

Estimación de variables eléctricas en un muslo 3D con fractura de diáfisis femoral estimulado magnéticamente

A 3D evaluation of electrical variables in a thigh regarding magnetic stimulation of femoral diaphysis fractures

María Elena Moncada, Héctor Cadavid*

Grupo de Investigación en Alta Tensión —GRALTA—, Laboratorio de Alta Tensión, Edificio 356, Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Universidad del Valle, Calle 13 N.º 100-00, Ciudad Universitaria Meléndez, Cali, Valle, Colombia.

(Recibido el 15 de junio de 2007. Aceptado el 10 de agosto de 2007)

Resumen

Este artículo presenta el comportamiento de variables eléctricas inducidas en un modelo geométrico de muslo 3D con fractura de diáfisis femoral que es estimulado magnéticamente. Para esto se desarrolla una metodología de construcción del muslo 3D para cada paciente conformada por seis volúmenes incluyendo la forma de fractura con material *sangre*. Al modelo geométrico se adiciona un par de bobinas Helmholtz como fuente de estimulación. La señal de estimulación será entre 0,5 y 2 mT y entre 5 y 100 Hz. Los resultados reflejan la importancia de la geometría en la magnitud y polaridad del campo eléctrico inducido y de la frecuencia en la densidad de corriente inducida. Esta metodología no requiere gastos adicionales al tratamiento convencional.

----- *Palabras clave:* modelos magnéticos 3D, estimulación magnética, fractura diafisaria de fémur, estimación de variables eléctricas.

* Autor de correspondencia: teléfono 57 +2 +333 42 52 extensión 108, fax: 57 +2 +321 21 51, correo electrónico: mariaema@univalle.edu.co (M. E. Moncada).

Abstract

The behavior of electrical variables induced in a 3D thigh geometric model with femoral diaphyseal fracture stimulated magnetically is examined. A methodology for construction of each patient thigh conformed by six scale models, including the fracture shape with blood material was developed. A pair of Helmholtz coils is added to the geometric model as a stimulation source. The stimulation signal is between 0,5 -2 mT and 5-100 Hz. The results reflect the importance of the thigh geometries, the magnetic field and intensity with the magnitude and polarity of the induced electric field, and the frequency and magnetic field with the induced current density. This methodology does not require additional expenses to the conventional treatment

----- *Key words:* 3D Magnetic Models, Magnetic Stimulation, Diaphyseal Fracture of the Femur, Estimation of Electrical Variables.

Introducción

Es de gran interés poder estimar las señales eléctricas inducidas en un paciente tratado con campos magnéticos a partir de modelos geométricos, ya que permite determinar a priori la energía efectiva inducida, las posibles señales riesgosas y el comportamiento de señales específicas que puedan posteriormente evaluarse en estudios experimentales, ahorrando tiempos de investigación y dinero.

En el tejido óseo los primeros procedimientos numéricos para estimar variables eléctricas inducidas fueron: el trabajo matemático de Lunt publicado en 1982 [1] y el método de Hart en 1994 [2] en el que utiliza el análisis de impedancia desarrollado por Gandhi [3]. En este trabajo se presentan las señales eléctricas inducidas en una geometría de muslo 3D estimulada con un sistema inductivo de corriente alterna (*SI-CA*) para frecuencias entre 5 y 100 Hz. La selección de la señal se basó en los reportes de la NIESH en 1998 [4], que establecieron como señales óptimas de estimulación, las suministradas por los *SI-CA* para onda seno de 15 [5] y 250 Hz [6].

El modelo geométrico electromagnético del muslo se construye con la ayuda de tres herramientas computacionales —*Autocad*, *Rhino-ceros* y *Ansys*— considerando seis volúmenes, con propiedades no homogéneas, anisotrópicas reportadas [7] y que representan el proceso de consolidación por de cambio de material en el volumen *fractura*. La fuente de alimentación la constituyen un par de bobinas Helmholtz circulares que permiten cambiar el radio de acuerdo con el diámetro del muslo del paciente.

Las variables eléctricas inducidas que se determinarán en este estudio son la de densidad de corriente y potencial eléctrico, el campo eléctrico se calcula a partir de las dimensiones *X* y *Y* de cada volumen.

Clases de estimulación

La aplicación de campos magnéticos para tratamientos óseos nació en 1954 cuando el cirujano

ortopedista Iwao Yasuda [8] y el físico Eiichi Fukanda [9] descubrieron el efecto piezoeléctrico y su estructura. A la fecha, es uno de efectos biológicos de los campos electromagnéticos (*CEM*) más fuertes y mejor documentados [4]. Con fines de aplicación se desarrollaron las técnicas de estimulación: sistema farádico (*SF*), sistema capacitivo (*SC*) y sistema inductivo, el cual puede ser de dos formas: pulsos de campos electromagnéticos (*SI-PCEM*) y corriente alterna (*SI-CA*). La intensidad, la frecuencia y la duración del estímulo, representa la “dosis” con la que se espera una respuesta del tejido.

Sistema farádico (*SF*)

El sistema farádico se basa en la aplicación de una corriente directa (*CD*) mediante electrodos implantados en el tejido con una batería ubicada en el plano del músculo y un monitor externo para verificación de la señal de salida. Después de consolidada la fractura, es necesario extraer los elementos mediante una nueva cirugía. Este sistema requiere mayor voltaje que en los *SI* y *SC* [10].

Sistema capacitivo (*SC*)

El sistema capacitivo trabaja a partir de la inducción de campos eléctricos mediante la aplicación de campos eléctricos externos; sin embargo, requiere grandes valores (500-1.000 V/cm) para inducir pequeños campo internos, limitando la capacidad del pulso en la alteración de funciones celulares [11].

Sistema inductivo (*SI-PCEM*, *CA*-)

- **Campos inducidos por *PCEM***

Se basa en la inducción de campos eléctricos a partir de campos magnéticos externos aplicados por bobinas que generan el pulso. El campo inducido depende del campo magnético aplicado, las propiedades de los materiales y la geometría de ambos. La bobina es externa a la piel haciendo el sistema no invasivo y de fácil manejo [12, 13].

- **Campos inducidos por CA**

Este sistema trabaja con *CA* y frecuencias generalmente inferiores a 100 Hz, es similar al *PCEM*, la diferencia es la cantidad de energía que puede transmitirse al tejido. Se han examinado ondas de 3 y 30 Hz [14], 75, 150 y 15 Hz [5]. En la referencia [5] se encontró la onda de 150 Hz menos efectiva que 75 Hz y estas, significativamente menos efectiva que la de 15 Hz. La onda de *CA* a 15 Hz fue más efectiva que los *PCEM* para la misma densidad de flujo pico usada (0,24 mT).

Procedimientos numéricos

El uso de herramientas computacionales ha permitido crear modelos geométricos cada vez más eficientes y con menor capacidad computacional, como los métodos de elementos finitos (*MEF*) y el método de diferencias finitas (*MDF*). Los modelos creados para estimar variables eléctricas en fracturas son:

Desarrollo analítico de LUNT

Su trabajo fue publicado en 1982 [1] y es el primero en calcular la corriente y campo inducidos en una tibia durante el tratamiento con *PCEM*. Sus cálculos se realizan sobre las magnitudes de las señales inducidas y con geometrías simples.

Las bobinas se ubican a cada lado de la pierna y el campo magnético producido es perpendicular al eje longitudinal de la pierna. El supuesto fundamental es la acción del hueso como aislador sin flujo de corriente a través de él, de donde el resultado del campo cercano a la interfase es paralelo a la frontera y la corriente que circula en el tejido es opuesta en dirección en los dos lados del hueso, los resultados son comparados con datos experimentales

Implementación de HART

Hart implementa el modelo de análisis de impedancia desarrollado por Gandhi [3], validado experimentalmente para sistemas homogéneos y no homogéneos, obtiene la densidad de corriente y campo eléctrico inducidos en un sistema hueso-

fractura anisotrópico, no homogéneo expuesto a un campo magnético uniforme de 60 Hz suponiendo un proceso de consolidación [2].

Desarrollo metodológico

Este artículo presenta una alternativa para estimar las condiciones eléctricas inducidas en el muslo de un paciente expuesto a estimulación magnética por el dispositivo *DEM-LAT*, diseñado y construido en nuestro laboratorio [15] y representado en la geometría por un par de bobinas Helmholtz circulares. El modelo representa la geometría de muslo 3D con fractura de diáfisis femoral; propiedades no-homogéneas, anisotrópicas y lineales y con radio de bobina variando de acuerdo con el diámetro del muslo del paciente [16, 17].

El modelo geométrico 3D

La geometría consiste de seis volúmenes: piel, músculo, cortical, médula, clavo y fractura, en este último considerados cuatro materiales: sangre, cartílago, hueso esponjoso (*HE*) y hueso cortical (*HC*), sin modificar su geometría. La forma del volumen *fractura* es tomada de cada paciente y reconstruida con ayuda médica. En las propiedades sólo se considera el valor de conductividad, para los cuales se reportan errores entre 15 y 20% en el rango de trabajo. Las propiedades se consideran constantes en todos los pacientes, sin embargo estas cambian con cada persona restringiendo su uso a personas sanas sin infecciones o patologías óseas. La tabla 1 presenta los valores de resistividad (ρ) utilizados.

La geometría es construida partiendo de dos imágenes radiográficas correspondientes a dos caras perpendiculares del muslo, las imágenes son llevadas al programa comercial *Autocad*, donde se delinean las capas en cada plano, dichas líneas son importadas al programa comercial *RHINOCEROS* donde se crea el "esqueleto 3D". Finalmente las líneas se llevan hasta el *Ansys* para construir las áreas, los volúmenes y realizar el análisis electromagnético.

Las figuras 1, 2 y 3 ilustran los muslos de tres pacientes, la geometría de fractura y los volúmenes del caso 2, respectivamente [18].

Tabla 1 Valores de resistividad (ρ) usados en el modelo geométrico del muslo 3D [7]

<i>Material</i>	$\rho_z (\Omega.m)$	$\rho_{x,y} (\Omega.m)$
Piel	10	
Grasa	25	
Músculo	4	2,857
Hueso cortical	50	166,666
Médula ósea	20	62,5
Clavo		
Resistividad	7,40 e-07	
Permitividad	1,02	
Sangre	1,428	
Cartílago	5,555	
Hueso esponjoso	14,285	43,478
Hueso cortical	50	166,666



Figura 1 Muslos de 3D para los casos 1, 2 y 3 respectivamente

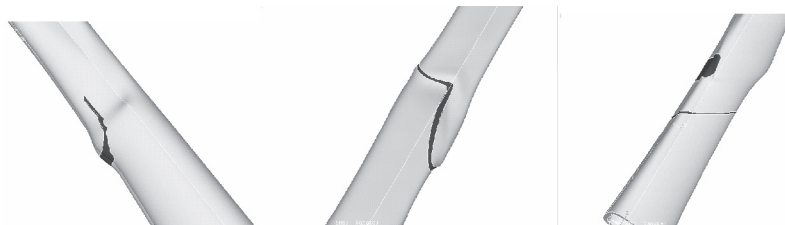


Figura 2 Forma de fractura para los casos 1, 2 y 3 respectivamente

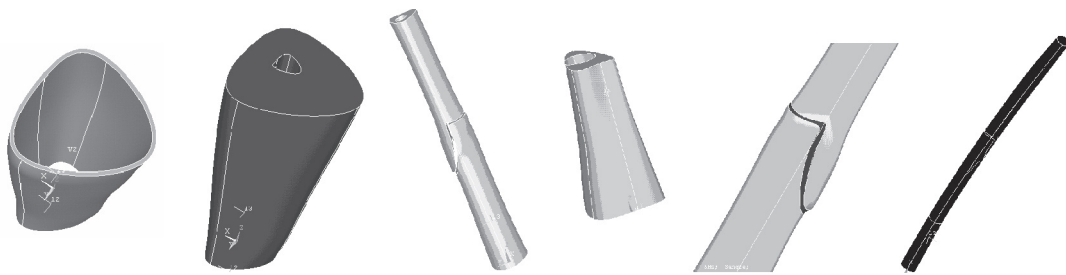


Figura 3 Volúmenes del muslo 3D construidos en Ansys caso 2. De izquierda a derecha: *piel*, *músculo*, *cortical*, *médula*, *fractura*, *clavo*

Los errores se introducen desde la radiografía y pequeños ajustes manuales para las geometrías más complejas, necesarios para la formación de los volúmenes.

La señal de estimulación

La fuente de estimulación es un par de bobinas Helmholtz circulares con máximo campo magnético y área homogénea en su centro (figura 4) y que va sobre la *fractura* (figura 5). Los radios de bobina cambian con el diámetro del muslo. La señal es entre 0,5 y 2 mT, y 5-100 Hz.

Análisis electromagnético

El Ansys trabaja con el MEF para solucionar las ecuaciones de Maxwell, el modelo geométrico es implementado en el módulo *Análisis magnético armónico 3D*; que permite: solo propiedades lineales, valores anisotrópicos y dependencias de la temperatura para la resistividad eléctrica y permeabilidad magnética. El elemento seleccionado es el *SOLID97*, definido por ocho nodos y con posibilidad de cinco grados de libertad por nodo. La fuente (bobinas) fue construida como conductor sólido alimentado por voltaje y sin efectos de corrientes de eddy, con dos grados de libertad. La malla para el cálculo fue seleccionada libre debido a la no-homogeneidad de la geometría (figura 6). El método de solución utiliza la ecuación frontal directa; con una tolerancia de $1,0 \times 10^{-6}$ los resultados pueden ser presentados como datos primarios (grados de libertad) o

derivados. La figura 7 ilustra la distribución de campo magnético, densidad de corriente y voltaje en el muslo.

Resultados

Se establece un campo magnético de referencia B_r (calculado a partir de la ley de Biot-sabat) con error de 4,5% del campo simulado B_s (MEF). La tabla 2 presenta el B_s para los volúmenes del muslo, con un $B_r = 2 \text{ mT}$. No se observaron cambios del campo magnético con la frecuencia [16].

Se realizaron en total 48 simulaciones de los tres casos, en ellas son leídos el voltaje, densidad de corriente y calculado el campo eléctrico a partir de las dimensiones X y Y de cada volumen. La figura 8 ilustra la densidad de corriente versus frecuencia para *sangre* en la *fractura*, las figuras 9 y 10 presentan el campo eléctrico X_{neg} y X_{pos} . La figura 11 ilustra la densidad de corriente vs. Campo magnético con *sangre* en la *fractura*, las figuras 12 y 13 el campo eléctrico en X_{neg} y X_{pos} .

- Existe una dependencia de la frecuencia sobre la densidad de corriente inducida en los diferentes volúmenes del muslo; los valores mayores se encuentran en los volúmenes *clavo*, *músculo*, *fractura* (cuando su material es *sangre*) y *piel* y menores en *médula* y *cortical*. Al pasar de 5 a 100 Hz, en *el clavo* el aumento es aproximadamente 330 veces, en *el músculo* aproximadamente 441 veces; en la *fractura* (con *sangre*) aproximadamente 425 veces; en

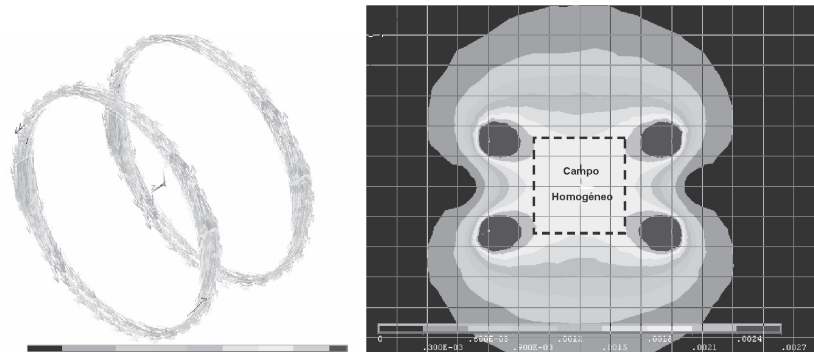


Figura 4 Bobinas Helmholtz radio $r = 15$ cm, a) con carga, b) distribución espacial de campo magnético

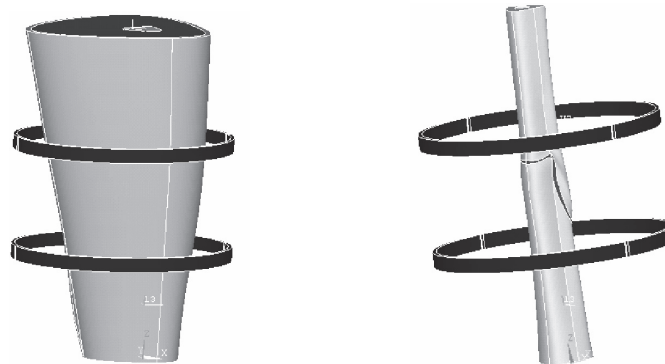


Figura 5 Ubicación de las bobinas en a) muslo, b) vista en el volumen *fractura*

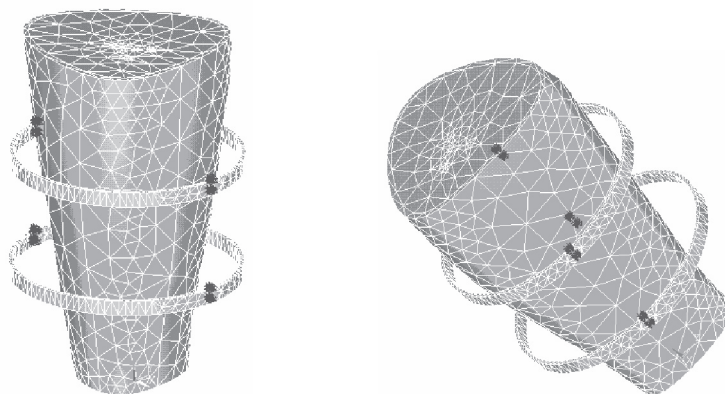


Figura 6 Muslo con bobinas, enmallado y con carga para el análisis electromagnético



Figura 7 Distribución de variables eléctricas en el muslo a) campo magnético, b) densidad de corriente y c) voltaje

Tabla 2 Campo magnético inducido en los diferentes volúmenes y casos con $B_r = 2,0 \text{ mT}$

<i>Volumen</i>	<i>Fractura</i>	<i>Cortical</i>	<i>Médula</i>	<i>Músculo</i>	<i>Piel</i>	<i>Clavo</i>
$B_{r_{inducido}}$ (mT)-C1	1,911	1,797	1,797	2,066	2,532	1,797
$B_{r_{inducido}}$ (mT) -C2	1,933	1,823	1,377	2,091	2,505	1,790
$B_{r_{inducido}}$ (mT) -C3	1,904	1,824	1,896	2,176	2,638	1,801

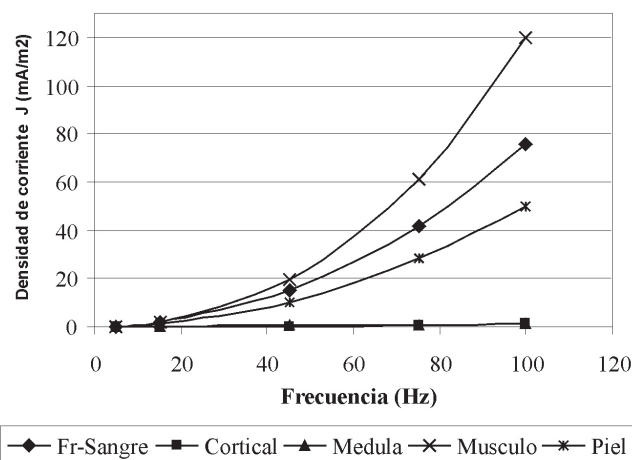


Figura 8 Densidad de corriente versus. frecuencia para los volúmenes del muslo con *sangre* en el volumen *fractura*

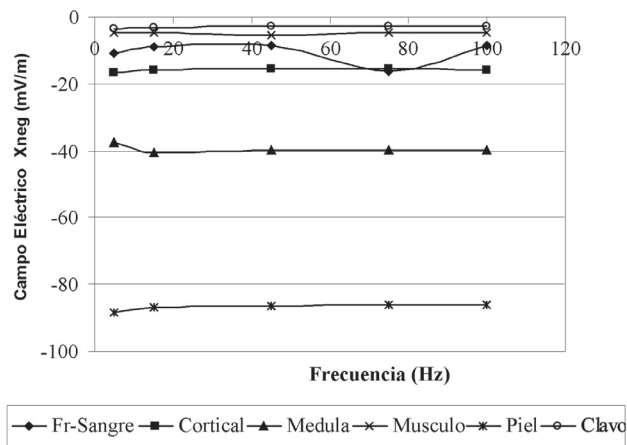


Figura 9 Campo eléctrico para la componente X_{neg} versus frecuencia para los volúmenes del muslo con *sangre* en el volumen *fractura*

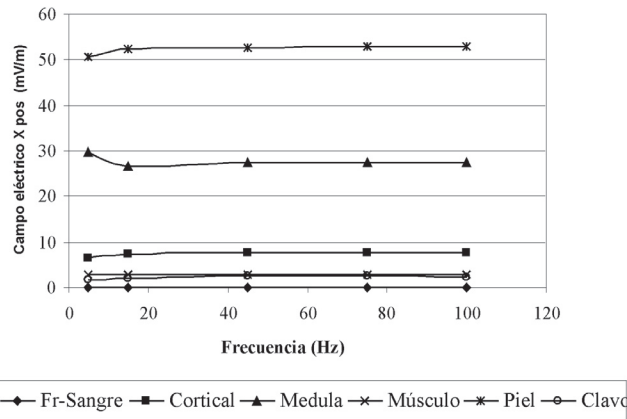


Figura 10 Campo eléctrico para la componente X_{pos} versus frecuencia para los volúmenes del muslo con *sangre* en el volumen *fractura*

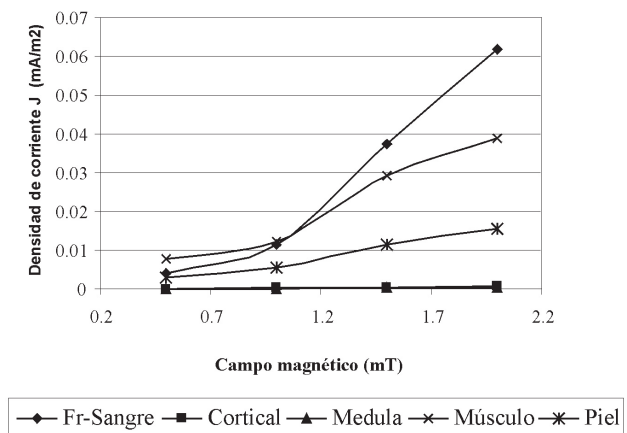


Figura 11 Densidad de corriente vs. Campo magnético para los volúmenes del muslo con *sangre* en el volumen *fractura*

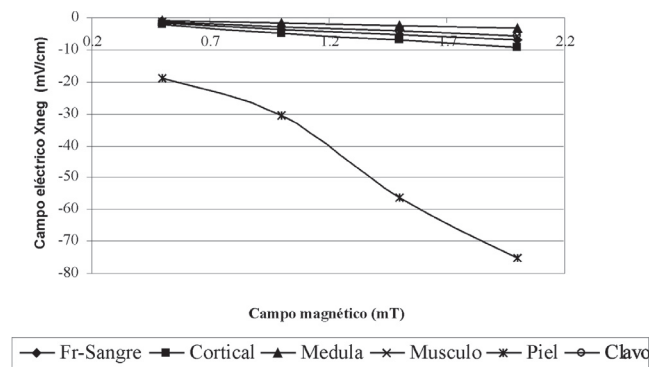


Figura 12 Campo eléctrico para la componente X_{neg} versus campo magnético para los volúmenes del muslo con *sangre* en el volumen *fractura*

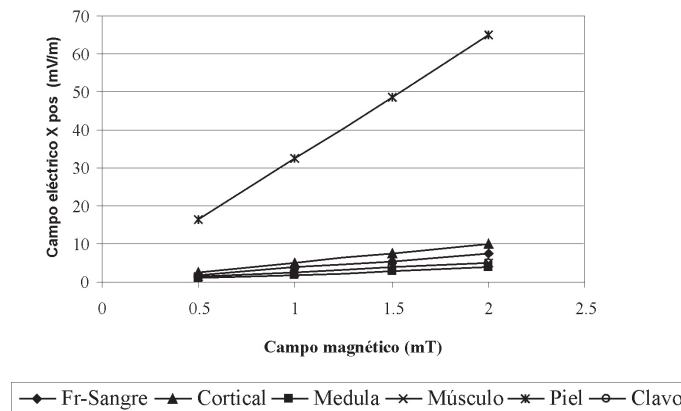


Figura 13 Campo eléctrico para la componente X_{pos} versus campo magnético para los volúmenes del muslo con *sangre* en el volumen *fractura*

- el cortical* aproximadamente 500 veces. Para los otros volúmenes es semejante.
- Con *sangre* en la *fractura*, el mayor campo eléctrico para todos los casos, se encuentra en la *piel*. En el caso 1 con aproximadamente 2 veces el encontrado en la *médula* y aproximadamente 4 veces el encontrado en el *cortical*, y menores en el *clavo*, *músculo* y *sangre* de aproximadamente 8 veces menos al encontrado en la *piel*. En el caso 2, la *piel* es mayor a

todos los volúmenes desde aproximadamente 10 veces para 0,5 mT y aproximadamente 8 veces a 2 mT.

- La relación densidad de corriente versus campo magnético no es lineal, los mayores valores se encuentran en el *clavo*, *músculo*, *fractura* (con *sangre*) y *piel* y menores en *médula* y *cortical*. Al pasar de 0,5 a 2 mT, en *el clavo* aumenta aproximadamente 6,3 veces, en *el músculo* aproximadamente 5 veces; en la

fractura (con sangre) aproximadamente 15 veces; en *el cortical* aproximadamente 6,7 veces. Para los otros volúmenes es semejante.

- El valor de campo eléctrico inducido a 2 mT es aproximadamente 4 veces el inducido a 0,5 mT.

Discusión

La densidad de corriente presenta cambios más significativos (en magnitud) que el campo eléctrico al variar la frecuencia. El valor de densidad de corriente más alto, en todos los casos, es el registrado en el volumen *clavo* con aproximadamente 30 veces el valor del volumen siguiente (*músculo*).

La relación entre el campo eléctrico inducido y el campo magnético aplicado es lineal con diferentes pendientes de acuerdo con el tipo de material. La magnitud y distribución del campo eléctrico *negativo* y *positivo* en las componentes *X* y *Y*, depende fuertemente de la geometría considerada para cada volumen. Cuando la dimensión *X* es superior a *Y*, el campo eléctrico se hace mayor en *Y* y la polaridad se concentra de acuerdo con la densidad de corriente; cuando las dimensiones *X* y *Y* son aproximadas, los valores de campo eléctrico *positivo* y *negativo* son cercanos y la distribución del campo en el volumen completo es más homogénea; cuando estas componentes difieren, cambia la relación de campo eléctrico en el volumen involucrado y en los volúmenes aledaños.

La evaluación a diferentes frecuencias, permitirá evaluar la energía efectiva inducida de las señales de campo eléctrico y densidad de corriente en forma independiente y/o conjunta, en un estudio experimental en ejecución [17].

Al estimar la densidad de corriente y el campo eléctrico inducido en un tejido, se pueden evaluar a priori las condiciones riesgosas y señales efectivas, beneficioso principalmente en trabajos clínicos (en ejecución [18]), sino también determinar la energía efectiva para asegurar límites celulares de calentamiento, eliminando un factor

determinante de efectividad de la señal eléctrica aplicada.

Conclusiones referentes a la metodología de construcción de la geometría, materiales de consolidación y diferencias entre casos pueden consultarse en las referencias 16, 19, 20, 21.

Agradecimientos

Al profesor médico ortopedista, Alfredo Martínez Rondanelli, al profesor Carlos Rafael Pinedo, a la Universidad del Valle y al Grupo de Investigación el Alta Tensión —GRALTA.

Referencias

1. M. J. Lunt. "Magnetic and electric fields produced during pulsed magnetic-field therapy for non-union of the tibia". *IEEE Transaction Medicine and Biology and Computer*. 1982. Vol. 20. pp. 501-511.
2. F. X. Hart. "Spreadsheet method for calculating the induced currents in bone-fracture healing by low-frequency magnetic fields". *Bioelectromagnetics*. 1994. Vol. 15. pp. 465-482.
3. O. P. Gandhi. J. F. Deford. H. Kanai. "Impedance method for the calculation of power deposition patterns in magnetically induced hyperthermia". *IEEE Transaction and Biomedicine Engineering*. 1984. Vol. 31. pp. 644-651.
4. NIEHS Working Group Report. *Assessment of Health Effects from Exposure to Power-Line Frequency Electric and Magnetic Fields*. National Institute of Environmental Health Sciences of the National Institutes of Health, Research Triangle Park, Minnesota 16-24 June 1998. pp 9-49
5. K. J. McLeod. C. T. Rubin. "In vivo sensitivity of bone tissue to electromagnetic field exposure". *Science*. 1998. pp. 74-78.
6. A. Rusovan. M. Kanje. K. H. Mild. "The stimulatory effect of magnetic fields on regeneration of the rat sciatic nerve is frequency dependent". *Experimental Neurology*. Vol. 117. 1992. pp. 81-84.
7. S. Gabriel. R. W. Lau. C. Gabriel. "The dielectric properties of biological tissues, measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz". *Physical and Medical Biology*. Vol. 41. 1996. pp. 2271-2293.
8. I. Yasuda. "On the piezoelectric activity of bone". *Journal of Japanese Orthopedic Surgery Society*. 1954. pp. 28 - 267.

9. E. Fukanda. "Mechanical deformation and electrical polarization in biological substances". *Biotechnology*. Vol. 5. 1968. pp. 199-208.
10. J. Black. E. Korostoff. "Strain-related potentials in living bone". *Science*. Vol. 238. 1987. pp. 95-120.
11. C. T. Brighton. S. R. Pollack. "Treatment of recalcitrant nonunion with a capacitively coupled electric field". *Journal Bone Joint Surgery*. Vol. 67. 1985. pp. 577-585.
12. W. Chang. *Influences of electromagnetic fields stimulation on bone fracture and osteoporosis*. Department of biomedical Engineering. Chung Yuan Christian University. Taiwan. 2003. pp. 1-30.
13. R. Aaron. D. McK. B. J. Simon. "Treatment of non-unions with electric and electromagnetic fields". *Clinical and Orthopedic* Vol. 419. 2004. pp. 21-29.
14. J. H. McElhaney. R. Stalnaker. R. Bullard. "Electric fields and bone loss of disuse". *Journal of biomechanics*. Vol. 1. 1968. pp. 47-52.
15. M. E. Moncada. C. R. Pinedo. H. Cadavid. A. Martínez. C.A. Sartori. "Development and simulation for a magnetic stimulation prototype for Long Bones Fractures consolidation". EHE '06 - *International Conference on Electromagnetic Fields, Health and Environment*, Madeira, 27th - 29th of April 2006. pp. 2.81-2.85.
16. M. E. Moncada. *Sistema de generación de campo magnético con apoyo computacional como herramienta coadyuvante en la consolidación de fractura de diáfisis femoral*. Tesis de doctorado. Programa de Ingeniería Eléctrica y Electrónica. Universidad del Valle. Cali/Colombia. 2007. p.180
17. M. E. Moncada. H. Cadavid. "Importancia de la geometría del paciente en las variables eléctricas inducidas con estimulación magnética". 2007. Artículo en preparación.
18. M. E. Moncada. H. Cadavid. "Metodología de construcción 3D de muslos estimulados magnéticamente para estimar variables eléctricas inducidas". 2007. Artículo en preparación.
19. O. Gutiérrez. A. Martínez. M. E. Moncada. C. R. Pinedo. H. Cadavid. W. Criollo. F. Pérsico. *Efecto de la estimulación con campos magnéticos en la proliferación y crecimiento de fibroblastos de piel humana y osteoblastos humanos normales, estandarización de procedimiento de radiación*. Proyecto Convocatoria Interna Universidad del Valle. Cali, Colombia. 2006.
20. A. Martínez. M. E. Moncada. C. R. Pinedo. H. Cadavid. M. Badiel. F. Pérsico. *Validación clínica de un sistema simulación - generación de campo magnético como coadyuvante en la consolidación de fractura de diáfisis femoral*. Proyecto 435934319182. Convocatoria Colciencias 344 Solución de problemas prioritarios en salud, Colombia. 2006.
21. M. E. Moncada. H. Cadavid. *Importancia del material de consolidación en un modelo de muslo 3D con fractura de diáfisis femoral para la estimación de variables eléctricas inducidas por campos magnéticos*. 2007. Artículo en preparación.