

Evaluación del estado de hidratación en pacientes de hemodiálisis mediante espectroscopia de impedancias

A. Peláiz Barranco^a, E. Barranco Hernández^b, Y. Febles Muñoz^b.

a) Facultad de Física-Instituto de Ciencia y Tecnología de Materiales, Universidad de La Habana. San Lázaro y L, Vedado. La Habana 10400, Cuba; pelaiz@fisica.uh.cu

b) Servicio de Nefrología, Hospital “Hermanos Ameijeiras”, Ciudad de La Habana, Cuba.

Recibido el 12/2/2008. Aprobado en versión final el 15/07/2008.

Sumario. Este trabajo reporta el estudio realizado sobre el estado de hidratación, a partir de mediciones de impedancia eléctrica, en pacientes que reciben tratamiento de hemodiálisis en el Servicio de Nefrología del Hospital “Hermanos Ameijeiras” de nuestra capital. El estudio fue realizado aplicando una corriente eléctrica alterna (200 μ A) en un amplio intervalo de frecuencias. Los electrodos fueron situados en mano y pie. A partir de la determinación de la impedancia y el ángulo de fase, se determinaron los parámetros físicos (resistencia y reactancia capacitiva), posteriormente asociados a los parámetros médicos de interés. Se analiza el comportamiento del volumen de líquido extracelular (ECW) e intracelular (ICW) y el volumen de agua total (TBW) en un período de un año. El estudio se realizó en dos etapas: i. A una frecuencia fija (50 kHz); ii. A multifrecuencias (5 kHz–1 MHz).

Abstract. This paper presents the study carried out in the patients in hemodialysis of the “Hermanos Ameijeiras” Hospital, concerning the hydrate assessments, by using impedance spectroscopy. The study was made applying 200 microamperes of current in a wide frequency range (5 kHz–1 MHz). The physical parameters were determined and later associated to the medical parameters. The analysis of the extra-cellular water volume (ECW), intra-cellular water volume and the total body water (TBW) were analyzed for a year at a single frequency (50 kHz) and by using the multi-frequency method.

Palabras clave. Impedance 84.37.+q; Resistance Measurements 84.37.+q.

1 Introducción

La determinación de la composición corporal constituye una herramienta de gran importancia para el análisis de los estados de hidratación y nutrición en humanos y es sabido que muchas enfermedades se acompañan de cambios bastante drásticos de dicha composición corporal. Los pacientes que reciben hemodiálisis sufren variaciones importantes en su hidratación y deterioro nutricional, por lo que el estudio de los índices asociados a su composición corporal es de gran importancia. Diversas técnicas¹⁻³ son empleadas para este tipo de estudio: densitometría, dilución de isótopos, de óxido de deuterio (D₂O),

de bromuro de sodio (NaBr), etc. Son técnicas en general invasivas y de alto costo, con las cuales no se cuenta en nuestra capital.

En la búsqueda de nuevas técnicas para este tipo de estudio hace unos años se ha comenzado a emplear en la comunidad médica internacional la espectroscopia de impedancias⁴, llamada bioimpedancia en este medio. Su empleo^{1,5-11} se ha convertido en una alternativa a nivel mundial para estos estudios, por ser una técnica barata, no invasiva y relativamente sencilla. Es de gran ayuda en la interpretación de las variaciones de la composición corporal asociadas a alteraciones metabólicas y permite logra un “peso seco” adecuado.

El empleo de la bioimpedancia en organismos y más particularmente en humanos parte del principio de que los tejidos se comportan como conductores de la corriente eléctrica y/o dieléctricos dependiendo de su composición^{1,5-6}. Los tejidos blandos no grasos, los fluidos intra- y extra-celulares por ejemplo son muy buenos conductores; mientras que por su parte los huesos constituyen buenos aislantes (actúan como dieléctricos) y el tejido adiposo puede tener ambos tipos de comportamientos según su composición. La conducción eléctrica que se presenta es del tipo iónica y está relacionada con el contenido, concentración y movilidad de iones libres de sales, bases y ácidos. La Figura 1 muestra un esquema de la composición corporal¹ en humanos, donde aparecen los diferentes elementos que serán abordados en este trabajo.

Esta técnica consiste en aplicar una corriente eléctrica alterna al cuerpo humano^{1,5}, de una intensidad muy por debajo de la percepción humana, con la posterior determinación de la respuesta del organismo ante estímulo eléctrico, a través de la medición de la impedancia eléctrica (Z) y el ángulo de fase (ϕ , desfasaje entre corriente y tensión eléctrica). A partir de estos parámetros físicos se pueden estimar el volumen de líquido extra- (ECW) e intra-celular (ICW), el volumen de agua total (TBW), entre otros parámetros médicos^{1,5-11}, a través de expresiones matemáticas validadas por las técnicas convencionales¹. Para este tipo de análisis se considera el cuerpo humano como un cilindro isótropo y se aplica la Ley de Pouisselle. La impedancia Z se considera formada por una componente capacitiva, asociada a las propiedades dieléctricas de los tejidos, y otra resistiva, dada por el paso de la corriente eléctrica a través de los fluidos intra- (ICW) y extra-celulares (ECW)^{1,5}. Detalles de los principios físicos de esta técnica pueden encontrarse en un trabajo previo que abordó el estudio en una población sana¹².

Este tipo de estudios puede realizarse a una frecuencia fija de 50 kHz, método más común, o en un amplio espectro de frecuencias (generalmente de 1 kHz a 1 MHz)^{1,5-10}.

Los estudios a frecuencia fija se basan en ecuaciones empíricas y no permiten la determinación precisa de parámetros de interés como el ICW. Sin embargo, cuando se trabaja barriendo un intervalo de frecuencias es posible emplear modelaciones matemáticas y ecuaciones de ligadura que permiten una mejor predicción de parámetros como ECW, ICW, TBW, etc.¹.

Entre estas modelaciones se encuentran los conocidos planos Cole-Cole¹³, en los que se grafica, para este tipo de estudios, la reactancia capacitiva X_C en función de la resistencia R , parámetros obtenidos a partir de los valores de impedancia y ángulo de fase¹². Esta representación se emplea partiendo del circuito eléctrico simplificado del cuerpo humano reportado para estudios de bioimpedancia (Figura 2), donde se consideran dos ramas en paralelo, una asociada al fluido extra-celular (R_{ECW}), y otra al intra-celular (X_C, R_{ICW})^{1,7}.

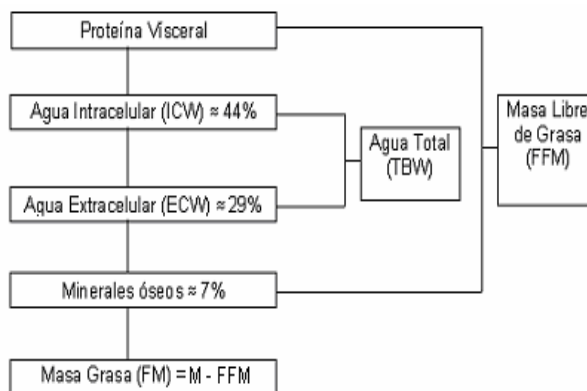


Figura 1.- Composición del cuerpo humano.

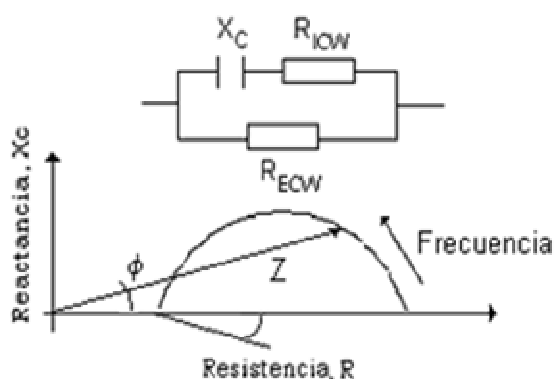


Figura 2. Circuito eléctrico simplificado del cuerpo humano, empleado para estudios de bioimpedancia, y representación de Cole-Cole para la impedancia eléctrica, considerándola compuesta por una componente capacitiva (X_C) y una resistiva (R).



Figura 3. Las mediciones se realizan con la persona acostada.

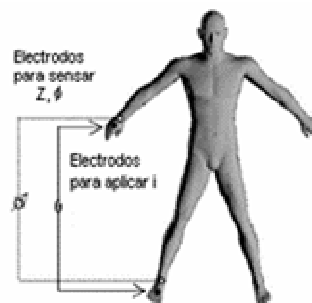


Figura 4.- Los electrodos se sitúan en la mano y en el pie (un inyector y un sensor en cada caso).

En esta modelación se considera el fluido extra-celular como muy buen conductor, y para el intra-celular se tiene en cuenta el carácter dieléctrico de las membranas celulares, representado por la reactancia capacitiva.

Así, para bajas frecuencias la corriente fluye a través del fluido extra-celular (la resistencia a bajas frecuencias se corresponde con R_{ECW}) y para altas frecuencias a través de ambos fluidos (la resistencia a altas frecuencias es la resistencia resultante considerando ambas ramas)^{1,5,7}. A partir de la determinación de los parámetros asociados a cada rama del circuito puede calcularse el volumen de agua total (TBW), de agua extra-celular (ECW) e intracelular (ICW), empleando ecuaciones matemáticas validadas para tales objetivos^{1,2,4-10}.

Para el estudio de los estados de hidratación y nutrición, no existen en Cuba las técnicas más aceptadas mundialmente. Solo se conocen trabajos previos, aplicando bioimpedancia, en Santiago de Cuba. Este trabajo reporta el estudio realizado sobre el estado de hidratación, a partir de mediciones de impedancia eléctrica, en los pacientes que reciben tratamiento de hemodiálisis en el Servicio de Nefrología del Hospital “Hermanos Ameijeiras” de nuestra capital. Se analiza el volumen de líquido extracelular (ECW) e intracelular (ICW) y el volumen de agua total (TBW), en un período de un año. Los estudios fueron realizados aplicando una corriente eléctrica alterna (200 μ A) en un amplio intervalo de frecuencias. Los electrodos fueron situados en mano y pie. A partir de la determinación de la impedancia y el ángulo de fase, se determinaron los parámetros físicos (resistencia y reactancia capacitiva), posteriormente asociados a los parámetros médicos de interés. El estudio se realizó en dos etapas: i. A una frecuencia fija (50 kHz); ii. A multi-frecuencias (5 kHz–1 MHz).

Este tipo de estudio no tiene antecedentes en la capital cubana mediante ninguna técnica de análisis y se realiza con un equipamiento alternativo al equipo comercial que se utiliza para la bioimpedancia, el cual es de alto costo y, en general, de procedencia norteamericana.

2 Procedimiento experimental

Las mediciones se realizaron con el paciente acostado (Figura 3) teniendo en cuenta una serie de requisitos con el objetivo de lograr la mayor veracidad de los resultados. El paciente permaneció acostado durante unos 10 minutos previos al estudio, con el fin de igualar los valores de presión en todos los puntos del cuerpo. Las mediciones se realizaron a los 30 minutos posteriores a la culminación del tratamiento. Se limpió con alcohol la zona de ubicación de los electrodos para evitar ruido en la señal eléctrica. Se utilizaron cuatro electrodos, pegados sobre la piel, en posición distal, situados dos en la mano, un inyector y un sensor, y dos en el pie, un inyector y un sensor, como se muestra en las Figuras 4 y 5. Los electrodos se colocaron dorsalmente sobre la tercera articulación metacarpo-falángica y del carpo, respectivamente, y sobre la tercera articulación metacarpo-

falángica y tibio-tarsiana. En todos los casos se ubicaron en el lado contrario al acceso vascular para hemodiálisis (fístula artereo-venosa o catéter) y se contó con el consentimiento informado de cada uno de los casos estudiados.

El procedimiento experimental se basó en la aplicación de una corriente eléctrica alterna de 200 μ A a cada paciente^{1,5}, cuyo valor es imperceptible por el cuerpo humano, y la correspondiente medición de la impedancia eléctrica (Z) y el ángulo de fase (ϕ) en un amplio espectro de frecuencias.



Figura 5.- Electrodos situados en la mano y en el pie (inyector + sensor en cada uno).

El equipo empleado para el estudio fue un analizador de impedancias o puente RLC Wayne Kerr 4270, el cual ofreció de manera directa el valor de la impedancia y el ángulo de fase para cada frecuencia de medición.

Tabla 1

Características del grupo de pacientes estudiado y parámetros eléctricos determinados a frecuencia fija (50 kHz) y a partir de la modelación en el espectro de frecuencias analizado.

| | Cuatrimestre I | | Cuatrimestre II | | Cuatrimestre III | |
|----------------------------|----------------|-----|-----------------|------|------------------|-----|
| | Valor Medio | DS | Valor Medio | DS | Valor Medio | DS |
| Edad (años) | 42 | 15 | 42 | 15 | 42 | 15 |
| Masa (kg) | 60 | 11 | 59 | 10 | 59 | 9 |
| Estatura (cm) | 166 | 10 | 166 | 10 | 166 | 10 |
| BMI (kg/m ²) | 22 | 3 | 21 | 3 | 22 | 3 |
| R_{50} (Ω) | 684 | 76 | 706 | 129 | 646 | 100 |
| X_{C50} (Ω) | 78 | 26 | 82 | 41 | 74 | 20 |
| $R_o=R_{ECW}$ (Ω) | 882 | 163 | 892 | 172 | 852 | 130 |
| R_{ICW} (Ω) | 1039 | 300 | 1701 | 1175 | 740 | 205 |
| X_C (Ω) | 81 | 26 | 78 | 20 | 79 | 16 |

El estudio se dividió en dos etapas; la primera solamente para una frecuencia fija de 50 kHz, y la segunda para un espectro de frecuencias de 5 kHz a 1 MHz.

Para el estudio a frecuencia fija de 50 kHz, a partir de la determinación de la resistencia y reactancia capacitiva, se calcularon los parámetros médicos empleando ecuaciones empíricas^{12,15}. En el caso del estudio multifre-

cuencias, luego de determinar los valores de resistencia y reactancia capacitiva para cada frecuencia, estos se graficaron en una representación de Cole-Cole (X_C vs R). Posteriormente se modelaron los resultados, considerando el circuito equivalente (Figura 2), mediante el uso del programa ZView 2.1b¹⁴. A partir de los parámetros eléctricos obtenidos se calcularon los valores de TBW, ECW e ICW¹⁰.

El estudio se realizó inicialmente con los 20 pacientes existentes, pero en el transcurso de la investigación dos de ellos fallecieron y otro tres se trasplantaron.

3 Resultados y discusión

La Tabla I muestra las características de edad, estatura (H), masa corporal (M) e índice de masa corporal ($BMI=H^2/M$) del grupo de pacientes estudiado, con su correspondiente desviación estándar (DS), así como los valores de resistencia (R_{50}) y reactancia capacitiva (X_{C50}) para la frecuencia fija de 50 kHz. A partir de estos dos últimos valores se determinaron los parámetros médicos: volumen de agua total (TBW), volumen de agua extracelular (ECW) y volumen de agua extracelular (ICW), empleando las siguientes ecuaciones^{12,15} y considerando que $ICW=TBW-ECW$.

$$TBW = 1.726 + \left(0.5561 \frac{H^2}{R_{50}}\right) + (0.0955 \cdot M) \quad (1)$$

$$ECW(\text{Hombres}) = -3.23 + \left(0.20 \frac{H^2}{R_{50}}\right) + \left(0.005 \frac{H^2}{X_{C50}}\right) + (0.08 \cdot M) \quad (2)$$

$$ECW(\text{Mujeres}) = -1.37 + \left(0.20 \frac{H^2}{R_{50}}\right) + \left(0.005 \frac{H^2}{X_{C50}}\right) + (0.08 \cdot M) \quad (3)$$

La figura 6 muestra los resultados de estos parámetros, determinados a frecuencia fija (50 kHz) durante el período de tiempo analizado. A partir del análisis de los resultados del estudio realizado en el primer cuatrimestre, cada paciente fue valorado de manera independiente y su tratamiento ajustado en aquellos casos en que los parámetros presentaban anomalías. A partir de esto, en el segundo cuatrimestre se obtuvieron valores medios inferiores en los tres parámetros médicos, conjuntamente con el incremento del número de pacientes cuyos parámetros indicaban adecuados estados de hidratación con relación al primer cuatrimestre. En el tercer cuatrimestre el incremento de los valores medios se asoció a alteraciones en varios pacientes, a pesar de que se mantuvo similar el número de pacientes valorados con hidratación adecuada con relación al cuatrimestre precedente. Note que el comportamiento de los parámetros médicos guarda estrecha relación con lo observado para los parámetros físicos, dada la relación existente entre ellos.

Conjuntamente con el análisis realizado a frecuencia fija, se llevó a cabo el estudio de los mismos parámetros médicos, pero esta vez a partir de la respuesta eléctrica obtenida en todo el intervalo de frecuencias analizado (5 kHz–1 MHz). En cada uno de los pacientes se obtuvieron los diagramas de Cole-Cole (X_C vs R) y se modelaron a partir del circuito equivalente correspondiente (Fi-

gura 2)¹², empleando el programa ZView 2.1b¹⁴. La Figura 7 muestra el resultado experimental y su correspondiente modelación para uno de los pacientes del grupo analizado, como ejemplo del comportamiento obtenido. Note que se muestra el comportamiento para los tres momentos en que se realizó el estudio y que se logra muy buen ajuste teórico-experimental.

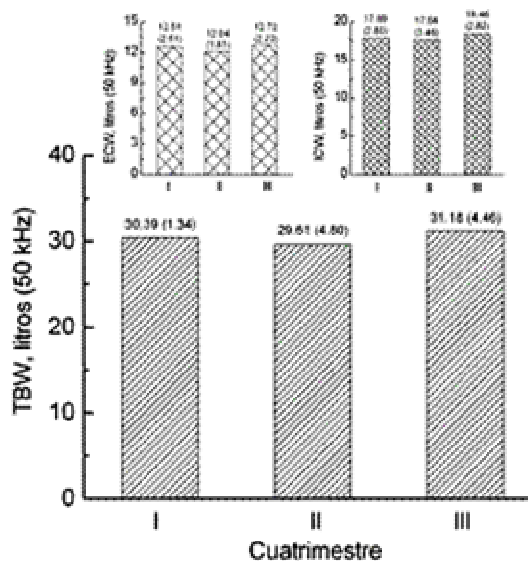


Figura 6.- Valores Medios de los parámetros médicos obtenidos a frecuencia fija (50 kHz). La desviación estándar aparece entre paréntesis.

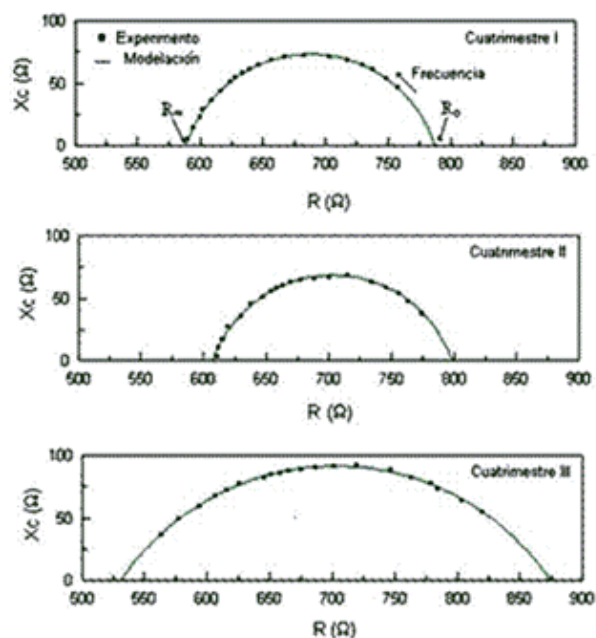


Figura 7.- Resultado experimental y su correspondiente modelación para todo el intervalo de frecuencias estudiado en uno de los pacientes del grupo analizado, como ejemplo del comportamiento obtenido.

En cada caso, se determinaron los valores de las resistencias¹² $R_0=R_{ECW}$, R_∞ , R_{ICW} considerando que:

$$\frac{1}{R_{\infty}} = \frac{1}{R_{ECW}} + \frac{1}{R_{ICW}} \quad (4)$$

y X_C en la frecuencia crítica (máximo del arco observado)¹². Esto es posible a partir de las consideraciones establecidas para el circuito equivalente. Los resultados se muestran en la Tabla I, los cuales son similares a los reportados por otros autores^{6-7,15}.

A partir de los resultados obtenidos de la modelación se determinaron los parámetros médicos TBW, ECW e ICW empleando las siguientes ecuaciones¹⁰:

$$TBW = 0.60 + \left(0.50 \frac{H^2}{R_o} \right) + (0.186 \cdot M) \quad (5)$$

$$ECW = 1.2 + \left(0.194 \frac{H^2}{R_o} \right) + (0.115 \cdot M) \quad (6)$$

$$ICW = TBW - ECW \quad (7)$$

La figura 8 muestra los resultados obtenidos durante el período de tiempo analizado. Se obtuvieron valores similares a los reportados por otros autores^{6-7,10}, mostrando igual tendencia en el comportamiento al observado para una frecuencia fija de 50 kHz. Sin embargo, en nuestra opinión, si bien es generalizado en la comunidad científica médica estudios de impedancia para evaluar estados de hidratación empleando solo los resultados a una frecuencia fija de 50 kHz, la evaluación de los parámetros médicos a partir del análisis de la respuesta eléctrica en un intervalo de frecuencias relativamente amplio, debe conducir a mejores resultados. El método de multifrecuencias permite estimar los parámetros eléctricos de los fluidos extra- e intra-celular, lo cual debe conducir a resultados más precisos de los parámetros médicos.

4 Conclusiones

Se realizó un estudio sobre el estado de hidratación, a través de la espectroscopia de impedancias, en los pacientes que reciben hemodiálisis en el Servicio de Nefrología del Hospital "Hermanos Ameijeiras" de nuestra capital. El estudio se realizó en un período de un año y los resultados permitieron evaluar los casos con alteraciones en su estado de hidratación con vistas a la adecuación de su tratamiento para elevar su calidad de vida. El estudio se realizó por primera vez en la capital cubana con un equipamiento alternativo al equipo comercial que se utiliza para la bioimpedancia.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido posible gracias a los Proyectos Research Grants de la Academia de Ciencias del Tercer Mundo (TWAS): No. 99-050, No. 02-225 y No. 05-043. Nuestro agradecimiento a los pacientes que voluntariamente permitieron realizar este estudio, así como al personal médico y de enfermería del Servicio de Nefrología del Hospital "Hermanos Ameijeiras".

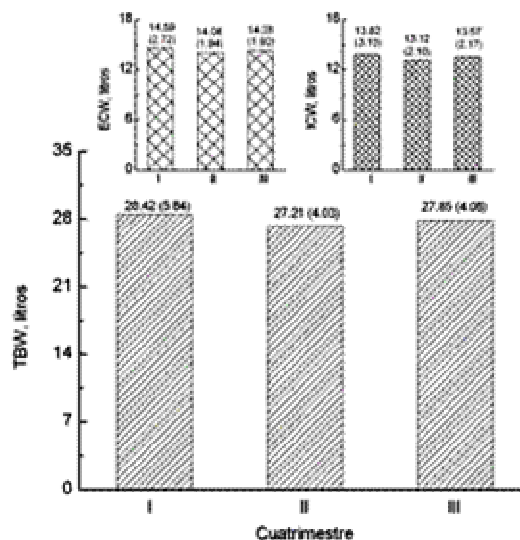


Figura 8. - Valores Medios de los parámetros médicos obtenidos a partir del análisis multifrecuencias. La desviación estándar aparece entre paréntesis.

Referencias

- Kyle U. G., Boseaus I., De Lorenzo A. D., Deurenberg P., Elias M., Gómez J. M., Heitmann B. L., KentSmith L., Melchior J. C., Pirlich M., Scharfetter H., Schols A. M. W. J., Pichard C., *Clinical Nutrition* 23, 1126 (2004).
- Jaeger J. Q., Mehta R. L., *Journal of American Society of Nephrology* 10, 392 (1999).
- Rodríguez H. J., Domenci R., Diroli A., Goykhman I., *Kidney International* 68, 854 (2005).
- Macdonald J. R., en *Impedance Spectroscopy* (John & Sons, 1987).
- Kushner R. F., Facn M. D., *Journal of American College of Nutrition* 11, 199 (1992).
- Piccoli A., Nescolarde L. D., Rosell J., *Nefrología XXII*, 228 (2002).
- Van Marken Lichtenbeldt W. D., Westerterp K. R., Wouters L., Luijendijk S. C. M., *American Journal of Clinical Nutrition* 60, 159 (1994).
- Piccoli A., Pastori G., Guizzo M., Rebeschini M., Naso A., Cascone C., *Kidney International* 67, 301 (2005).
- Di Iorio B. R., Scalfi L., Terracciano V., Bellizzi V., *Kidney International* 65, 2435 (2005).
- Cornish B. H., Ward L. C., Thomas B. J., Jebb S. A., Elia M., *European Journal of Clinical Nutrition* 50, 159 (1996).
- Guida B., Laccetti R., Trio R., Procino A., Romano G., Memoli B., *Kidney International* 67, 1637 (2005).
- PeláizBarranco A., BarrancoHernández E., GarcíaZaldívar O., GonzálezCarmenate I., MagransBuch Ch, *Revista Cubana de Física* 23, No. 1, 30 (2006).
- Cole K. S., Cole R. H., *Journal of Chemical Physics* 9, 341 (1941).
- Johnson D., en *ZView 2.1b* (Scribner Associates, Inc., 1990).
- Dumler F., Kilates M. C., *Hong Kong Journal of Nephrology* 5, 24 (2003).