

Factor de pérdida dieléctrica de la pared de la arteria aorta de humanos

Antonino Caralli D'Ambrosio⁽¹⁾, Giovanni De Mercato⁽²⁾, Francisco García Sánchez⁽²⁾.

⁽¹⁾Unidad de Investigación de Electrónica Aplicada, Escuela de Ingeniería Eléctrica, Universidad de Carabobo, Valencia, Venezuela. Email: acaralli@uc.edu.ve.

*⁽²⁾Laboratorio de Electrónica del Estado Sólido, Universidad Simón Bolívar, Sartenejas
Email: gmercato@usb.ve, fgarcia@usb.ve.*

Resumen

El presente trabajo tiene como finalidad registrar las características eléctricas de la pared arterial del sistema cardiovascular humano, a los fines de propiciar la utilización de las mismas en investigaciones posteriores, como, por ejemplo, el estudio de radiaciones de señales eléctricas sobre el sistema vascular. Se trabajó específicamente sobre un sector del cuello aórtico humano, y en este se midió la conductividad y la permitividad eléctrica, así como el factor de pérdida dieléctrica.

Palabras claves: Conductividad eléctrica, permitividad eléctrica, bioimpedancia, pared arterial, factor de pérdida dieléctrica.

Factor of dielectric loss in the wall of human aortic artery

Abstract

The present work has as a purpose to register the electric characteristics of the arterial wall of the human cardiovascular system, to the ends of propitiating the use of the same ones in later investigations, as for example, the study of radiations of electric signs on the vascular system. The research was made specifically on a sector of the neck human aortic, and in this part the conductivity and the electric permitivity was measured, as well as the factor of dielectric loss.

Keywords: Electric conductivity, electric permitivity, bioimpedance, arterial wall, factor of loss dielectric.

1. INTRODUCCIÓN

La caracterización eléctrica de tejidos, en particular la pared arterial, ha sido centro de atención de algunos investigadores [1-10], con el fin de propiciar el posterior estudio de la aplicación de, por ejemplo, campos eléctricos [11-24]. El presente estudio, tiene como finalidad caracterizar la permitividad relativa, la conductividad eléctrica y el factor de pérdida de la pared arterial, en sus tres direcciones: longitudinal (L), tangencial (T) y radial (R).

2. METODOLOGÍA

Para la realización de las mediciones se utilizó un segmento del cuello aórtico de un hombre recién fallecido, de edad aproximada de 45 años, y de piel mestiza. Se cortaron muestras en las direcciones especificadas en la Figura 1, y de dimensiones reportadas en la Tabla 1.

Tabla 1. Dimensiones de los cortes de las muestras:
Longitudinal, tangencial y radial.

	d (mm)	a (mm)	b (mm)
Longitudinal	4.0	1.2	6.5
Tangencial	3.0	1.2	6.5
Radial	1.2	8.5	5.0

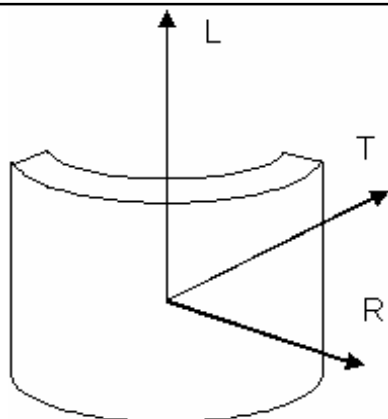


Figura 1. Ejes del segmento aórtico.

muestras se colocaron y mantuvieron hasta la realización de las mediciones en solución fisiológica al 0,9% NaCl a una temperatura de 5 °C. Para las mediciones se utilizó un analizador de impedancias HP4192ALF de la empresa Helwett Packard®, y un arreglo de soporte de electrodos Ag-AgCl (Figura 2), entre los cuales se colocó la muestra. Las mediciones se realizaron a temperatura ambiente de 25 °C. Las superficies de los electrodos era superior a las superficies de las muestras, en forma tal de evitar los efectos de bordes. Antes de realizar cada medición se procedía a calibrar el equipo en circuito abierto y en corto circuito a la frecuencia de 100 kHz, que sugiere el manual del equipo. El voltaje de salida del oscilador interno se ubicó en 1 vrms. El rango de frecuencias se varió desde 1 kHz hasta 1 MHz, con barrido logarítmico, considerando el modelo capacitancia con conductancia, en paralelo.

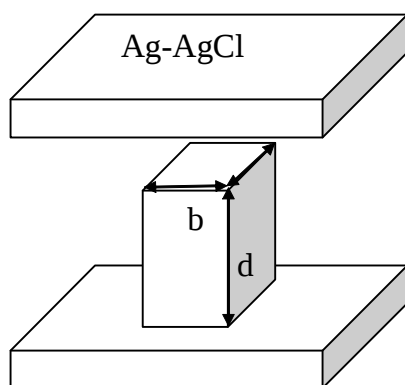


Figura 2. Arreglo electrodos- muestra.

La recolección y procesamiento de los datos se efectuó en forma automática mediante el programa LabView®.

Los valores de la permitividad relativa y la conductividad varían en función de la frecuencia, como lo indican las ecuaciones:

$$\epsilon'(w) = \frac{C(w)d}{\epsilon_0 S} \quad \text{Permitividad relativa} \quad (1)$$

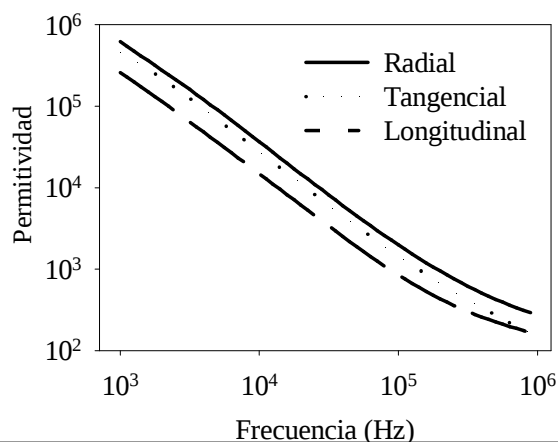
$$s(w) = \frac{G(w)d}{S} \quad \text{Conductividad} \quad (2)$$

El factor de pérdida dieléctrica relativa será:

$$\epsilon''(w) = \frac{s(w)}{w \epsilon_0} \quad (3)$$

3. RESULTADOS

Las mediciones sobre las tres direcciones fueron realizadas hasta veinte veces, cinco mediciones por cada corte, en un total de cuatro cortes, con la finalidad de reducir los posibles errores. Las variaciones de la conductividad, permitividad relativa y factor de pérdida dieléctrica se obtuvieron a partir de los valores de capacitancia y conductancia medidos y de las dimensiones de la muestra. Los resultados se presentan en las Figuras 3 y 4. Se observa que los parámetros eléctricos del tejido, reflejan la estructura del mismo (Ver Figura 5). En el caso específico se puede evidenciar que la conductividad en las direcciones longitudinal y tangencial es mayor que en la dirección radial, y que la permitividad relativa es menor en la dirección longitudinal.



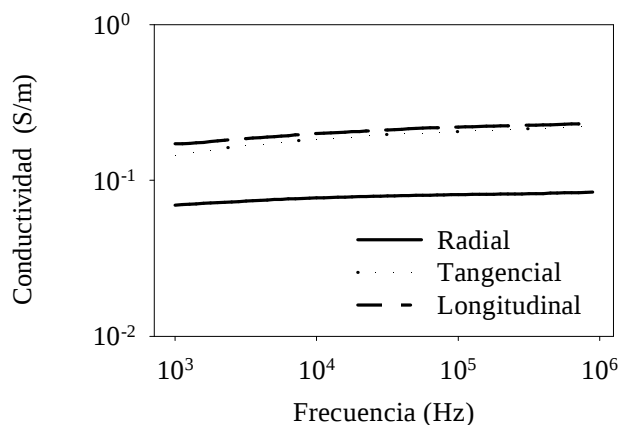


Figura 3. Permittividad relativa y conductividad.

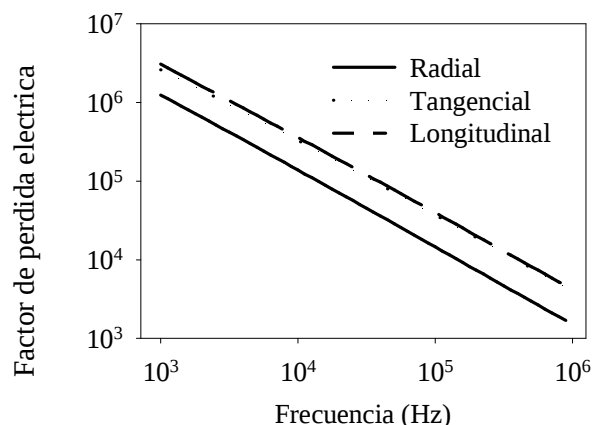


Figura 4. Factor de pérdidas dieléctricas.

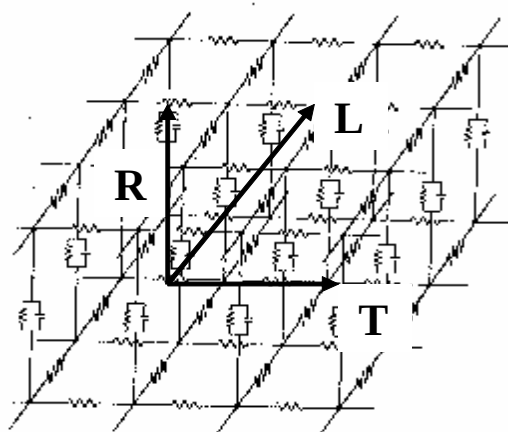


Figura 5. Modelo eléctrico de la pared arterial.

Igualmente, se ha calculado el factor de pérdida dieléctrica, en cada una de las direcciones. (Ver Figura 4).

4. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

En la Figura 3, se puede apreciar que la conductividad eléctrica en las direcciones longitudinal y tangencial, permanece a valores superiores al de la dirección radial. El concepto de anisotropía, precisamente establece que la conductividad eléctrica efectiva depende de la dirección [25-34], en este caso, de las fibras musculares y nerviosas de la pared arterial.

Caso contrario sucede con la permitividad relativa, esta, en la dirección longitudinal, es menor que la registrada en la dirección tangencial y radial, en el rango contemplado de frecuencias (1kHz-1MHz).

De la Figura 4, se puede apreciar que la pérdida dieléctrica en la dirección longitudinal, es mayor que la pérdida dieléctrica radial, pero muy cercana a la tangencial. Los valores de conductividad, permitividad relativa y pérdida dieléctrica resultantes para cada una de las direcciones, genera un valioso aporte a los estudios de radiación eléctrica sobre tejidos, específicamente sobre el cuello aórtico, y sobre el rango frecuencial de 1kHz a 1MHz, para la posible modificación estructural de la pared arterial.

5. REFERENCIAS

- [1] Foster KR, Schwan HP. Dielectric properties of tissues. In C Polk, E Postow (eds), Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields, 2d ed. Boca Raton, Fla, CRC Press. 1994.
- [2] Schwan HP. Electrical properties of tissue and cell suspensions. Advances in Biological and Medical Physics, vol15, p 47. New York, Academic Press. 1957.
- [3] Pethig R. Dielectric and Electronic Properties of Biological Materials. New York, Wiley. 1979.
- [4] Grant EH, Sheppard RJ, South GP. Dielectric Behavior of Biological Molecules in Solution. Oxford, Oxford University Press. 1978.
- [5] Schanne OF, P.-Ceretti, ER. Impedance Measurements in Biological Cells. New York, Wiley. 1978.
- [6] Duck FA. Physical Properties of Tissue. New York, Academic Press. 1990.
- [7] Geddes LA, Baker LE. The specific resistance of biological material-A compendium of data for the biomedical engineer and physiologist. Med Biol Eng 5:271.

- [8] Stuchly MA, Stuchly SS. Dielectric properties of biological substances-Tabulated. *J Microwave Power* 15:19. 1980.
- [9] Schwan HP. Determination of biological impedances. In G Oster et al (eds), *Physical Techniques in Biological Research*, vol 16, p 323. New York, Academic Press. 1963.
- [10] Lofgren B. The electrical impedance of a complex tissue and its relation to changes in volume and fluid distribution. *Acta Physiol Scand* 23 (suppl181):1. 1951.
- [11] Fallert MA, Mirotznik MS, Bogen DK, et al. Myocardial electrical impedance mapping of ischemic sheep hearts and healing aneurysms. *Circulation* 87:188. 1993.
- [12] Foster KR, Schepps JL, Stoy RD, Schwan HP. Dielectric properties of brain tissue between 0.01 and 10 GHz. *Phys Med Biol* 24: 1177. 1979.
- [13] Ahlbom A, Feychting M, Koskenvuo M, et al. Electromagnetic fields and childhood cancer. *Lancet* 342:1295. 1993.
- [14] Anderson LE. Biological effects of extremely low-frequency electromagnetic fields: In vivo studies. In *Plenary Papers: In Vivo Studies*, pp 47-89. Workshop, Cincinnati, Ohio. NIOSH No. 91-111. 1991.
- [15] Berman E, Chacon L, House D, et al. Development of chicken embryos in a pulsed magnetic field. *Bioelectromagnetics* 11:169. Blank M. 1992. *FASEB J* 6:2434. 1990.
- [16] Brent RL, Gordon WE, Bennett WR, Beckman DA. Reproductive and teratologic effects of electromagnetic fields. *Reprod Toxicol Rev* 7:535. 1993.
- [17] Byus CV, Pieper SE, Adey WR., The effects of low-energy 60-Hz environmental electromagnetic fields upon the growth-related enzyme or ornithine decarboxylase. *Carcinogenesis* 8: 1385. 1987.
- [18] Chernoff N, Rogers JM, Kavet R. A review of the literature on potential reproductive and developmental toxicity of electric and magnetic fields. *Toxicology* 74:91. 1992.
- [19] Cook MR, Graham C, Cohen HD, Gerkovich MM. A replication study of human exposure to 60-Hz fields: Effect on neurobehavioral measures. *Bioelectromagnetics* 13:261. 1991.
- [20] Gandhi OP, Chen J-Y. Numerical dosimetry at power-line frequencies using anatomically based models. *Bioelectromagnetics Suppl* 1:43. 1992.
- [21] Graham C, Cook MR, Cohen HD et al. EMF suppression of nocturnal melatonin in human volunteers. In *Project Abstracts A-31*. Savannah, Georgia. Frederick, Md, W/LAssoc Ltd. 1993.
- [22] Hart FX, Evely K, Finch CD. Use of a spreadsheet program to calculate the electric field/current density distributions induced in irregularly shaped, inhomogeneous biological structures by low-frequency magnetic fields. *Bioelectromagnetics* 14:161. 1993.
- [23] Hart FX. Numerical and analytical methods to determine the current density distributions produced in human and rat models by electric and magnetic fields. *Bioelectromagnetics* 11:27. 1992a.
- [24] Hart FX.. Electric fields induced in a rat and human models by 60 Hz magnetic fields: Comparison of calculated and measured values. *Bioelectromagnetics* 13:313. 1992b
- [25] Altman KW, Plonsey R. Development of a model for point source electrical fibre bundle stimulation. *Med Biol Eng Comput* 26:466.
- [26] Cole KS. 1968. *Membranes, Ions, and Impulses*. Berkeley, University of California Press. 1988.
- [27] Gielen FLH, Wallinga-de Jonge W, Boon KL. 1984. Electrical conductivity of skeletal muscle tissue: to Experimental results from different muscles in vivo. *Med Biol Eng Comput* 22:569.
- [28] Henriquez CS. Simulating the electrical behavior of cardiac tissue using the bidomain model. *Crit Rev Biomed Eng* 21:1. 1993.
- [29] Neu JC, Krassowska W. 1993. Homogenization of syncytial tissues. *Crit Rev Biomed Eng* 21:137. Plonsey R. *Bioelectric Phenomena*. New York, McGraw-Hill. 1969.
- [30] Plonsey R, Barr RC. A critique of impedance measurements in cardiac tissue. *Ann Biomed Eng* 14:307. 1986.
- [31] Roth BJ. The electrical potential produced by a strand of cardiac muscle: A bidomain analyzers. *Ann Biomed Eng* 16:609. 1988.
- [32] Roth BJ. Interpretation of skeletal muscle four-electrode impedance measurements using

- spatial and temporal frequency-dependent conductivities. Med Biol Eng Comput 27:491. 1989.
- [33] Roth BJ, Gielen FLH. A comparison of two models for calculating the electrical potential in skeletal muscle. Ann Biomed Eng 15:591. 1987.
- [34] Roth BJ, Altman KW. Steady-state point-source stimulation of a nerve containing axons with an arbitrary distribution of diameters. Med Biol Eng Comput 30:103. 1992.