

Definición de PI

Se adopta la definición:

$$PI(\%) = \frac{AC}{DC} \times 100$$

donde **AC** corresponde a la componente pulsátil (variable) y **DC** a la componente constante asociada a tejidos y sangre no pulsátil.

Arquitectura por bloques

1. Oscilador 5 kHz (NE555/CD4060).
2. Driver de corriente constante (op-amp + MOSFET) con habilitación síncrona.
3. Transimpedancia (TIA) para fotodiodo.
4. Inversión analógica alrededor de VREF y conmutación SPDT (CD4053) para multiplicación efectiva ± 1 .
5. Filtrado baseband para recuperar la componente correlacionada.
6. Separación AC (0.5–5 Hz) y DC (<0.2 Hz).
7. Rectificación de precisión y detector de envolvente (V_AC_ENV).
8. Comparación con histéresis + temporización de persistencia para alarmas.

Definición operacional del índice de perfusión

En este trabajo se adopta la definición clásica del índice de perfusión como la razón entre la componente pulsátil AC y la componente continua DC de la señal fotoplefetismográfica, expresada en porcentaje. Operacionalmente, la arquitectura propuesta busca preservar por separado ambas magnitudes para permitir una estimación analógica del PI o, en su defecto, de un proxy proporcional reproducible. La componente DC se asocia al nivel basal no pulsátil relacionado con tejidos y volumen sanguíneo no pulsátil, mientras que la componente AC se asocia a la modulación hemodinámica



pulsátil del ciclo cardiaco. Esta formulación ya aparece de manera consistente en la versión actual del manuscrito.

Arquitectura funcional por bloques

La arquitectura propuesta se organiza en bloques secuenciales. En primer lugar, un oscilador genera la señal de modulación en kHz, implementable con temporizador NE555 o con lógica CMOS como CD4060, según disponibilidad y estabilidad requerida. En segundo lugar, un driver de corriente constante excita el LED NIR de 940 nm de forma controlada, reduciendo la dependencia de la emisión óptica respecto a variaciones térmicas o de alimentación. En tercer lugar, la señal reflejada es convertida en tensión mediante un amplificador transimpedancia asociado al fotodiodo. En cuarto lugar, la señal analógica se invierte alrededor de una referencia intermedia y se aplica a una red de conmutación SPDT, de modo que la demodulación síncrona actúe como una multiplicación efectiva por una referencia ± 1 . En quinto lugar, un filtrado paso bajo de baseband recupera la componente correlacionada con la modulación, rechazando parte importante de las perturbaciones no sincronizadas. En sexto lugar, se separan las bandas AC y DC para obtener magnitudes fisiológicamente interpretables. Finalmente, la componente pulsátil se rectifica y filtra para producir una envolvente y una salida digital asociada al pulso cardiaco. Esta cadena metodológica reproduce la arquitectura ya descrita en tu manuscrito, pero aquí queda formulada como una metodología científica de diseño.

Criterios de diseño instrumental

El diseño se orientó por cuatro criterios principales. El primero fue maximizar la inmunidad a luz ambiente y offsets no correlacionados mediante modulación óptica y demodulación síncrona. El segundo fue preservar la trazabilidad por bloques, de modo que cada nodo relevante pudiera ser observado y verificado con instrumental convencional, como osciloscopio o sistema DAQ externo. El tercero fue mantener una arquitectura completamente analógica y libre de software, favoreciendo transparencia funcional, repetibilidad de hardware y facilidad de auditoría técnica. El cuarto fue asegurar que la propuesta mantuviera compatibilidad con futuras etapas de validación preliminar, incluyendo la posibilidad de comparar tendencias del índice de perfusión con un oxímetro comercial



como referencia operativa. Estos criterios son coherentes con el énfasis actual del manuscrito en verificabilidad, robustez frente a luz ambiente y disponibilidad de salidas instrumentables.

Protocolo de validación propuesto

Aunque el presente artículo se presenta como propuesta de diseño instrumental y no como estudio experimental concluido, se define un protocolo de validación reproducible para futuras pruebas preliminares. Dicho protocolo contempla el registro externo de V_{DC} , V_{AC_ENVY} $PULSE_TTL$ mediante osciloscopio o sistema de adquisición. Se proponen cuatro condiciones: una fase basal de aproximadamente cinco minutos para estabilización y línea de base; una fase de oclusión de 60 a 90 segundos con observación de caída de perfusión y recuperación post-liberación; una fase de exposición al frío durante alrededor de 60 segundos para inducir vasoconstricción periférica; y una fase post-ejercicio de dos a tres minutos para observar incremento transitorio de perfusión. Como métricas preliminares se sugieren el PI relativo, el tiempo de recuperación y la frecuencia cardiaca, comparados con un oxímetro comercial entendido únicamente como referencia operativa y no metrológica. Esta sección retoma y formaliza el protocolo ya contenido en tu manuscrito.

Alcance metodológico y limitaciones

La metodología aquí presentada debe interpretarse como una fase de diseño y preparación para validación. En consecuencia, no se asume todavía validez clínica, ni se reportan valores normativos, sensibilidad diagnóstica o equivalencia cuantitativa frente a dispositivos certificados. Del mismo modo, la propuesta conserva limitaciones esperables relacionadas con contacto sensor-tejido, geometría óptica, presión mecánica, variabilidad inter-sujeto y artefactos de movimiento dentro de la banda fisiológica. Estas limitaciones ya están reconocidas en la discusión del manuscrito actual y conviene explicitarlas metodológicamente desde esta sección.

Implementación electrónica de referencia

Oscilador (≈ 5 kHz) y referencias de fase

Oscilador astable con NE555 y red RC dimensionada para ~ 4.8 – 5 kHz. La señal complementaria se obtiene mediante inversor Schmitt (74HC14) para mejorar flancos y simetría de conmutación.



Driver de LED NIR a corriente constante (20 mA nominal)

El LED se excita mediante MOSFET de canal N en configuración low-side. La corriente se regula por realimentación sobre resistencia de sensado ($R_{\text{SENSE}}=33\ \Omega$, 1%), fijando un setpoint de $\sim 0.66\ \text{V}$ para 20 mA. La modulación se implementa habilitando el setpoint mediante switch analógico (CD4066) sincronizado con la portadora, evitando variaciones por conducción parcial.

Front-end óptico: fotodiodo + transimpedancia

Se emplea un TIA con $R_F=220\ \text{k}\Omega$ (1%) y $C_F=33\ \text{pF}$ (NP0/C0G) para estabilidad frente a capacitancias del detector y parásitos. La salida se centra sobre $V_{\text{REF_MID}}=2.5\ \text{V}$ (bufferizada) para operación single-supply.

Demodulación síncrona (lock-in) por conmutación

La demodulación fase-sensible se implementa con dos rutas: señal directa y señal invertida alrededor de $V_{\text{REF_MID}}$ (ganancia -1). Un conmutador SPDT (CD4053) selecciona alternadamente ambas rutas según la portadora, realizando una multiplicación efectiva ± 1 y, por tanto, la correlación con la referencia. Esta estrategia es consistente con esquemas de demodulación orientados a rechazo de luz ambiente y ruido $1/f$.

Filtrado baseband y extracción AC/DC

El filtrado baseband (p. ej., $R=10\ \text{k}\Omega$, $C=3.3\ \mu\text{F}$; $f_c\approx 4.8\ \text{Hz}$) elimina la portadora y deja la señal correlacionada. Luego se separan ramas:

- DC: LPF lento ($f_c\approx 0.16\ \text{Hz}$) para V_{DC} .
- AC: HPF ($f_c\approx 0.48\ \text{Hz}$) + LPF ($f_c\approx 4.8\ \text{Hz}$) para V_{AC} .

Rectificación de precisión y envolvente ($V_{\text{AC_ENV}}$)

Se utiliza rectificador de precisión tipo “superdiode” (op-amp + diodo en lazo) seguido de filtro RC (ej., $R=10\ \text{k}\Omega$, $C=4.7\ \mu\text{F}$, descarga $R=100\ \text{k}\Omega$), obteniendo una envolvente proporcional a la amplitud pulsátil. Esta topología es adecuada para amplitudes pequeñas típicas de PPG y para alimentación simple de 5 V.



Salida TTL y alarma por persistencia

La frecuencia cardiaca se obtiene por comparador con histéresis sobre V_{AC} (LM311), generando $PULSE_TTL$. La alarma por perfusión baja se define por umbral sobre V_{AC_ENV} (versión 1) y persistencia temporal (NE555 monostable o CD4060) para evitar falsas alarmas por transitorios.

Consideraciones de seguridad

El diseño se orienta a operación por batería y limitación de corriente/temperatura del LED para reducir riesgos térmicos. Para uso clínico formal, los criterios de seguridad eléctrica, aislamiento y gestión de riesgo deben alinearse con IEC 60601-1.

RESULTADOS

Protocolo experimental de validación (propuesto)

Resultados esperados de funcionamiento y validación preliminar propuesta

Dado que el presente trabajo se formula como una propuesta de diseño instrumental y no como una validación experimental completada, esta sección no presenta resultados empíricos consolidados, sino los **resultados funcionales esperados** a partir de la arquitectura propuesta. En primer lugar, se espera que la modulación óptica del LED NIR y la demodulación síncrona posterior permitan recuperar una señal útil correlacionada con las variaciones de perfusión periférica, reduciendo la contribución relativa de componentes no sincronizadas, especialmente las asociadas a iluminación ambiente y offsets de fondo. Esta expectativa se desprende directamente del principio lock-in adoptado en el manuscrito.

En condiciones basales, se espera que el prototipo entregue un nivel V_{DC} estable, representativo de la componente no pulsátil de la señal óptica, así como una señal V_{AC_ENV} proporcional a la amplitud de la componente pulsátil extraída y rectificada. A partir de ambas magnitudes debería ser posible calcular un PI relativo o, al menos, una razón instrumental coherente con la evolución fisiológica del pulso periférico. Paralelamente, la salida $PULSE_TTL$ debería permitir la detección de eventos pulsátiles y su conteo temporal para estimación de frecuencia cardiaca. Estas salidas ya forman parte explícita de la especificación del sistema en la versión actual del documento.



Ante maniobras que reduzcan transitoriamente la perfusión periférica, como oclusión o exposición al frío, se espera una disminución de la componente pulsátil y, por tanto, una reducción relativa de la razón AC/DC. Por el contrario, durante la fase de recuperación tras la liberación de la oclusión o después de ejercicio ligero, se espera una recuperación gradual o un incremento transitorio de la señal pulsátil y de la relación asociada al PI relativo. Así, el criterio preliminar de éxito del diseño no se define todavía por exactitud absoluta clínica, sino por la capacidad del sistema para seguir tendencias fisiológicas esperables de manera estable y observable. Ese criterio ya está implícito en tu protocolo de validación, donde se proponen precisamente maniobras capaces de producir cambios reproducibles de perfusión.

Desde el punto de vista instrumental, también se espera que la arquitectura ofrezca ventajas prácticas adicionales: disponibilidad de nodos de prueba, facilidad de ajuste por bloques, observabilidad directa del desempeño del TIA y del demodulador, y posibilidad de calibración incremental sin requerir algoritmos digitales. Esto representa un resultado esperado relevante en sí mismo, puesto que uno de los objetivos centrales de la propuesta es privilegiar verificabilidad y transparencia funcional frente a enfoques más cerrados basados en procesamiento embebido. Esa orientación aparece repetidamente en el texto actual del manuscrito.

En suma, la presente sección no pretende sustituir una futura sección de resultados experimentales, sino dejar claramente definido qué comportamientos funcionales deberían observarse durante la validación preliminar del prototipo y cuáles serían los indicadores mínimos para considerar la arquitectura técnicamente factible.

Se propone registrar V_DC, V_AC_ENV y PULSE_TTL mediante osciloscopio/DAQ externo:

1. **Basal (5 min):** estabilización y línea base.
2. **Oclusión (60–90 s):** caída de perfusión y recuperación post-liberación.
3. **Frío (≈60 s):** vasoconstricción periférica inducida.
4. **Post-ejercicio (2–3 min):** incremento transitorio de perfusión.

Métricas: PI relativo (AC/DC o proxy), tiempo de recuperación y frecuencia cardíaca. La comparación con oxímetro comercial se considera referencia operativa (no metrológica).



DISCUSIÓN

La principal aportación de esta propuesta reside en demostrar que un monitor de perfusión periférica basado en PPG puede concebirse desde una arquitectura completamente analógica, sin microcontrolador ni software, conservando al mismo tiempo una lógica instrumental sólida y físicamente verificable. En lugar de depender de algoritmos de filtrado digital o de procesamiento posterior, la propuesta desplaza el énfasis hacia una solución de hardware donde cada bloque —modulación, TIA, demodulación síncrona, separación AC/DC y generación de salidas— puede ser inspeccionado, ajustado y validado de forma directa. Esta línea argumental coincide con el posicionamiento actual del manuscrito, que prioriza verificabilidad por bloques y robustez operativa. Desde la perspectiva de instrumentación biomédica, el uso de modulación óptica y demodulación lock-in constituye el elemento más distintivo del diseño. Su interés no radica en reemplazar universalmente a los sistemas digitales, sino en ofrecer una alternativa técnicamente transparente para contextos de prototipado académico, docencia, investigación aplicada y desarrollo de instrumentación de bajo costo. En estas situaciones, la trazabilidad funcional del hardware y la posibilidad de observar directamente la respuesta de cada etapa pueden ser ventajas metodológicas importantes. Además, la preservación explícita de las componentes AC y DC facilita una interpretación fisiológica más clara de la señal y del índice de perfusión relativo. Esta filosofía ya está bien alineada con la especificación y objetivos del documento actual.

No obstante, la discusión también debe reconocer con claridad las limitaciones del presente trabajo. En primer lugar, la ausencia de resultados experimentales consolidados impide afirmar todavía el desempeño cuantitativo real del sistema en sujetos humanos o en comparación formal con dispositivos clínicos. En segundo lugar, la calidad de la señal PPG seguirá dependiendo de factores bien conocidos como presión de contacto, geometría óptica, variabilidad anatómica, movimiento y condiciones vasomotoras individuales. En tercer lugar, aunque la demodulación síncrona mejora el rechazo de perturbaciones no correlacionadas, no elimina por completo los artefactos fisiológicos o mecánicos que se encuentren temporalmente acoplados al sistema. Estas limitaciones ya son parcialmente reconocidas en la discusión actual del manuscrito y aquí se reformulan de manera más explícita.



Otro aspecto relevante es la interpretación del protocolo de validación propuesto. La comparación con un oxímetro comercial debe entenderse como referencia operativa para observación de tendencias y no como verificación metrológica exhaustiva. En consecuencia, una futura etapa experimental debería incorporar series de medición repetidas, control de condiciones, análisis de variabilidad intra-sujeto e inter-sujeto y, eventualmente, contraste con un patrón clínico o instrumental mejor caracterizado. Esta aclaración es importante para evitar que el lector atribuya al presente manuscrito un alcance experimental superior al que realmente posee. El propio documento actual ya indica que la comparación con oxímetro comercial es no metrológica.

A pesar de estas limitaciones, la propuesta conserva valor científico y académico por varias razones. Primero, porque formaliza una arquitectura analógica lock-in aplicada a PPG periférica con un nivel de detalle suficiente para su implementación. Segundo, porque explicita nodos y variables funcionales útiles para una validación posterior rigurosa. Tercero, porque ofrece una alternativa de diseño donde el comportamiento del sistema no depende de firmware, librerías o procesamiento opaco, sino de relaciones eléctricas trazables y observables.

El PI se interpreta como razón AC/DC, indicador asociado al tono vasomotor periférico; valores bajos se vinculan con vasoconstricción o hipovolemia en la literatura clínica y técnica. En este contexto, la demodulación lock-in permite atenuar componentes no correlacionadas como offsets por iluminación ambiental, mejorando la estabilidad de las magnitudes AC y DC frente a condiciones de campo. Desde la perspectiva de instrumentación, la estabilidad del TIA (selección de C_F , control de parásitos y referencia VREF bufferizada) es crítica para evitar oscilaciones y asegurar linealidad. Adicionalmente, el driver de corriente constante reduce la dependencia de la señal óptica respecto a variaciones térmicas y de alimentación del LED, contribuyendo a la repetibilidad del PI.

Limitaciones esperadas: dependencia del contacto (presión y geometría), variabilidad inter-sujeto y artefactos por movimiento dentro de la banda fisiológica. Estas limitaciones son consistentes con reportes sobre calidad de señal PPG y efectos mecánicos.



CONCLUSIONES

Se presentó un diseño de monitor de perfusión periférica basado en PPG NIR (940 nm) con modulación en kHz y demodulación sincrona lock-in, implementado sin microcontrolador ni software y alimentado por rieles DC (+12 V y +5 V). La propuesta entrega magnitudes instrumentables (V_DC, V_AC_ENV) y salida TTL para frecuencia cardiaca, junto con un protocolo de validación reproducible. El enfoque prioriza verificabilidad por bloques, robustez frente a luz ambiente y posibilidad de prototipado de bajo costo.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Cannesson, M., Attof, Y., Rosamel, P., Desebbe, O., Joseph, P., Metton, O., & Bastien, O. (2009). Recent advances in pulse oximetry. *Anesthesiology Research and Practice*, 2009, Article 364021.
- Coutrot, M., Bouzat, P., & Buisson, M. (2021). Perfusion index: Physical principles, physiological meanings and clinical implications. *Trends in Anaesthesia and Critical Care*.
- Fine, J., Branan, K. L., Rodriguez, A. J., Boonya-ananta, T., Ramella-Roman, J. C., McShane, M. J., & Coté, G. L. (2021). Sources of inaccuracy in photoplethysmography for continuous cardiovascular monitoring. *Biosensors*, 11(4), 126.
- Horowitz, P., & Hill, W. (2015). *The art of electronics* (3rd ed.). Cambridge University Press.
- International Electrotechnical Commission. (2012). *IEC 60601-1: Medical electrical equipment—Part 1: General requirements for basic safety and essential performance* (Consolidated version).
- Park, J., Kim, J., Kim, S., & Park, C. (2022). Photoplethysmogram analysis and applications: An integrative review. *Sensors*, 22(6), 2429.
- Sedra, A. S., & Smith, K. C. (2014). *Microelectronic circuits* (7th ed.). Oxford University Press.
- U.S. Patent No. 5,954,644. (1999). *Method for ambient light subtraction in a photoplethysmographic measurement system*. U.S. Patent and Trademark Office.



Referencias técnicas para el prototipo

Diseño de referencia (conexiones y valores propuestos)

Oscilador 5 kHz (NE555 astable)

- U1 = NE555
- Objetivo: ~5 kHz, duty ~50–60%

Conexiones:

- Pin 1 GND → 0 V
- Pin 8 VCC → +5 V (o +12 V si tu 555 lo permite; recomendado +5 V estable)
- Pin 4 RESET → +5 V
- Pin 5 CTRL → C5 = 10 nF a GND
- Pines 2 (TRIG) y 6 (THR) unidos → nodo N_T
- R1 = 10 kΩ entre +5 V y pin 7 (DISCH)
- R2 = 10 kΩ entre pin 7 y N_T
- C1 = 10 nF entre N_T y GND
- Pin 3 OUT → señal CLK_PPG (≈5 kHz)

Frecuencia aproximada:

$$f \approx \frac{1.44}{(R1 + 2R2)C1} = \frac{1.44}{(10k + 20k) \cdot 10nF} \approx 4.8 \text{ kHz}$$

Driver de LED IR a corriente constante (op-amp + MOSFET)

Meta: corriente LED estable (ej. 20 mA), modulada por CLK_PPG.

- U2A = LM358 / OPA197 (single-supply)
- Q1 = MOSFET canal N lógico (ej. AO3400 / IRLML6344)
- R_SENSE = 33 Ω (1%) para 20 mA con 0.66 V

Esquema (texto):

- LED IR (D1) en serie con R_limit 10 Ω desde +12 V hacia drenaje de Q1 (low-side)
- Fuente Q1 → R_SENSE → GND
- U2A:



- Pin (+) → VREF_I (ajustable 0–1 V)
- Pin (–) → nodo en R_SENSE (arriba de GND)
- Salida → compuerta Q1 (con Rg 100 Ω)

Modulación:

- Usa un **CD4066** o transistor para habilitar VREF_I solo cuando CLK_PPG=1, o más simple:
- Multiplica VREF_I por CLK con un interruptor analógico (ver 4.4) para “encender/apagar” corriente sin cambiar setpoint.

Ajuste:

- Si $VREF_I = 0.66\text{ V} \Rightarrow I_{LED} \approx 0.66 / 33 \approx 20\text{ mA}$.

Fotodiodo + TIA (transimpedancia)

- **PD1** fotodiodo (modo fotocorriente)
- **U2B** op-amp de bajo ruido si es posible (OPA197/OPA2140/TLV9062). LM358 funciona para prototipo, con más ruido.

Conexiones:

- PD1 cátodo → entrada inversora (–) de U2B
- PD1 ánodo → GND (modo fotocorriente hacia el nodo virtual)
- Entrada no inversora (+) de U2B → VREF_MID = 2.5 V (si trabajas en +5 V)
- $R_f = 220\text{ k}\Omega$ (1%) entre salida U2B y entrada (–)
- $C_f = 33\text{ pF}$ en paralelo con R_f (estabilidad)

Salida:

- $V_{TIA} = VREF_MID \pm I_{PD} \cdot R_f$
- Ej.: $I_{PD} = 2\text{ }\mu\text{A} \Rightarrow \Delta V \approx 0.44\text{ V}$.

Demodulación síncrona (lock-in) con CD4053 (o CD4066)

Objetivo: multiplicar la señal por +1/–1 (detección fase-sensible).

- **U3 = CD4053** (triple switch SPDT)
- Genera dos fases: CLK y /CLK (inversor con 74HC14 o CD4093).



Conexión conceptual:

- Conmuta la señal V_TIA entre dos rutas:
 - Ruta A: directa
 - Ruta B: invertida (usando U4A como inversor alrededor de $VREF_MID$)

Luego sumas/restas para obtener “producto” equivalente.

Implementación simple (robusta para prototipo):

1. **Inversor analógico:**
 - U4A op-amp como inversor: ganancia -1 respecto a $VREF_MID$ (entrada via $R_{in}=10k$, realimentación $R_f=10k$).
2. U3 conmuta entre salida directa V_TIA y salida invertida V_INV según CLK.
3. Salida U3 $\rightarrow V_DEM$ (señal demodulada a baseband).

Filtros: baseband + pulso

- **LPF baseband** (extrae DC correlacionada):
 - $R = 10\text{ k}\Omega$, $C = 3.3\text{ }\mu\text{F} \Rightarrow f_c \approx 4.8\text{ Hz}$ (ajusta a 2–10 Hz)
- **Separación AC** (pulso 0.5–5 Hz):
 - HPF: $C = 1\text{ }\mu\text{F}$ serie, $R = 330\text{ k}\Omega$ a $VREF_MID \Rightarrow f_c \approx 0.48\text{ Hz}$
 - LPF: $R = 33\text{ k}\Omega$, $C = 1\text{ }\mu\text{F} \Rightarrow f_c \approx 4.8\text{ Hz}$

Resultado:

- V_DC (nivel perfusión promedio)
- V_AC (pulsación)

PI analógico (AC/DC) sin micro

Opción A (más simple, publicable y estable): **PI proporcional** sin división exacta:

- Rectificas V_AC (rectificador de precisión con op-amp + diodos) $\rightarrow V_AC_ENV$ (envolvente)
- Generas $V_PI \approx k \cdot V_AC_ENV$ y reportas también V_DC para normalizar “offline”.

Opción B (más completa, ideal para paper): **división analógica**

- **U5 = AD633** (multiplicador analógico) + lazo para división (técnica clásica) o un **divisor analógico dedicado** (si consigues).



- $PI = (V_AC_ENV / V_DC) \cdot K$, salida 0–5 V.

Si quieres mantener BOM “común”, te recomiendo **Opción A** para prototipo 1 y publicar métricas AC y DC; luego en versión 2 integras el divisor.

Umbrales y alarma (LM311 + temporizador)

- Comparador **U6 = LM311** con histéresis (R_HYS)
- Umbral PI_MIN ajustable con potenciómetro multivuelas 10 kΩ
- Persistencia: NE555 monostable o CD4060 para requerir “PI bajo por >10 s” antes de alarmar.

BOM inicial (prototipo)

ICs

- NE555 (U1)
- 1× o 2× Op-amp doble (U2: OPA197/LM358/TLV9062)
- 1× Op-amp doble adicional (U4 para inversor/rectificador)
- CD4053 (U3) + 74HC14 o CD4093 para inversión de reloj
- LM311 (U6)

Opto

- LED IR 940 nm (D1)
- Fotodiodo (PD1)

Potencia

- MOSFET canal N lógico (Q1)
- Regulador +5 V (LDO o buck) + filtrado (10 μF + 100 nF por IC)

Pasivos (típicos)

- Rf TIA 220 kΩ (1%), Cf 33 pF
- Redes RC para filtros (10 kΩ/3.3 μF, 330 kΩ/1 μF, 33 kΩ/1 μF)
- Potenciómetros: 10 kΩ (umbral), 10 kΩ (corriente LED)
- Diodos 1N4148 para rectificador

Seguridad y consideraciones biomédicas

- **Batería** como fuente primaria (reduce riesgo de choque).



- **Limitación de corriente del LED** y temperatura del sensor (evitar calentamiento).
- **Aislamiento del conector** si se conecta a PC/instrumentos (optoacoplador o aislador analógico si agregas interfaz).
- **Electrodos no aplican** (es óptico), lo cual simplifica seguridad frente a ECG/EMG.

Protocolo experimental

Mediciones analógicas que puedes registrar con osciloscopio/DAQ externo.

Ensayos

1. Basal 5 min en reposo: registrar V_DC y V_AC_ENV.
2. Oclusión 60–90 s con banda: observar caída de PI y recuperación.
3. Frío (mano en agua fría 60 s): vasoconstricción → PI baja.
4. Post-ejercicio ligero: PI sube en recuperación.

Métricas

- PI relativo (% del basal)
- Tiempo de recuperación (s)
- FC desde V_AC (comparador → pulso TTL)

Alimentación y referencias (5 V y 12 V)

Rieles

- **+12V_IN**: entrada DC 12 V (batería/pack).
- **+5V_A**: regulado desde +12V (buck o LDO según disipación).
- **GND_A**: masa analógica (estrella).
- **GND_P**: masa potencia (driver LED). Unir a GND_A en un único punto (**STAR_GND**).

Filtrado recomendado

- En cada IC: **100 nF** cerámico entre VCC y GND, lo más cerca posible.
- En +5V_A: **10 µF** + **100 nF** en entrada a cada bloque.
- En +12V: **47 µF** cerca del driver LED + **100 nF**.



Referencia de media escala ($V_{REF_MID} = 2.5\text{ V}$)

Para trabajar “single-supply” con señales centradas:

- $R9 = 10\text{ k}\Omega$ de $+5V_A$ a nodo V_{REF_MID}
- $R10 = 10\text{ k}\Omega$ de V_{REF_MID} a GND_A
- $C9 = 10\text{ }\mu\text{F}$ de V_{REF_MID} a GND_A
- **U2B (buffer):** seguidor de tensión para baja impedancia:
 - $U2B+ = V_{REF_MID_RAW}$
 - $U2B- = U2B_OUT$ (realimentación)
 - $U2B_OUT = V_{REF_MID}$

(Esto es crítico para que TIA/filtros no “muevan” la referencia.)

Oscilador de modulación 5 kHz (NE555)

U1 = NE555 (alimentado a $+5V_A$)

Conexiones:

- U1-1 GND $\rightarrow$ GND_A
- U1-8 VCC $\rightarrow$ $+5V_A$
- U1-4 RESET $\rightarrow$ $+5V_A$
- U1-5 CTRL $\rightarrow$ $C5 = 10\text{ nF}$ a GND_A
- U1-2 TRIG unido a U1-6 THR $\rightarrow$ nodo N_T
- $R1 = 10\text{ k}\Omega$ entre $+5V_A$ y U1-7 DISCH
- $R2 = 10\text{ k}\Omega$ entre U1-7 y N_T
- $C1 = 10\text{ nF}$ entre N_T y GND_A
- U1-3 OUT $\rightarrow$ **CLK_5K**

Genera **$\sim 4.8\text{--}5\text{ kHz}$** (válido para lock-in).

Inversión de fase

- **U4 = 74HC14** (recomendado por limpieza de flancos)
 - U4 VCC $\rightarrow$ $+5V_A$, GND $\rightarrow$ GND_A
 - U4A IN = CLK_5K, OUT = **NCLK_5K** (fase invertida)



Driver del LED IR (corriente constante con modulación)

Objetivo: $I_{LED} \approx 20 \text{ mA}$ estable, encendido/apagado por CLK_5K.

Elementos

- D1 = LED IR 940 nm
- Q1 = MOSFET N lógico (AO3400 / IRLML6344)
- U3 = OPA197 (single) (driver)
- R_SENSE = 33 Ω , 1%, 0.25 W
- R_G = 100 Ω en la compuerta
- R_PD = 100 k Ω gate a GND_P (apagado seguro)

Conexiones (low-side)

- +12V_IN $\rightarrow$ RLED = 10 Ω (0.25 W) $\rightarrow$ ánodo D1
- cátodo D1 $\rightarrow$ drenaje Q1
- fuente Q1 $\rightarrow$ nodo SENSE_TOP
- SENSE_TOP $\rightarrow$ R_SENSE $\rightarrow$ GND_P

Control por op-amp:

- U3 V+ $\rightarrow$ +5V_A ; U3 GND $\rightarrow$ GND_A (op-amp en dominio analógico)
- U3(+) $\rightarrow$ VSET_LED (setpoint)
- U3(-) $\rightarrow$ SENSE_TOP (medición)
- U3 OUT $\rightarrow$ R_G $\rightarrow$ gate Q1
- gate Q1 $\rightarrow$ R_PD $\rightarrow$ GND_P

Generación de VSET_LED modulada (simple, efectiva)

- VR1 = pot 10 k Ω multivuelas entre +5V_A y GND_A
- Cursor VR1 $\rightarrow$ nodo VSET_RAW
- U5 = CD4066 (switch analógico) para “gating”:
 - Canal A:
 - IN_A = VSET_RAW
 - OUT_A = VSET_LED



- $CTRL_A = CLK_5K$

- $R11 = 100\text{ k}\Omega$ de VSET_LED a GND_A (lo deja en 0 cuando el switch abre)
- $C11 = 1\text{ nF}$ de VSET_LED a GND_A (reduce glitches)

Ajuste: si $VSET_LED \approx 0.66\text{ V} \Rightarrow I_{LED} \approx 0.66 / 33 \approx 20\text{ mA}$.

Sensor óptico + TIA (transimpedancia)

Fotodiodo recomendado

Fotodiodo PIN de área media (para reflectancia). Conexión típica “photovoltaic” o “photoconductive”.

Para robustez y linealidad en lock-in: **photoconductive** (polarización inversa ligera), pero en 5 V se puede mantener simple.

TIA (U2A = TLV9062 canal A)

- U2A V+ $\rightarrow$ +5V_A
- U2A GND $\rightarrow$ GND_A
- U2A (+) $\rightarrow$ VREF_MID
- U2A (–) $\rightarrow$ nodo TIA_SUM
- Salida U2A $\rightarrow$ V_TIA

Fotodiodo:

- PD1 cátodo $\rightarrow$ +5V_A (o a un bias 3–5 V)
- PD1 ánodo $\rightarrow$ TIA_SUM

(Esto hace corriente hacia el nodo inversor; el op-amp mantiene $TIA_SUM \approx VREF_MID$.)

Realimentación:

- $R_F = 220\text{ k}\Omega$ (1%) entre V_TIA y TIA_SUM
- $C_F = 33\text{ pF}$ en paralelo con R_F (estabilidad)

Demodulación síncrona (lock-in) con CD4053

La forma más limpia, prototipable es: **conmutar entre señal directa e invertida alrededor de VREF_MID**, equivalente a multiplicar por ± 1 .



Inversor analógico de ganancia -1 (U2B = TLV9062 canal B)

- U2B(+) $\rightarrow$ VREF_MID
- U2B(-) $\rightarrow$ nodo INV_IN
- INV_IN recibe V_TIA a través de $R12 = 10\text{ k}\Omega$
- Realimentación U2B OUT a INV_IN con $R13 = 10\text{ k}\Omega$
- Salida U2B $\rightarrow$ V_INV
- Resultado: $V_INV = 2 \cdot VREF_MID - V_TIA$ (inversión alrededor de VREF).

Conmutación (U6 = CD4053)

- U6 VDD $\rightarrow$ +5V_A ; VSS $\rightarrow$ GND_A
- U6 INH $\rightarrow$ GND_A (habilitado)
- U6 Control A (S) $\rightarrow$ CLK_5K (o NCLK_5K, según fase)
- Usa 1 canal SPDT del 4053:

Entradas:

- U6 X0 $\rightarrow$ V_TIA (directa)
- U6 X1 $\rightarrow$ V_INV (invertida)
- U6 X_COM $\rightarrow$ V_DEM_RAW

Así, V_DEM_RAW alterna entre directa e invertida sincronizada con la iluminación, realizando la correlación.

Filtro baseband + separación AC/DC

LPF para componente correlacionada (extrae señal útil)

- $R20 = 10\text{ k}\Omega$ entre V_DEM_RAW y nodo V_BASE
- $C20 = 3.3\text{ }\mu\text{F}$ entre V_BASE y GND_A

$$f_c \approx 1/(2\pi \cdot 10\text{k} \cdot 3.3\mu) \approx 4.8\text{ Hz} \text{ (adecuado; ajustable 2–10 Hz).}$$

V_BASE contiene el PPG “limpio” (ya sin portadora 5 kHz).

DC (nivel promedio) y AC (pulso)

- DC (promedio): LPF más lento:
 - $R21 = 100\text{ k}\Omega$, $C21 = 10\text{ }\mu\text{F} \Rightarrow f_c \approx 0.16\text{ Hz}$



- V_{DC} = nodo tras ese filtro (desde V_{BASE})
- **AC (pulso 0.5–5 Hz):** banda de pulso:
 - HPF: $C22 = 1\ \mu F$ serie desde V_{BASE} a nodo **V_{AC_HPF}**
 - $R22 = 330\ k\Omega$ desde V_{AC_HPF} a $VREF_MID \Rightarrow f_c \approx 0.48\ Hz$
 - LPF: $R23 = 33\ k\Omega$ desde V_{AC_HPF} a **V_{AC}**
 - $C23 = 1\ \mu F$ desde V_{AC} a $GND_A \Rightarrow f_c \approx 4.8\ Hz$

Rectificación de precisión (envolvente de AC) para PI

Para prototipo 1 (sin divisor analógico), calculamos:

- **V_{AC_ENV}** (amplitud pulsátil)
- Reportamos también **V_{DC}**
- PI puede presentarse como **AC/DC** en el artículo (si deseas, luego lo cierro con divisor analógico en versión 2).

Rectificador de precisión (media onda activa) con un op-amp extra:

- **$U7 = OPA197$ (o segundo op-amp doble si prefieres)**
- Configuración “precision rectifier” + filtro:
 - Salida rectificada $\rightarrow R30 = 10\ k\Omega \rightarrow$ nodo **V_{AC_ENV}**
 - $C30 = 4.7\ \mu F$ a GND_A (suaviza envolvente)

Comparador y salida TTL (pulso y alarma)

Pulso TTL (frecuencia cardiaca)

- **$U8 = LM311$**
- Entrada (+) = V_{AC} (centrada) o V_{AC_HPF}
- Entrada (–) = umbral ajustable alrededor de $VREF_MID$:
 - $VR2 = 10\ k\Omega$ entre $+5V_A$ y GND_A ; cursor a **V_{TH_PULSE}**
 - Recomendando sumar $VREF_MID$ + pequeño offset con red para estabilidad.
- Histéresis:
 - $R_{HYS} = 1\ M\Omega$ desde salida LM311 a entrada (+)
- Salida:



- LM311 colector abierto → pull-up RPU = 4.7 kΩ a +5V_A
- Nodo salida = **PULSE_TTL**

Alarma por perfusión baja (PI baja sostenida)

- Comparar V_AC_ENV y/o relación simple V_AC_ENV vs V_DC:
 - Opción simple: umbral sobre V_AC_ENV (con calibración por sujeto)
 - Opción robusta: $V_AC_ENV < k \cdot V_DC$ (esto requiere multiplicador o divisor; lo hacemos en versión 2)
- Persistencia: **NE555 monostable** o **CD4060** para exigir “bajo por 10 s” antes de activar buzzer/LED.

BOM profesional (núcleo del prototipo)

ICs

- U1: NE555 (DIP-8/SOIC-8)
- U2: TLV9062 (dual op-amp, SOIC-8) — TIA + inversor/buffer
- U3: OPA197 (single op-amp, SOIC-8) — driver LED y/o rectificador
- U4: 74HC14 (inversor Schmitt, SOIC-14/DIP-14)
- U5: CD4066 (switch analógico, SOIC-14/DIP-14)
- U6: CD4053 (triple SPDT, SOIC-16/DIP-16)
- U8: LM311 (comparador, DIP-8/SOIC-8)
- (Opcional) U9: CD4060 (temporización de alarma) o NE555 adicional

Optoelectrónica

- D1: LED IR 940 nm (THT o SMD)
- PD1: Fotodiodo PIN (THT/SMD)

Transistores / Potencia

- Q1: MOSFET N lógico (SOT-23)
- R_SENSE: 33 Ω, 1%, 0.25 W
- RLED: 10 Ω, 0.25 W (limitador/estabilidad térmica)



Pasivos clave (valores iniciales)

- TIA: R_F 220 k Ω (1%), C_F 33 pF (C0G/NP0)
- VREF: R9=R10=10 k Ω (1%), C9 10 μ F
- Baseband: R20 10 k Ω , C20 3.3 μ F
- DC: R21 100 k Ω , C21 10 μ F
- Pulso: C22 1 μ F, R22 330 k Ω , R23 33 k Ω , C23 1 μ F
- Pull-ups / hys: 4.7 k Ω , 1 M Ω
- Desacoples: 100 nF por IC + 10 μ F por riel

Notas de diseño

- La demodulación síncrona implementa una correlación análoga a un **lock-in amplifier**, suprimiendo luz ambiente y offsets no correlacionados con la modulación.
- El uso de **VREF_MID bufferizada** minimiza la inyección de error en filtros y TIA.
- El TIA requiere C_F (NP0) para estabilidad por la capacitancia del fotodiodo y trazas.
- La separación AC/DC permite reportar:
 - V_DC (perfusión media)
 - V_AC_ENV (amplitud pulsátil)
 - PULSE_TTL (frecuencia cardiaca)

Señales y objetivo

- Entrada: **V_AC** = señal pulsátil band-limit (0.5–5 Hz) **centrada en VREF_MID**.
- Queremos: **V_AC_ENV** = envolvente (magnitud) de V_AC, expresada como DC positiva.

Estrategia:

1. Convertir a señal “alrededor de 0”:

$$V_{AC0} = V_{AC} - V_{REF_MID}$$

2. Rectificar de precisión **media onda positiva**: $V_{RECT} \approx \max(0, V_{AC0})$
3. Filtrar: V_{ENV} con constante de tiempo 0.3–1.5 s (ajustable).



Restador ($V_{AC0} = V_{AC} - V_{REF_MID}$) — pasivo + buffer opcional

Si tu V_{AC} ya está disponible como señal respecto a V_{REF_MID} (es decir, sale de un acoplamiento que ya usa V_{REF}), puedes saltarte el restador y entrar directo al rectificador con “referencia a V_{REF} ”.

Pero para que sea **inequívoco**, te doy el restador sencillo:

Opción B1 (recomendada, mínima): acoplamiento capacitivo + resistor a GND

Si V_{AC} ya es “solo AC” y está referida a V_{REF_MID} , entonces genera una versión centrada en 0 así:

- $C31 = 1\ \mu\text{F}$ en serie desde V_{AC} hacia nodo $VAC0$
- $R31 = 330\ \text{k}\Omega$ desde $VAC0$ a GND_A

Esto produce $VAC0 \approx (V_{AC} - V_{REF_MID})$ para frecuencias de pulso (por arriba de $\sim 0.5\ \text{Hz}$), con $f_c \approx 0.48\ \text{Hz}$ (mismo orden que tu HPF).

En este caso, $VAC0$ oscila alrededor de 0 V y puede ir ligeramente negativa. El op-amp en 5 V puede manejarlo porque **su entrada se mantiene virtualmente cerca de 0** en la topología elegida (ver rectificador).

Rectificador de precisión (media onda) + envolvente — pin-a-pin exacto (OPA197)

Componentes

- $U7 = \text{OPA197}$ (SOIC-8)
- $D31 = 1\text{N}4148$ (o BAS316/BAV199; Schottky *no* es necesaria aquí por ser “superdiode”)
- $R32 = 10\ \text{k}\Omega$
- $C32 = 4.7\ \mu\text{F}$ (ajustable)
- $R33 = 100\ \text{k}\Omega$ (bleeder/descarga controlada)

Pinout OPA197 (SOIC-8 estándar)

- Pin 1: OUT
- Pin 2: IN $-$
- Pin 3: IN $+$
- Pin 4: V $-$ (GND)
- Pin 5: NC (según fabricante; no usar)
- Pin 6: NC (según fabricante; no usar)



- Pin 7: **V+**
- Pin 8: **NC** (según fabricante; no usar)

(Si tu OPA197 específico trae diferente asignación de NC, no afecta: lo importante son OUT/IN- /IN+ /V+ /GND.)

Conexiones (rectificador “superdiode” no inversor)

Objetivo: salida rectificadora **V_RECT** que sigue **VAC0** cuando es positiva y se va a 0 cuando es negativa (sin caída de diodo efectiva).

1. Alimentación:
 - U7 pin 7 (V+) → **+5V_A**
 - U7 pin 4 (V-) → **GND_A**
 - Desacople: **C7a = 100 nF** entre pin 7 y pin 4 (muy cerca)
2. Entrada:
 - U7 pin 3 (IN+) → nodo **VAC0** (desde la opción B1)
3. Lazo “superdiode”:
 - **D31**: ánodo a U7 pin 1 (OUT), cátodo a nodo **V_RECT**
 - U7 pin 2 (IN-) → nodo **V_RECT**

Con esto el op-amp “empuja” su salida para vencer el diodo, y $V_RECT \approx VAC0$ cuando $VAC0 > 0$, sin caída.

4. Detector de envolvente (filtro y descarga controlada):
 - **R32 = 10 kΩ** desde **V_RECT** a nodo **V_AC_ENV**
 - **C32 = 4.7 μF** desde **V_AC_ENV** a **GND_A**
 - **R33 = 100 kΩ** desde **V_AC_ENV** a **GND_A**

Interpretación:

- R32–C32: suaviza y crea envolvente (constante $\tau \approx 47$ ms si solo eso; pero en realidad el comportamiento lo domina la carga desde **V_RECT** y la descarga por R33).
- R33 define la “caída” (release). Con $C32 = 4.7 \mu F$ y $R33 = 100 k\Omega \Rightarrow \tau_{\text{release}} \approx 0.47$ s (bueno para pulso).



- Si quieres envolvente más lenta (más estable): $C32=10\ \mu\text{F}$ o $R33=220\ \text{k}\Omega$.

Salida final: V_AC_ENV (DC proporcional a amplitud positiva de $VAC0$).

Qué pasa con la media onda (¿y la parte negativa?)

Media onda te da una medida proporcional a la amplitud, suficiente para PI y alarmas. Si deseas aproximar mejor el valor absoluto sin añadir complejidad:

- duplicas el canal con inversión de $VAC0$ (ganancia -1) y sumas envolventes, o
- haces onda completa con 2 op-amps.

Pero para **prototipo 1** y paper, media onda + calibración es aceptable y muy estable.

Ajustes recomendados (para PPG real)

- **D31:** 1N4148 funciona. Si ves “ripple” o respuesta rara por corrientes muy pequeñas, usa **BAV199** (baja fuga).
- **C32:** $4.7\ \mu\text{F}$ (inicio). Si quieres lectura “más de tendencia” para shock: $10\text{--}22\ \mu\text{F}$.
- **R33:** $100\ \text{k}\Omega$ (inicio). Para decaimiento más lento: $220\text{--}470\ \text{k}\Omega$.

Resumen “listo para netlist” (nodos)

- $VAC0$: nodo de entrada centrado a 0 ($C31/R31$)
- V_RECT : salida rectificada del superdiode
- V_AC_ENV : envolvente filtrada

Conexiones:

- $U7(+)=VAC0$
- $U7(-)=V_RECT$
- D31: $U7OUT \rightarrow V_RECT$ (anodo en OUT, cátodo en V_RECT)
- R32: $V_RECT \rightarrow V_AC_ENV$
- C32: $V_AC_ENV \rightarrow GND$
- R33: $V_AC_ENV \rightarrow GND$

