

Estado actual de los métodos de evaluación de la composición corporal: descripción, reproducibilidad, precisión, ámbitos de aplicación, seguridad, coste y perspectivas de futuro

Silvia Valtueña Martínez, Victoria Arija Val y Jordi Salas-Salvadó

Unitat de Nutrició Humana. Departament de Medicina i Cirurgia. Hospital Universitari de Sant Joan. Universitat Rovira i Virgili. Reus. Tarragona.

Los primeros estudios sobre composición corporal (CC) datan de mediados del siglo pasado¹⁻³. A partir de entonces, el interés por la composición química del cuerpo y sus variaciones cuantitativas y cualitativas, fisiológicas y patológicas, ha ido creciendo progresivamente hasta la actualidad, como puede observarse en la tabla 1¹⁻²⁸.

El estudio de la CC resulta imprescindible para comprender el efecto que tienen la dieta, el crecimiento, la actividad física, la enfermedad y otros factores del entorno sobre el organismo. Más concretamente, constituye el eje central de la valoración del estado nutricional, de la monitorización de pacientes con malnutrición aguda o crónica y del diagnóstico y tipificación del riesgo asociado a la obesidad, además de contribuir de distintas formas y en diferentes grados al diagnóstico, tratamiento y evaluación del mismo en numerosas especialidades médicas.

En las últimas décadas, se ha intensificado la investigación tanto en el desarrollo de nuevas técnicas de medida como en los modelos teóricos de CC y sus aplicaciones clínicas. Es más, Heymsfield y Matthews²⁹ afirman que «el volumen creciente de libros y artículos originales publicados al respecto sugiere que la CC está emergiendo como una disciplina científica distinta».

Por ello, en este momento de máximo desarrollo tecnológico, científico y conceptual, una revisión acerca del estado actual y de las perspectivas de futuro de los diferentes modelos y técnicas de medida de la CC tiene un interés extraordinario tanto para el clínico como para el investigador.

Modelos de estudio de la composición corporal

Existen muchas maneras de dividir el cuerpo humano en sus diversos componentes, y numerosos métodos para conocer la CC en función de los compartimientos del mismo que nos interese medir.

La composición del cuerpo humano puede estudiarse a cinco niveles diferentes, según se expone de manera simplificada en la figura 1³⁰. En este esquema no existe solapamiento alguno entre los componentes de un mismo nivel y, en estado de equilibrio, es posible establecer ciertas relaciones entre componentes independientemente del nivel al que pertenezcan, con lo que, al menos en teoría, sería posible calcular algunos componentes incógnita a partir de otros conocidos.

Correspondencia: Dr. J. Salas-Salvadó.
Unitat de Nutrició Humana. Universitat Rovira i Virgili.
Sant Llorenç, 21. 43201 Reus. Tarragona.

Manuscrito aceptado el 1-11-1995
Med Clin (Barc) 1996; 106: 624-635

A nivel práctico no siempre pueden estudiarse por separado todos los componentes de un mismo nivel con las técnicas de que disponemos, por lo que, a menudo, nos vemos obligados a dividir el organismo en compartimientos que pueden comprender uno o más componentes dentro de un mismo nivel. Por ejemplo, uno de los modelos más utilizados para determinar la CC es el modelo bicompartimental que divide el cuerpo en masa grasa (MG) y masa libre de grasa (MLG), asumiendo la existencia de dos compartimientos a nivel molecular²⁹.

Los modelos multicompartmentales (tres o más compartimientos) poseen claras ventajas frente a los bicompartmentales, ya que cometen menos errores en la estimación de la CC cuando las proporciones de agua, proteínas y minerales varían de una situación a otra³¹. Por otra parte, también requieren la utilización de varias técnicas en un mismo individuo, lo que podría aumentar la probabilidad de acumular los errores asociados a cada una de ellas al estimar sobre todo la MG, componente que habitualmente se deduce a partir de otras medidas. Sin embargo, un estudio de propagación de errores cuando se utilizan modelos multicompartmentales sugiere que esto no es lo que ocurre en la práctica³².

Por otra parte, los métodos y técnicas existentes para la medida de la CC también pueden clasificarse en relación al modelo propuesto, diferenciándose dos grandes grupos:

1. Los métodos basados en la medición de una propiedad física a partir de la cual puede calcularse un componente: a) mediante una ecuación obtenida estadísticamente, o

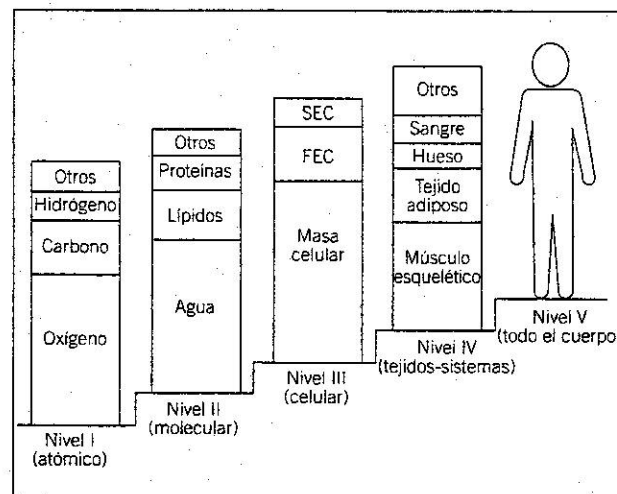


Fig. 1. Representación simplificada de los cinco niveles de composición corporal y sus respectivos componentes. FEC y SEC corresponden a los fluidos y sólidos extracelulares, respectivamente. Gráfico adaptado de Wang et al³⁰.

TABLA 1

Resumen histórico de los acontecimientos más importantes que han hecho avanzar el estudio de la composición corporal en humanos

Año	Investigadores	Acontecimiento
	Von Liebig	El cuerpo contiene muchas de las sustancias presentes en los alimentos. Los fluidos corporales contienen más sodio y menos potasio que los tejidos
1857	Von Bezold ¹	El crecimiento y envejecimiento de los animales comporta una disminución de su contenido hídrico
1859	Lawes y Gilbert ²	El contenido acuoso del cuerpo es inversamente proporcional a su contenido en grasa
1863	Bischoff ³	Análisis del contenido hídrico de cadáveres de humanos adultos
1877	Fehling ⁴	Análisis químico de cadáveres de fetos y recién nacidos
1900	Camerer y Söldner ⁵	
1887	Pfeiffer ⁶	La variación observada en el contenido hídrico de los animales disminuye cuando se expresa en función de la masa libre de grasa
1896	Katz ⁷	Análisis de la composición química del músculo
1901	Voit ⁸	Introducción del concepto «masa protoplasmática activa» (equivalente a la masa celular activa actual), al que deberían referirse algunas funciones fisiológicas
1902	Rubner ⁹	
1907	Cathcart ¹⁰	El organismo pierde nitrógeno durante el ayuno
1909	Shaffer y Coleman ¹¹	Utilización de la excreción urinaria de creatinina como un índice de masa muscular
1914	Benjamin ¹²	Los niños retienen nitrógeno durante el crecimiento
1915	Keith ¹³	Determinación del volumen sanguíneo in vivo mediante colorantes
1919	Benedict ¹⁴	Incluso leves disminuciones de la ingestión se acompañan de pérdidas de nitrógeno corporal
1923	Moulton ¹⁵	Introducción del término «madurez química» para definir la consecución de una composición corporal similar a la del individuo adulto. La madurez química en mamíferos se consigue hacia el 4% de la duración total de la vida
	Marriott ¹⁶	Se inicia el estudio moderno de la fisiología de los fluidos corporales
1934	Von Hevesy ¹⁷	Determinación del agua corporal total (ACT) mediante dilución isotópica (deuterio)
1937	Hastings y Eichelberger ¹⁸	Las grasas neutras no contienen agua, nitrógeno ni electrolitos. Los resultados de los análisis de tejidos se expresan en función de la masa libre de grasa, ahora con una base química mayor
1938	Job y Swanson ¹⁹	Análisis de los minerales traza en cadáveres de fetos, recién nacidos y adultos
1964	Widdowson ²⁰	
1942	Behnke ²¹	Descripción de cómo estimar las proporciones relativas de masa grasa y masa magra en el cuerpo humano, lo que permitió diferenciar sobrepeso de obesidad. Introducción de los métodos indirectos de determinación de la composición corporal
1946	Moore ²²	Introdujo el concepto de sodio y potasio «totalmente intercambiables»
1948	Kerpel ²³	Utilización de balances de sodio y potasio para detectar cambios en los volúmenes de fluidos extra e intracelulares.
1953	Gamble ²⁴	Las ganancias o pérdidas acusadas se asocian sobre todo a cambios en el volumen extracelular (VEC), mientras que tanto el volumen de fluido intracelular como su composición tienden a permanecer estables
1958	Darrow ²⁵	
1951	McCance y Widdowson ²⁶	Aplicaron técnicas dilucionales al estudio del ACT y VEC para calcular la masa celular y la masa grasa corporal en humanos
	Sievert ²⁷	El contenido corporal en ⁴⁰ K es suficiente para ser detectado e incluso cuantificado
1961	Forbes ²⁸	El ⁴⁰ K corporal puede utilizarse para estimar las masas magra y grasa de manera no invasiva

b) mediante una relación conocida entre el componente y la propiedad física medida en estado de equilibrio.

2. Los métodos basados en la deducción de un componente o compartimiento desconocido a partir de otro obtenido según el apartado anterior: a) mediante una ecuación obtenida estadísticamente, o b) mediante una relación conocida entre el componente medido y el componente desconocido en estado de equilibrio.

Por ejemplo, con el método de impedancia bioeléctrica se mide una propiedad del organismo: su resistencia al paso de una corriente eléctrica de intensidad, voltaje y frecuencia conocidos. Con este dato, y mediante ecuaciones de predicción obtenidas estadísticamente a partir de otros métodos de referencia (p. ej., de dilución isotópica), puede calcularse el agua corporal total (apartado 1a), que a su vez servirá para estimar la masa magra si conocemos o asumimos el tanto por ciento de agua que ésta contiene (apartado 2b). Del mismo modo, con el método del potasio-40 (⁴⁰K) obtenemos una medición directa de una propiedad del organismo, su riqueza en este isótopo natural (apartado 1). Asumiendo que el ⁴⁰K constituye una fracción constante y

conocida del potasio corporal total y que éste a su vez representa una fracción constante y conocida de la MLG, podrá calcularse de manera sencilla este último compartimiento (apartado 1b).

Métodos de medida de la composición corporal

Métodos basados en la conductancia eléctrica

Impedancia bioeléctrica tetrapolar (IBT). El método para determinar la impedancia corporal se basa en la naturaleza de la conducción de una corriente eléctrica a través del organismo. En la mayoría de estructuras biológicas, la aplicación de una corriente eléctrica alterna constante y de baja intensidad produce una oposición o impedancia dependiente de la frecuencia al flujo de dicha corriente³³.

Los organismos vivos contienen agua y electrolitos intra y extracelulares, componentes principalmente de la MLG, que se caracterizan por presentar una alta conductividad y una baja impedancia; membranas celulares, que se comportarían como elementos reactivos imperfectos, y grasa (consi-

derada anhidra), dotada de una baja conductividad y una alta impedancia. Durante la elaboración de ecuaciones de predicción de la MLG a partir de métodos de referencia como la densitometría hidrostática, se ha observado que el valor de la impedancia a 50 KHz es el que mejor se relaciona con dicho parámetro^{34,42}.

A bajas frecuencias, la corriente pasaría sobre todo a través de los fluidos extracelulares, mientras que, a frecuencias de corriente elevadas, penetraría en los fluidos extra e intracelulares⁴³. Por ello ha sido posible obtener ecuaciones de predicción del agua extracelular^{44,46} y del agua corporal total^{37,44,47} en función de los valores de impedancia a 5 y 100 KHz, respectivamente, a partir de métodos de referencia de dilución isotópica.

Así, se observa que la IBT es un método muy preciso para determinar el volumen de fluidos corporales (pacientes quirúrgicos y renales con expansión del espacio extracelular)^{44,47,50} y la MLG^{34,51,54} en situaciones de estabilidad metabólica y en individuos sanos, siempre y cuando las ecuaciones de predicción utilizadas se adecuen a la población estudiada. La MG, calculada indirectamente a partir del peso, tiende a sobrestimarse en sujetos normales y deagradados³⁵ y a infraestimarse en obesos^{33,35,36}, por lo que ha sido necesaria la elaboración de ecuaciones de predicción específicas en función del grado de adiposidad^{35,55}. Por otra parte, los resultados obtenidos, sobre todo al valorar MLG y MG, son muy sensibles a cambios bruscos del contenido hídrico del organismo, lo que puede inducir a errores importantes en la estimación de dichos compartimientos⁵⁶ sobre todo en situaciones en que se produce una retención hídrica importante (insuficiencia renal, cardiopatía congestiva, ascitis, desnutrición grave u otras).

Sin embargo, el gran inconveniente de la IBT radica en la limitada capacidad de esta técnica para determinar de forma precisa la composición del peso perdido⁵⁷, en especial si la reducción ponderal se produce de una manera rápida^{55,58}.

Como ventajas de la IBT cabe destacar su bajo precio, fácil transportabilidad del aparato, inocuidad, necesidad de poca colaboración por parte del paciente, sencillez de manejo y baja variabilidad interobservador. Estas dos últimas, junto con la posibilidad de utilizarla en obesos⁵⁹, son las características que están imponiendo el uso de la IBT como método de elección para determinar la CC tanto en clínica como en epidemiología en detrimento de la antropometría. No obstante, no existe todavía un acuerdo entre autores sobre si su precisión es mayor^{34,35,37,60} o menor^{58,61-63} que la medida de los pliegues cutáneos en esas circunstancias.

Conductividad eléctrica corporal total (TOBEC). Al igual que en la IBT, este método se basa en el principio de variación de las propiedades electroconductoras de los diferentes tejidos del organismo dependiendo de la frecuencia⁶⁴.

La técnica consiste en generar un campo magnético en el interior de un contenedor cilíndrico mediante una corriente eléctrica oscilatoria de 2,5 MHz⁶⁵. Al introducir un individuo, se produce una interacción entre el componente magnético del campo y el sujeto, lo que provoca un cambio de fase en la impedancia. La magnitud de dicha interacción es directamente proporcional a la MLG³⁴ y se ve influenciada por la geometría y la composición química del cuerpo^{66,67}, lo que puede alterar de forma independiente la señal de la TOBEC⁶⁸. La diferencia cuantitativa entre la impedancia del contenedor cuando está vacío y cuando se introduce el conductor es lo que llamamos *índice de conductividad*, a partir del cual, cuando el conductor es el cuerpo humano, podemos calcular MG, MLG y agua corporal total utilizando ecuaciones de predicción obtenidas mediante métodos de referencia^{51,69}.

La estimación de la CC mediante TOBEC es una práctica rápida, sencilla, segura, no invasiva, y puede utilizarse para identificar pequeños cambios en la CC dada la elevada precisión de sus determinaciones⁷⁰. Además, precisa una mínima colaboración por parte del paciente, lo que facilita su uso en pediatría^{67,71,72}. No obstante, además de ser más cara que la IBT y difícilmente transportable, esta técnica participa de la mayoría de los inconvenientes enumerados en el apartado correspondiente a la IBT.

Métodos dilucionales

En condiciones normales, el agua representa entre dos y tres cuartas partes del peso corporal del adulto. Desde un punto de vista didáctico, podemos dividir los fluidos orgánicos en: 1) líquido extracelular (LEC), compuesto por el plasma sanguíneo y el líquido intersticial; 2) el líquido intracelular (LIC), y 3) los fluidos transcelulares (intraocular, sinovial, cerebrospinal o ascítico). Estos fluidos se encuentran permanentemente intercomunicados, tanto desde un punto de vista físico como químico y metabólico. El estudio de los fluidos corporales y de las variaciones que experimentan interesa no sólo a numerosas especialidades médicas, sino también a otras profesiones y disciplinas.

Agua corporal total. El agua corporal total (ACT) puede determinarse mediante el principio de dilución isotópica. Éste consiste en determinar, tras la administración por vía oral, enteral o parenteral de una cantidad conocida de agua marcada isotópicamente, el volumen de distribución de la misma mediante la medida del enriquecimiento isotópico en una muestra de un líquido biológico. Los isótopos del agua más comúnmente utilizados son el tritio (³H), el deuterio (²H) o el ¹⁸O. La medida directa del tritio en líquidos biológicos debe asociarse a la medida o estimación del tanto por ciento de agua que contiene el fluido medido (alrededor del 94% del plasma es agua). La gran ventaja del tritio es la rapidez y facilidad de su determinación mediante un contador de centelleo aunque, debido a que es radiactivo, no es el método de elección a utilizar. Por la misma razón no es ético su uso en pediatría, en gestantes y en otras situaciones clínicas que requieran determinaciones repetidas. Los isótopos estables del agua mencionados (²H y ¹⁸O), al no ser radiactivos, no presentan dicho inconveniente. El deuterio es el más utilizado y puede analizarse de diferentes maneras en función de los recursos de cada laboratorio (cromatografía de gases, espectroscopia por infrarrojos, espectrometría de masas, espectroscopia por resonancia magnética nuclear). Con las dos primeras técnicas se necesitan mayores dosis de trazador, aunque las dos últimas necesitan de una gran infraestructura y de un equipo técnico muy experimentado. La posibilidad de efectuar las medidas en muestras que no sean de sangre (como orina o saliva) hace que estos métodos puedan ser incruentos, éticos y seguros.

A partir de los datos obtenidos es posible calcular masa magra (MM) del individuo y deducir la MG corporal total a partir del peso, asumiendo que el 73% de la MM es agua⁷³ y que la MG es anhidra. Las mayores limitaciones de estas técnicas en la determinación de la MM son las siguientes: a) la MG no es totalmente anhidra. Estudios recientes demuestran que alrededor del 15% de la misma es agua⁷⁴ y que su hidratación varía en función del grado de obesidad, y b) la hidratación de la MM varía en función de diferentes parámetros fisiológicos (edad y sexo) y sobre todo patológicos (tipo de enfermedad o situación clínica del enfermo). Por ello, para poder interpretar los resultados obtenidos, es necesario efectuar ciertas correcciones en función del estado fisiológico o bien cuantificar las variaciones de hidratación.

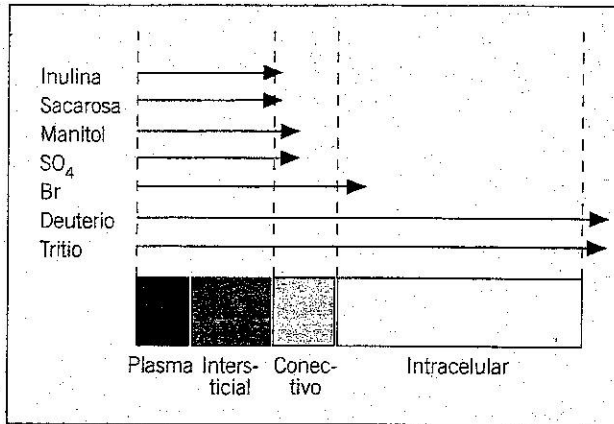


Fig. 2. Representación gráfica de los espacios de distribución de los trazadores más comúnmente utilizados para determinar fluidos corporales.

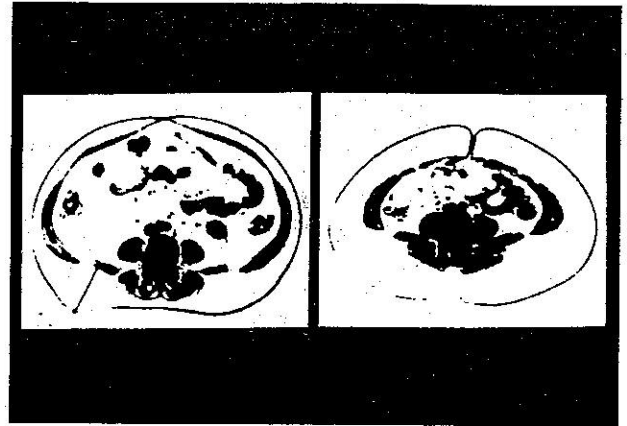


Fig. 3. Representación gráfica de los dos principales patrones de distribución de la grasa abdominal vistos con tomografía axial computarizada.

ción inducidas por la situación patológica si se espera que éstas difieran sustancialmente del 73% asumido. Este hecho puede presentarse en pacientes desnutridos, con insuficiencia renal, con terceros espacios, deshidratados, etc.

Líquido extracelular (LEC). El volumen del LEC (plasma + líquido intersticial) puede también determinarse mediante el principio de dilución (isotópica o no) utilizando diferentes sustancias⁷⁵. La cantidad de trazador o sustancia a administrar, su forma de administración, el tiempo que debe pasar hasta conseguir el equilibrio dilucional y la muestra a analizar (sangre, orina, saliva o vapor de agua en el aire expirado) difieren en función de la sustancia empleada y de la finalidad del estudio. El método para determinar la concentración de la sustancia en cuestión en muestras orgánicas también variará en función del trazador utilizado y de la sensibilidad que precisemos en la determinación. Así, por ejemplo, para la medida del LEC administrando bromuro sódico, la determinación del bromo en sangre podrá realizarse mediante fluorescencia⁷⁶ o HPLC (High Performance Liquid Chromatography)⁷⁷, siendo el segundo método más sensible que el primero, pero también más caro y de una dificultad técnica mayor.

Entre las sustancias utilizadas en nutrición para medir el LEC tenemos la inulina, el bromo y el radiosulfato. Es necesario precisar que no todas las sustancias se distribuyen de la misma forma. Así pues, Swan et al en 1954⁷⁸ estimaron el LEC mediante diferentes métodos en perros nefrectomizados. Asumiendo que el volumen de distribución del cloro marcado es del 100%, los volúmenes de distribución relativos fueron del 61, del 75 y del 82% para la inulina, la sacarosa y el radiosulfato o el manitol, respectivamente (fig. 2).

Potasio corporal total

El ⁴⁰K es un isótopo radiactivo natural que puede medirse mediante un contador corporal. Asumiendo que el ⁴⁰K representa un tanto por ciento constante del potasio total corporal, que prácticamente todo el potasio se encuentra formando parte de la MM y que su concentración en ésta es conocida y constante, es posible estimar de forma muy precisa el tejido corporal magro. Así, para utilizar correctamente esta técnica, es necesario conocer las variaciones en la concentración de potasio en la MM asociadas a la edad y al sexo⁷⁹. La gran limitación de la técnica para la determinación de la MM en el paciente desnutrido es que la propia enfermedad induce variaciones desconocidas en la concentración de potasio de los tejidos.

Los contadores corporales totales son caros, su calibración es difícil y precisan de personal técnico altamente especializado. Además, como hasta el tamaño y la distribución geométrica de los tejidos tienen una gran influencia en las mediciones, toda situación que escape a la normalidad precisará de estudios previos para su calibración, lo que requiere tiempo y una gran experiencia.

En la práctica, el paciente debe permanecer estirado en una cámara durante un tiempo variable (a veces más de una hora) comunicándose con el investigador mediante un sistema de audifonía, por lo que su uso no es aconsejable en niños o enfermos críticos. Por el contrario, es un método seguro para el paciente y el investigador, lo que permite efectuar mediciones repetidas en un mismo individuo.

Estudio de la composición corporal mediante métodos de diagnóstico por la imagen

Ultrasonidos. Utilizada de rutina por múltiples especialidades médicas debido a su inocuidad, bajo precio y fácil manejo, los estudiosos de la CC han intentado validar la ecografía para determinar el espesor del tejido adiposo subcutáneo en determinadas localizaciones del cuerpo. Debido a su mayor coste, menor reproducibilidad de las medidas⁸⁰ y menor o igual precisión para estimar la MG corporal total^{81,82} los ultrasonidos no han conseguido desplazar al tradicional lipocalibrador para determinar la grasa subcutánea periférica en estudios epidemiológicos.

Tomografía computarizada. La tomografía computarizada (TC) es un método diagnóstico radiográfico que consiste en irradiar un segmento del individuo con haces de rayos X cuya atenuación después de haber atravesado el cuerpo, está en relación directa con la densidad de los tejidos que encuentran en su trayecto.

Esta técnica se ha utilizado en la medida de la CC principalmente para: a) determinar el contenido en MG y MLG de determinados segmentos corporales⁸³; b) diferenciar entre grasa subcutánea y grasa central a nivel troncular⁸⁴⁻⁸⁷ en individuos obesos⁸⁸ o con nutrición parenteral total (fig. 3), y c) determinar el contenido mineral del hueso, aunque las técnicas de absorciometría son de primera elección para esta finalidad. Por otra parte, también se han intentado extrapolar las determinaciones de la MLG y MG a la totalidad del organismo mediante el análisis de cortes cuidadosamente seleccionados⁸⁹⁻⁹¹. La TC se considera el método de medida de la distribución del tejido adiposo de referencia para validar otras

técnicas, como la resonancia magnética nuclear (RMN)⁹², la DEXA⁹³ o el método de interactancia con infrarrojos.

La utilización de la TC en clínica para determinar la CC presenta importantes inconvenientes, como son la irradiación no despreciable del paciente (lo que limita su uso en niños y gestantes), el elevado coste y la escasa disponibilidad del aparato. Por ello, hasta el momento, sólo está justificado emplearla en investigación y con la salvedad de algunos estudios longitudinales que requieren repetir con frecuencia las determinaciones.

Resonancia magnética nuclear. Se basa en el hecho de que ciertos núcleos atómicos pueden comportarse como imanes alineándose en la dirección de un campo magnético externo. En estas condiciones, al hacer pasar a través del cuerpo una onda de radio, los núcleos estimulados absorben parte de la energía de la onda cambiando su orientación en el campo magnético. A partir de la intensidad y frecuencia de la señal de radio liberada por los núcleos activados se podrán constituir imágenes de los tejidos estudiados⁹⁴.

El átomo de hidrógeno es el más abundante del organismo y la sensibilidad de la RMN para detectarlo es máxima. Las imágenes obtenidas mediante esta técnica dependen de la densidad en núcleos de hidrógeno de los tejidos y del estado físico de los mismos. Así, cuanto más diferentes sean 2 tejidos para las características que se acaban de citar, mayor será el contraste obtenido. Además del hidrógeno, la RMN también puede representar imágenes utilizando los átomos de fósforo y sodio, y en un futuro próximo los de carbono, nitrógeno y cloro⁹⁵.

La RMN se ha utilizado en CC fundamentalmente para determinar ACT⁹⁶ y para cuantificar la MG corporal total y estudiar su distribución en determinadas áreas anatómicas^{96,97}, fundamentalmente en pacientes obesos.

A la gran ventaja de ser un método totalmente inocuo y requerir poca colaboración por parte del paciente se oponen su elevado precio y la lentitud del procedimiento. No obstante, es necesario tener en cuenta su existencia por la gran cantidad de aplicaciones que puede tener en el futuro para la medida de la CC^{90,94}.

Análisis de la activación con neutrones (AAN). La principal característica de esta técnica es que puede medir directamente in vivo y de manera segura la cantidad absoluta de numerosos elementos que componen el cuerpo humano⁹⁸, siempre que se encuentren en cantidades suficientes como para ser detectados (hidrógeno, potasio, calcio, sodio, cloro, fósforo y nitrógeno).

La técnica consiste en aplicar al individuo un haz de neutrones acelerados que serán captados por los átomos del organismo a estudiar, generando isótopos inestables. Al volver a la situación de estabilidad inicial, estos isótopos liberarán la energía captada previamente emitiendo rayos gamma de una energía característica para cada elemento. En el espectro de emisión, el nivel de energía nos identificará el elemento y el nivel de actividad su abundancia. La dosis de radiación necesaria para realizar la determinación es muy pequeña.

A partir de la cuantificación de los elementos anteriormente citados ha podido observarse la relación que existe entre ellos y determinados compartimientos corporales como el agua extracelular (Cl), agua intracelular (Na), masa magra (N, K), masa ósea (Ca) y masa grasa (C)⁹⁹⁻¹⁰⁷, entre otros.

Esta técnica permite valorar mejor la repercusión que tienen la dieta, el envejecimiento y el soporte nutricional en individuos sanos^{108,109} y en pacientes con alteraciones me-

tabólicas de diversa índole^{98,103,110,111}, respectivamente. Sin embargo, debido a su elevado coste y dificultad de manejo, el AAN debe considerarse una herramienta de investigación básica. Su elevada precisión y el ser una técnica directa de determinación de la CC la hacen fundamental para validar y calibrar técnicas indirectas más económicas, manejables y disponibles a nivel clínico y en investigación aplicada¹¹².

Técnicas de absorciometría. Esta denominación genérica incluye un grupo de métodos tradicionalmente destinados a determinar el contenido mineral óseo, tanto para el diagnóstico de enfermedades descalcificantes como para la evaluación de la efectividad de su tratamiento^{113,114}. No obstante, en la actualidad, tanto la absorciometría de fotones de dos energías (DPA) como la absorciometría de rayos X de dos energías (DEXA) se utilizan también en nutrición para el estudio de la CC debido a su capacidad para diferenciar entre hueso y tejidos blandos y para cuantificar ambos componentes.

1. Absorciometría de fotones de energía única (SPA). La técnica consiste en la emisión de un haz de fotones monoenergéticos altamente colimados obtenidos de una fuente de yodo-125 o de americio-241 a través de una zona determinada del cuerpo. El haz de fotones saliente se recogerá mediante un detector de centelleo. La integral de los cambios de intensidad del haz será proporcional al contenido mineral de la zona estudiada, lo que proporciona una medida combinada de hueso trabecular y hueso cortical (imagen bidimensional de una estructura tridimensional) diferenciándolo de los tejidos blandos¹¹⁵. Esta técnica requiere que el hueso esté incluido en un espesor constante de tejido blando, ya que éste contribuye a la atenuación de la intensidad del haz de fotones pero no puede apreciarse en la imagen. La precisión de la SPA es muy buena para medir la densidad de la masa ósea en localizaciones determinadas tanto del esqueleto axial como apendicular, pero no para estimar la masa ósea corporal total. El error estimado en este último caso es de un 5-10% para sujetos normales y de un 15% para pacientes con osteoporosis⁶⁰.

2. Absorciometría de fotones de dos energías (DPA). Este método es una variante del anterior. Utiliza como fuente radioisotópica el gadolinio-153, que emite haces de fotones de dos energías discretas diferentes (44 y 100 keV), lo que permite valorar a la vez hueso y tejidos blandos y elimina la necesidad de procurar un espesor constante de tejido adiposo en cada determinación. Al igual que la SPA, la DPA ofrece una imagen bidimensional del cuerpo, pero permite calcular el contenido mineral óseo total con una precisión del 1-3%^{116,117}.

La composición de la masa ósea es generalmente constante. Los tejidos blandos, en cambio, están compuestos por cantidades y proporciones variables de tejido graso y libre de grasa que provocan diferencias en los coeficientes de atenuación a los dos niveles de energía. Obteniendo empíricamente los niveles de atenuación correspondientes a los tejidos blandos según su composición, podremos diferenciar estos tres componentes (hueso, grasa, masa magra) mediante DPA^{116,118}.

Las ventajas de la técnica son la transportabilidad del instrumento, la baja dosis de radiación utilizada (que permite obtener mediciones repetidas), su precisión¹¹⁹, y la posibilidad de determinar de manera casi directa el contenido corporal total de hueso, MM y MG. Prácticamente el único inconveniente es el elevado coste del aparato.

3. *Absorciometría de rayos X de dos energías (DEXA)*. La DEXA es una nueva técnica de diagnóstico por la imagen de funcionamiento muy similar a la anterior con la diferencia de que utiliza un tubo de rayos X como fuente de fotones. Consiste en medir la atenuación diferencial de haces de rayos X de dos energías discretas diferentes cuando atraviesan el organismo¹¹⁵. Esta atenuación dependerá de la intensidad del haz a su salida del emisor y de la estructura, espesor y componentes del material atravesado. El emisor y el detector de rayos X están conectados de manera que puedan desplazarse sincrónicamente a lo largo de la camilla en que está estirado el individuo, con lo que puede obtenerse una imagen del organismo completo.

Al igual que la DPA, la DEXA permite distinguir entre masa ósea (cortical y trabecular), MLG no ósea y MG¹²⁰, con las ventajas de que la resolución y la precisión de la imagen son mucho mayores y el tiempo de exploración menor, por lo que la SPA como la DPA están quedando cada vez más en desuso.

La precisión de la DEXA para determinar los compartimentos corporales anteriormente mencionados en situación estable en un individuo medio se estima del 99 al 99,5%¹²¹ y la dosis de radiación necesaria es muy pequeña. La técnica permite obtener datos de CC totales y por segmentos al mismo tiempo. Sus grandes limitaciones son el incremento progresivo del error cometido en las determinaciones a medida que aumenta la corpulencia del individuo¹²² y la dificultad en detectar cambios bruscos de CC (pérdidas o ganancias rápidas de peso y/o fluidos), además del elevado coste de la instalación. Por último, cabe comentar que tanto la DEXA como la DPA difieren sistemáticamente de la densitometría hidrostática y técnicas derivadas (IBT, pliegues cutáneos) en los valores absolutos de MG y MLG que obtienen para un mismo grupo de individuos, aunque se observa una estrecha correlación entre los primeros métodos y los segundos^{123,124}.

Métodos de medida de la grasa subcutánea

Medida de los pliegues cutáneos. La determinación de la grasa corporal mediante la medida de los pliegues cutáneos es un método de análisis de la CC no invasivo, económico y sencillo, razones por las que se utiliza ampliamente en clínica y epidemiología¹²⁵.

La medición del grosor de los pliegues cutáneos se realiza mediante un lipocalibrador de presión constante a nivel bicapital, tricapital, subescapular y suprailiaco. La mayoría de autores están de acuerdo en que el pliegue tricapital es el que mejor se relaciona con la grasa total del individuo, aunque el grado de relación viene determinado en gran parte por el patrón de distribución de la grasa corporal (periférica/central, abdominal/troncular, perivisceral o subcutánea). Debido a que la distribución de sus valores en la población es considerablemente amplia, es necesario contar con las tablas de normalidad de la población a estudiar por grupos de edad y sexo para valorarlos.

La MG corporal total puede calcularse mediante diferentes ecuaciones a partir de uno o varios pliegues cutáneos. Las que se utilizan con más frecuencia son las de Durnin y Womersley¹²⁶, que incluyen la medida de los cuatro pliegues mencionados.

Tanto la precisión como la reproducibilidad de la medición de los pliegues cutáneos pueden mejorarse con una buena estandarización de las condiciones de medida: localización de la determinación, orientación del lipocalibrador, tiempo de presión realizado con el calibrador sobre el pliegue, elevación y presión ejercida al pinzar los pliegues o tipo de calibrador utilizado¹²⁷. El uso de medidas repetidas en la misma

zona aceptando como bueno el valor medio de ellas aumenta tanto la reproducibilidad como la precisión del método. También es aconsejable que todas las determinaciones en un mismo individuo sean realizadas por el mismo observador. La utilización de ecuaciones de predicción de la CC obtenidas a partir de estudios realizados en la misma población que se desea estudiar incrementa la validez de los resultados obtenidos.

El error en la estimación de la MG corporal (y sobre todo de la MLG) a partir de los pliegues de grasa subcutánea aumenta considerablemente en obesos, ancianos, embarazadas y pacientes deshidratados o edematosos.

La mayoría de estudios observan un error situado entre el 3 y el 9%⁶⁰ en la estimación de la grasa corporal total mediante este método cuando se comparan los resultados a los obtenidos mediante el método de densitometría hidrostática. Este error depende en gran medida de la población estudiada y de la ecuación utilizada para el cálculo de la grasa corporal.

Espectrofotometría o interactancia con infrarrojos. Esta técnica consiste en la emisión de radiaciones electromagnéticas cercanas a los rayos infrarrojos. Al encontrarse con el tejido celular subcutáneo, la energía de la radiación es absorbida, reflejada o transmitida en función de las propiedades de absorción y dispersión del tejido. La energía interactiva recogida por el detector, combinación de las energías reflejada y refractada, permite determinar la cantidad de grasa presente en el lugar de la medición⁶⁰. Hay que tener en cuenta que la señal sólo penetra un centímetro en el tejido subyacente. Al igual que para los pliegues cutáneos, se ha observado que la medición realizada en el área media del tríceps es la que mejor se relaciona con la MG total del individuo evaluada mediante otros métodos.

Existen pequeños aparatos que, en 10 s, proporcionan una estimación del tanto por ciento de grasa corporal total, peso de la MG total y nivel de hidratación de la misma. Es un método de fácil y rápida aplicación, económico y confortable para el paciente. El problema está en su baja precisión para estimar la MG corporal total tanto en poblaciones sanas como en atletas, aunque puede resultar útil para estudios epidemiológicos si se dispone de muestras relativamente homogéneas¹²⁸.

Métodos densitométricos

Los métodos que determinan la densidad corporal total han sido ampliamente utilizados en investigación para estimar la CC humana de poblaciones sanas. Estos métodos se basan en el modelo bicompartimental según el cual el organismo está compuesto por MG y MLG, pudiendo conocerse la proporción de cada uno de dichos compartimentos en función de su distinta densidad⁶⁰.

Densitometría hidrostática. La densitometría hidrostática (DH) es uno de los métodos considerado como de referencia para determinar la CC. El método descrito por Goldman y Buskirk en 1961¹²⁹ y modificado por Akers y Buskirk en 1969¹³⁰ consiste en la inmersión completa del sujeto en un tanque lleno de agua mientras se encuentra suspendido de una balanza para determinar su peso hidrostático (P_h) después de haber realizado una espiración máxima (fig. 4). A partir del principio de Arquímedes, según el cual el volumen de un objeto sumergido en el agua es igual al volumen de agua desplazado por dicho objeto, puede estimarse el volumen corporal aparente a partir de la diferencia entre los pesos fuera (P_a) y dentro del agua (P_h) del paciente corregida para la densidad del agua (D_a) en el momento de la determi-

nación. El volumen corporal real (VCR) se obtiene de restar los volúmenes residual pulmonar (VR) y del gas gastrointestinal (VGI) del volumen aparente. A partir de estos datos podemos calcular la densidad corporal (D) según la siguiente ecuación⁷⁵:

$$D = \frac{P_a}{VCR} = \frac{P_a}{(P_a - P_h / D_a) - VR - VGI}$$

El VGI se estima en 100 ml, aunque la variabilidad de este parámetro es amplia (50-300 ml) y esta asunción podría introducir un cierto error en la determinación densitométrica. El VR puede determinarse mediante los métodos de dilución con oxígeno, nitrógeno o helio, calcularse a partir de ecuaciones predictivas, o estimarse como el 25% de la capacidad vital. La máxima precisión en la medida del VR se consigue mientras el sujeto se encuentra sumergido, debido a que la presión de la misma sobre el tórax produce una mayor exhalación del aire alojado en las vías respiratorias.

Una vez obtenida la densidad corporal pueden calcularse los compartimientos MG y MLG mediante las ecuaciones de Siri¹³¹ o de Brozek¹³² realizando las siguientes asunciones: a) tanto la MG como la MLG tienen una densidad constante y conocida de 0,9 g/ml y 1,1 g/ml, respectivamente^{131,133,134}, b) la MLG tiene un nivel de hidratación constante, y c) la proporción mineral óseo/masa muscular de la MLG también es constante:

$$\begin{aligned} \% \text{ grasa} &= 100 \times ([4,95 / D] - 4,5)^{131} \\ \% \text{ grasa} &= 100 \times ([4,57 / D] - 4,142)^{132} \end{aligned}$$

A pesar de ser una técnica de referencia para validar otros métodos como la IBT o los pliegues cutáneos, con la DH puede cometerse un error total en el cálculo de la MG de una población de aproximadamente un 3-4%¹³⁵. Este error se asocia, básicamente, a la transgresión de las asunciones que se acaban de comentar: a) la hidratación de la MLG en humanos puede variar un 1-3% en la población general, lo que induce a un error de entre el 2,1 y el 2,7% en el cálculo de la MG^{131,135} que puede ser mayor en circunstancias especiales (edemas, deshidratación); b) las diferencias interindividuales observadas tanto en la densidad mineral ósea (DMO) como en el contenido óseo total influyen directamente en los resultados densitométricos. La variabilidad en la relación contenido mineral/contenido proteico de la MLG¹³⁶ puede causar un error de entre 0,003 g/ml¹³⁷ y 0,005 g/ml¹³¹ en el cálculo de la densidad, lo que representa un 1,9-2,1% de variación en el tanto por ciento de grasa corporal estimado. Este punto es importante tenerlo en cuenta, sobre todo en pacientes con una disminución importante de la DMO (ancianos, enfermos con patología descalcificante) o en sujetos con una elevada DMO y un bajo contenido graso (atletas)¹²⁴, y c) el VGI acostumbra a diferir de los 100 ml asumidos y el VR pocas veces se determina con el individuo sumergido. El error que añaden estos dos parámetros a la determinación de la densidad corporal no se conoce.

Por lo que se refiere a sus limitaciones, la DH es una técnica compleja en su ejecución que precisa de gran colaboración por parte del paciente, lo que impide su utilización en niños pequeños, en algunos ancianos y en pacientes con enfermedades respiratorias o encamados.

Por último, es interesante comentar que, actualmente, se está estudiando la utilización conjunta de la DH y la DEXA para modificar la ecuación de Siri con la finalidad de compensar las diferencias interindividuales en la densidad de la MLG. Ello aumentaría la precisión (ya de por sí alta) tanto de la DH como de la DEXA, así como la de aquellos métodos cuya validación depende de ellas.

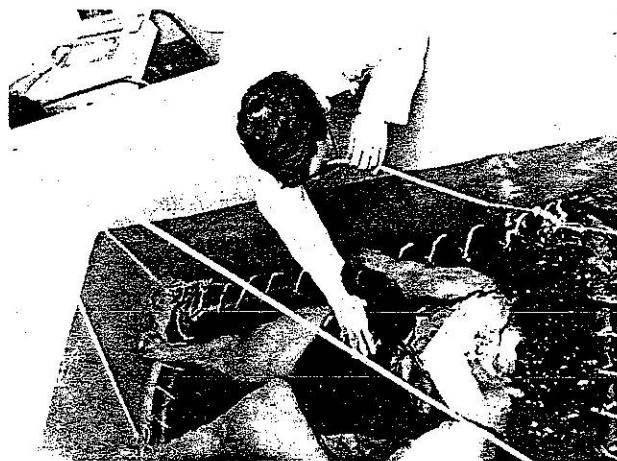


Fig. 4. Realización de una densitometría hidrostática en una paciente con obesidad mórbida.

Pletismografía. Los métodos pletismográficos se han introducido más recientemente en el estudio del volumen corporal. No obstante, hasta el momento, se han utilizado mucho menos que la DH debido a la mayor complejidad del instrumental necesario para su realización y a la dificultad que existe para controlar los diversos factores que influyen en las determinaciones. La pletismografía acústica se basa en el principio de que la frecuencia de resonancia de una onda sonora es una función de la raíz cuadrada del volumen de la cámara de resonancia. El volumen de un individuo puede determinarse emitiendo un sonido de frecuencia conocida en la cámara vacía y después con el sujeto dentro, y registrando el cambio que se produce en la frecuencia de la onda. Cualquier movimiento brusco del paciente puede introducir un error considerable en la determinación¹³⁸.

Los otros dos métodos pletismográficos que existen (por desplazamiento de aire y por inmersión) se fundamentan en lo siguiente: el volumen corporal de un individuo situado en una cámara hermética puede determinarse alterando el volumen de la misma introduciendo aire o agua mediante una bomba de volumen de eyección conocido y observando los cambios de presión que se producen, de acuerdo con la ley de Boyle⁷⁵. La relación presión/volumen de la cámara puede alterarse por los movimientos respiratorios, la producción de calor y los cambios en la humedad ambiente producidos por el sujeto, aunque estos dos últimos efectos pueden eliminarse mediante el método de Gundlach et al¹³⁹.

Una vez determinado el volumen corporal por cualquiera de los tres métodos, se calcula la densidad corporal de igual forma que en la DH^{60,75,140}.

A pesar de la ventaja de no ser necesaria la determinación del volumen residual pulmonar y de ofrecer un buen coeficiente de correlación con la DH (0,991 para la pletismografía por inmersión¹³⁹), el uso de los métodos pletismográficos no se ha extendido tanto como el de la DH y su validez y reproducibilidad han sido determinadas en contadísimas ocasiones¹⁴¹. Hoy por hoy, estas técnicas se reservan para el estudio de la densidad corporal en pacientes que no pueden sumergirse por completo bajo el agua (p. ej., recién nacidos y lactantes¹⁴²).

Métodos basados en la excreción de metabolitos. Excreción urinaria de creatinina

La creatinina es un metabolito formado en el músculo esquelético a partir de la fosfocreatina mediante defosforila-

ción⁶⁰. El hecho de que la dieta contenga una cantidad muy pequeña de creatinina y que el 98% de la fosfocreatina se encuentre en el músculo hace que la creatinuria se considere un indicador de la masa muscular de un individuo. Forbes y Bruining¹⁴³ demostraron que existía una excelente relación entre la MLG y la excreción urinaria de creatinina ($r = 0,9878$), por lo que elaboraron la siguiente ecuación de predicción de la primera a partir de la segunda:

$$\text{MLG (kg)} = 7,38 + 0,02908 \text{ Cr (mg/24 h)}^{143}$$

La principal desventaja de la técnica es la amplia variabilidad interindividual existente en la excreción diaria de creatinina, atribuida a la diferente capacidad de filtración y secreción renales, y al tipo de dieta realizado. La dificultad en realizar una colección estricta de orina de 24 h es otra de las limitaciones de la técnica.

No obstante, debido a su facilidad de determinación, ha sido utilizada ampliamente en la evaluación y seguimiento del estado nutricional del paciente desnutrido, sobre todo en aquellos casos en los que no puede obtenerse una medición fiable del peso corporal (escayolados o encamados).

Dificultades en la medida de los cambios rápidos de composición corporal

En ciertas ocasiones, en el ámbito de la nutrición clínica, puede ser importante conocer cómo y en qué magnitud varía la CC en respuesta a la alimentación, el ejercicio o la enfermedad. Algunos de los métodos expuestos en esta revisión son muy precisos y altamente reproducibles cuando se trata de determinar la CC en grupos de pacientes (estudios transversales o longitudinales a largo plazo). Sin embargo, la mayoría de los métodos expuestos, utilizados aisladamente, son poco precisos y presentan grandes inconvenientes a la hora de observar cambios rápidos en los diferentes compartimientos corporales a nivel individual.

Por ejemplo, si pretendemos valorar cambios de MG o MLG mediante un método, debemos conocer la precisión que tiene en cuantificar ese compartimiento corporal y, sobre todo, la reproducibilidad de la medición. Así, si deseamos detectar un cambio en la MG de 1 kg en 20 días, el método utilizado debe ser mucho más preciso y reproducible para estimar la grasa que si queremos apreciar un cambio de 4 kg en ese mismo tiempo.

Es imprescindible considerar el factor tiempo a la hora de decidir si un método es o no apropiado para medir cambios de CC. Por ejemplo, es absurdo intentar determinar cambios diarios en la grasa subcutánea de un individuo mediante la medición de los pliegues cutáneos porque la magnitud de la variación que pueda existir es inferior a la precisión de la técnica. Cuanto más largo sea el período de tiempo en que se produce el cambio a estudiar, mayor precisión conseguiremos en su determinación. El DEXA, por ejemplo, se ha revelado como un excelente método para cuantificar a medio-largo plazo (semanas, meses, años) los cambios ocurridos en la masa ósea o la MG abdominal del paciente sometido a nutrición parenteral, pero su precisión para determinar cambios de CC a corto plazo (horas, días) es incierta. Los métodos que cuantifican directamente un compartimiento corporal, si son precisos y reproducibles, pueden utilizarse con garantías para detectar variaciones en dicho compartimiento siempre y cuando el cambio que pretendemos observar sea suficiente. Sin embargo, los métodos que estiman un compartimiento a partir de la determinación de otro distinto (o de una característica de los mismos) realizando una serie de asunciones, la mayoría de ocasiones no pueden utilizarse con dicha finalidad. Así, por ejemplo, me-

dante la densitometría hidrostática podemos determinar con gran precisión la MLG de un individuo o de una población en condiciones normales, asumiendo que la densidad de la MLG y de la MG son constantes y conocidas. No obstante, durante una pérdida rápida de peso, la hidratación de la MLG disminuye, por lo que también cambiará su densidad. Por tanto, este método reproduce forzosamente un error en la estimación de cambios bruscos de CC.

Lo mismo ocurre durante la renutrición del paciente que previamente presenta una malnutrición proteicoenergética. Durante los primeros días de una correcta renutrición se produce una gran pérdida de agua y sodio en los pacientes con Kwashiorkor o bien un gran aumento tanto del LEC como del intracelular en el caso del marasmo. Estos cambios en los fluidos corporales (que forman parte tanto de la MLG como de la MG muchas veces considerada anhidra) dificultarán la interpretación de los resultados obtenidos mediante densitometría. Una de las maneras de poder utilizar de forma precisa los métodos densitométricos en esta situación consistiría en conocer mediante otros métodos complementarios los cambios en la hidratación de los tejidos que queremos medir (p. ej., utilizando métodos dilucionales).

Desde el punto de vista teórico, probablemente la utilización de modelos multicompartmentales sea la mejor forma de aproximarnos a un buen conocimiento de los cambios individuales de CC en humanos. Un gran número de investigadores han diseñado precisamente modelos multicompartmentales específicos pensando en la medida de los cambios que pueden producirse en un compartimiento dado. Una de las formas de validar estos métodos y modelos consiste en comparar los resultados a los obtenidos mediante estudios de balances. Así, Yang et al¹⁴⁴ estudiaron la composición del peso perdido en obesos sometidos a dietas muy hipocalóricas mediante diferentes métodos (balance calórico-nitrogenado, balance de agua-nitrógeno, agua corporal, potasio corporal y antropometría). La pérdida de grasa expresada como tanto por ciento del peso corporal estimada mediante las diferentes técnicas de balance fue similar. Las técnicas de potasio corporal y la antropometría sobrevaloraron y las de agua corporal infravaloraron las pérdidas de grasa estimadas mediante los métodos de balance. Sin embargo, la mayoría de estudios realizados en base a balances energéticos y de utilización de nutrientes para cuantificar el error asociado a los métodos de CC en la estimación de cambios bruscos de la misma son francamente criticables. En algunos de ellos se determina el gasto energético a partir de «diarios de actividad» o extrapolando la medida del mismo durante cortos períodos de tiempo a todo el día, y se valora la ingestión mediante tablas de composición de alimentos, con lo que no se llega a tener una idea totalmente representativa y precisa de lo que ha pasado durante el período de estudio. Por último, todos conocemos que los balances tienden a infraestimar las pérdidas, sobre todo cuando éstos se realizan durante largos períodos de tiempo.

Sin lugar a dudas, uno de los estudios actuales mejor diseñados con el fin de clarificar un poco más la cuestión que nos ocupa es el de Jebb et al¹⁴⁵. Estos autores intentan cuantificar la precisión de diferentes técnicas de medida de la CC (densitometría, ACT, antropometría, impedancia corporal, índice de masa corporal) y de dos modelos tricompartmentales comparando sus resultados a los de un balance de nutrientes determinado mediante el análisis de la ingestión y de la utilización de nutrientes. El estudio se realizó utilizando una cámara de calorimetría indirecta. Los autores estudiaron a 3 individuos sometidos a una dieta hipocalóri-

TABLA 2

Características de los métodos de medida de la composición corporal para individuos en situación nutricional estable

	Característica medida	Compartimiento estimado	Precisión ^a	Coste	Duración (min)	Dificultad técnica	Peligro
Conductividad eléctrica (TOBEC)	Fluidos corporales	ACT MLG MG	^d	^e	10	^b	No
Impedancia bioeléctrica ^f	Fluidos corporales totales y extracelulares	AEC ACT MLG MG	^d	^b	5	^b	No
Métodos de dilución ^f	ACT	MLG	^{c,d}	^{c,d}	240	^{d,e}	Algunos provocan irradiación Necesitan extracción de sangre
	AEC	MG			360		
Potasio-40	K corporal total	MC MLG MG	^d	^d	60	^d	No
DEXA	MG	MO MG	^d	^d	20	^d	Irradiación pequeña
	MLGnO	MLGnO					
TC	MG regional	MLG MGR	—	^d	30-60	^e	Irradiación
Ecografía ^f	MG subcutánea local	MGL	—	^c	10	^c	No
Activación de neutrones	Cloro	ACT	^e	^e	30	^e	Irradiación muy pequeña
	Calcio	MO					
Pliegues cutáneos ^f	Potasio, nitrógeno	MM					
	Carbono	MG					
Absorciometría infrarrojos ^f	Grasa subcutánea Local	MG MLG	^b	^b	5	^b	No
	Grasa subcutánea Local	MG	^b	^b	5	^b	No
Metabolitos musculares ^f	Local	MG					
	Creatinuria	MM	^c	^b	Preparación de 24 h - 10 20	^c	No
Densitometría hidrostática	Densidad corporal	MG MLG	^e	^d		^d	No

^aPrecisión en estimar el primero de los compartimientos señalados; ^bbaja; ^cmedia; ^dalta; ^emuy alta; — no procede; ^fpueden utilizarse en pacientes encamados; ACT: agua corporal total; AEC: agua extracelular; AGB: área grasa del brazo; AMB: área muscular del brazo; MC: masa celular; MG: masa grasa; MGL: masa grasa local; MGR: masa grasa regional; MLG: masa libre de grasa; MLGnO: masa libre de grasa no ósea; MM: masa muscular; MO: masa ósea.

ca o hipercalórica durante un período de 12 días. En comparación a los balances energético y nitrogenado, el modelo tricompartmental (grasa/agua/proteína y mineral) es el que posee un sesgo menor y una mayor precisión en estimar cambios en la MG. De las técnicas consideradas por los autores, la antropometría y el IMC se muestran más precisas que la impedancia para estimar cambios en la MG.

Precisión, coste, dificultad y riesgo de los métodos de valoración de la composición corporal

El método ideal para medir la CC sería aquel que, consiguiendo una mayor precisión, fuera además económico, de fácil manejo, rápido de realizar, e inocuo.

En la elección del método de medida de la CC que mejor se adapte a nuestras necesidades y posibilidades hay que tener en cuenta los siguientes aspectos: a) las cualidades intrínsecas del método, es decir, qué mide, cómo lo mide, con qué grado de precisión, qué dificultad técnica comporta, y qué riesgo supone para el sujeto observado; b) la infraestructura y los medios económicos del equipo investigador, y c) el objetivo y el diseño del estudio (longitudinal o transversal, número y características de los pacientes, etc.) (tabla 2).

Según el compartimiento que se quiera valorar elegiremos uno u otro método. Por ejemplo, si queremos conocer el ACT utilizaremos preferentemente métodos dilucionales, y si necesitamos conocer el compartimiento óseo probablemente elegiremos técnicas de absorciometría de fotones o rayos X (DPA o DEXA), ya que en ambos casos obtendremos una medida prácticamente directa del compartimiento que nos interesa.

En cuanto a la relación entre precisión y coste de los métodos, puede decirse que, en general, los métodos más baratos y sencillos suelen ser los menos precisos (antropometría, creatinina, ultrasonidos, interactancia por infrarrojos), y los más caros y complejos técnicamente, los más precisos (activación de neutrones, agua marcada, DEXA, densitometría, TOBEC, RMN). Los ultrasonidos y la interactancia con infrarrojos no han conseguido desplazar a las medidas antropométricas de su uso preferente en los estudios epidemiológicos. A nuestro juicio, de entre todos los métodos revisados, el de la impedancia bioeléctrica es el que mejor conjuga una buena precisión y una alta reproducibilidad de las medidas con otras excelentes cualidades, como son su bajo precio, rapidez, facilidad de uso e inocuidad.

Existen algunos métodos cuyo inconveniente es la irradiación del sujeto (TC, técnicas de absorciometría, activación de neutrones y algunos métodos de dilución isotópica). Otros son cruentos debido a la necesidad de extracciones o infusiones sanguíneas, como ciertos métodos dilucionales. La falta de inocuidad del método nos plantea problemas éticos para su utilización con fines investigadores, sobre todo en personas sanas. La infraestructura del equipo investigador y los medios económicos disponibles son de las primeras limitaciones a tener en cuenta en el planteamiento de un estudio y en la elección de una técnica. Cuando los recursos son escasos, habrá que descartar muchas de las técnicas expuestas en este capítulo que requieren instalaciones muy costosas y una gran preparación técnica del personal investigador, aunque muchas veces, debido a su elevada precisión o a que proporcionan la medida directa de un compartimiento específico de nuestro interés, sean las óptimas a utilizar en un determinado estudio.

Con respecto a la muestra, es importante conocer el número y tipo de individuos a estudiar. Por ejemplo, en grandes poblaciones sanas quedarán descartados todos los métodos caros, que requieran personal altamente especializado, que sean técnicamente muy complicados y lentos de realizar, y que no sean inocuos o de muy bajo riesgo para el paciente. En relación a la edad, la utilización de ecuaciones obtenidas en adultos para poblaciones de niños y adolescentes, da lugar a imprecisiones en la estimación de la CC, ya que los niños tienen un mayor contenido hídrico y una menor densidad ósea que los adultos. Bien sea por dificultades en la realización o por los posibles riesgos inherentes al método, algunos de ellos son de por sí inadecuados para su aplicación en poblaciones de características especiales, como niños pequeños y ancianos (densitometría), gestantes (impedancia y conductividad eléctricas, antropometría, métodos que conlleven irradiación de cualquier tipo) o atletas (antropometría).

La elección de uno u otro método de medida de la CC también tiene que ver con el diseño y objetivos del estudio. En un diseño transversal cuyo objetivo es describir el tanto por ciento de grasa de la población en un momento dado se valorarán más el coste, inocuidad, rapidez y sencillez de aplicación de la técnica que su altísima precisión. Por el contrario, si el diseño es longitudinal con el objetivo de valorar cambios en la CC en personas con inestabilidad metabólica, los métodos más precisos (multicompartimentales), aunque generalmente mucho más costosos desde todos los puntos de vista, serán de primera elección.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Von Bezold A. Untersuchungen über die vertheilung von Wasser, organischer materie und anorganischen Verbindungen im Thierreiche. *Zeitschrift für Wissenschaftliche Zoologie* 1857; 8: 487-524.
- Lawes JB, Gilbert JH. Experimental inquiry into the composition of some of the animals fed and slaughtered as human food. *Philosophical Transaction of the Royal Society of London*, 1859; 149: 493-680.
- Bischoff E. Einige gewichts- und trocken-bestimmungen der organe des menschlichen köpers. *Zeitschrift für Rationelle Medizin* 1863; 20: 75-118.
- Fehling H. Beitrage zur physiologie des placentaren stoffverkehrs. *Archiv für Gynaekologie* 1876; 11: 523.
- Camerer W, Söldner. Die chemische zusammensetzung des neugeborenen. *Zeitschrift für Biologie* 1900; 39: 173-192.
- Pfeiffer L. Über den fettgehalt des körpers und verschiedener Theile desselben bei mageren und fetten Thieren. *Zeitschrift für Biologie* 1887; 23: 340-380.
- Katz J. Die mineralischen bestandtheile des muskelfleisches. *Archiv für Gessamte Physiologie des Menschen und der Thiere* 1896; 63: 1-85. *Zeitschrift für Biologie* 1900; 39: 173-192.
- Voit E. Die bedeutung des körperfettes für die eiveisszersetzung des hungernden Thieres. *Zeitschrift für Biologie* 1901; 41: 502-549.
- Rubner M. Die gesetze des energieverbrauchs bei der ernährung. Leipzig y Viena, Deutsch, 1902.
- Cathcart EP. Über die zusammensetzung des hungerhans. *Biochemische Zeitschrift* 1907; 6: 109-148.
- Shaffer PA, Coleman W. Protein metabolism in typhoid fever. *Arch Intern Med* 1909; 4: 538-600.
- Benjamin E. Der eiveissnährschaden des säulings. *Zeitschrift für Kinderheilkunde* 1914; 10: 185-302.
- Keith NM, Rowntree LG, Geratchy JT. A method for determination of plasma and blood volumen. *Arch Intern Med* 1915; 16: 547-576.
- Benedict FG, Miles WR, Roth P, Smith HM. Human vitality and efficiency under prolonged restricted diet. Washington: Carnegie institute, 1919.
- Moulton CR. Age and chemical development in mammals. *J Biol Chem* 1923; 57: 79-97.
- Marriott W McK. Anhydremia. *Physiol Rev* 1923; 3: 275-294.
- Von Hevesy G, Hofer E. Die Verweilzeit des Wassers im menschlichen Körper, untersucht mit Hilfe von «schwerem» Wasser als Indicator. *Klinische Wochenschrift* 1934; 13: 1.524-1.526.
- Hastings AB, Eichelberger L. The echange of salt and water between muscle and blood. *J Biol Chem* 1937; 117: 73-93.
- Iob V, Swanson WW. Mineral Growth. *Growth* 1938; 2: 252-256.
- Widdowson EM, McCance RA, Spray CM. The chemical composition of the human body. *Clin Sci* 1951; 10: 113-125.
- Behnke AR Jr, Feen BG, Welham WC. The specific gravity of healthy men. *JAMA* 1942; 118: 495-498.
- Moore FD. Determination of total body water and solids with isotopes. *Science* 1946; 104: 157-160.
- Kerpel-Fronius E, Kovach S. The volume of extracellular body fluids in malnutrition. *Pediatrics* 1948; 2: 21-23.
- Gambler JL, Robertsom JS, Hannigan CA, Foster CG, Farr LE. Chloride, bromide, sodium, and sucrose spaces in man. *J Clin Invest* 1953; 32: 483-489.
- Darrow DC, Hellerstein S. Interpretation of certain changes in body water and electrolites. *Physiol Rev* 1958; 38: 114-137.
- McCance RA, Widdowson EM. A method of breaking down the body weights of living persons into terms of extracellular fluid, cell mass and fat, and some applications of it to physiology and medicine. *Proc Royal Soc London, Series B*, 1951; 138: 115-130.
- Sievert RM. Measurements of gamma radiation from human body. *Archiv Fysik* 1951; 3: 337-346.
- Forbes GB, Hursh J, Gallup J. Estimation of total body fat from potassium-40 content. *Science* 1961; 133: 101-102.
- Heymsfield SB, Matthews D. Body composition: research and clinical advances-1993 A.S.P.E.N. research workshop. *JPEN* 1994; 18: 91-103.
- Wang Z, Pierson RN Jr, Heymsfield SB. The five level model: a new approach to organizing body composition research. *Am J Clin Nutr* 1992; 56: 19-28.
- Elia M. Body composition analysis: an evaluation of 2 component models, multicomponent models and beside techniques. *Clin Nutr* 1992; 11: 114-127.
- Fuller NJ, Jebb SA, Golberg GR, Pullicino E, Adams C, Cole TJ et al. Interobserver variability in the measurement of body composition. *Eur J Clin Nutr* 1991; 45: 43-49.
- Lukaski HC. Assesment of body composition using tetrapolar bioelectrical impedance analysis. En: Whitehead RG, Prentice A, editores. *New techniques in nutritional research*. San Diego: Academic Press, 1991; 303-315.
- Segal KR, Gutin B, Presta E, Wang J, Van Itallie TB. Estimation of human body composition by electrical impedance methods: a comparative study. *J Appl Physiol* 1985; 58: 1.565-1.571.
- Segal KR, Van Loan M, Fitzgerald PI, Hodgdon JA, Van Itallie TB. Lean body mass estimation by bioelectrical impedance analysis: A four-site cross-validation. *Am J Clin Nutr* 1988; 47: 7-14.
- Gray DS, Bray GA, Gemayel N, Kaplan K. Effect of obesity on bioelectrical impedance. *Am J Clin Nutr* 1989; 50: 255-260.
- Lukasky HC, Johnson PE, Bolonchuck WW, Lykken GL. Assessment of fat-free mass using bioelectrical impedance measurements of the human body. *Am J Clin Nutr* 1985; 41: 810-817.
- Lukasky HC, Bolonchuck WW, Hall CB, Siders WA. Validation of tetrapolar bioelectrical impedance method to assess human body composition. *J Appl Physiol* 1986; 60 (Supl 4): 1.327-1.332.
- Van Loan MD, Mayclin P. Bioelectrical impedance analysis: Is it a reliable estimator of lean body mass and total body water? *Hum Biol* 1987; 59: 299-309.
- Deurenberg P, Weststrate JA, Hautvast GAJ. Changes in fat-free mass during weight loss measured by bioelectrical impedance and by densitometry. *Am J Clin Nutr* 1989; 49: 33-36.
- Deurenberg P, Van der Koij K, Evers P, Hulshof T. Assessment of body composition by electrical impedance in a population aged > 60 y. *Am J Clin Nutr* 1990; 51: 1.176-1.181.
- Houtkooper LB, Going SB, Lohman TG, Roche AF, Van Loan M. Bioelectrical estimation of fat-free mass during in children and youth: a cross validation study. *J Appl Physiol* 1992; 72: 366-373.
- Nyboer J. Workable volume and flow concepts of biosegments by electrical impedance plethysmography. *T.I.T.J. Life Sci* 1972; 2: 1-13.
- Lukasky HC, Bolonchuck WW. Estimation of body fluid volumes using tetrapolar bioelectrical impedance measurements. *Aviat Space Environ Med* 1988; 59: 1.163-1.170.
- Segal KR, Burastero S, Chun A, Coronel P, Pierson RN, Wang J. Estimation of extracellular and total body water by multiple frequency bioelectrical-impedance measurement. *Am J Clin Nutr* 1991; 54: 26-29.
- Deurenberg P, Shouten FJM. Loss of total body water and extracellular water assessed by multifrequency impedance. *Eur J Clin Nutr* 1992; 46: 247-255.
- Kushner RF, Schoeller DA. Estimation of total body water by bioelectrical impedance analysis. *Am J Clin Nutr* 1986; 44: 417-424.
- Schloerb PR, Gurian JH, Lord LM, Winiarski EA, Casey CM. Bioimpedance as a measure of total body water and body cell means in surgical nutrition. *Eur Surg Res* 1986; 18 (Supl): 3.
- Hoffer EC, Meador CK, Simpson DC. Correlation of whole body impedance with total body water. *J Appl Physiol* 1969; 47: 531-534.
- Jein P, Lenoir J, Rouillet C, Thomasset AL, Ducrot H. Determination of body fluid compartments by electrical impedance measurements. *Aviat Space Environ Med* 1975; 46: 152-155.
- Van Loan MD, Segal KR, Bracco EF, Mayclin P, Van Itallie TB. TOBEC methodology for body composition assessment: A cross-validation study. *Am J Clin Nutr* 1987; 46: 9-12.
- Lukasky HC, Bolonchuck WW. Theory and validation of the tetrapolar bioelectrical impedance method to assess human body composition.

- En: Ellis KJ, Yasumura S, Morgan MD, editores. In vivo body composition studies. Londres: Institute of Physical Sciences and Medicine, 1987; 410-415.
53. Chumlea WC, Baumgartner RN, Roche AF. Specific resistivity used to estimate fat-free mass from segmental body measures of bioelectrical impedance. *Am J Clin Nutr* 1988; 48: 7-15.
 54. Deurenberg P, Weststrate JA, Van der Kooy K. Body composition changes assessed by bioelectrical impedance measurements. *Am J Clin Nutr* 1989; 49: 401-403.
 55. Blanch S, Barenys M, Solà R, Masana L, Salas-Salvadó J. Estimación de la composición corporal mediante impedancia bioeléctrica en mujeres con obesidad mórbida. *Nutr Hosp* 1994; 9 (Supl 1): 22-26.
 56. Valtueña S, Blanch S, Barenys M, Solà R, Salas-Salvadó J. Changes in body composition and resting energy expenditure after rapid weight loss: is there an energy-metabolism adaptation in obese patients? *Int J Obes* 1995; 19: 119-125.
 57. Forbes GB, Simon W, Amaturda JM. Is bioimpedance a good predictor of body composition change? *Am J Clin Nutr* 1992; 56: 4-6.
 58. Vázquez JA, Janosky JE. Validity of bioelectrical-impedance analysis in measuring changes in lean body mass during weight reduction. *Am J Clin Nutr* 1991; 54: 970-975.
 59. Gray DS, Bray GA, Gemayel N, Kaplan K. Effect of obesity on bioelectrical impedance. *Am J Clin Nutr* 1989; 50: 255-260.
 60. Lukasky HC. Methods for the assessment of human body composition: traditional and new. *Am J Clin Nutr* 1987; 46: 537-556.
 61. Díaz EO, Villar J, Imring M, González T. Bioimpedance or anthropometry? *Eur J Clin Nutr* 1989; 42: 129-137.
 62. Sinning WE, Moore CE, Boileau RA, Going S, Lohman TG, Van Loan M et al. Variability of estimating body composition measures by skinfold and bioresistance. *Med Scien Sports Exec* 1987; 19 (Supl): 3.
 63. Conlisk EA, Haas JD, Martínez EJ, Flores R, Rivera JD, Martorell R. Predicting body composition from anthropometry and bioimpedance in marginally undernourished adolescents and young adults. *Am J Clin Nutr* 1992; 55: 1.051-1.059.
 64. Horswill CA, Geeseman R, Boileau RA, Williams BT, Layman DK, Massey BH. Total body electrical conductivity (TOBEC): relationship to estimates of muscle mass, fat-free weight, and lean body mass. *Am J Clin Nutr* 1989; 49: 593-598.
 65. Fiorotto ML. Measurements of total body electrical conductivity for the estimation of fat and fat-free mass. En: Whitehead RG, Prentice A, editores. New techniques in nutritional research. San Diego: Academic Press, 1991; 281-301.
 66. Fiorotto ML, Cochran WJ, Funk RC, Sheng HP, Klish WJ. Total body electrical conductivity measurements: effects of body composition and geometry. *Am J Physiol* 1987; 252: R794-R800.
 67. Cochran WJ, Fiorotto ML, Sheng HP, Klish WJ. Reliability of fat-free mass estimates derived from total-body electrical conductivity measurements as influenced by changes in extracellular fluid volume. *Am J Clin Nutr* 1989; 49: 29-32.
 68. Klish WJ, Forbes GJ, Gordon A, Cochran WJ. New method for estimation of lean body mass in infants (EMME instrument): validation in non-human models. *J Pediatr Gastroenterol Nutr* 1984; 3: 199-204.
 69. Presta E, Segal KR, Gutlin B, Harrison GG, Van Itallie TB. Comparison in man of total body electrical conductivity derived from body density: Validation of a new body composition method. *Metabolism* 1983; 32: 524-527.
 70. Van Loan MD, Belko AZ, Mayclin P, Barbieri TF. Use of total-body electrical conductivity for monitoring body changes during weight reduction. *Am J Clin Nutr* 1987; 46: 5-8.
 71. Lohman TG. Applicability of body composition techniques and constants for children and youth. *Exercise Sports Sci Rev* 1986; 14: 325-357.
 72. Fiorotto ML, Cochran WJ, Klish WJ. Fat-free mass and total body water of infants estimated from total body electrical conductivity measurements. *Pediatr Res* 1987; 22: 417-421.
 73. Pace N, Rathburn EN. Studies on body composition. III The body water and chemically combined nitrogen content in relation to fatness. *J Biol Chem* 1945; 158: 685-691.
 74. Ginies JL, Goulet O. Composition corporelle: Étude des compartiments. En: Ricour C, Ghisolfi J, Putet G, Goulet O, editores. *Traité de nutrition pédiatrique*. Paris: Maloine, 1993; 403-420.
 75. Forbes GB. Techniques for estimating body composition. En: Forbes GB, editor. *Human Body Composition*. Nueva York: Springer-Verlag, 1987; 5-100.
 76. Kaufman L, Wilson CJ. Determination of extracellular fluid volume by fluorescent excitation analysis of bromide. *J Nucl Med* 1973; 14: 812-815.
 77. Miller ME, Cappon CJ. Anion-exchange chromatographic determination of bromide in serum. *Clin Chem* 1984; 30: 781-783.
 78. Swan RC, Madisso H, Pitts RF. Measurement of extracellular fluid volume in nephrectomized dogs. *J Clin Invest* 1954; 33: 1.447-1.456.
 79. Boling EA, Taylor WL, Entenman C, Behnke AR. Total exchangeable potassium and chloride, and total body water in healthy men of varying fat content. *J Clin Invest* 1952; 41: 1.840-1.849.
 80. Haymes EM, Lundegren HM, Loomis JL, Buskirk ER. Validity of the ultrasound technique as a method of measuring subcutaneous adipose tissue. *Ann Hum Biol* 1976; 3: 245-251.
 81. Borkan GA, Hulth DE, Cardarelli J, Burrows BA. Comparison of ultrasound and skinfold measurements in the assessment of subcutaneous and total fatness. *Am J Phys Anthropol* 1982; 58: 307-313.
 82. Fanelli MT, Kuczmarky RJ. Ultrasound as an approach to assessing body composition. *Am J Clin Nutr* 1984; 39: 703-709.
 83. Overend TJ, Cunningham DA, Paterson DH, Lefcoe MS. Thigh composition in young and elderly men determined by computed tomography. *Clin Phys* 1992; 12: 629-640.
 84. Koester RS, Hunter GR, Synder S, Khaled MA, Berland LL. Estimation of computerized tomography derived abdominal fat distribution. *Int J Obes* 1992; 16: 113-121.
 85. Borkan GA, Gerzof SG, Robbins AH, Hulth DE, Silbert CK, Silbert JE. Assessment of abdominal fat by computed tomography. *Am J Clin Nutr* 1982; 36: 172-177.
 86. Weits T, Van der Beek EJ, Wedel M, Ter Haar Romeny BM. Computed tomography measurement of abdominal fat deposition in relation to anthropometry. *Int J Obes* 1988; 12: 217-225.
 87. Baumgartner RN, Heymsfield SB, Roche AF, Bernardino M. Abdominal composition quantified by computed tomography. *Am J Clin Nutr* 1988; 48: 936-945.
 88. Ashwell M, Cole TJ, Dixon AK. Obesity: new insight into the anthropometric classification of fat distribution revealed by computed tomography. *Br Med J* 1985; 290: 1.692-1.694.
 89. Tokunaga K, Matsuzawa Y, Ishikawa K, Tarui S. A novel technique for the determination of body fat by computed tomography. *Int J Obes* 1983; 7: 437-445.
 90. Sjöström L, Kvist H, Cederblad A, Tyllén O. Determination of total adipose tissue and body fat in women by computed tomography, ⁴⁰K and tritium. *Am J Physiol* 1986; 250: E736-E745.
 91. Lang P, Steiger P, Faulkner K. Osteoporosis: current techniques and recent developments in quantitative bone densitometry. *Radiol Clin North Am* 1991; 29: 49-79.
 92. Treuth MS, Hunter GR, Kekes-Szabo T. Estimating intraabdominal adipose tissue in women by dual-energy X-ray absorptiometry. *Am J Clin Nutr* 1995; 62: 527-532.
 93. Seidell JC, Bakker CJG, Van der Kooy K. Imaging techniques for measuring adipose-tissue distribution—a comparison between computed tomography and 1.5-T magnetic resonance. *Am J Clin Nutr* 1990; 51: 953-957.
 94. Carpenter TA, Hall LD. Future prospects for NMR-imaging spectroscopy in studies of human nutrition. En: Whitehead RG, Prentice A, editores. *New techniques in nutritional research*. San Diego: Academic Press, 1991; 335-359.
 95. Foster MA. *Magnetic resonance in Medicine and biology*. Oxford, Inglaterra: Pergamon Press, 1984.
 96. Mallard JR. Nuclear magnetic resonance imaging in medicine: medical and biological applications and problems. *Proc R Soc Lond [Biol]* 1986; 226: 391-419.
 97. Ross R, Shaw KD, Martel Y, Guise J, Avruch L. Adipose tissue distribution measured by magnetic resonance imaging in obese women. *Am J Clin Nutr* 1993; 57: 470-475.
 98. Beddoe AH, Hill GL. Clinical measurement of body composition using in vivo neutron activation analysis. *J Parent Ent Nutr* 1985; 9: 504-520.
 99. Yasumura S, Cohn SH, Ellis KJ. Measurement of extracellular space by total body neutron activation. *Am J Physiol* 1983; 244: R36-R40.
 100. Burkinshaw L, Hill GL, Morgan DB. Assessment of the distribution of protein in the human by in vivo neutron activation analysis. *International symposium on nuclear activation techniques in life sciences*. Viena: IAEA, 1978; 787-796.
 101. Oxby CB, Oldroyd B, Krupowicz DW, Moore SC, Brooks K, Yankuba S et al. A clinical facility for the measurement of total body carbon. En: Ellis KJ, Yasumura S, Morgan WD, editores. *In vivo body composition studies*. Londres: Institute of Physical Sciences in Medicine, 1987; 421-426.
 102. Kehayias JJ, Ellis KJ, Cohn SH, Yasumura S, Weinlein JH. Use of a pulsed neutron generator for in vivo measurement of body carbon. En: Ellis KJ, Yasumura S, Morgan WD, editores. *In vivo body composition studies*. Londres: Institute of Physical Sciences in Medicine, 1987; 427-435.
 103. Beddoe AH, Streat SJ, Hill GL. Clinical body composition assessment using in vivo neutron activation analysis. En: Ellis KJ, Yasumura S, Morgan WD, editores. *In vivo body composition studies*. Londres: Institute of Physical Sciences in Medicine, 1987; 15-24.
 104. Cohn SH, Vartsky D, Yasumura S, Sawitsky A, Zanzky Y, Vaswani AN et al. Compartmental body composition based on total body nitrogen, potassium and calcium. *Am J Physiol* 1980; 239: E524-E530.
 105. Cohn SH, Vaswani AN, Yasumura S, Yuen K, Ellis KJ. Improved models for the determination of body fat by in vivo neutron activation. *Am J Clin Nutr* 1984; 40: 225-259.
 106. Cohn SH, Vaswani AN, Yasumura S, Yuen K, Ellis KJ. Assessment of cellular mass and lean body mass by noninvasive nuclear techniques. *J Clin Med* 1985; 105: 305-310.
 107. Cohn SH, Aloia JF, Vaswani AN, Yasumura S, Ellis KJ. Women at risk of developing osteoporosis: determination by total body neutron activation analysis and photon absorptiometry. *Calcium Tissue* 1986; 38: 9-15.
 108. Cohn SH, Sawitsky A, Vartsky D, Yasumura S, Zanzky Y, Ellis KJ. In vivo quantification of body nitrogen and body composition of in normal subjects and in cancer patients for cancer-nutrition studies. *Int J Nutr Cancer* 1980; 2: 67-71.

109. Vaswany AN, Vartsky D, Ellis KJ, Yasumura S, Cohn SH. Effects of caloric restriction on body composition and total body nitrogen as measured by neutron activation. *Metabolism* 1983; 32: 185-188.
110. Cohn SH, Ellis KJ, Vartsky D. Comparison of methods of estimating body fat in normal subjects and cancer patients. *Am J Clin Nutr* 1981; 34: 2.839-2.847.
111. Cohn SH, Brennan B, Yasumura S, Vartsky D, Vaswany AN, Ellis KJ. Evaluation of body composition and nitrogen content of renal patients on chronic dialysis as determined by total body neutron activation. *Am J Clin Nutr* 1983; 38: 52-58.
112. Cohn SH. Neutron activation analysis in assessment of body composition. En: Whitehead RG, Prentice A, editores. *New techniques in nutritional research*. San Diego: Academic Press, 1991; 261-279.
113. Dawson-Hughes B, Dallal GE, Krall EA. A controlled trial of the effect of calcium supplementation on bone density in postmenopausal women. *N Engl J Med* 1990; 323: 878-883.
114. Dawson-Hughes B, Dallal GE, Krall EA. Effect of vitamin D supplementation on wintertime and overall bone loss in healthy postmenopausal women. *Ann Intern Med* 1991; 115: 505-512.
115. Lohman TG. Skinfolds and body density and their relation to body fatness: a review. *Hum Biol* 1981; 53 (Supl 2): 181-225.
116. Peppler WW, Mazess RB. Total bone mineral and lean body mass by dual photon absorptiometry. Theory and measurement procedure. *Calcif Tissue Int* 1981; 33: 353-359.
117. Mazess RB, Peppler WW, Chesnut CH, Nelp WB, Cohn SH, Zanzi I. Total bone mineral and lean body mass by dual photon absorptiometry. Comparison with total body calcium by neutron activation analysis. *Calcif Tissue Int* 1981; 33: 361-363.
118. Mazess RB, Peppler WW, Gibbons M. Total body composition by dual-photon (^{153}G) absorptiometry. *Am J Clin Nutr* 1984; 40: 834-839.
119. Heymsfield SB, Wang J, Heshka S, Kehayias JJ, Pierson RN. Dual-photon absorptiometry: Comparison of bone mineral and soft tissue measurements in vivo with established methods. *Am J Clin Nutr* 1989; 49: 1.283-1.289.
120. Rico H, Revilla M, Villa LF, Ruiz-Contreras D, Hernández ER, Álvarez de Buergo M. The four-compartment models in body composition: Data from a study with dual-energy X-ray absorptiometry and near-infrared interactance on 815 normal subjects. *Metabolism* 1994; 43: 417-422.
121. Lukasky HC. Soft tissue composition and bone mineral status: evaluation by dual-energy X-ray absorptiometry. *J Nutr* 1993; 123: 438-443.
122. Webber J, Donaldson M, Allison SP, MacDonald IA. A comparison of skinfold thickness, body mass index, bioelectrical impedance analysis and dual-energy X-ray absorptiometry in assessing body composition in obese subjects before and after weight loss. *Clin Nutr* 1994; 13: 177-182.
123. Wang Z, Heymsfield SB, Aulet M, Thornton JC, Pierson RN Jr. Body fat from body density: underwater weighing vs. dual-photon absorptiometry. *Am J Physiol* 1989; 256: E829-834.
124. Johansson AG, Forsslund A, Sjödin A, Mallmin H, Hambraeus L, Ljung-hall S. Determination of body composition-a comparison of dual-energy X-ray absorptiometry and hydrodensitometry. *Am J Clin Nutr* 1993; 57: 323-326.
125. Roche AF, Baumgartner RN, Guo S. Anthropometry: classical and modern approaches. En: Whitehead RG, Prentice A, editores. *New techniques in nutritional research*. San Diego: Academic Press, 1991; 241-259.
126. Durnin J, Womersley J. Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: Measurement on 481 men and women from 16 to 72 year. *Br J Nutr* 1974; 32: 77-97.
127. Harrison GG, Burskirk ER, Carter JE, Johnston FE, Lohman TG, Pollock ML et al. Skinfold thickness and measurement technique. En: Lohman TG, Roche AF, Martorell R, editores. *Anthropometric standardization reference manual*. Illinois: Human Kinetic Books, Champaign, 1988; 55-70.
128. Conway JM, Norris KH, Bodwell CE. A new approach for the estimation of body composition: infrared interactance. *Am J Clin Nutr* 1984; 40: 1.123-1.130.
129. Goldman RF, Buskirk ER. Body volumen measurement by underwater weighing: description of a method. En: Brozek J, Henschel A, editores. *Techniques for measuring body composition*. Washington, DC: National Academy of Sciences-National Research Council, 1961; 78-89.
130. Akers R, Buskirk ER. An underwater weighing system utilizing «force cube» transducers. *J Appl Physiol* 1969; 26: 649-652.
131. Siri WB. The gross composition of the body. En: Tobias CA, Lawrence JH, editores. *Advances in biological and medical physics*. Nueva York: Academic Press, 1956; 4: 239-280.
132. Brozek J, Grande F, Anderson JT, Keys A. Densitometric analysis of body composition: revision of some quantitative assumptions. *Ann NY Acad Sci* 1963; 110: 113-140.
133. Méndez J, Keys A. Density and composition of mammalian muscle. *Metabolism* 1960; 9: 184-188.
134. Méndez J, Keys A, Anderson JT, Grande F. Density of fat and bone mineral of mammalian body. *Metabolism* 1960; 472-477.
135. Lohman TG, Roche AF, Martorell R, editores. *Anthropometric standardization reference manual*. Illinois: Human Kinetics Books, Champaign, 1988.
136. Keys A, Brozek J. Body fat in adult men. *Physiol Rev* 1953; 33: 245-325.
137. Bakker HK, Strulkenkamp R. Biological variability and lean body mass estimates. *Hum Biol* 1977; 49: 970-979.
138. Deskins WJ, Winter DC, Sheng HP, Garza C. Use of a resonating cavity to measure body volume. *J Acustical Soc Am* 1985; 17: 756-758.
139. Gundlach BL, Nijikrake HGM, Hautvast JGAJ. A rapid and simplified plethysmometric method for measuring body volume. *Hum Biol* 1980; 52: 23-33.
140. Ruiz PJ. Técnicas densitométricas y de conductividad eléctrica para el análisis de la composición corporal. *Nutr Clin* 1994; 14: 7-25.
141. Garrow JS, Stally S, Diethelm R, Pittet PH, Hesp R, Halliday D. A new method for measuring the body density of obese adults. *Br J Nutr* 1979; 42: 173-183.
142. Deskins WJ, Winter DC, Sheng HP, Garza C. An acoustic plethysmograph total infant body volume. *J Biochem Eng* 1985b; 107 (Supl 4): 304-308.
143. Forbes GB, Bruining GJ. Urinary creatinine excretion and lean body mass. *Am J Clin Nutr* 1976; 29: 1.359-1.366.
144. Yang MU, Wang J, Pierson RM, Van Itallie TB. Estimation of composition of weight loss in man: a comparison of methods. *J Appl Physiol* 1977; 43: 331-338.
145. Jebb SA, Murgatoryd PR, Goldberg GR, Prentice AM, Coward WA. In vivo measurement of changes in body composition: description of methods and their validation against 12-d continuous whole-body calorimetry. *Am J Clin Nutr* 1993; 58: 455-462.