

electropletismografía – electroplethysmography

Authored by
memjavad

January 16, 2026

RECOMMENDED CITATION

memjavad (2026). *electropletismografía – electroplethysmography*. Spanish Psychological Databases. Retrieved from <https://spanish.arabpsychology.com/?p=8358>

Electroplethysmography

Primary Disciplinary Field(s): Bioengineering, Fisiología Cardiovascular, Medicina Diagnóstica

1. Definición Central

La electroplethysmography, a menudo denominada plethysmography por impedancia, constituye una técnica biofísica no invasiva fundamental diseñada para la medición y el registro de los cambios volumétricos que ocurren en un órgano específico o en una región delimitada del cuerpo humano, basándose inherentemente en las variaciones de la [impedancia eléctrica](#). Este método aprovecha la relación directa y cuantificable que existe entre el volumen sanguíneo, que es altamente conductor debido a su contenido electrolítico y celular, y la resistencia eléctrica total del segmento tisular bajo estudio. Cuando el volumen de sangre arterial y venosa dentro de un segmento corporal (como una extremidad o el tórax) fluctúa cíclicamente con cada latido cardíaco o durante maniobras respiratorias específicas, la conductividad eléctrica del tejido experimenta modificaciones correspondientes. Por consiguiente, un aumento en el volumen de sangre (plethysmós) resulta en una disminución de la impedancia, mientras que una reducción en el volumen provoca un incremento en la impedancia medida.

El principio operativo central de esta técnica radica en la aplicación de una corriente alterna de baja amplitud e [alta frecuencia](#) (generalmente inofensiva para el paciente) a través de un par de electrodos, mientras que un segundo par de electrodos, estratégicamente colocados, registra la caída de voltaje resultante. La impedancia (Z) se calcula utilizando la Ley de Ohm, donde Z es igual al voltaje dividido por la corriente aplicada. Los cambios pulsátiles en esta impedancia basal (ΔZ) son extremadamente pequeños, a menudo del orden de miliohmios, pero son cruciales ya que representan directamente el cambio de volumen sanguíneo (ΔV) que ocurre durante el ciclo cardíaco. Esta capacidad de traducir fenómenos hemodinámicos complejos en señales eléctricas registrables ha posicionado a la electroplethysmography como una herramienta diagnóstica invaluable, particularmente en el ámbito de la fisiología vascular y la cardiología, permitiendo la evaluación no solo del flujo sino también de la capacidad de almacenamiento y el retorno venoso de las extremidades.

A diferencia de otros métodos plethysmográficos más antiguos, como la plethysmography de agua o de aire, que requieren condiciones experimentales más restrictivas y son sensibles a la compresión mecánica, la modalidad eléctrica ofrece una solución más adaptable, portátil y menos invasiva. La interpretación precisa de los datos de impedancia requiere modelos matemáticos sofisticados, siendo el modelo de Kubicek y el modelo de Nyboer los más prominentes. Estos modelos buscan correlacionar el cambio de impedancia con parámetros fisiológicos específicos, como el volumen sistólico (VS) y el gasto cardíaco (GC). La fiabilidad de la técnica depende críticamente de la uniformidad del campo eléctrico dentro del volumen de tejido examinado y de la

estabilidad de la resistividad de la sangre, factores que deben considerarse meticulosamente durante la adquisición y el análisis de la señal.

2. Etimología y Desarrollo Histórico

El término **electroplethysmography** se construye a partir de tres raíces griegas fundamentales que describen su función y método. 'Electro-' (ἤλεκτρον, ἤlektron) se refiere a la naturaleza eléctrica del método de medición. 'Plethysmos' (πληθυσμός), que significa 'aumento' o 'plenitud', describe el fenómeno fisiológico central que se está midiendo: el cambio de volumen. Finalmente, '-graphia' (γραφία), que significa 'escritura' o 'registro', indica la capacidad de la técnica para documentar estos cambios volumétricos a lo largo del tiempo. Esta nomenclatura refleja con precisión la esencia de la técnica: el registro gráfico de los cambios volumétricos mediante métodos eléctricos.

Los orígenes conceptuales de la plethysmography se remontan al siglo XIX, con dispositivos mecánicos que utilizaban agua o aire para medir el volumen de las extremidades. Sin embargo, la transición hacia la modalidad eléctrica comenzó formalmente a mediados del siglo XX. El trabajo pionero de Jan Nyboer en la década de 1940 fue crucial. Nyboer fue uno de los primeros investigadores en aplicar el principio de la impedancia eléctrica para medir cambios volumétricos pulsátiles, desarrollando ecuaciones fundamentales que relacionaban las fluctuaciones de impedancia con el flujo sanguíneo, sentando así las bases teóricas y matemáticas para la técnica moderna. Su contribución permitió superar las limitaciones físicas y la incomodidad inherente de los métodos hidráulicos y neumáticos.

El desarrollo continuó exponencialmente en la década de 1960, impulsado por la necesidad de métodos no invasivos para la monitorización hemodinámica en el espacio. La NASA, en colaboración con investigadores como William G. Kubicek, jugó un papel determinante en el refinamiento de la técnica para la monitorización del gasto cardíaco en astronautas. Kubicek y su equipo desarrollaron un sistema de impedancia torácica (o [impedancia cardiográfica](#), ICG) de cuatro electrodos que se convirtió en el estándar de oro para la medición no invasiva del volumen sistólico. Este avance técnico no solo mejoró la precisión, sino que también estandarizó la metodología, permitiendo su adopción generalizada en entornos clínicos y de investigación, consolidando la electroplethysmography como una disciplina madura dentro de la bioingeniería.

3. Base Física y Principios Bioeléctricos

La electroplethysmography se fundamenta en la física de los conductores y en las propiedades bioeléctricas de los tejidos. El cuerpo humano, compuesto principalmente por soluciones electrolíticas (sangre y fluidos intersticiales), actúa como un conductor de volumen. La impedancia (Z) de un segmento conductor cilíndrico de longitud (L) y área transversal (A) se define por la

ecuación $Z = \rho \cdot (L/A)$, donde ρ es la resistividad promedio del medio. Cuando el volumen de sangre (V) en ese segmento cambia, el área transversal efectiva (A) también cambia, afectando directamente la impedancia. Dado que el volumen $V = A \cdot L$, un aumento en el volumen implica una disminución en la impedancia, asumiendo que la longitud L y la resistividad ρ se mantienen relativamente constantes durante el ciclo pulsátil.

La clave reside en la diferencia de conductividad entre la sangre y los tejidos circundantes. La sangre es aproximadamente tres veces más conductora que la mayoría de los tejidos blandos (músculo o grasa) debido a su alto contenido de iones. Por lo tanto, cualquier incremento en el volumen sanguíneo dentro del segmento de medición proporciona una vía de menor resistencia para la corriente eléctrica, disminuyendo la impedancia total (Z). La medición de la electroplethysmography no se centra en la impedancia basal (Z_0), que es la impedancia estática del tórax o la extremidad, sino en la pequeña variación cíclica de la impedancia (ΔZ) superpuesta a Z_0 . Esta ΔZ pulsátil es directamente proporcional al cambio de volumen sanguíneo (ΔV) inducido por la sístole cardíaca.

Para asegurar mediciones precisas y evitar la polarización de los electrodos, que distorsionaría las mediciones de resistencia, se utiliza una corriente alterna de alta frecuencia (típicamente entre 50 kHz y 100 kHz). Esta frecuencia asegura que la corriente pase principalmente a través de los fluidos extracelulares e intracelulares, reflejando fielmente la conductividad del volumen sanguíneo. Además, el sistema de cuatro electrodos es esencial para mitigar los artefactos introducidos por la resistencia de contacto piel-electrodo. Los electrodos externos administran la corriente (I), mientras que los electrodos internos miden el voltaje (V). Dado que la resistencia de contacto solo afecta a la inyección de corriente, la medición de voltaje se realiza en un punto donde la corriente es constante, proporcionando una lectura de impedancia mucho más limpia y representativa del tejido interno.

4. Instrumentación y Metodología de Adquisición

El equipo estándar de electroplethysmography se compone de varios elementos críticos: una fuente de corriente alterna de alta frecuencia y baja amplitud, un sistema de electrodos, un amplificador de alta sensibilidad y un sistema de procesamiento y registro de señales. La configuración de cuatro electrodos es la metodología de adquisición preferida. En esta configuración, dos electrodos externos (los electrodos de corriente, I_1 e I_2) inyectan la corriente de excitación en el segmento corporal. Dos electrodos internos (los electrodos de potencial o voltaje, V_1 y V_2) se colocan entre los electrodos de corriente, midiendo la caída de voltaje a través del volumen de tejido de interés.

La colocación específica de los electrodos es fundamental para la validez de la medición. Por ejemplo, en la evaluación de las extremidades inferiores para la detección de trombosis venosa

profunda (TVP), los electrodos de corriente se colocan típicamente en el tobillo y la rodilla, mientras que los electrodos de voltaje se sitúan en la pantorrilla, asegurando que el volumen medido corresponda al flujo venoso muscular. En el caso de la cardiografía por impedancia (ICG), los electrodos se colocan en el cuello y el tórax para circunscribir el volumen torácico, permitiendo la medición de parámetros centrales como el gasto cardíaco y la contractilidad miocárdica. La precisión del método depende de que el volumen de tejido entre V1 y V2 sea el principal contribuyente a la impedancia registrada.

Una vez adquirida la señal de voltaje, el equipo debe procesarla para aislar la señal pulsátil (ΔZ) de la impedancia basal (Z_0). Esto implica la amplificación de la señal, que es típicamente muy pequeña, y el uso de filtros de paso de banda para eliminar el ruido de alta frecuencia y los artefactos de movimiento. El procesamiento avanzado de la señal incluye la derivación de la curva de impedancia respecto al tiempo (dZ/dt). La forma de onda dZ/dt es crucial, ya que sus picos y puntos de inflexión se correlacionan directamente con eventos clave del ciclo cardíaco, como la apertura de la válvula aórtica y el flujo máximo. El cálculo del volumen sistólico se realiza integrando el flujo de volumen sanguíneo (derivado de dZ/dt) durante el tiempo de eyección, utilizando las fórmulas calibradas como la ecuación de Kubicek o la de Nyboer.

5. Tipos y Variaciones Clínicas

La electroplethysmography ha evolucionado en varias modalidades especializadas, adaptadas a la evaluación de diferentes sistemas orgánicos. La más ampliamente utilizada es la **Cardiografía por Impedancia (ICG)**, también conocida como Plethysmography por Impedancia Torácica (TIP). La ICG se centra en el tórax para medir de forma continua y no invasiva parámetros hemodinámicos centrales, incluyendo el volumen sistólico, el gasto cardíaco, la resistencia vascular sistémica y la contractilidad ventricular. Es una herramienta esencial en la monitorización de pacientes con insuficiencia cardíaca, sepsis y shock, proporcionando información dinámica sobre la respuesta del paciente a la terapia farmacológica.

Otra variación fundamental es la **Plethysmography de Impedancia Periférica**, utilizada predominantemente para evaluar la circulación en las extremidades. En el contexto venoso, se emplea para diagnosticar la trombosis venosa profunda (TVP). Para este propósito, se utiliza una técnica de oclusión venosa: se infla un manguito por encima del segmento de medición para detener temporalmente el flujo venoso de retorno, provocando un aumento máximo de volumen (y una caída de impedancia). La rapidez con la que la impedancia regresa a la línea base después de liberar el manguito es un indicador de la permeabilidad venosa. Una TVP reduce significativamente la tasa de vaciado venoso. En el contexto arterial, ayuda a diagnosticar la enfermedad arterial periférica (EAP) al registrar la amplitud y la morfología de la onda de pulso en los dedos de los pies o las manos (fotoplethysmography de impedancia).

Menos común, pero históricamente relevante, es la **Rheoencephalography (REG)** o plethysmography de impedancia cerebral. Esta técnica intenta medir los cambios de volumen sanguíneo dentro del cráneo, reflejando el flujo sanguíneo cerebral. Aunque su uso ha disminuido en favor de técnicas de imagen más precisas como la resonancia magnética o el Doppler transcraneal, la REG sigue siendo objeto de investigación en el monitoreo de la presión intracraneal y el flujo cerebral en entornos de cuidados intensivos. La principal dificultad de la REG radica en la heterogeneidad de los tejidos cerebrales y la influencia de los grandes vasos extracraneales en la señal de impedancia registrada.

6. Aplicaciones Clínicas Detalladas

Las aplicaciones clínicas de la electroplethysmography son diversas y abarcan desde el diagnóstico vascular hasta la monitorización hemodinámica avanzada. En el diagnóstico vascular periférico, es un método complementario crucial para el diagnóstico de la **Trombosis Venosa Profunda (TVP)**. Si bien la ecografía Doppler es la técnica de elección, la plethysmography de impedancia venosa proporciona una prueba funcional que evalúa la obstrucción hemodinámica causada por el trombo. Un tiempo de vaciado venoso prolongado o una tasa de llenado venoso disminuida son altamente sugestivos de obstrucción significativa, lo que ayuda a guiar la necesidad de terapia anticoagulante urgente.

En la cardiología, la ICG ha encontrado un nicho importante en la optimización del tratamiento de la [insuficiencia cardíaca](#). Permite la monitorización continua de la precarga, la poscarga y la contractilidad miocárdica sin necesidad de un catéter arterial pulmonar invasivo. La capacidad de medir el volumen sistólico y el gasto cardíaco en tiempo real facilita el ajuste de dosis de fármacos vasoactivos o diuréticos. Por ejemplo, un gasto cardíaco bajo y una resistencia vascular sistémica alta pueden indicar la necesidad de vasodilatadores, mientras que un gasto cardíaco bajo con signos de sobrecarga de volumen puede requerir un aumento en la diuresis, decisiones que se toman de manera más informada gracias a los datos objetivos de la ICG.

Más allá de la cardiología y la angiología, la electroplethysmography se utiliza en la evaluación de la función pulmonar y la hidratación. Los cambios en la impedancia torácica no solo reflejan el flujo sanguíneo, sino también los cambios en el volumen de fluidos pulmonares. Un aumento en el agua pulmonar extravascular, característico del edema pulmonar (ya sea cardiogénico o no cardiogénico), provoca una disminución detectable en la impedancia torácica basal (Z_0). Esta sensibilidad a los cambios de fluidos permite la monitorización precoz de la congestión pulmonar en pacientes con enfermedad renal terminal o insuficiencia cardíaca descompensada, permitiendo intervenciones terapéuticas antes de que el edema sea clínicamente evidente o grave.

7. Ventajas y Limitaciones Metodológicas

La electroplethysmography ofrece ventajas significativas que explican su persistente relevancia clínica. La principal es su naturaleza **no invasiva**, lo que reduce drásticamente el riesgo para el paciente en comparación con métodos invasivos como la cateterización. Además, es un método relativamente **económico y portátil**, permitiendo su uso en una amplia variedad de entornos, desde la sala de emergencias y las unidades de cuidados intensivos hasta la telemonitorización ambulatoria. La capacidad de proporcionar datos hemodinámicos continuos y en tiempo real sobre el flujo sanguíneo y el volumen sistólico permite una toma de decisiones clínica rápida y dinámica, especialmente útil en situaciones de inestabilidad hemodinámica aguda.

Sin embargo, la técnica no está exenta de limitaciones inherentes que deben ser consideradas para una interpretación precisa. Una limitación crítica es la **sensibilidad a los artefactos de movimiento**. Cualquier movimiento del paciente, incluso la respiración profunda o los temblores musculares, puede alterar significativamente la impedancia medida, introduciendo ruido en la señal ΔZ . Esto requiere que los pacientes permanezcan inmóviles y que la adquisición de datos se realice en condiciones controladas. Otra limitación importante es la dependencia del **supuesto de campo uniforme**. Las ecuaciones de volumen sistólico asumen que la corriente eléctrica se distribuye uniformemente a través del volumen de tejido torácico. En pacientes con cuerpos atípicos, obesidad mórbida, o grandes cantidades de aire en el tórax (como en el enfisema), esta suposición puede fallar, resultando en estimaciones de gasto cardíaco menos precisas.

Finalmente, la electroplethysmography periférica, si bien útil, puede ser menos específica que otras técnicas de imagen. Por ejemplo, en el diagnóstico de TVP, la prueba puede dar falsos positivos en casos de insuficiencia cardíaca congestiva o compresión extrínseca de las venas, ya que cualquier factor que impida el retorno venoso normal afectará la tasa de vaciado. Por lo tanto, la técnica generalmente se utiliza como una herramienta de detección o monitoreo, requiriendo a menudo la confirmación mediante ecografía Doppler u otros métodos de imagen cuando los resultados son ambiguos o contradictorios con la presentación clínica.

8. Direcciones Futuras e Innovación Tecnológica

El futuro de la electroplethysmography se centra en la mejora de la precisión, la minimización de artefactos y la integración con la tecnología digital. Una de las áreas de mayor desarrollo es la **integración con dispositivos vestibles (wearables)**. Los sensores de impedancia miniaturizados y de bajo consumo se están incorporando en parches adhesivos, cinturones o prendas de vestir, permitiendo la monitorización continua y a largo plazo de parámetros cardiovasculares y respiratorios fuera del entorno hospitalario. Esto tiene implicaciones profundas para la gestión de enfermedades crónicas, como la monitorización de la congestión en pacientes con insuficiencia cardíaca que residen en sus hogares.

La aplicación de la **Inteligencia Artificial (IA)** y el **aprendizaje automático (Machine Learning)** es otra frontera clave. Los algoritmos avanzados de procesamiento de señales están siendo diseñados para identificar y eliminar automáticamente los artefactos de movimiento y respiratorios de la señal de impedancia, mejorando la robustez y la fiabilidad de las mediciones en entornos dinámicos. Además, los modelos de IA pueden utilizar los datos de impedancia junto con otros parámetros fisiológicos (como el ECG y la presión arterial) para predecir eventos adversos o la descompensación hemodinámica con mayor antelación que los métodos de análisis tradicionales.

Finalmente, la investigación se está enfocando en el desarrollo de **nuevas configuraciones de electrodos y técnicas de tomografía de impedancia eléctrica (EIT)** para abordar el problema del campo uniforme. Al utilizar múltiples electrodos y algoritmos de reconstrucción de imagen, los investigadores buscan crear mapas tridimensionales de la distribución de la impedancia dentro del tórax o la extremidad. Esto permitiría no solo medir el volumen total, sino también identificar la ubicación específica de los cambios de volumen (por ejemplo, diferenciar el edema pulmonar de la acumulación de líquido pleural), ofreciendo una visión espacial más rica y precisa de los eventos fisiológicos subyacentes.

Further Reading

[Impedancia Eléctrica \(Wikipedia\)](#)

[Cardiografía por Impedancia \(Wikipedia\)](#)

[Insuficiencia Cardíaca \(Wikipedia\)](#)

[Alta Frecuencia \(Wikipedia\)](#)