

Desarrollo experimental y computacional para estimar variables eléctricas inducidas en muestras de fémur bovino estimuladas por campos magnéticos de baja frecuencia

Experimental and computing development to estimate the induced electric variable induced in samples of bovine femur stimulated by low frequency magnetic fields

María Elena Moncada Acevedo; Carlos Rafael Pinedo Jaramillo; Alfredo Martínez Rondanelli

Universidad del Valle. Cali, Colombia.

RESUMEN

En este trabajo fueron medidas la conductividad y permitividad eléctrica en muestras de la diáfisis de fémur de bovino; las muestras fueron llevadas a un ambiente computacional para calcular, *a priori*, señales eléctricas inducidas de interés experimental. De las muestras fueron construidos modelos computacionales 3D y asignadas propiedades eléctricas del estudio PE- y reportadas en la literatura PL-. La fuente generadora fue ubicada para campo magnético transversal y longitudinal a las muestras. Las señales eléctricas estudiadas fueron campo magnético, densidad de corriente y potencial eléctrico. Las propiedades eléctricas medidas estuvieron dentro del rango esperado, la densidad de corriente y el campo eléctrico inducidos fueron afectados por la propiedad asignada, la frecuencia, el tipo de tejido (medular o cortical) y la dirección del campo magnético inducido. Los mayores valores fueron obtenidos para estimulación a 120 Hz, dirección de campo magnético transversal y PL.

Palabras clave: Variables eléctricas, fémur bovino, campos magnéticos, Conductividad, señales eléctricas inducidas.

ABSTRACT

In this paper electric permittivity and conductivity were measured in bovine femur diaphysis; samples were have on a computer environment to calculate *a priori*, induced electric signals of experimental interest. From samples three-dimensional computer models and reported in literature PL -. Generating source was located for a longitudinal and transversal magnetic field to samples. Study electric signals

included magnetic field, current density, and electric potential. Electric properties measured were within expected rank, current density and induced electric field were affected by assigned property, frequency, type of tissue (medullary or cortical), and direction of induced magnetic field. Higher values were obtained for stimulation to 120 Hz, direction of transversal magnetic field, and PL.

Key words: Conductivity, diaphysis, induced electric signals, three-dimensional computer models, magnetic field, current density, electric potential

INTRODUCCIÓN

El estudio de tratamientos eléctricos o magnéticos como coadyuvante en enfermedades o padecimientos óseos, es hoy en día un tema de continua investigación con resultados positivos en trabajos clínicos, *in vivo* e *in vitro*¹⁻⁵ que han llevado a explorar su uso en otras aplicaciones médicas.⁶⁻⁸ De allí que la caracterización de propiedades eléctricas de tejidos biológicos y los desarrollos matemáticos o computacionales que permitan estimar las variables eléctricas inducidas en los tejidos, continúen siendo tema de investigación.

Uno de los estudios más amplios sobre la medición de propiedades eléctricas en tejido biológico, fue desarrollado por Gabriel y Gabriel⁹ quienes caracterizaron la conductividad y la permitividad de alrededor de treinta tipos de tejidos diferentes para frecuencias entre 10 Hz y 2 GHz, otros trabajos fueron también desarrollados por Cole y Cole¹⁰ y Andreuccettie.¹¹

Del tejido óseo, han sido pocos los desarrollos matemáticos o computacionales para estimar variables eléctricas inducidas. Uno de los primeros estudio fue realizado por Lunt en 1984,¹² quien utilizó una geometría rectangular a representar el hueso y realizó el cálculo analítico de las señales eléctricas inducidas por una bobina generadora de pulsos de campos electromagnéticos (PCEM); otro de los trabajos fue realizado por Hant en 1994,¹³ proponiendo una geometría de rectángulos concéntricos a representar el músculo, el hueso y un gap como fractura; la estimulación fue con campo magnético sinusoidal a 60 Hz. Otro de los últimos estudios fue desarrollado por nosotros¹⁴, donde las señales inducidas fueron estimadas utilizando una geometría particular 3D del muslo de cada paciente, considerando seis tejidos y una bobina Helmholtz como fuente de estimulación, la señal generada fue onda sinusoidal entre 5 y 100 Hz.

Sin embargo los estudios experimentales y las simulaciones computacionales siguen siendo desarrollados de manera separada, lo que ha hecho difícil la reproducción del primero en el segundo o viceversa, haciendo aún confusas las señales eléctricas adecuadas para una aplicación dada. En este trabajo desarrollamos una medición experimental de propiedades eléctricas de conductividad y permitividad en muestras de hueso de bovino a frecuencias de 100 y 120 Hz. Posterior a la medición, fueron creados modelos 3D de las muestras, asignadas dos tipos de propiedades eléctricas (propiedades del estudio-PE- y propiedades reportadas en la literatura PL) y construido un modelo de bobina Helmholtz como fuente de generación de campo magnético transversal y longitudinal al eje de las muestras. Las señales eléctricas estudiadas fueron el

campo magnético, las densidades de corriente y el potencial eléctrico inducidas en el área de campo magnético homogéneo, dado por el arreglo de las bobinas.

Las propiedades eléctricas medidas fueron superiores a las reportadas en otros estudios, sin embargo van acorde con los valores esperados de acuerdo al tiempo de muerte del tejido ⁹ (kOhm). La componente reactiva de la impedancia encontrada fue inferior al 5% del valor total, como es esperado para bajas frecuencias. La densidad de corriente y el campo eléctrico inducidos fueron afectados por la propiedad asignada, la frecuencia, el tipo de tejido (medular o cortical) y la dirección del campo magnético inducido. Los mayores valores fueron obtenidos para estimulación a 120 Hz, dirección de campo magnético transversal y PL.

MÉTODOS

Medición de propiedades eléctricas

Cinco muestras correspondientes a la diáfisis de fémur de diferentes bovinos, con longitudes entre 10 y 12 cm. fueron obtenidas de un matadero con cuatro días de muertos los animales, mantenidas a 0 °C y sin tejido blando. Al momento de la prueba, las muestras fueron retiradas de la nevera 0 °C y conservadas en una nevera de icopor con hielos a una temperatura ambiente de 25 °C. A cada muestra fueron medidas la impedancia (Z) y el ángulo de fase (ϕ) y calculadas la conductividad (σ) y permitividad (ϵ), en los tejidos medular y cortical para tres tiempos (0 min., 1 min. y 2 min.). La [figura 1](#) ilustra el esquema de medición.

El equipo de medición utilizado fue el *HP 4263A LCR Meter*. El equipo utiliza el método de puente para la medición de la impedancia, anula los valores adicionados por los cables de conexión mediante las pruebas "*short circuit*" y "*open circuit*" y presenta una incertidumbre para capacitancia de $\pm 0,00044 \mu F$ y para resistencia de $\pm 0,10 mW$. Al equipo fue adaptada una conexión que permitió obtener los valores con dos puntos de contacto. La reproducibilidad de la señal fue encontrada con diferencias inferiores al 1 %.

Anterior a la prueba, todos los equipos que pudieran estar en contacto con las muestras fueron desinfectados con alcohol al 70 % y las muestras fueron manipuladas con guantes quirúrgicos. El tiempo total de medición sobre las cinco muestras fue de dos horas treinta minutos. Finalizada la prueba, se tomaron las dimensiones geométricas ¹⁴ de las muestras y posteriormente estas fueron desechadas.

Simulación arreglo bobina-muestras

Las dimensiones de cada muestra fueron llevadas al programa *Ansys*[®] (para el análisis electromagnético) donde fueron construidos modelos 3D para cada muestra, con los tejidos medular y cortical.

En cada tejido fueron evaluadas dos tipos de propiedades, primero las encontradas en este estudio –PE- (con 4 días de muerto el animal) consideradas isotrópicas en la simulación; y luego las reportadas (para 100 Hz) en el estudio de Gabriel y Gabriel ⁹ –PL- (máximo 2 horas de muerto el animal) consideradas anisotrópicas en la simulación ($S_{Medula} [W.m]: s_z:0.05; s_{x,y}:0.016$. $S_{Cortical} [W.m]: s_z:0.02; s_{x,y}:0.006$);

en ambos casos solo fue considerada la resistividad eléctrica r , encontrada a partir de la relación con la conductividad eléctrica s ($\rho = \frac{1}{\sigma}$).

Al modelo de las muestras, fue adicionado un modelo de bobina Helmholtz como fuente generadora de campo magnético, la cual induce el campo magnético en un área homogénea de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ (este valor varía con el diámetro y separación de las bobinas). Las condiciones de simulación fueron ondas sinusoidales a 100 ó 120 Hz con campo magnético inducido a 2 mT en las direcciones longitudinal y transversal al eje de la muestra. El análisis electromagnético fue desarrollado en el programa Ansys® el cual utiliza el método de los elementos finitos (MEF) para solucionar las ecuaciones de Maxwell en un ambiente electromagnético dado. El elemento de mallado contó con ocho nodos y cinco grados de libertad por nodo. Las variables eléctricas inducidas estudiadas fueron el campo magnético, la densidad de corriente y el potencial eléctrico. Las variables eléctricas inducidas fueron leídas en la zona de campo magnético homogéneo. La [figura 2](#) ilustra los dos esquemas de simulación.

RESULTADOS

La [figura 3](#) muestra los valores de conductividad eléctrica y permitividad relativa, encontrados para los tejidos medular y cortical a 100 Hz. Estas propiedades eléctricas fueron también medidas a 120 Hz donde la conductividad eléctrica fue del mismo orden de la encontrada a 100 Hz con diferencias inferiores a 3 %; y la permitividad relativa fue superior en 10 % para 100 Hz sobre 120 Hz. La componente capacitiva medida se encontró aportar menos del 5 % al valor total de la impedancia.

La conductividad en el tejido medular fue mayor hasta 1.2 veces que la del tejido cortical con excepción de la primera muestra cuyos valores presentaron solo una pequeña diferencia (0.38). No fueron observados cambios significativos entre los valores tomados para los tiempos $t=0 \text{ min.}$ y $t=2 \text{ min.}$ La permitividad relativa encontrada para el tejido medular fue superior hasta 1.7 veces al valor encontrado en el tejido cortical, no fueron observados cambios significativos para los tiempos $t=0 \text{ min.}$ a $t=2 \text{ min.}$

La diferencia encontrada entre el campo magnético inducido a las muestras y el campo magnético generado por la fuente fue inferior al 1 %; es decir, ante un campo magnético generado por la fuente de 2 mT, se encontró un campo magnético inducido de 1.9 mT (en el área de campo magnético homogéneo entregado por la bobina Helmholtz), esto es debido al mallado utilizado para los cálculos. No fueron observados cambios del campo magnético inducido al modificar la geometría o la frecuencia.

El potencial eléctrico inducido (tanto positivo como negativo) en los tejidos medular y cortical con el campo magnético longitudinal, fueron del orden de 10^{-8} V y para el transversal del orden de 10^{-7} V (10 veces superiores). El potencial eléctrico inducido en el tejido cortical fue hasta 3 veces superiores al encontrado en el tejido medular.

La [figura 4](#), muestra la densidad de corriente inducida en las cinco muestras para el tejido cortical con PE a 100 y 120 Hz. Los valores de densidad de corriente inducida en el tejido a 120 Hz fueron superiores hasta 1.4 veces los valores encontrado a 100 Hz. El mismo comportamiento fue observado

para el material medular. La densidad de corriente con PE aumentó con la muestra es decir, con la conductividad medida.

La [figura 5](#) compara la densidad de corriente inducida en el tejido cortical, con el campo magnético longitudinal y transversal a 100 Hz, cuando fueron utilizados PE y PL. La densidad de corriente inducida con campo magnético transversal fue superior a la inducida con campo magnético longitudinal para los dos tipos de propiedades; hasta 1.5 veces utilizando PE y hasta 4.3 veces usando PL. La densidad de corriente fue superior utilizando PL sobre las PE; para campo magnético longitudinal hasta 7.5 veces y para campo magnético transversal hasta 25 veces.

La densidad de corriente en el tejido medular se comportó de manera similar; así, fue superior con campo magnético transversal sobre el longitudinal para los dos tipos de propiedades; hasta 1.5 veces utilizando PE y hasta 4.8 veces usando PL. La densidad de corriente fue superior utilizando PL sobre las PE; para campo magnético longitudinal hasta 15 veces y para el transversal hasta 50 veces.

DISCUSIÓN

Las propiedades de conductividad y permitividad eléctricas fueron superiores a las reportadas en la literatura, esto fue debido a que los trabajos mencionados tuvieron un tiempo de muerte del tejido máximo de dos horas. Sin embargo, el orden de los valores encontrados en este estudio esta acorde con lo enunciado por Gabriel y Gabriel ⁹ para tejidos con tiempos superiores de 4 horas de muerto (resistividades de kOhm). El tejido se comportó mayormente resistivo, con una componente de reactancia capacitiva inferior al 5 % lo cual coincide con los resultados reportados para mediciones a baja frecuencia. ⁹⁻¹¹

Las señales eléctricas inducidas con el campo magnético transversal fueron más altas que las encontradas para el campo magnético longitudinal, esto debido a que la dirección de la densidad de corriente inducida cambia de acuerdo a la dirección del campo magnético aplicado. Con campo magnético longitudinal la densidad de corriente inducida es transversal a la muestra (dirección f), mientras con campo magnético transversal, la densidad de corriente fluye paralela al eje de la muestra, encontrando menor resistividad y permitiendo valores más altos de densidad de corriente y potencial eléctrico inducidos.

El cambio de la propiedad eléctrica en los tejidos también significó cambios en las señales eléctricas inducidas, siendo más altas ante menor resistividad es decir con PL. Así, los mayores valores de las señales eléctricas inducidas obtenidas en este estudio fueron encontrados para la condición de campo magnético transversal cuando las propiedades eléctricas utilizadas en los tejidos fueron PL.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Barnes F, Greenebaum B. Biological Effects of electromagnetic fields, Hand book. Third edition, by CRC Taylor and Francis group LLC, Boca Raton London New York 2006; 52-94.
2. Aaron R, McK D, Simon BJ. Treatment of non-unions with electric and electromagnetic fields. Clin. Orthop. 2004; 419:21-29.

3. Chang W. Influences of electromagnetic fields stimulation on bone fracture and osteoporosis. Department of biomedical Engineering, Chung Yuan Christian University. Taiwan, 2003; 1-30
4. Inoue N, Ohnishi I, Chen D, Deitz LW, Schwardt JD, Chao EY. Effect of pulsed electromagnetic fields (PEMF) on late-phase osteotomy gap healing in a canine tibial model. J. Orthop. Res. 2002; 20, 11061114.
5. Michaelson SM, Elson EC, Anderson LE. Interaction of non-modulated and pulse modulated radio frequency fields with living matter: experimental results, Biological and Medical Aspects. Barnes FS, and Greenebaum B Eds., Taylor & Francis, Boca Raton, FL, Chapter 3, 2006.
6. Bjordal JM, Johnson MI, and Ljunggreen AE. Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) can reduce postoperative analgesic consumption. A meta-analysis with assessment of optimal treatment parameters for postoperative pain. Eur. J. Pain 2003; 7: 181188.
7. Gothelf A, Mir LM, and Gehl J. Electrochemotherapy: results of cancer treatment using enhanced delivery of bleomycin by electroporation. Cancer Treat. Rev. 2003; 29:371387.
8. Akai M and Hayashi K. Effect of electrical stimulation on musculoskeletal systems: a meta-analysis of controlled clinical trials. Bioelectromagnetics, 2002; 23:132143.
9. Gabriel C. The dielectric properties of tissues. In: Radiofrequency radiation dosimetry and its relationship to the biological effects of electromagnetic fields. Editors: Klauengerg BJ and Miklavic D. Nato science series. High Technology. 2000; 82:7584.
10. Cole KS and Cole R.H. Dispersion and absorption in dielectrics: I. Alternating current characteristics. Journal of Chemical Physics, 1941, April , pp.341-351.
11. Andreuccettie D, Fossi R. Proprietà dielettriche dei tessuti umani: definizioni, modello parametrico, codici di calcolo. Report N.TR/ICEMM/13.00, IFAC-CNR, Firenze (I), settembre 2000.
12. Lunt MJ. Magnetic and electric fields produced during pulsed magnetic-field therapy for non-union of the tibia. IEEE Trans Med and Biol and Comp. 1982. 20:501-511.
13. Hart FX. Spreadsheer method for calculating the induced currents in bone-fracture heling by a low-frequency magnetic fields. Bioelectromagnetics. 1994; 15:465-482.
14. Moncada ME. Sistema de generación de campo magnético con apoyo computacional como herramienta coadyuvante en la consolidación de fractura de diáfisis femoral. [Tesis Doctoral], Program of Electrical and Electronic Engineering, Universidad del Valle, Cali/Colombia; 2007.

Recibido: Febrero 2008
Aprobado: Marzo 2008

María Elena Moncada Acevedo, Doctora en Ingeniería, Grupo de Investigación en Alta Tensión GRALTA, E-mail: mariaema@univalle.edu.co ; Ciudad Universitaria Meléndez, Laboratorio de Alta Tensión, Edificio 356, Cali Valle.

Carlos Rafael Pinedo Jaramillo, Magíster en Automática, Profesor Titular, Grupo de Investigación en Percepción y Sistemas Inteligentes PSI, E-mail: cpinedo@univalle.edu.co; Ciudad Universitaria Meléndez, Laboratorio de Alta Tensión, Edificio 356, Cali Valle.

Alfredo Martínez Rondanelli, Cirujano Ortopedista, Profesor Titular, Grupo de Investigación en Ortopedia y Traumatología TRAUMATOR, E-mail: amartinez@emcali.net.co , Sección Ortopedia y Traumatología.

Figura 1. Esquema de la medición de impedancia eléctrica en una muestra de fémur de bovino.

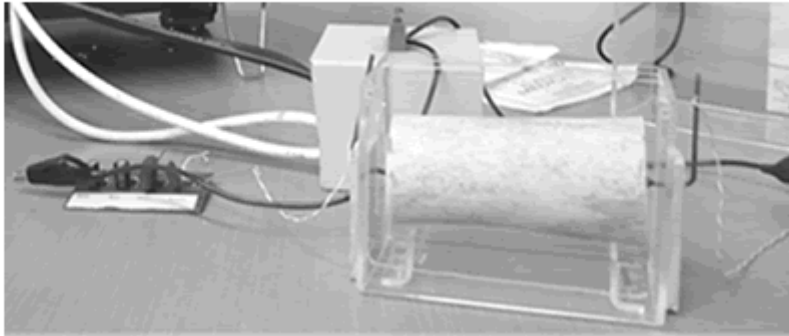


Figura 2. Modelo 3D de aplicación de campo magnético transversal y longitudinal al eje de las muestras.



Figura 3. Valores de propiedades eléctricas en los tejidos medular y cortical a 100 Hz para los tiempos t0 a t2.
a) Conductividad vs. Muestras b) Permitividad relativa vs. Muestras.

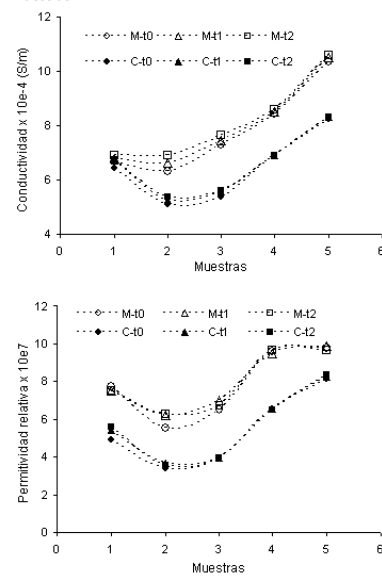


Figura 4. Densidad de corriente vs. Muestras en el tejido cortical con campo magnético longitudinal a 100 y 120 Hz. con PE.

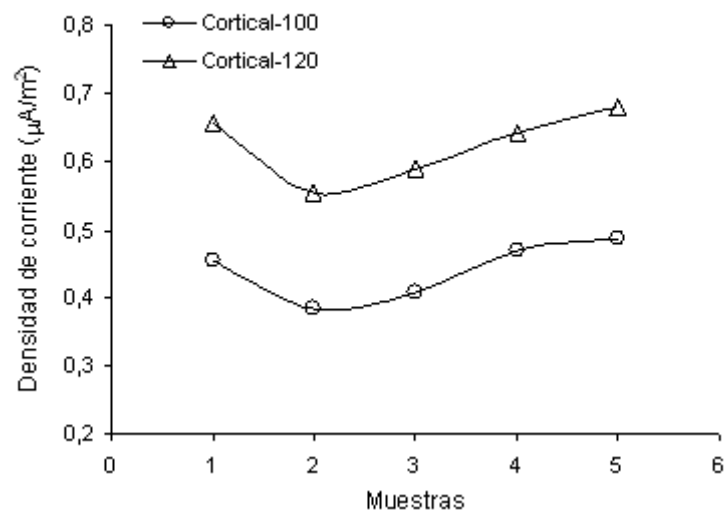


Figura 5. Densidad de corriente vs. Muestras para el tejido cortical para campo magnético transversal y longitudinal con PE y PL.

