

Ver artículos originales en *Nefrología* 2011;31(5):537-44
y en este mismo número en página 670

Evolución y aplicaciones de la bioimpedancia en el manejo de la enfermedad renal crónica

J.M. López-Gómez

Servicio de Nefrología. Hospital Gregorio Marañón. Madrid

Nefrología 2011;31(6):630-4

doi:10.3265/Nefrologia.pre2011.Oct.11015

El análisis de la composición corporal en pacientes con enfermedad renal crónica ha ido ganando interés en los últimos años como consecuencia del gran impacto que tiene como factor de riesgo de morbilidad^{1,2}. Entre los distintos procedimientos para su valoración, la bioimpedancia eléctrica (BIE) ocupa un lugar destacado por su sencillez, coste, inmediatez, capacidad de repetición e inocuidad para el sujeto que es sometido a examen. La BIE viene empleándose en la valoración de la composición corporal desde hace varias décadas, pero a lo largo de este tiempo, los instrumentos para su análisis han ido mejorando de forma muy significativa.

Desde el punto de vista eléctrico, el organismo se comporta como un cilindro o suma de cilindros conductores. La BIE está basada en la oposición que cualquier organismo presenta al paso de una corriente eléctrica alterna, que habitualmente se emite y se recibe en los extremos de los cilindros, es decir, en la muñeca y en el tobillo indistintamente. La impedancia (Z) es el resultado de dos componentes (figura 1): la resistencia (R) al paso de la corriente, que viene dada principalmente por el contenido de agua, que es un excelente conductor, de tal modo que cuanto mayor es su contenido, menor es la R y viceversa. Esto permite analizar el estado de hidratación y distinguir tejidos con gran cantidad de agua como el músculo y tejidos con poca cantidad de agua, como la grasa, el pulmón o el hueso. El segundo componente es la reactancia (Xc), que determina la capacidad de las células para almacenar energía, ya que se comportan como condensadores eléctricos al paso de una corriente eléctrica, donde las membranas celulares actúan como conductores y el contenido celular actúa como dieléctrico, que es donde se almacena la carga una vez que se hace pasar la corriente. Los dos componentes vienen expresados en Ohmios (Ω), tienen una representación vectorial y

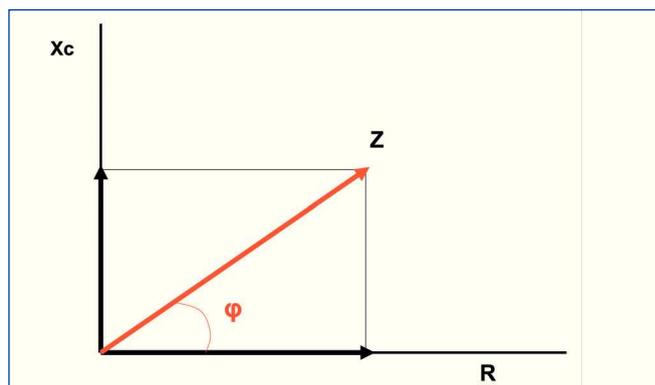


Figura 1. Componentes vectoriales de la impedancia eléctrica (Z). Xc: reactancia; R: resistencia; φ: ángulo de fase.

su resultante vectorial es la impedancia (Z). El ángulo que forman la R y la Xc se denomina ángulo de fase (ϕ), que normalmente es inferior a 10° , ya que la R es muy superior a la Xc. En resumen, mientras que la R determina preferentemente el estado de hidratación, la Xc determina preferentemente el estado nutricional.

TIPOS DE BIOIMPEDANCIA

En función de la frecuencia de la corriente alterna aplicada, la BIE puede clasificarse en BIE monofrecuencia y BIE multifrecuencia.

La BIE multifrecuencia consiste en la determinación de la resistencia, la reactancia y el ángulo de fase, con frecuencias que oscilan entre 5 y 1.000 kHz. La representación gráfica de estas determinaciones adquiere una forma de parábola, que queda reflejada en la figura 2 y corresponde al modelo de Cole y Cole³. Con frecuencias bajas, la corriente eléctrica no es capaz de atravesar las membranas celulares y se desplaza por el espacio extracelular, encontrando a su paso sólo la resistencia ofrecida por el agua extracelular y los iones que contiene (AEC). Los valores de Z para este tipo de frecuencias quedan

Correspondencia: Juan Manuel López Gómez
Servicio de Nefrología.
Hospital Gregorio Marañón. Madrid.
juanmlopez@senefro.org

a la derecha del modelo de Cole y Cole y si se extrapola la curva del modelo hasta cortar el eje de las X, es decir con una $X_c = 0$, obtendremos la resistencia correspondiente al AEC (R_0).

Las frecuencias altas son capaces de atravesar las células y el espacio extracelular. Por tanto, la resistencia vendrá dada por la oposición que ofrecen el agua intracelular y sus iones (AIC) y el AEC. Los valores de Z para frecuencias altas quedan representados a la izquierda de la curva de Cole y Cole y su extrapolación al eje de las X nos dará una idea de la R correspondiente al agua corporal total (R_∞), donde $ACT = AIC + AEC$.

El cálculo de la resistencia correspondiente al AIC (R_i), una vez conocidos R_0 y R_∞ , vendrá dado por la diferencia de resistencias, con arreglo a la siguiente ecuación:

$$\frac{1}{R_i} = \frac{1}{R_\infty} - \frac{1}{R_0} \quad \text{donde} \quad R_i = \frac{R_0 \cdot R_\infty}{R_0 - R_\infty}$$

La BIE monofrecuencia está basada en la medida de la R, X_c y ángulo de fase a 50 kHz solamente, por considerar que a esta longitud de onda, el ángulo de fase y la reactancia son máximos, es decir, estaría en la parte más alta de la parábola (figura 3). Sin embargo, es fácil observar, cuando se tienen delante todas las determinaciones obtenidas con analizadores de multifrecuencia, que este axioma no es siempre así y, por tanto, con la BIE monofrecuencia se está asumiendo un error, especialmente en los valores extremos de composición corporal.

El ángulo de fase nos da una idea indirecta de la masa celular y, por tanto, se ha asumido como un buen parámetro de nutrición, que ha sido empleado como marcador de supervivencia⁴⁻⁷.

En la actualidad, disponemos de tres sistemas diferentes para el análisis de BIE: los basados en fórmulas, la impedancia vectorial y la impedancia espectroscópica (BIS). Los dos primeros están basados en los modelos de monofrecuencia, mientras que la BIS lo hace en el modelo de multifrecuencia.

Los sistemas basados en fórmulas llevan funcionando muchos años y se han descrito numerosas ecuaciones⁸⁻¹⁰, en las que se suele incluir la altura del sujeto explorado y la resistencia medida a 50 kHz. Las ecuaciones han sido validadas con métodos de referencia para determinados subgrupos de población, por lo que es recomendable que cada investigador elabore sus propias tablas de referencia en sujetos sanos¹¹. Habitualmente, el *software* que incluyen los analizadores de BIE permite el cálculo del ACT, AIC y AEC, así como del contenido de masa magra o masa libre de grasa y de la masa grasa calculada por la diferencia entre el peso corporal y la masa magra. Es importante destacar que las diferentes ecuaciones descritas en la literatura sólo son válidas para aquellos analizadores de impedancia con los que se desarrollaron las ecuaciones. En pacientes hiperhidratados, el exceso de agua está incorporado a la masa magra en lugar de mostrarlo como un tercer compartimento.

El sistema vectorial (BIVA) fue introducido por Piccoli en 1994¹². Está basado en la longitud del vector de impedancia y en el ángulo de fase del mismo, medidos a 50 kHz. La longitud del vector establece el grado de hidratación, de modo que cuanto mayor es el vector, implica menos agua y mayor resistencia y, por otro lado, cuanto mayor es el ángulo de fase, mejor el estado de nutrición. Los valores de referencia vienen dados por elipses que representan los percentiles 50%, 75% y 95% en forma de nomograma (figura 3), pero igual que los modelos basados en fórmulas, las elipses de referencia están calculadas en una población de sujetos sanos italia-

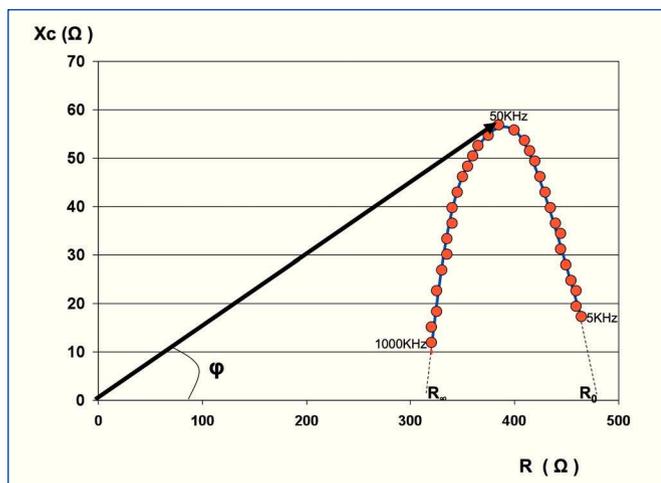


Figura 2. Representación gráfica de la impedancia multifrecuencia, donde cada punto corresponde a una frecuencia diferente (modelo de Cole-Cole).

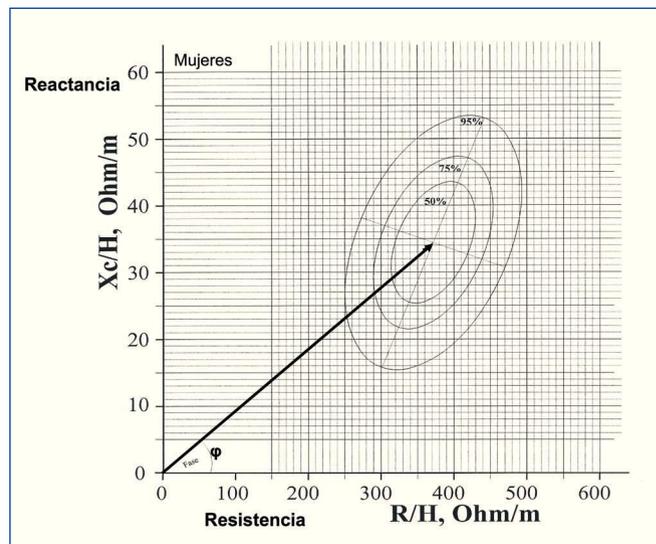


Figura 3. Representación del modelo de bioimpedancia vectorial.

nos. Es un modelo que ofrece una idea de la evolución del estado de hidratación de un paciente en la medida en la que se aleja o se acerca al centro de la elipse^{12,13}, pero impide la comparación cuantitativa entre pacientes o entre grupos de pacientes. Las elipses vienen diferenciadas por el sexo, atendiendo a su diferente composición corporal en el contenido de grasa, pero para mayor exactitud, deberían hacerlo también en función de la edad, del estado de nutrición e incluso de la raza^{11,14}. Además, habría que introducir elipses de referencia que combinaran algunas de estas variables, lo que complica excesivamente la elaboración de patrones de referencia.

Recientemente, Fresenius Medical Care ha desarrollado un analizador de BIS (BCM®, Body Composition Monitor) basado en las medidas simultáneas de R, Xc y ángulo de fase en 50 frecuencias diferentes, que oscilan entre 5 y 1.000 kHz, aplicando el modelo de Cole y Cole para la determinación de AEC, AIC y ACT. El sistema se distingue de otros modelos de BIE multifrecuencia en que está basado en el concepto de normohidratación tisular, asumiendo el contenido fisiológico de agua que contiene el tejido magro y el contenido fisiológico de agua del tejido adiposo, que es mucho menor. El exceso de agua viene dado por la diferencia entre el ACT y el agua de los tejidos magro y adiposo normohidratados.

El modelo tiene en cuenta el contenido de grasa, que guarda una relación inversa con el ACT, AIC y AEC según se demuestra en el estudio de Chamney, et al.¹⁵, de modo que, como ejemplos, para un sujeto con un contenido de grasa medida por DEXA de un 10%, el ACT ajustada para tejidos normohidratados es de alrededor de un 65% del peso corporal (40% de AIC y 25% de AEC), mientras que en otro sujeto con un contenido de grasa de un 30%, el ACT sería de un 50% (30% de AIC y 20% de AEC). Por tanto, después de ajustar al contenido de grasa de cada sujeto analizado, no es preciso tener más patrones de referencia que la propia composición corporal¹⁵.

APLICACIONES EN PACIENTES CON ENFERMEDAD RENAL CRÓNICA

Hidratación

El conocimiento del estado de hidratación es fundamental en la valoración clínica de los pacientes con enfermedad renal crónica, antes y después de iniciar tratamiento sustitutivo¹⁶⁻²¹. La incorporación del peso seco medido por BIS en pacientes en hemodiálisis permite comprobar que, en algunos casos, la valoración clínica está desviada de la realidad y, en otros casos, permite mejorar la tolerancia hemodinámica^{22,23}. De ello van a depender el control de la presión arterial y el grado de desarrollo de la hipertrofia del ventrículo izquierdo^{24,25}. Por otro lado, mantener un estado de hidratación próximo al ideal puede ayudar a controlar mejor la función renal residual en

pacientes en diálisis, cuya pérdida es otro factor de riesgo de mortalidad²⁶. Más recientemente, el AEC ha sido también relacionado con el estado inflamatorio^{27,28}.

Nutrición

El estado nutricional es un factor que condiciona de forma importante la mortalidad de los pacientes con enfermedad renal crónica²⁹⁻³¹. La determinación de la composición corporal con BIE y sus cambios con el tiempo son marcadores de morbimortalidad que pueden ayudar a detectar precozmente cambios reversibles en los pacientes^{32,33}. Además, permite diferenciar la masa magra de la masa adiposa, que tienen significados diferentes en la evolución de los pacientes y son un valor añadido importante sobre la determinación clásica del índice de masa corporal^{34,35}.

Volumen de distribución de la urea (Vd)

La introducción de monitores de hemodiálisis que incluyen la determinación de la dosis de diálisis mediante dialisancia iónica en línea es cada vez más frecuente. Este tipo de dispositivos supone una ayuda importante para analizar la dosis de diálisis que estamos administrando³⁶⁻³⁸. Habitualmente, el cálculo de Vd se realiza por el propio monitor mediante fórmulas antropométricas, entre las que la ecuación de Watson³⁹ es la más empleada. En pacientes con contenidos de grasa en ambos extremos, las diferencias entre el Vd por BIS y por ecuaciones pueden ser importantes. Por tanto, introducir el Vd medido por BIS puede proporcionar una dosis de diálisis más ajustada a la realidad.

En resumen de lo señalado, la BIE es una herramienta fácil de utilizar, nada invasiva, que precisa poco tiempo para su determinación, con resultados repetibles y de poco coste, que por la información que proporciona al nefrólogo y sus aplicaciones clínicas debería formar parte del arsenal con el que contamos en todos los servicios, con especial valor en las unidades de diálisis.

Los dos trabajos que se incluyen en este número de NEFROLOGÍA y en el anterior muestran algunas de las aplicaciones de la BIE^{6,7}. Caravaca, et al. describen los resultados de la BIS en pacientes con enfermedad renal crónica avanzada prediálisis, demostrando que existe un ligero estado de sobrehidratación, que está alrededor de 0,2 litros de media, aunque con un rango importante de variación. La hidratación es más importante en los hombres y en los pacientes diabéticos, y se asocia de forma inversa con el índice de masa corporal y con los niveles de hemoglobina y de albúmina plasmática. La estimación cuantitativa del exceso de hidratación o deshidratación, independientemente de la composición corporal, es un parámetro de gran significado clínico y que sólo puede ser proporcionado de forma precisa por los sistemas más avanzados de BIS.

El trabajo de Abad, et al. estudia el ángulo de fase como marcador nutricional en pacientes en diálisis. Para ello, se emplea un analizador de BIE multifrecuencia pero, en el análisis que se realiza, los autores sólo tienen en cuenta los resultados obtenidos con una única frecuencia a 50 kHz, que es la que normalmente se usa en monofrecuencia. Los autores concluyen que el ángulo de fase se asocia con parámetros de nutrición y con el contenido de AIC, dato similar a lo descrito por Caravaca, et al., pero lo más destacable es la asociación entre el ángulo de fase y la supervivencia de pacientes en diálisis, hasta el punto de que en el análisis multivariable ajustado para otras variables de nutrición e inflamación, sólo la edad y el ángulo de fase $<8^\circ$ continúan

siendo factores de riesgo independientes de mortalidad. Aunque el ángulo de fase ha sido previamente descrito como factor protector a corto plazo⁴⁷, este estudio aporta su valor pronóstico a los seis años de seguimiento.

Ambos estudios coinciden en el valor pronóstico del ángulo de fase a 50 kHz, pero el punto de corte de los dos trabajos es diferente, probablemente como consecuencia de que los analizadores empleados en cada estudio son distintos. Es importante destacar, con carácter general, que cuando hablamos de BIE, las ecuaciones o los valores brutos obtenidos con un analizador no son válidos para otro tipo de analizadores.

CONCEPTOS CLAVE

1. La bioimpedancia eléctrica es una herramienta de extraordinaria utilidad en el tratamiento de los pacientes con enfermedad renal crónica. Debería incorporarse en todas las unidades por la información que proporciona, por su facilidad de uso, la inmediatez de resultados, su inocuidad y su bajo coste.
2. Sus aplicaciones principales son la valoración del estado de hidratación, el análisis del estado de nutrición y el cálculo del volumen de distribución de la urea para una mejor aplicación del modelo cinético de ésta.
3. Es deseable la utilización de los datos brutos que proporcionan los analizadores de bioimpedancia para evitar errores inducidos por la diferente composición corporal, lo que evitaría la necesidad de buscar patrones de referencia adecuados a la población que deseamos estudiar.
4. Los sistemas de bioimpedancia han mejorado de forma notable en las últimas décadas, y proporcionan cada vez más información precisa. La bioimpedancia espectroscópica constituye en la actualidad el método disponible más avanzado, ya que sus resultados están adaptados al concepto de normohidratación tisular y ajustados a la cantidad de grasa contenida en la composición corporal, con lo que no es necesaria una población de referencia ajustada por razón de edad, sexo, raza o distinta composición corporal.
5. Los parámetros de hidratación y nutrición proporcionados por los analizadores de bioimpedancia son de gran utilidad como marcadores precoces de supervivencia/mortalidad en pacientes con enfermedad renal crónica con/sin necesidad de diálisis.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Avram MM, Fein PA, Borawski C, Chattopadhyay J, Matza B. Extracellular mass/body cell mass ratio is an independent predictor of survival in peritoneal dialysis patients. *Kidney Int Suppl* 2010;(117):S37-40.
2. Wizemann V, Wabel P, Chamney P, Zaluska W, Moissl U, Rode C, et al. The mortality risk of overhydration in haemodialysis patients. *Nephrol Dial Transplant* 2009;24(5):1574-9.
3. Cole KS, Cole RH. Dispersion and adsorption in dielectrics. *J Chem Phys* 1941;9:341-51.
4. Mushnick R, Fein PA, Mittman N, Goel N, Chattopadhyay J, Avram MM. Relationship of bioelectrical impedance parameters to nutrition and survival in peritoneal dialysis patients. *Kidney Int Suppl* 2003;(87):S53-6.
5. Segall NDT, Segall L, Mardare NG, Ungureanu S, Busuioc M, Nistor I, et al. Nutritional status evaluation and survival in haemodialysis patients in one centre from Romania. *Nephrol Dial Transplant* 2009;24(8):2536-40.
6. Caravaca F, Martínez del Viejo C, Villa J, Martínez-Gallardo R, Ferreira F. Estimación del estado de hidratación mediante bioimpedancia espectroscópica multifrecuencia en la enfermedad renal crónica avanzada prediálisis. *Nefrología* 2011;31(5):537-44.
7. Abad S, Sotomayor G, Vega A, Pérez de José A, Verdalles U, Jofré R, et al. El ángulo de fase de la impedancia eléctrica es un predictor de supervivencia a largo plazo en pacientes en diálisis. *Nefrología* 2011;31(6):670-6.

8. Kushner RF. Bioelectrical impedance analysis: a review of principles and applications. *J Am Coll Nutr* 1992;11:199-209.
9. Lukaski HC, Bolonchuck WW, Hall CB, Siders WA. Validation of tetrapolar bioelectrical impedance method to assess human body composition. *J Appl Physiol* 1986;60:1327-32.
10. Basile C, Vernagione L, Di Iorio B, Bellizzi V, Chimienti D, Lomonte C, et al. Development and validation of bioimpedance analysis prediction equations for dry weight in hemodialysis patients. *Clin J Am Soc Nephrol* 2007;2(4):675-80.
11. Jha V, Jairam A, Sharma MC, Sakhuja V, Piccoli A, Parthasarathy S. Body composition analysis with bioelectric impedance in adult Indians with ESRD: comparison with healthy population. *Kidney Int* 2006;69(9):1649-53.
12. Piccoli A, Rossi B, Pillon L, Bucciante G. A new method for monitoring body fluid variation by bioimpedance analysis: the RXc graph. *Kidney Int* 1994;46(2):534-9.
13. Pillon L, Piccoli A, Lowrie EG, Lazarus JM, Chertow GM. Vector length as a proxy for the adequacy of ultrafiltration in hemodialysis. *Kidney Int* 2004;66(3):1266-71.
14. Buffa R, Floris G, Marini E. Migration of the bioelectrical impedance vector in healthy elderly subjects. *Nutrition* 2003;19(11-12):917-21.
15. Chamney PW, Wabel P, Moissl UM, Müller MJ, Bony-Westphal A, Korth O, et al. A whole-body model to distinguish excess fluid from the hydration of major body tissues. *Am J Clin Nutr* 2007;85(1):80-9.
16. Wang X, Axelsson J, Lindholm B, Wang T. Volume status and blood pressure in continuous ambulatory peritoneal dialysis patients. *Blood Purif* 2005;23(5):373-8.
17. Katzarski KS, Divino Filho JC, Bergström J. Extracellular volume changes and blood pressure levels in hemodialysis patients. *Hemodial Int* 2003;7(2):135-42.
18. Passauer J, Petrov H, Schleser A, Leicht J, Pucalka K. Evaluation of clinical dry weight assessment in haemodialysis patients using bioimpedance spectroscopy: a cross-sectional study. *Nephrol Dial Transplant* 2010;25(2):545-51.
19. Wabel P, Chamney P, Moissl U, Jirka T. Importance of whole-body bioimpedance spectroscopy for the management of fluid balance. *Blood Purif* 2009;27(1):75-80.
20. Chen YC, Lin CJ, Wu CJ, Chen HH, Yeh JC. Comparison of extracellular volume and blood pressure in hemodialysis and peritoneal dialysis patients. *Nephron Clin Pract* 2009;113(2):c112-6.
21. Wabel P, Moissl U, Chamney P, Jirka T, Machek P, Ponce P, et al. Towards improved cardiovascular management: the necessity of combining blood pressure and fluid overload. *Nephrol Dial Transplant* 2008;23(9):2965-71.
22. Bonello M, House AA, Cruz D, Asuman Y, Andrikos E, Petras D, et al. Integration of blood volume, blood pressure, heart rate and bioimpedance monitoring for the achievement of optimal dry body weight during chronic hemodialysis. *Int J Artif Organs* 2007;30(12):1098-108.
23. Palmer BF, Henrich WL. Recent advances in the prevention and management of intradialytic hypotension. *J Am Soc Nephrol* 2008;19(1):8-11.
24. Machek P, Jirka T, Moissl U, Chamney P, Wabel P. Guided optimization of fluid status in haemodialysis patients. *Nephrol Dial Transplant* 2010;25(2):538-44.
25. Fagugli RM, Pasini P, Quintaliani G, Pastucci F, Cio G, Cicconi B, et al. Association between extracellular water, left ventricular mass and hypertension in haemodialysis patients. *Nephrol Dial Transplant* 2003;18(11):2332-8.
26. Cheng LT, Chen W, Tang W, Wang T. Residual renal function and volume control in peritoneal dialysis patients. *Nephron Clin Pract* 2006;104(1):c47-54.
27. Demirci MS, Demirci C, Ozdogan O, Kircelli F, Akcicek F, Basci A, et al. Relations between malnutrition-inflammation-atherosclerosis and volume status. The usefulness of bioimpedance analysis in peritoneal dialysis patients. *Nephrol Dial Transplant* 2011;26(5):1708-16.
28. Jacobs LH, Van de Kerkhof JJ, Mingels AM, Passos VL, Kleijnen WW, Mazairac AH, et al. Inflammation, overhydration and cardiac biomarkers in haemodialysis patients: a longitudinal study. *Nephrol Dial Transplant* 2010;25(1):243-8.
29. Mazairac AH, De Wit GA, Grooteman MP, Penne EL, Van der Weerd NC, Van den Dorpel MA, et al.; on behalf of the CONTRAST investigators. A composite score of protein-energy nutritional status predicts mortality in haemodialysis patients no better than its individual components. *Nephrol Dial Transplant* 2011;26(6):1962-7.
30. Herselman M, Esau N, Kruger JM, Labadarios D, Moosa MR. Relationship between body mass index and mortality in adults on maintenance hemodialysis: a systematic review. *J Ren Nutr* 2010;20(5):281-92.
31. Prasad N, Gupta A, Sinha A, Singh A, Sharma RK, Kaul A. Impact of stratification of comorbidities on nutrition indices and survival in patients on continuous ambulatory peritoneal dialysis. *Perit Dial Int* 2009;29(Suppl 2):S153-7.
32. Chertow GM, Johansen KL, Lew N, Lazarus JM, Lowrie EG. Vintage, nutritional status, and survival in hemodialysis patients. *Kidney Int* 2000;57(3):1176-81.
33. Maggiore Q, Nigrelli S, Ciccarelli C, Grimaldi C, Rossi GA, Michelassi C. Nutritional and prognostic correlates of bioimpedance indexes in hemodialysis patients. *Kidney Int* 1996;50(6):2103-8.
34. Kalantar-Zadeh K, Streja E, Kovessy CP, Oreopoulos A, Noori N, Jing J, et al. The obesity paradox and mortality associated with surrogates of body size and muscle mass in patients receiving hemodialysis. *Mayo Clin Proc* 2010;85(11):991-1001.
35. Kaysen GA, Zhu F, Sarkar S, Heymsfield SB, Wong J, Kaitwatcharachai C, et al. Estimation of total-body and limb muscle mass in hemodialysis patients by using multifrequency bioimpedance spectroscopy. *Am J Clin Nutr* 2005;82(5):988-95.
36. Lindley EJ, Chamney PW, Wuepper A, Ingles H, Tattersall JE, Will EJ. A comparison of methods for determining urea distribution volume for routine use in on-line monitoring of haemodialysis adequacy. *Nephrol Dial Transplant* 2009;24(1):211-6.
37. Teruel JL, Álvarez Rangel LE, Fernández Lucas M, Merino JL, Liaño F, Rivera M, et al. Control of the dialysis dose by ionic dialysance and bioimpedance. *Nefrología* 2007;27(1):68-73.
38. Wuepper A, Tattersall J, Kraemer M, Wilkie M, Edwards L. Determination of urea distribution volume for Kt/V assessed by conductivity monitoring. *Kidney Int* 2003;64(6):2262-71.
39. Watson PE, Watson ID, Batt RD. Total body water volumes for adult males and females estimated from simple anthropometric measurements. *Am J Clin Nutr* 1980;33(1):27-39.