

Aplicaciones clínicas, limitaciones y valor pronóstico del análisis de bioimpedancia eléctrica en el paciente crítico: revisión narrativa.

Clinical applications, limitations and prognostic value of bioelectrical impedance analysis in critically ill patients: A narrative review.

Juan Ramón Ballesteros-Villascan^{1,2}, Luis Fernando Cruz-Hernández^{1,3}, Marycarmen Godínez-Victoria⁴, Nadia Carolina Rodríguez-Moguel¹, Alan García-Grimaldo^{1,4**}

1 Departamento de Nutrición Clínica, Instituto Nacional de Enfermedades Respiratorias "Ismael Cosío Villegas", Ciudad de México, México.

2 Facultad de Medicina, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla, México.

3 Escuela de Ciencias de la Salud, Universidad del Valle de México, Ciudad de México, México.

4 Sección de Estudios de Posgrado e Investigación, Escuela Superior de Medicina, Instituto Politécnico Nacional, Ciudad de México, México.

**Correspondencia: agarciag1716@gmail.com

Palabras claves	RESUMEN
Análisis de bioimpedancia eléctrica; Composición corporal; Estado Nutricional; Enfermedad crítica.	Introducción: El paciente crítico presenta alteraciones en la composición corporal, haciendo crucial su monitorización a lo largo de su estancia en la UCI. Esta revisión narrativa resume la literatura sobre las aplicaciones clínicas, las limitaciones y el valor pronóstico del análisis de bioimpedancia eléctrica (BIA) en cuidados intensivos. Métodos: Se realizó una búsqueda sistemática en PubMed, Cochrane Library y Google Scholar utilizando términos MeSH y palabras clave relacionadas con BIA, composición corporal, estado nutricional y enfermedad crítica. Se seleccionaron artículos científicos y capítulos de libros pertinentes a los subtemas de investigación. Resultados: La aplicación clínica de la BIA se centra en la interpretación de tres aspectos fundamentales: el monitoreo del estado de hidratación, la estimación de la composición corporal y el valor pronóstico de los parámetros celulares (resistencia, reactancia y vectores). Sin embargo, durante la enfermedad crítica, las ecuaciones predictivas tradicionales sobreestiman la masa libre de grasa debido a la reanimación hídrica y al edema. Por consiguiente, resulta necesario utilizar mediciones bioeléctricas directas; entre ellas, el ángulo de fase ha demostrado ser una herramienta altamente sensible para detectar el deterioro de la integridad celular y la pérdida de masa muscular. Discusión: La evidencia actual justifica emplear modelos de ajuste por sobrehidratación y priorizar parámetros celulares directos, como el análisis vectorial y el ángulo de fase, para evaluar la composición corporal en el paciente crítico. Interpretada con rigor metodológico, la BIA identifica la sobrehidratación, estratifica el riesgo de complicaciones y diagnostica fidedignamente las reservas corporales.

Keywords	ABSTRACT
Bioelectrical impedance analysis; Body composition; Nutritional status; Critical illness.	Introduction: Critically ill patients often experience alterations in body composition, making its monitoring crucial throughout their stay in the ICU. This narrative review summarizes the literature on the clinical applications, limitations, and prognostic value of bioelectrical impedance analysis (BIA) in intensive care. Methods: A systematic search was conducted in PubMed, the Cochrane Library, and Google Scholar using MeSH terms and keywords related to BIA, body composition, nutritional status, and critical illness. Scientific articles and book chapters relevant to the research subtopics were selected. Results: The clinical application of BIA focuses on the interpretation of three fundamental aspects: monitoring hydration status, estimating body composition, and the prognostic value of cellular parameters (resistance, reactance, and vectors). However, during critical illness, traditional predictive equations overestimate fat-free mass due to fluid resuscitation and edema. Therefore, the use of direct bioelectrical measurements is necessary. Among these, phase angle has proven to be a highly sensitive tool for detecting impaired cellular integrity and muscle mass loss. Discussion: Current evidence justifies the use of overhydration adjustment models and prioritizing direct cellular parameters, such as vector analysis and phase angle, to assess body composition in critically ill patients. When interpreted with methodological rigor, bioelectrical impedance analysis (BIA) identifies overhydration, stratifies the risk of complications, and reliably diagnoses body reserves.

INTRODUCCIÓN.

El paciente en estado crítico presenta una serie de alteraciones en la composición corporal durante la enfermedad (van Gassel et al., 2020). Estas alteraciones tienen una etiología multifactorial, mediada por la respuesta endocrino-metabólica al estrés, viéndose involucrados factores inflamatorios, proteólisis acelerada, la terapia farmacológica (uso de bloqueo neuromuscular y sedación), la falta de movilidad física, así como el

aporte de nutrientes a través de cualquier vía de alimentación (van Gassel et al., 2020). Dichos cambios se caracterizan por una pérdida exacerbada de masa muscular cercana al 1-2% por día (Fazzini et al., 2023; Garcia-Grimaldo et al., 2024), frecuentemente acompañada de mioesteatosis o infiltración de grasa al músculo, aspectos que impactan negativamente en los desenlaces clínicos (mortalidad, estancia hospitalaria, incidencia de infecciones nosocomiales) y en la recuperación funcional al

egreso hospitalario (Schefold et al., 2020).

Por lo anterior, la Sociedad Americana de Nutrición Enteral y Parenteral (ASPEN) y la Sociedad Europea de Nutrición Clínica y Metabolismo (ESPEN) han resaltado la importancia del monitoreo de la masa muscular durante la estancia en la unidad de cuidados intensivos (UCI) (Compher et al., 2022; Singer et al., 2023). Estas sociedades recomiendan el uso de técnicas de composición corporal, entre ellas la tomografía computarizada (TAC), absorciometría de rayos X de energía dual (DXA), ultrasonido muscular o el análisis de bioimpedancia eléctrica (BIA) (Barazzoni, Jensen, Correia, Gonzalez, Higashiguchi, Shi, Bischoff, Boirie, Carrasco, Cruz-Jentoft, Fuchs-Tarlovsky, Fukushima, Heymsfield, Mourtzakis, Muscaritoli, Norman, Nyulasi, Pisprasert, Prado, de van der Schuren, et al., 2022). En la UCI, la BIA representa una alternativa más viable en comparación con los otros métodos, al ser una herramienta no invasiva, portátil, disponible a pie de cama, que no implica exposición a radiación y cuyo costo operativo es menor respecto a las técnicas consideradas estándar de oro (TAC y DXA) (Looijaard et al., 2018).

La utilidad clínica de la BIA se centra en la interpretación de tres aspectos fundamentales: la determinación y monitoreo del estado de hidratación, la estimación de la composición corporal y el valor pronóstico de los parámetros celulares derivados de la BIA (resistencia, reactancia y vectores) (Dumitriu et al., 2025). Sin embargo, la técnica no está exenta de limitaciones, pues los modelos de estimación de la composición corporal se ven afectados por el estado de hidratación: la sobrehidratación y el edema provocan una sobreestimación de la MLG, mientras que la deshidratación induce a su subestimación (Dumitriu et al., 2025). Este sesgo puede evitarse al interpretar los valores de los parámetros resistencia, reactancia, y ángulo de fase, los cuales no se ven afectados en la misma magnitud por el peso corporal ni el grado de sobrehidratación (Malbrain et al., 2014).

El objetivo de esta revisión narrativa es recopilar y ampliar el conocimiento respecto a las aplicaciones clínicas, las limitaciones y el valor pronóstico del análisis por bioimpedancia eléctrica en el paciente

en estado crítico, fortaleciendo así el potencial para su aplicación y su uso generalizado en la práctica clínica.

METODOLOGÍA.

Se realizó una búsqueda bibliográfica en las bases de datos electrónicas PubMed, Cochrane Library y Google Scholar. El objetivo fue resumir la literatura publicada sobre las aplicaciones clínicas, las limitaciones y el valor pronóstico del análisis de bioimpedancia eléctrica en el paciente crítico. Se utilizó una combinación de los términos MeSH y palabras clave «bioelectrical impedance analysis», «body composition», «nutritional status», «malnutrition», «critical illness», «critical care», «total body water», «hydration status». Se seleccionaron artículos científicos (originales o de revisión) y capítulos de libros relevantes evaluando su pertinencia para los subtemas de la investigación.

RESULTADOS.

La BIA constituye un método de evaluación indirecta que no cuantifica de manera tangible la composición corporal, sino que la estima a partir de la medición de la impedancia total (Z) del organismo frente al paso de una corriente alterna (Akamatsu et al., 2022; Da Silva et al., 2022). Esta oposición al flujo se deriva de dos parámetros eléctricos: la resistencia (R), que refleja la oposición generada por los fluidos iónicos (intra y extracelulares), y la reactancia (Xc), que mide la resistencia adicional que oponen las membranas celulares intactas, las cuales actúan biológicamente como condensadores (Da Silva et al., 2022). Cuando la corriente atraviesa células sanas, el condensador de la membrana retrasa el flujo, generando una diferencia de fase entre la corriente y el voltaje. Esta diferencia, calculada como el arco tangente de la relación entre Xc y R, se denomina ángulo de fase (AF) (Da Silva et al., 2022), el cual no depende de ecuaciones predictivas y, al considerar parámetros celulares, refleja la salud y la integridad de las membranas (Akamatsu et al., 2022; Osuna-Padilla, Rodríguez-Moguel, Rodríguez-Llamazares, Aguilar-Vargas, et al., 2022) (Figura 1).

La forma en que la corriente se distribuye entre los compartimentos hídricos depende, ante todo, de la frecuencia con la que trabaja el equipo. A 50 kHz —la frecuencia típica de la BIA monofrecuencia (SF-BIA)— la membrana celular se comporta como un condensador que prácticamente no permite el paso de la corriente (Dumitriu et al., 2025). Por lo tanto, es imprecisa para medir el agua intracelular (AIC) y, en consecuencia, el agua corporal total (ACT) en pacientes críticos con sobrecarga hídrica, tendiendo a sobrestimar los cambios en el agua total. La BIA de multifrecuencia (MF-BIA) al utilizar un espectro amplio de frecuencias (desde 0-1 kHz hasta 500 kHz o incluso >1 MHz), logra atravesar la membrana celular, esto permite diferenciar los compartimentos intra y extracelulares (Dumitriu et al., 2025) (Figura 2).

Para estimar la composición corporal a partir de estas propiedades bioeléctricas, los algoritmos tradicionales de la BIA se basan en asunciones físicas ideales: asumen que el cuerpo humano se comporta como un modelo cilíndrico de composición tisular uniforme y suponen que la hidratación de la masa libre de grasa se mantiene constante en un 73% (Chamney et al., 2007; Dumitriu et al., 2025; Malbrain et al., 2014). Sin embargo, estas premisas no se adaptan al contexto del paciente en estado crítico. En la UCI, la variabilidad biológica, las asimetrías corporales, la fuga capilar y la reanimación hídrica alteran la distribución de los fluidos y la capacitancia de las membranas celulares. Dado que estas alteraciones desafían las premisas matemáticas del método, las ecuaciones predictivas genéricas resultan ineficaces en la enfermedad grave (Malbrain et al., 2014). Esto orilla al profesional de la salud a priorizar el análisis de parámetros celulares derivados de la BIA —como el AF o el análisis vectorial (BIVA), los cuales evalúan la integridad celular y la hidratación sin depender de asunciones teóricas poblacionales— y a emplear tecnologías de multifrecuencia que logran penetrar la célula para diferenciar directamente los compartimentos hídricos en estados fluctuantes (Marra et al., 2019; Mundi et al., 2019).

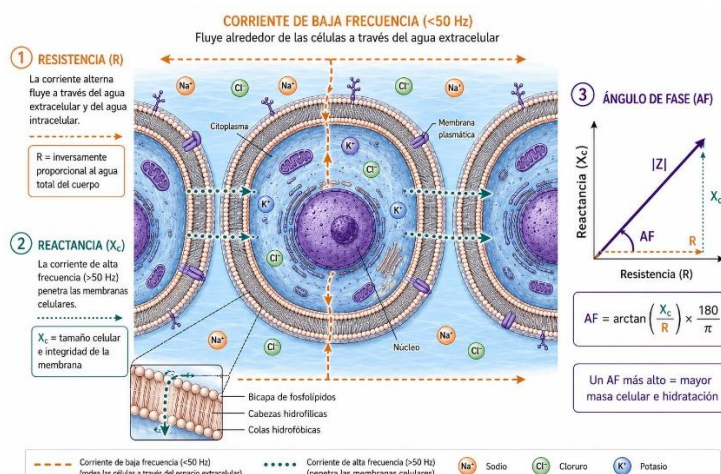


Figura 1. Parámetros medidos mediante la BIA: resistencia, reactancia y ángulo de fase. La generación gráfica se realizó con asistencia de inteligencia artificial (ChatGPT, OpenAI OpCo).

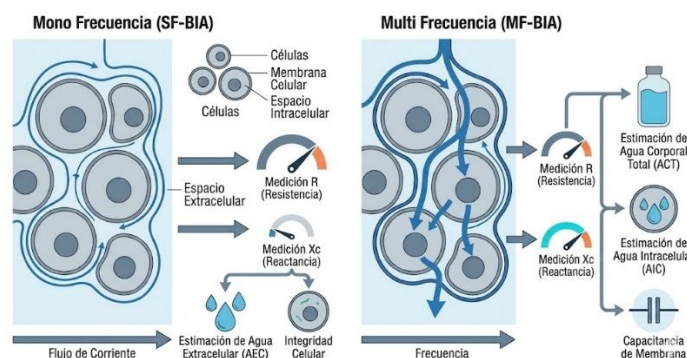


Figura 2. Diferencias en el funcionamiento del análisis mono frecuencia y multi frecuencia. La generación gráfica se realizó con asistencia de inteligencia artificial (Gemini, Google AI).

Evaluación de la composición corporal y del estado de hidratación mediante modelos predictivos.

Estado de hidratación.

El paciente en estado crítico se caracteriza por la presencia de alteraciones del estado de hidratación que a menudo se representa por el desplazamiento de líquidos hacia compartimentos donde usualmente no existiría una acumulación de ellos (Chamney et al., 2007; Malbrain et al., 2014). Esto resulta en un balance positivo de líquidos, edema y una distribución alterada del AIC y AEC.

Los aumentos bruscos en el AEC se asocian al diagnóstico de sepsis y a los cambios metabólicos ocurridos en las fases tempranas de la enfermedad crítica, provocando un mayor riesgo de derrame pleural, ascitis y un incremento en la mortalidad (Malbrain et al., 2014).

Existen distintos enfoques para evaluar el estado de hidratación, por ejemplo, los equipos multifrecuencia utilizan el cociente AEC/ACT y la relación AEC/AIC. Fisiológicamente, la proporción de AEC/AIC debería mantenerse por debajo de 1; elevaciones en el AIC pueden observarse en insuficiencia cardíaca, cirrosis hepática e insuficiencia renal crónica en etapa temprana, mientras que caídas en este compartimento responden a cambios osmóticos; por ejemplo, la hipernatremia que resulta del movimiento osmótico de agua a través de la membrana celular hacia el espacio intersticial produciendo disminución del volumen intracelular y depleción del volumen extracelular (Lee et al., 2025). Respecto al cociente AEC/ACT, diversos autores han definido un valor normal cercano a 0.385, reportando que cifras superiores se relacionan con una mayor probabilidad de muerte (Ait Hssain et al., 2023; Osuna-Padilla, Rodríguez-Moguel, Rodríguez-Llamazares, Aguilar-Vargas, et al., 2022). Clínicamente, un cociente AEC/ACT >0.40 define de manera objetiva la sobrehidratación. En pacientes críticos con COVID-19 bajo ventilación mecánica invasiva, un valor de AEC/ACT >0.394 incrementa de manera significativa la mortalidad de manera independiente a la edad, los niveles de albúmina y el diagnóstico de lesión renal aguda (Rodríguez-Moguel et al., 2024).

Con base en estos parámetros, se han propuesto algoritmos de intervención para el manejo de fluidos. Sin embargo, la prescripción de estrategias de depleción (como el uso de diuréticos en sobrehidratación) debe ejecutarse con extrema cautela y bajo un razonamiento hemodinámico integral (Basso et al., 2013). Con la BIA se puede monitorizar el incremento del AEC, pero no discrimina si dicho volumen se aloja en el espacio intravascular o en el intersticio. En el paciente crítico, el síndrome de fuga capilar, sumado a concentraciones bajas de albúmina y hemodilución, provoca una redistribución patológica donde los líquidos migran hacia el

espacio intersticial, dejando de ser parte de la circulación (Dumitriu et al., 2025; Sanson et al., 2024). En consecuencia, la BIA puede interpretar como “sobrehidratación” un estado de edema intersticial que coexiste con hipovolemia intravascular severa (Basso et al., 2013). Ante este fenotipo de sobrecarga con hipovolemia, la terapia diurética o de ultrafiltración resulta perjudicial al agravar la hipoperfusión orgánica y la lesión renal aguda (Sanson et al., 2024); por lo que el equipo médico debe abstenerse de forzar la diuresis hasta que se inicie la fase de resolución, garantizando el retorno del líquido al espacio intravascular mediante la estabilización endotelial y oncótica.

Composición corporal.

La detección de la pérdida exacerbada de masa muscular es una prioridad en la valoración nutricional en la UCI (Dumitriu et al., 2025; Prado et al., 2022). La BIA permite establecer un modelo multicompartmental que divide el cuerpo en masa grasa, agua, minerales y proteínas (Dumitriu et al., 2025). Mediante mediciones eléctricas directas (resistencia y reactancia), combinadas con variables antropométricas (peso, talla, edad y sexo), los dispositivos estiman los compartimentos corporales. Entre ellos destacan: la MLG, que comprende todos los componentes no grasos; así como la masa celular corporal, y la grasa corporal (Prado et al., 2022). En condiciones estables, la precisión de la BIA en la estimación de la composición corporal ha mostrado una excelente concordancia con la absorciometría de rayos X de energía dual (DXA), la cual depende del dispositivo y de los métodos predictivos empleados. En poblaciones específicas se ha documentado una diferencia de medias para la MLG de apenas 0.19 kg entre ambas técnicas (García Del Valle-Alegría et al., 2024), lo que sugiere que la BIA es una herramienta precisa para el monitoreo de cambios tisulares con un margen de error mínimo.

En el escenario del paciente críticamente enfermo, las fórmulas de estimación carecen de validez dado que son aplicadas fuera del contexto poblacional y fisiológico para el cual fueron diseñadas, además la precisión de las ecuaciones predictivas de la BIA se ve severamente afectada por la terapia de reanimación hídrica. Se ha documentado que el uso de soluciones intravenosas y la presencia de

edema provocan una sobreestimación de la MLG en función del grado de sobrehidratación del paciente (D. Kim et al., 2019; Yap et al., 2017). Derivado de esto, la interpretación de compartimentos como la MLG y el cociente AEC/ACT debe realizarse con cautela. A nivel técnico, la acumulación excesiva de líquidos en el tercer espacio modifica las mediciones de composición corporal y afecta la interpretación global de la BIA. Para disminuir este sesgo en la práctica clínica, se ha propuesto el uso de modelos de ajuste para el grado de sobrehidratación, planteados inicialmente por Chamney (Chamney et al., 2007), el cual optimiza la medición mediante un enfoque bicompartimental que cuantifica explícitamente el exceso de líquido integrando los parámetros de AEC, AIC y el peso corporal. Posteriormente, el modelo deriva una masa libre de grasa ajustada sustrayendo este excedente hídrico de la ecuación final. Al eliminar el sesgo del edema, la estimación refleja de manera más precisa la masa libre de grasa. En una cohorte prospectiva de pacientes críticos, se identificó que la BIA sobreestima 7.2 kg la MLG en comparación con la medición de TAC, disminuyendo la sobrestimación a 3.5 kg al utilizar estos modelos de ajuste (García-Grimaldo et al., 2025). De no ajustarse la MLG por sobrehidratación, la monitorización de las reservas musculares será errónea.

Actualmente, las directrices de la Iniciativa Global de Liderazgo en Desnutrición (GLIM) recomiendan el índice de masa libre de grasa (IMLG) como un criterio fenotípico prioritario para establecer la presencia y gravedad de la desnutrición (Barazzoni, Jensen, Correia, Gonzalez, Higashiguchi, Shi, Bischoff, Boirie, Carrasco, Cruz-Jentoft, Fuchs-Tarlovsky, Fukushima, Heymsfield, Mourtzakis, Muscaritoli, Norman, Nyulasi, Pisprasert, Prado, De Van Der Schueren, et al., 2022). Los valores diagnósticos sugeridos para indicar una depleción de masa muscular $<17 \text{ kg/m}^2$ en hombres y $<15 \text{ kg/m}^2$ en mujeres, además, la BIA permite conocer la masa muscular esquelética apendicular, esta debe ser reportada como índice de masa muscular esquelética apendicular y también se puede considerar como criterio fenotípico, los valores para diagnosticar baja masa muscular son $<7 \text{ kg/m}^2$ en hombres y $<5.7 \text{ kg/m}^2$ en mujeres. En el contexto de la UCI, la presencia de un IMLG disminuido (según los puntos de corte

antes mencionados), en conjunto con la presencia de inflamación grave aguda (proteína C reactiva $>5 \text{ mg/dL}$ al ingreso), se asocia con estancias en cuidados intensivos y hospitalizaciones significativamente más prolongadas en comparación con aquellos pacientes que ingresan con reservas corporales preservadas (Silva-García et al., 2025).

Evaluación gráfica de los parámetros celulares.

El análisis vectorial de impedancia bioeléctrica (BIVA, por sus siglas en inglés) constituye una herramienta de monitorización que supera las limitaciones convencionales de la evaluación de la composición corporal en el paciente en estado crítico. El BIVA es la representación gráfica directa de la R y Xc, ambas mediciones estandarizadas por la talla del paciente (R/H y Xc/H) para funcionar como la longitud del conductor, configurando así un vector bivariado en un plano cartesiano conocido como gráfico o nomograma RXc (Marra et al., 2019). La posición espacial y la longitud de este vector se interpretan mediante su comparación visual con las elipses de tolerancia o de confianza, trazadas habitualmente a los percentiles 50%, 75% y 95%, que delimitan la distribución bivariada normal de una población de referencia sana equiparable en edad, sexo y etnia (Lima et al., 2022). La superioridad clínica de la BIVA en los pacientes críticos radica en su total independencia de las variables como peso corporal del paciente y de las ecuaciones predictivas de regresión que suelen afectarse en estados de sobrehidratación (Dumitriu et al., 2025; Marra et al., 2019). La BIVA logra eludir este sesgo al depender exclusivamente de las propiedades eléctricas intrínsecas de los tejidos (Dumitriu et al., 2025; Marra et al., 2019). La interpretación clínica del BIVA se fundamenta en el análisis de las migraciones del vector de impedancia a lo largo de dos ejes direccionales en el plano. Las alteraciones en el estado de hidratación tisular, en ausencia de cambios en la masa celular, se asocian a un desplazamiento del vector a lo largo del eje mayor de las elipses de tolerancia (Marra et al., 2019). En este eje, un acortamiento del vector (migración hacia el polo inferior derecho) refleja objetivamente una disminución de la resistencia por acumulación de líquidos, lo que traduce una condición de

sobrecarga hídrica, edema intersticial o anasarca (Dumitriu et al., 2025). Por el contrario, el alargamiento del vector (migración hacia el polo superior izquierdo) es un indicador fidedigno de la contracción del espacio extracelular y de la deshidratación o depleción de volumen (Marra et al., 2019). Por otro lado, las variaciones en la integridad, cantidad y masa de los tejidos blandos metabólicamente activos (células) se manifiestan mediante traslaciones del vector en dirección al eje menor de las elipses (Marra et al., 2019; Moonen & Van Zanten, 2021). Un desplazamiento lateral hacia la izquierda evidencia una mayor reactancia y capacitancia de las membranas, lo que denota una abundante masa celular corporal y una adecuada integridad tisular (fenotipos atléticos o con obesidad, dependiendo del nivel de hidratación) (Marra et al., 2019; Moonen & Van Zanten, 2021). En contraparte, la migración del vector hacia la derecha del eje menor —acompañada del estrechamiento del ángulo de fase— evidencia una pérdida crítica de reactancia por lisis de membranas celulares y destrucción de proteínas estructurales, que se traduce en estados patológicos de desnutrición severa, caquexia o sarcopenia aguda (Marra et al., 2019; Moonen & Van Zanten, 2021). Es decir, los desplazamientos dinámicos del vector proporcionan información que permite a los especialistas evaluar y guiar estrategias de reanimación hídrica, ajustar diuréticos y definir las metas de ultrafiltración durante las terapias de reemplazo renal (Moonen & Van Zanten, 2021) (Figura 3).

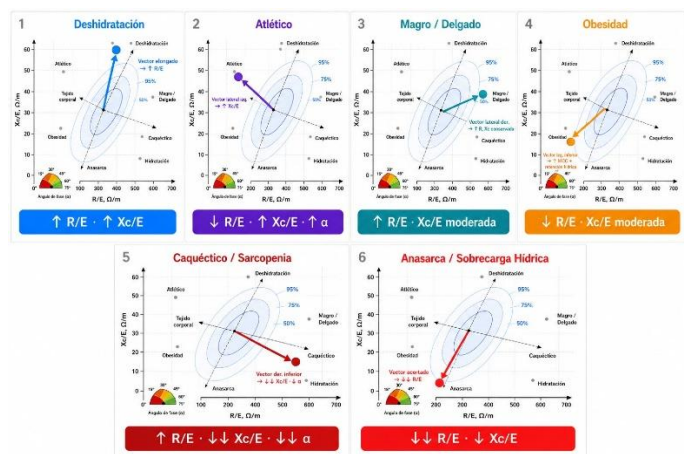


Figura 3. Trayectorias de las elipses de la BIVA. Figura generada a partir de Moonen HPFX. Curr Opin Crit Care. 2021 Aug;27(4):344–53. La generación gráfica se realizó con asistencia de inteligencia artificial (Claude, Lorka.ai).

La evidencia clínica reporta que los pacientes críticos que presentan vectores anormalmente acortados en los primeros días de ingreso —identificando sobrehidratación grave por fuera de los márgenes de tolerancia del 75% o 95%— presentan un riesgo significativamente mayor de desarrollar disfunción multiorgánica, mayor necesidad de ventilación mecánica, así como estancias más prolongadas tanto en la UCI como en el hospital, lo que en conjunto incrementa sustancialmente las tasas de mortalidad general a corto y mediano plazo (Dumitriu et al., 2025; Myatchin et al., 2020; Sanson et al., 2024).

Indicadores relacionados con los parámetros celulares.

Ángulo de fase.

El AF se ha consolidado como un biomarcador importante por su capacidad para reflejar directamente la capacitancia de la membrana celular y la proporción existente entre el agua intracelular y extracelular (Dumitriu et al., 2025; Lima et al., 2022). Fisiológicamente, un AF disminuido evidencia el daño estructural de las membranas, la alteración de su permeabilidad o la muerte celular inducidos por la respuesta aguda a la enfermedad grave (Dumitriu et al., 2025; Lima et al., 2022). En población en estado crítico, este parámetro se ha relacionado como un marcador de estrés metabólico e inflamación sistémica; esto se fundamenta en que las especies reactivas de oxígeno y las citocinas proinflamatorias (como la proteína C reactiva y la interleucina-6) alteran directamente las membranas celulares, lo que disminuye significativamente los valores del ángulo de fase y puede reflejar un estado de disfunción celular y apoptosis (Dumitriu et al., 2025; Lima et al., 2022; Prado et al., 2022; Zheng et al., 2023). La evidencia respalda la asociación predictiva del AF con desenlaces clínicos, lo que demuestra que los individuos con valores bajos al ingreso o durante su estancia presentan una progresión clínica notablemente más adversa. Diversos metaanálisis han revelado que un AF reducido incrementa el riesgo de mortalidad por todas las causas de manera independiente, reportando riesgos relativos (RR) de 1.82 a 2.45 veces mayores en comparación con aquellos con un AF normal, observándose de manera consistente que

los pacientes que sobreviven mantienen promedios significativamente más altos que los fallecidos (Lima et al., 2022; Zheng et al., 2023). Adicionalmente, valores bajos de este parámetro se correlacionan negativamente con la duración del soporte vital, lo que predice periodos más prolongados de ventilación mecánica invasiva y un incremento significativo en los días de estancia en la UCI (Lima et al., 2022; Osuna-Padilla, Rodríguez-Moguel, Rodríguez-Llamazares, Aguilar-Vargas, et al., 2022; Zheng et al., 2023). Se ha documentado que un AF al ingreso $<3.49^\circ$ incrementa sustancialmente la mortalidad a los 28 días en la UCI (Thibault et al., 2016), mientras que en pacientes críticos con neumonía por COVID-19, valores de $<3.85^\circ$ en mujeres y $<5.25^\circ$ en hombres han demostrado alta sensibilidad y especificidad para predecir la mortalidad a los 60 días (Osuna-Padilla, Rodríguez-Moguel, Rodríguez-Llamazares, Aguilar-Vargas, et al., 2022).

Evaluar los valores basales es importante, pero el monitoreo continuo del AF resulta vital. Se ha demostrado que una caída mayor al 22.2% en el AF durante los primeros 14 días en la UCI aumenta, de forma independiente, el riesgo de mortalidad a los 90 días (HR 2.20; IC 95% 1.71-6.60; $p = 0.04$) (García-Grimaldo et al., 2024). Esta disminución refleja el severo catabolismo proteico y el rápido desgaste muscular típicos de la fase temprana de la enfermedad crítica (García-Grimaldo et al., 2024; Dumitriu et al., 2025).

Por otro lado, el AF también ha demostrado ser un marcador subrogado útil para evaluar la masa muscular en el entorno de cuidados intensivos. Se ha reportado que los pacientes diagnosticados con reservas musculares conservadas mediante TAC presentan valores de AF significativamente más elevados que los individuos con depleción del tejido magro (Osuna-Padilla, Rodríguez-Moguel, Rodríguez-Llamazares, Orsso, et al., 2022). Al evaluar el rendimiento diagnóstico del AF frente a la TAC como estándar de oro, el uso de puntos de corte predefinidos ($<3.85^\circ$ en mujeres y $<5.25^\circ$ en hombres) ha mostrado una capacidad discriminativa moderada (Osuna-Padilla, Rodríguez-Moguel, Rodríguez-Llamazares, Orsso, et al., 2022).

Estudios recientes de validación imagenológica

evidencian que los valores del AF correlacionan fuertemente tanto con el área transversal del músculo esquelético como con su densidad (un indicador de calidad muscular libre de infiltración grasa) medidas mediante TAC a nivel de la tercera vértebra lumbar (Looijaard et al., 2020; Moonen & Van Zanten, 2021; Prado et al., 2022). Esto evidencia que el AF refleja de manera confiable la atrofia muscular, estableciéndose como un método subrogado ideal a utilizar a pie de cama para diagnosticar y monitorizar el desgaste muscular en un entorno clínico donde el balance de fluidos varía (Dumitriu et al., 2025; Moonen & Van Zanten, 2021).

Más allá de la supervivencia global, el impacto de la alteración de la composición corporal se extiende a complicaciones funcionales del síndrome post-UCI, como la disfagia post-extubación (Reyes-Torres et al., 2022) y la debilidad adquirida en la UCI (García-Grimaldo et al., 2025). Se ha documentado una asociación directa entre el AF y la disfunción deglutoria; de hecho, los pacientes que desarrollan esta complicación presentan valores de AF significativamente más bajos que los de aquellos que conservan la función deglutoria. En el análisis multivariado, un AF $<4.8^\circ$ se asoció con disfagia post-extubación y con una menor tasa de recuperación de la deglución al alta hospitalaria (Reyes-Torres et al., 2022). Respecto a la debilidad adquirida en la UCI, los pacientes que desarrollan esta condición clínica presentan valores de AF significativamente inferiores en comparación con aquellos que mantienen una fuerza muscular dentro de la normalidad (García-Grimaldo et al., 2025). Se observaron medias de $4.7 \pm 1.0^\circ$ frente a $5.2 \pm 1.07^\circ$ ($p = 0.02$) desde el ingreso a cuidados intensivos. Esta diferencia en el AF se mantuvo a lo largo de la hospitalización, evidenciando un desgaste muscular continuo y una pérdida de integridad de membrana mucho más acentuada al momento del egreso en la cohorte que desarrolló debilidad ($3.9 \pm 0.8^\circ$ frente a $4.6 \pm 1.1^\circ$; $p < 0.01$) (García-Grimaldo et al., 2025).

Limitaciones, sesgos y consideraciones prácticas.

En el paciente en estado crítico, la variabilidad biológica extrema actúa como una variable de confusión ineludible que distorsiona las mediciones

bioeléctricas primarias. Las ecuaciones de la BIA asumen una distribución hídrica estable y propiedades dieléctricas constantes; sin embargo, condiciones como la inestabilidad hemodinámica y el consecuente uso de soporte farmacológico, como los vasopresores, impactan los resultados al registrarse en estados donde las alteraciones o deficiencias en la perfusión periférica tisular modifican de manera localizada la conductividad eléctrica de los tejidos (Jones et al., 2015; Malbrain et al., 2014). Sumado a estas alteraciones de la microcirculación, existen factores intercurrentes durante el estado de choque, tales como fluctuaciones en la temperatura cutánea y ambiental, fiebre o sudoración profusa, los cuales afectan directamente la resistencia de la piel e interfieren con la obtención de los parámetros celulares (Malbrain et al., 2014; Moonen & Van Zanten, 2021).

El manejo avanzado de fluidos representa otro reto, especialmente en pacientes con requerimiento de terapia de reemplazo renal. Las alteraciones dinámicas y los desplazamientos masivos de líquidos intra y extracelulares generados por estas terapias provocan incrementos drásticos en la resistencia tisular, tanto en bajas como en altas frecuencias, impactando significativamente y de forma inmediata la estimación predictiva de la masa libre de grasa (Ismael et al., 2014). En este complejo escenario, el momento preciso de la medición es fundamental; las evaluaciones deben realizarse de forma seriada y en periodos de relativa estabilidad volémica y hemodinámica, programándolas idealmente a la misma hora cada día y antes de iniciar intervenciones disruptivas como el soporte nutricional o la administración de expansores plasmáticos (cristaloides hipertónicos o coloides) (Dumitriu et al., 2025; Ismael et al., 2014).

Los estados de sobrecarga hídrica severa, manifestados como anasarca, edema generalizado, ascitis o derrames pleurales, distorsionan la asunción teórica de que el agua se distribuye uniformemente (Malbrain et al., 2014; Moonen & Van Zanten, 2021). Dado que los modelos de la BIA asumen al cuerpo como un conductor cilíndrico homogéneo y son mucho más sensibles a las fluctuaciones de volumen en las extremidades que en el tronco, la retención de

líquidos o edema intersticial induce a una subestimación de la resistencia y conduce a una sobreestimación de la masa muscular (Malbrain et al., 2014; Moonen & Van Zanten, 2021). Esta imprecisión se exacerba ante alteraciones electrolíticas severas, ya que las variaciones agudas en las concentraciones tisulares de sodio incrementan la conductividad y disminuyen la resistencia del compartimento extracelular de forma intrínseca, introduciendo sesgos independientes al volumen hídrico real (Moonen & Van Zanten, 2021).

La BIA segmental utiliza ocho electrodos para modelar el cuerpo en cinco compartimentos independientes, lo cual incrementa notablemente su precisión (Moonen & Van Zanten, 2021). Por el contrario, en el paciente crítico, los dispositivos de frecuencia única (SF-BIA) y los modelos bipolares periféricos (pie-pie o mano-mano) resultan ineficientes tanto para la investigación como para la toma de decisiones clínicas (Dumitriu et al., 2025). Estos métodos de menor precisión presentan graves sesgos frente a la variabilidad biológica del paciente grave, ya que son incapaces de diferenciar una expansión de líquidos extracelular asimétrica al no poder realizar un análisis segmental de los líquidos (Samoni & Bonilla-Resnéndiz, 2019).

A pie de cama, estos desafíos exigen consideraciones metodológicas estrictas para garantizar la reproducibilidad de la señal eléctrica. La postura física es primordial, aunque la recomendación exige el decúbito supino horizontal para la correcta ecualización de los fluidos, la elevación de la cabecera —común en pacientes bajo ventilación mecánica— altera, por la gravedad, la distribución del agua corporal, comprometiendo la credibilidad de la medición (Malbrain et al., 2014; Moonen & Van Zanten, 2021). Finalmente, debe prevenirse la interferencia del entorno físico, asegurando que el paciente esté aislado de los marcos o superficies metálicas de la cama (Jones et al., 2015; Malbrain et al., 2014; Sanson et al., 2024).

La validez de la BIA en el paciente en cuidados intensivos depende de la implementación de protocolos de medición meticulosamente estandarizados. Es un error metodológico asumir

que distintos dispositivos de BIA proporcionan resultados equivalentes; la evidencia demuestra que equipos con especificaciones y esquemas de medición similares exhiben diferencias clínicas significativas en su desempeño analítico. El uso de equipos sin calibrar compromete sustancialmente la fiabilidad de los datos, documentando desviaciones entre un 22% y un 50% en las mediciones de la impedancia y reactancia del tronco, induciendo márgenes de error inaceptables en el cálculo del agua corporal total (D. B. Kim et al., 2026). Reducir el sesgo inter e intraobservador requiere que cada evaluación se ejecute bajo condiciones posturales, ambientales y temporales altamente reproducibles, controlando estrictamente las variables metodológicas (Dumitriu et al., 2025).

Checklist para la implementación exitosa de la BIA en el paciente crítico: control de varianza preanalítica para la medición en la UCI.

Preparación del paciente y el entorno.

Estandarizar el posicionamiento e inclinación: asegurar que el paciente se encuentre en decúbito supino tras un periodo de reposo absoluto sin movilizaciones (idealmente de 5 a 10 minutos previos). Permitir una pequeña elevación de la cabecera de la cama menor a 20° o una inclinación máxima de hasta 30°-45° (según requerimientos ventilatorios), siempre y cuando se repliquen exactamente los mismos grados en las mediciones subsecuentes. Evitar la elevación no estandarizada del tronco, ya que la gravedad altera de forma aguda la distribución del agua corporal (Dupertuis et al., 2025; Looijaard et al., 2020; Malbrain et al., 2014). Es necesario evitar la presencia de agua en la cama (la cual altera la conducción eléctrica).

Garantizar que las extremidades no se toquen entre sí: separar los brazos del tronco en un ángulo aproximado de 30° y separar las piernas entre sí en un ángulo aproximado de 45° para prevenir que la piel se toque y se generen interferencias en la conducción eléctrica (Lima et al., 2022; Sanson et al., 2024).

Aislar de superficies metálicas: evitar cualquier contacto de las extremidades o el cuerpo del paciente con los barandales, marcos metálicos de

la cama u otros equipos conductores. En pacientes con obesidad puede ser necesario colocar material aislante (ej. una toalla seca) entre los brazos y el tronco, y entre los muslos, rodillas y tobillos (Samoni & Bonilla-Reséndiz, 2019; Sanson et al., 2024).

Controlar las variables hemodinámicas y el momento de medición: programar la evaluación a la misma hora todos los días. Realizar la medición estrictamente antes de intervenciones como la administración de bolos de fluidos intravenosos o el inicio del soporte nutricional (Dumitriu et al., 2025; Moonen & Van Zanten, 2021).

Verificar la estabilidad hemodinámica: confirmar que no se hayan introducido ni se hayan modificado las dosis de fármacos vasoactivos (vasopresores) en las 4 horas previas a la medición, ya que estos alteran significativamente la microcirculación y la perfusión periférica (Ismael et al., 2014).

Colocación técnica y medición.

Calibración del equipo de BIA: para garantizar un nivel de confianza adecuado, los equipos deben calibrarse utilizando, de preferencia, simuladores de impedancia corporal estándar o medidores LCR. Esto permite obtener una medición estandarizada con un alto nivel de confianza. (D. B. Kim et al., 2026).

Preparar y asear adecuadamente la piel: limpiar la piel en los sitios anatómicos de colocación de los electrodos utilizando alcohol (70% o isopropílico) o solución salina. Frotar con una torunda y secar completamente la superficie antes de la adhesión de los sensores para eliminar la sudoración y reducir la resistencia cutánea (Dupertuis et al., 2025; Samoni & Bonilla-Reséndiz, 2019; Thibault et al., 2016).

Posicionar los electrodos bajo métrica estandarizada: utilizar electrodos adhesivos desechables y asegurarse de que el área de gel conductivo sea de al menos 400 mm². Mantener una separación de al menos 5 cm entre el electrodo emisor (señal) y el electrodo detector (voltaje) ubicados en el dorso de la mano/muñeca y el pie/tobillo ipsilateral (Dupertuis et al., 2025; Looijaard et al., 2020; Sanson et al., 2024).

Evitar lesiones cutáneas y catéteres periféricos: evitar posicionar electrodos sobre zonas con edema altamente localizado, apósitos, heridas, fracturas o extremidades amputadas (Ismael et al., 2014; Sanson et al., 2024; Thibault et al., 2016).

Cuando NO medir o interpretar con extrema cautela Pérdida de la integridad cutánea y quemaduras: La medición está contraindicada si los sitios anatómicos para la colocación de electrodos presentan quemaduras, lesiones severas y pérdida de continuidad dérmica (D. B. Kim et al., 2026; Sanson et al., 2024).

Retrasar la medición ante la terapia de reemplazo renal continua o diálisis: no evaluar al paciente durante sesiones de terapias extracorpóreas debido a las fluctuaciones hídricas. Ejecutar la medición en dos tiempos: inmediatamente antes de iniciar la terapia, y postergar la segunda evaluación hasta al menos 30 minutos después de finalizada la sesión para permitir el reequilibrio y la recirculación de los compartimentos hídricos (Ismael et al., 2014; Jones et al., 2015). Si el analizador de bioimpedancia cuenta con la función específica de "diálisis", se recomienda activarla y realizar la medición siguiendo estrictamente las indicaciones del fabricante.

Interferencias relacionadas a dispositivos médicos: En la UCI, los equipos eléctricos, como los dispositivos de monitorización y los ventiladores mecánicos, pueden alterar la medición de la bioimpedancia debido a la interferencia electromagnética. Mientras que algunos reportes advierten que la interferencia de frecuencias entre distintos sistemas bioeléctricos compromete la calidad de la señal, otros ensayos clínicos prospectivos han demostrado que la presencia de cables de monitorización cardíaca continua o sensores transcutáneos de oxígeno no genera diferencias estadísticamente significativas en los valores de resistencia y reactancia. Ante esta incertidumbre, el control de calidad exige no la contraindicación absoluta del método, pero sí la estandarización estricta del entorno: el profesional de la salud debe documentar el soporte vital activo y asegurar que las evaluaciones seriadas intra-sujeto se realicen bajo las mismas condiciones de instrumentación periférica (Comym et al., 2016; Jacobs et al., 2026).

Verificar presencia de dispositivos cardíacos eléctricos: no medir a pacientes con dispositivos como marcapasos o desfibriladores automáticos implantables debido al riesgo teórico de inducir descargas o una respuesta incorrecta, a menos que un protocolo institucional de seguridad cardiológica avale específicamente su uso (Ismael et al., 2014; Jones et al., 2015; Malbrain et al., 2014).

Posicionamiento en decúbito prono: La BIA debe realizarse con el paciente en posición supina, permitiendo una elevación máxima del tronco de 30° a 45°, ya que elevaciones mayores alteran la distribución del agua por gravedad (Sanson et al., 2024; Malbrain et al., 2014). La medición carece de validez en pacientes sometidos a ventilación en decúbito prono (frecuente en el síndrome de dificultad respiratoria aguda severo). En esta posición, el desplazamiento de fluidos hacia la región ventral altera la geometría cilíndrica del conductor que asumen los algoritmos del dispositivo, corrompiendo la estimación de los compartimentos (Malbrain et al., 2014).

REFERENCIAS.

- Ait Hssain, A., Farigon, N., Merdji, H., Guelon, D., Bohé, J., Cayot, S., Chabanne, R., Constantin, J.-M., Pereira, B., Bouvier, D., Andant, N., Roth, H., Thibault, R., Sapin, V., Hasselmann, M., Souweine, B., Cano, N., Boirie, Y., & Dupuis, C. (2023). Body composition and muscle strength at the end of ICU stay are associated with 1-year mortality, a prospective multicenter observational study. *Clinical Nutrition (Edinburgh, Scotland)*, 42(10), 2070–2079.
<https://doi.org/10.1016/j.clnu.2023.09.001>
- Akamatsu, Y., Kusakabe, T., Arai, H., Yamamoto, Y., Nakao, K., Ikeue, K., Ishihara, Y., Tagami, T., Yasoda, A., Ishii, K., & Satoh-Asahara, N. (2022). Phase angle from bioelectrical impedance analysis is a useful indicator of muscle quality. *Journal of Cachexia, Sarcopenia and Muscle*, 13(1), 180–189.
<https://doi.org/10.1002/jcsm.12860>
- Barazzoni, R., Jensen, G. L., Correia, M. I. T. D., Gonzalez, M. C., Higashiguchi, T., Shi, H. P.,

- Bischoff, S. C., Boirie, Y., Carrasco, F., Cruz-Jentoft, A., Fuchs-Tarlovsky, V., Fukushima, R., Heymsfield, S., Mourtzakis, M., Muscaritoli, M., Norman, K., Nyulasi, I., Pisprasert, V., Prado, C., ... Compher, C. (2022). Guidance for assessment of the muscle mass phenotypic criterion for the Global Leadership Initiative on Malnutrition (GLIM) diagnosis of malnutrition. *Clinical Nutrition (Edinburgh, Scotland)*, 41(6), 1425–1433.
<https://doi.org/10.1016/j.clnu.2022.02.001>
- Barazzoni, R., Jensen, G. L., Correia, M. I. T. D., Gonzalez, M. C., Higashiguchi, T., Shi, H. P., Bischoff, S. C., Boirie, Y., Carrasco, F., Cruz-Jentoft, A., Fuchs-Tarlovsky, V., Fukushima, R., Heymsfield, S., Mourtzakis, M., Muscaritoli, M., Norman, K., Nyulasi, I., Pisprasert, V., Prado, C., ... Compher, C. (2022). Guidance for assessment of the muscle mass phenotypic criterion for the Global Leadership Initiative on Malnutrition (GLIM) diagnosis of malnutrition. *Clinical Nutrition*, 41(6), 1425–1433.
<https://doi.org/10.1016/j.clnu.2022.02.001>
- Basso, F., Berdin, G., Virzì, G. M., Mason, G., Piccinni, P., Day, S., Cruz, D. N., Wjewodzka, M., Giuliani, A., Brendolan, A., & Ronco, C. (2013). Fluid Management in the Intensive Care Unit: Bioelectrical Impedance Vector Analysis as a Tool to Assess Hydration Status and Optimal Fluid Balance in Critically Ill Patients. *Blood Purification*, 36(3–4), 192–199.
<https://doi.org/10.1159/000356366>
- Chamney, P. W., Wabel, P., Moissl, U. M., Müller, M. J., Bosy-Westphal, A., Korth, O., & Fuller, N. J. (2007). A whole-body model to distinguish excess fluid from the hydration of major body tissues. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 85(1), 80–89.
<https://doi.org/10.1093/ajcn/85.1.80>
- Compher, C., Bingham, A. L., McCall, M., Patel, J., Rice, T. W., Braunschweig, C., & McKeever, L. (2022). Guidelines for the provision of nutrition support therapy in the adult critically ill patient: The American Society for Parenteral and Enteral Nutrition. *Journal of Parenteral and Enteral Nutrition*, 46(1), 12–41.
<https://doi.org/10.1002/jpen.2267>
- Comym, V. C., Macedu, Y. S., Neves, E. K. P. B., Bueno, A. C., Fernandez, H. C., Moreira, M. E. L., & Vieira, A. A. (2016). Interference of heart and transcutaneous oxygen monitoring in the measurement of bioelectrical impedance analysis in preterm newborns. *Jornal de Pediatria (Versão em Português)*, 92(5), 528–531.
<https://doi.org/10.1016/j.jpedp.2016.05.013>
- Da Silva, B. R., Gonzalez, M. C., Cereda, E., & Prado, C. M. (2022). Exploring the potential role of phase angle as a marker of oxidative stress: A narrative review. *Nutrition*, 93, 111493.
<https://doi.org/10.1016/j.nut.2021.111493>
- Dumitriu, A. M., Cobilinschi, C., Dumitriu, B., Vâlcea, S., Ungureanu, R., Popa, A., Ene, R., Țincu, R., Grințescu, I. M., & Mirea, L. (2025). Advancing Nutritional Care Through Bioelectrical Impedance Analysis in Critical Patients. *Nutrients*, 17(3), 380.
<https://doi.org/10.3390/nu17030380>
- Dupertuis, Y. M., Jimaja, W., Beardsley Levoy, C., & Genton, L. (2025). Bioelectrical impedance analysis instruments: How do they differ, what do we need for clinical assessment? *Current Opinion in Clinical Nutrition & Metabolic Care*, 28(5), 379–387.
<https://doi.org/10.1097/MCO.0000000000001142>
- Fazzini, B., Märkl, T., Costas, C., Blobner, M., Schaller, S. J., Prowle, J., Puthucherry, Z., & Wackerhage, H. (2023). The rate and assessment of muscle wasting during critical illness: A systematic review and meta-analysis. *Critical Care (London, England)*, 27(1), 2.
<https://doi.org/10.1186/s13054-022-04253-0>
- García Del Valle-Alegría, G. R., Osuna-Padilla, I. A., Gómez-Rodríguez, A. L., Alarcón-Dionet, A., Rodríguez-Díaz, Z., & Buendía-Roldán, I. (2024). Validity of bioelectric impedance analysis for body composition assessment in interstitial lung disease patients. *Nutrición Hospitalaria*, 41(4), 810–814.
<https://doi.org/10.20960/nh.04882>
- García-Grimaldo, A., Rodríguez-Moguel, N. C.,

- Godínez-Victoria, M., Rodríguez-Llamazares, S., Ríos-Ayala, M. A., Cadeza-Aguilar, J. D., & Osuna-Padilla, I. A. (2025). Associations between Intensive care unit acquired weakness with post-extubation dysphagia and other clinical outcomes-a cohort study in critically ill respiratory patients. *Clinical Nutrition ESPEN*, 66, 194–201. <https://doi.org/10.1016/j.clnesp.2025.01.044>
- García-Grimaldo, A., Rodríguez-Moguel, N. C., Hernández-Cárdenas, C. M., & Osuna-Padilla, I. A. (2025). Comparison of fat-free mass adjusted for overhydration obtained by bioelectrical impedance and computed tomography in critically ill patients with COVID-19: A secondary analysis of a prospective cohort. *Nutrition in Clinical Practice*, ncp.70081. <https://doi.org/10.1002/ncp.70081>
- García-Grimaldo, A., Rodríguez-Moguel, N. C., Ríos-Ayala, M. A., Hernández-Cárdenas, C. M., Pensado-Piedra, L., & Osuna-Padilla, I. A. (2024). Muscle wasting in ICU-patients with COVID-19—Descriptive analysis and risk factors identification. *Medicina Intensiva*, 48(8), 487–490. <https://doi.org/10.1016/j.medine.2024.04.010>
- García-Grimaldo, A., Trujillo-Mercado, A. S., Rodríguez-Moguel, N. C., Ríos-Ayala, M. A., Hernández-Cardenas, C. M., & Osuna-Padilla, I. A. (2024). Association between longitudinal changes in phase angle and mortality rate in adults critically ill with COVID-19: A retrospective cohort study. *Journal of Parenteral and Enteral Nutrition*, 48(8), 974–981. <https://doi.org/10.1002/jpen.2685>
- Ismael, S., Savalle, M., Trivin, C., Gillaizeau, F., D'Auzac, C., & Faisy, C. (2014). The consequences of sudden fluid shifts on body composition in critically ill patients. *Critical Care*, 18(2), R49. <https://doi.org/10.1186/cc13794>
- Jacobs, I., Lowe, A., Garcia, L., & Zhang, H. (2026). Advancing physical activity monitoring through bioimpedance measurement: A review. *Progress in Biomedical Engineering*, 8(2), 022002. <https://doi.org/10.1088/2516-1091/ae3671>
- Jones, S. L., Tanaka, A., Eastwood, G. M., Young, H., Peck, L., Bellomo, R., & Mårtensson, J. (2015). Bioelectrical impedance vector analysis in critically ill patients: A prospective, clinician-blinded investigation. *Critical Care*, 19(1), 290. <https://doi.org/10.1186/s13054-015-1009-3>
- Kim, D. B., Shin, S. S., & Kim, W.-S. (2026). Assessment of bioelectrical impedance analysis devices for data reliability of body impedance measurements. *Frontiers in Nutrition*, 12, 1705346. <https://doi.org/10.3389/fnut.2025.1705346>
- Kim, D., Sun, J. S., Lee, Y. H., Lee, J. H., Hong, J., & Lee, J.-M. (2019). Comparative assessment of skeletal muscle mass using computerized tomography and bioelectrical impedance analysis in critically ill patients. *Clinical Nutrition (Edinburgh, Scotland)*, 38(6), 2747–2755. <https://doi.org/10.1016/j.clnu.2018.12.002>
- Lee, K.-E., Lee, J., Lee, S.-M., Oh, D. K., Lee, S. Y., Hyun, D.-G., Park, M. H., Lim, C.-M., Lee, H. Y., & on behalf of the Korean Sepsis Alliance (KSA) Investigators. (2025). Hyperosmolar Dehydration in Sepsis: Implications for Initial Fluid Management. *Critical Care Medicine*, 53(12), e2583–e2595. <https://doi.org/10.1097/CCM.0000000000000689>
- Lima, J., Eckert, I., Gonzalez, M. C., & Silva, F. M. (2022). Prognostic value of phase angle and bioelectrical impedance vector in critically ill patients: A systematic review and meta-analysis of observational studies. *Clinical Nutrition*, 41(12), 2801–2816. <https://doi.org/10.1016/j.clnu.2022.10.010>
- Looijaard, W. G. P. M., Molinger, J., & Weijs, P. J. M. (2018). Measuring and monitoring lean body mass in critical illness. *Current Opinion in Critical Care*, 24(4), 241–247. <https://doi.org/10.1097/MCC.0000000000000051>
- Looijaard, W. G. P. M., Stapel, S. N., Dekker, I. M., Rusticus, H., Remmelzwaal, S., Girbes, A. R. J., Weijs, P. J. M., & Oudemans-van Straaten, H. M. (2020). Identifying critically ill patients

- with low muscle mass: Agreement between bioelectrical impedance analysis and computed tomography. *Clinical Nutrition*, 39(6), 1809–1817. <https://doi.org/10.1016/j.clnu.2019.07.020>
- Malbrain, M. L. N. G., Huygh, J., Dabrowski, W., De Waele, J. J., Staelens, A., & Wauters, J. (2014). The use of bio-electrical impedance analysis (BIA) to guide fluid management, resuscitation and deresuscitation in critically ill patients: A bench-to-bedside review. *Anestezjologia Intensywna Terapia*, 46(5), 381–391. <https://doi.org/10.5603/AIT.2014.0061>
- Marra, M., Sammarco, R., De Lorenzo, A., Iellamo, F., Siervo, M., Pietrobelli, A., Donini, L. M., Santarpia, L., Cataldi, M., Pasanisi, F., & Contaldo, F. (2019). Assessment of Body Composition in Health and Disease Using Bioelectrical Impedance Analysis (BIA) and Dual Energy X-Ray Absorptiometry (DXA): A Critical Overview. *Contrast Media & Molecular Imaging*, 2019, 1–9. <https://doi.org/10.1155/2019/3548284>
- Moonen, H. P. F. X., & Van Zanten, A. R. H. (2021). Bioelectric impedance analysis for body composition measurement and other potential clinical applications in critical illness. *Current Opinion in Critical Care*, 27(4), 344–353. <https://doi.org/10.1097/MCC.0000000000000840>
- Mundi, M. S., Patel, J. J., & Martindale, R. (2019). Body Composition Technology: Implications for the ICU. *Nutrition in Clinical Practice*, 34(1), 48–58. <https://doi.org/10.1002/ncp.10230>
- Myatchin, I., Abraham, P., & Malbrain, M. L. N. G. (2020). Bio-electrical impedance analysis in critically ill patients: Are we ready for prime time? *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 34(3), 401–410. <https://doi.org/10.1007/s10877-019-00439-0>
- Osuna-Padilla, I. A., Rodríguez-Moguel, N. C., Rodríguez-Llamazares, S., Aguilar-Vargas, A., Casas-Aparicio, G. A., Ríos-Ayala, M. A., & Hernández-Cardenas, C. M. (2022). Low phase angle is associated with 60-day mortality in critically ill patients with COVID-19. *JPEN. Journal of Parenteral and Enteral Nutrition*, 46(4), 828–835. <https://doi.org/10.1002/jpen.2236>
- Osuna-Padilla, I. A., Rodríguez-Moguel, N. C., Rodríguez-Llamazares, S., Orsso, C. E., Prado, C. M., Ríos-Ayala, M. A., Villanueva-Camacho, O., Aguilar-Vargas, A., Pensado-Piedra, L. E., Juárez-Hernández, F., & Hernández-Cárdenas, C. M. (2022). Low muscle mass in COVID-19 critically-ill patients: Prognostic significance and surrogate markers for assessment. *Clinical Nutrition (Edinburgh, Scotland)*, 41(12), 2910–2917. <https://doi.org/10.1016/j.clnu.2022.02.019>
- Prado, C. M., Landi, F., Chew, S. T. H., Atherton, P. J., Molinger, J., Ruck, T., & Gonzalez, M. C. (2022). Advances in muscle health and nutrition: A toolkit for healthcare professionals. *Clinical Nutrition*, 41(10), 2244–2263. <https://doi.org/10.1016/j.clnu.2022.07.041>
- Reyes-Torres, C. A., Flores-López, A., Osuna-Padilla, I. A., Hernández-Cárdenas, C. M., & Serralde-Zúñiga, A. E. (2022). Phase angle and overhydration are associated with post-extubating dysphagia in patients with COVID-19 discharged from the ICU. *Nutrition in Clinical Practice*, 37(1), 110–116. <https://doi.org/10.1002/ncp.10781>
- Rodríguez-Moguel, N., Osuna-Padilla, I. A., Piekarska, K. B., Negrete-García, M.-F., Hernández-Muñoz, A., Contreras-Marín, J. A., Montaña-Mattar, R., & Casas-Aparicio, G. (2024). Fluid Status Assessment in Critically Ill Patients with COVID-19: A Retrospective Cohort Study. *Journal of Clinical Medicine*, 13(2), 540. <https://doi.org/10.3390/jcm13020540>
- Samoni, S., & Bonilla-Reséndiz, L. I. (2019). Noninvasive Methods of Fluid Status Assessment in Critically Ill Patients. En *Critical Care Nephrology* (pp. 821-825.e2). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-44942-7.00135-7>
- Sanson, G., Doriguzzi, L., Garbari, P., Ruggiero, M. J., Valentinuzzo, I., Mettullo, T., Stofa, E.,

- Fisicaro, M., Vecchiet, S., Mazzaro, E., Zanetti, M., & Fabiani, A. (2024). The severity of early fluid overload assessed by bioelectrical vector impedance as an independent risk factor for longer patient care after cardiac surgery. *Clinical Nutrition*, 43(3), 803–814. <https://doi.org/10.1016/j.clnu.2024.02.007>
- Schefold, J. C., Wollersheim, T., Grunow, J. J., Luedi, M. M., Z'Graggen, W. J., & Weber-Carstens, S. (2020). Muscular weakness and muscle wasting in the critically ill. *Journal of Cachexia, Sarcopenia and Muscle*, 11(6), 1399–1412. <https://doi.org/10.1002/jcsm.12620>
- Silva-García, J., García-Grimaldo, A., Rodríguez-Moguel, N. C., Gómez-Rodríguez, A. L., Ríos-Ayala, M. A., Hernández-Cardenas, C. M., Cadeza-Aguilar, J. D., & Osuna-Padilla, I. A. (2025). Malnutrition is associated with clinical outcomes in mechanically ventilated patients with pneumonia and other lung manifestations: A retrospective cohort study. *Nutrition in Clinical Practice: Official Publication of the American Society for Parenteral and Enteral Nutrition*, 40(4), 870–879. <https://doi.org/10.1002/ncp.11269>
- Singer, P., Blaser, A. R., Berger, M. M., Calder, P. C., Casaer, M., Hiesmayr, M., Mayer, K., Montejo-Gonzalez, J. C., Pichard, C., Preiser, J.-C., Szczeklik, W., Van Zanten, A. R. H., & Bischoff, S. C. (2023). ESPEN practical and partially revised guideline: Clinical nutrition in the intensive care unit. *Clinical Nutrition*, 42(9), 1671–1689. <https://doi.org/10.1016/j.clnu.2023.07.011>
- Thibault, R., Makhlof, A.-M., Mulliez, A., Cristina Gonzalez, M., Kekstas, G., Kozjek, N. R., Preiser, J.-C., Rozalen, I. C., Dadet, S., Krznaric, Z., Kupczyk, K., Tamion, F., Cano, N., Pichard, C., Phase Angle Project Investigators, Graf, S., Heidegger, C. P., Guerreiro, M., Orlandi, S., ... Kunovic, A. (2016). Fat-free mass at admission predicts 28-day mortality in intensive care unit patients: The international prospective observational study Phase Angle Project. *Intensive Care Medicine*, 42(9), 1445–1453. <https://doi.org/10.1007/s00134-016-4468-3>
- van Gassel, R. J. J., Baggerman, M. R., & van de Poll, M. C. G. (2020). Metabolic aspects of muscle wasting during critical illness. *Current Opinion in Clinical Nutrition and Metabolic Care*, 23(2), 96–101. <https://doi.org/10.1097/MCO.0000000000000628>
- Yap, J., Rafii, M., Azcue, M., & Pencharz, P. (2017). Effect of Intravenous Infusion Solutions on Bioelectrical Impedance Spectroscopy. *JPEN. Journal of Parenteral and Enteral Nutrition*, 41(4), 641–646. <https://doi.org/10.1177/0148607115619598>
- Zheng, W.-H., Zhao, Y.-H., Yao, Y., & Huang, H.-B. (2023). Prognostic role of bioelectrical impedance phase angle for critically ill patients: A systemic review and meta-analysis. *Frontiers in Medicine*, 9, 1059747. <https://doi.org/10.3389/fmed.2022.1059747>

Contribuciones de los autores.

J.R.B.V. y L.F.C.H. contribuyeron de manera equitativa en la realización de esta revisión narrativa al realizar la conceptualización, revisión de literatura (estado del arte) y metodología; M.G.V. y N.C.R.M. metodología, redacción-elaboración del borrador original y validación; A.G.G. escritura-revisión y edición.

Financiamiento.

El presente trabajo no recibió financiamiento del sector público ni del privado para su realización.

Conflicto de intereses.

A.G.G. declara tener una relación con Nestlé HealthCare Nutrition Inc. que incluye honorarios por conferencias y ponencias. Los otros autores, declaran no tener intereses financieros ni relaciones personales que pudieran haber influido en el trabajo presentado en este artículo.

Declaración sobre inteligencia artificial

Durante la redacción de este trabajo, los autores utilizaron NootebookLM (Google AI) para mejorar la legibilidad y el lenguaje del manuscrito. Tras utilizar

esta herramienta, los autores revisaron y editaron el contenido según fue necesario y asumen la total responsabilidad del contenido de la publicación final.