## Revista Brasileira de Engenharia Biomédica,

v. 23, n. 3, p. 245-251, dezembro 2007 © SBEB - Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica ISSN 1517-3151

Artigo Original Recebido em 20/06/2007, aceito em 28/12/2007

# Metodología de construcción de muslos 3D para estimar variables eléctricas inducidas por campos magnéticos de baja frecuencia

Methodology for building 3D model of thigh to estimate electric variables induced by low-frequency magnetic fields

# María Elena Moncada\* Héctor Cadavid Ramírez

Grupo de Investigación en Alta Tensión – GRALTA, Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Universidad del Valle Calle 13 nº 100-00 Ciudad Universitaria Meléndez, Edificio 356, Cali, Colombia E-mail: mariaema@univalle.edu.co; mariaema1@gmail.co

\*Autor para Correspondencia

#### Resumen

La construcción de modelos geométricos de tejidos biológicos es un tema de investigación actual, ya que permiten estimar y evaluar a priori señales de interés para ser posteriormente llevadas a estudios experimentales, ahorrando tiempos de investigación y dinero. En este artículo se presenta una metodología para la construcción de modelos 3D de muslo con fractura de diáfisis femoral estimulados magnéticamente. La metodología utiliza tres herramientas computacionales para crear el modelo del muslo del paciente y la fuente de estimulación. El modelo 3D del muslo considera seis modelos volumétricos personalizados de: piel, músculo, hueso cortical, médula, clavo y la forma de fractura. Las propiedades eléctricas para el muslo son anisotrópicas. La fuente generadora es una bobina Helmholtz circular cuyo radio varía con el diámetro del muslo del paciente. Las señales de estimulación varían entre 0,5 y 2 mT, y entre 5 y 100 Hz. Las señales evaluadas fueron el campo magnético total, la densidad de corriente total y el campo eléctrico. Los resultados indicaran que la densidad de corriente inducida aumentó hasta 500 veces mientras el campo eléctrico inducido no presentó cambios cuando la frecuencia aumentó de 5 a 100 Hz. Cuando el campo magnético incrementó de 0,5 mT a 2 mT, la densidad de corriente inducida aumentó hasta 15 veces mientras el campo eléctrico inducido aumentó hasta 22 veces.

**Palabras clave:** Modelos magnéticos 3D, Estimulación magnética, Fractura diafisaria de fémur, Estimación de variables eléctricas.

#### Abstract

The construction of geometric models of biological tissues is a current research topic once it allows an a priori estimation and evaluation of signals of interest for a later experimental investigation. It reduces investigation time and money. In this article a methodology for the construction of 3D models of thighs fractured in its femoral diaphysis and with magnetic stimulation is presented. The methodology employs three computer programs (AutoCad®, Rhinoceros<sup>®</sup>, and Ansys<sup>®</sup>) to build the patient thigh model and the stimulation source. The 3D thigh model considers personalized volumetric models of skin, muscle, cortical bone, bone marrow, nail, and the shape of the fracture. The electrical properties used were anisotropic. The generating source of magnetic field is a circular Helmholtz coil which radio varies with the diameter of patient's thigh. The stimulation signal varied between 0.5 and 2 mT and between 5 and 100 Hz. Electric field, magnetic field, and current density were evaluated. When the frequency increased from 5 to 100 Hz, the induced current density increased about 500 times, and the induced electric field did not present any change. When the magnetic field increased from 0.5 to 2 mT, the induced current density increased 15 times, and the induced electric field increased 22 times.

*Keywords:* 3D Magnetic models, Magnetic stimulation, Femur diaphysis fracture, Electrical variables estimation.

# **Extended Abstract**

#### Introduction

The construction of geometric models of biological tissues is a current research topic, since it allows knowing induced signals of interest, which can be estimated and evaluated a priori; and later develop experimental investigation. It reduces investigation time and money. From the point of view of applications of magnetic or electrical stimulation, the geometric models can estimate potentially risky signals, evaluate their distribution in different geometries and properties, and to determine the induced effective energy, among others.

The first numerical procedures to estimate induced electrical variables in bone tissue were the mathematical works of Lunt, published in 1982, and the alternative method presented by Hart in 1994 using the analysis of impedance developed by Gandhi et al. (1984).

This work presents a method for construction of 3D thigh models with fractured femoral diaphysis, stimulated by magnetic fields. The method employs three computer programs (AutoCad®, Rhinoceros®, and Ansys®) to build the patient's thigh model and the stimulation source. The 3D thigh models consider personalized volumetric models of skin, muscle, cortical bone, bone marrow, nail, and the shape of the fracture. The properties were taken from literature (Gabriel and Gabriel, 1996) with anisotropic values for some materials. The magnetic field is generated by a circular Helmholtz coil which radio varies with the diameter of the patient's thigh; the signal varied from 5 to 100 Hz, and from 0.5 to 2 mT. The results showed a dependence of the induced signals on frequency, intensity of the applied magnetic field, and geometry model, most important for current density that it of electric field.

#### Methods

Two radiographic images, corresponding to two perpendicular faces of the thigh, were used for models construction; these were taken to the Autocad® program, for delineating and constructing the layers; later the layers were imported to the Rhinoceros® program to create the "3D skeleton" (Figure 1); and then, it was taken to the Ansys® program. Finally, the areas and the volumetric models (Figures 2, 3 and 4) were constructed and, electromagnetic analysis was made. The errors in the construction of volumetric models came from the X-ray images themselves, to small manual adjustments (necessary for Boolean operations) when the geometries were complex. The Helmholtz coil model presents a maximum field in the center with a homogenous area, which was destined to the fracture. The Ansys® program uses the Finite Elements Method for the electromagnetic analysis; the model was implemented in the "3D Harmonic Magnetic Analysis" module; the selected element was the SOLID97, with eight nodes and five degrees of freedom by node; the source (coils) was constructed like a solid conductive material fed by voltage without effects of eddy currents, and with two degrees of freedom. The mesh is free because the geometric models are not homogeneous. The solution method had a tolerance of 1.0·10<sup>-6</sup>. The data can be reported as primaries, corresponding to the degrees of freedom or derivatives. Magnetic-field and currentdensity distributions on the thigh are showed in the Figure 6.

#### Results

Forty-eight simulations of the three cases were made. In them, the voltage and current density were read, and the electric field from dimensions x and y for each volumetric model were calculated (Moncada, 2007a). From the results it was obtained:

- The induced current density presented a high dependency with frequency, generated magnetic field, and geometric models. The greater values were found in the models: nail, muscle, fracture (with blood) and skin. The current density was affected mostly when increasing the frequency than when increasing the generated magnetic field;
- The induced electric field did not present changes with the frequency and, it presented lineal change with generated magnetic field. The greater values were found in the skin model for both conditions; and
- Current density and electric field magnitudes, in this study, were similar to that reported in Hart's work (1994) when he had stimulation with 10 mT, 60 Hz magnetic fields, and the signals were lower than that reported in Lunt's study (1982) when he had stimulation with 20-40 mT PCEM.

#### Discussion

Counting on the aforementioned tools, the construction of the 3D thigh structure is simple and applicable without additional costs. The 3D thigh structure comes near the patient's conditions, and the geometric models influence in the induced electrical variables.

To estimate the induced electrical variables allows evaluating a priori risky conditions and effective signals, beneficial in clinical works. It also allows securing heating limits, eliminating a determining factor of effectiveness of the applied signal, advantageous in experimental studies. The methodology can be extended towards applications in other long bones and/or soft tissues.

## Introducción

Con el descubrimiento del efecto piezoeléctrico en el hueso (Fukada, 1968; Yasuda, 1954), se dio inicio a la utilización de señales eléctricas y magnéticas para tratamientos óseos. Los métodos de estimulación eléctrica y magnética para osteogénesis han sido: el sistema farádico (SF), con la utilización de corriente directa mediante electrodos implantados y el cual presentó infecciones (Black y Korostoff, 1974); el sistema capacitivo (SC), con la inducción de señales de campo eléctrico a partir de campos eléctricos externos aplicados (Brighton et al., 1979); y el sistema inductivo utilizando pulsos de campos electromagnéticos (PCEM) o corrientes alterna de baja frecuencia (CA); en esta técnica los campos eléctricos son inducidos a partir de campos magnéticos externos. La técnica mas utilizada a la fecha es el sistema inductivo y aunque los estudios clínicos se han enfocado hacia el uso de PCEM (Aaron et al., 2004; Chang, 2002), las señales de baja frecuencia fueron reportadas como óptimas para tratamientos óseos (Otter et al., 1998; Rusovan et al., 1992).

Desde el punto de vista de investigación y aplicaciones de estimulación magnética o eléctrica, el uso de modelos geométricos permite estimar señales potencialmente riesgosas, evaluar su distribución en las diferentes geometrías y propiedades, determinar la energía efectiva inducida, entre otras. Motivos por los cuales es un tema de importancia actual.

En el tejido óseo han sido pocos los desarrollos de procedimientos numéricos para estimar variables eléctricas inducidas; el primero fue el trabajo matemático de Lunt (1982), en lo cual se calculan la corriente y campo eléctrico inducido en una tibia estimulada con PCEM. Los cálculos son realizados sobre geometrías simples (aproximación de la tibia a una forma rectangular). Posteriormente, Hart (1994), usando el método de análisis de impedancia de malla (Gandhi *et al.*, 1984), evalúa las señales inducidas en un modelo de hueso fracturado cuando es estimulado por CA a 60 Hz, la geometría utiliza rectángulos a representar el músculo, el hueso y un *gap* de fractura; las variables de su estudio son la densidad de corriente y el campo eléctrico (Hart, 1994).

En este artículo se presenta un modelo electromagnético 3D de muslos personalizados, en el que son considerados volúmenes de: *piel, músculo, hueso cortical, medula, clavo y fractura.* El modelo es construido utilizando tres herramientas computacionales (AutoCad®, Rhinoceros® y Ansys®) las propiedades son tomadas de literatura (Gabriel *et al.,* 1996) consideradas no homogéneas y anisotrópicas. El modelo representa el proceso de consolidación en el volumen *fractura*. La fuente de estimulación es también representada como un modelo 3D acompañando el muslo. La fuente es una bobina Helmholtz cuyo radio, señal de estimulación y frecuencia (solo baja frecuencia) pueden variar. Los resultados obtenidos del modelo muslo-fuente de estimulación presentan una alta dependencia de las señales inducidas con la frecuencia, el campo magnético aplicado y la geometría de cada volumen. Los cambios son más significativos para la densidad de corriente que para el campo eléctrico.

## Desarrollo Metodológico

Con la metodología presentada, puede construirse un modelo muslo-fuente de estimulación 3D, en el que pueden estimarse las condiciones de exposición del paciente cuando su muslo es estimulado magnéticamente por una bobina Helmholtz circular (Moncada *et al.*, 2006). El trabajo permite evaluar magnitudes y distribución de las señales inducidas y detectar posibles señales riesgosas (Moncada, 2007a).

## La geometría

Para construir el modelo 3D del muslo, se parte de dos imágenes radiográficas correspondientes a dos caras perpendiculares entre si. Las imágenes son llevadas al AutoCad® donde se crean dos planos, que son posteriormente importados al Rhinoceros® para crear el "esqueleto 3D"; la capa de la piel es considerada con espesor de 4 mm ó 5 mm. El "esqueleto 3D" es llevado al Ansys® (Figura 1), para finalmente construir las áreas, los volúmenes y realizar el análisis electromagnético. El modelo 3D del muslo consideran seis volúmenes: *piel, músculo, cortical, médula, clavo* y *fractura*, (Figuras 2 a 4) este último cambiando el material a *sangre, cartílago*, hueso esponjoso *HE* y hueso cortical *HC*. Para la construcción de los seis volúmenes fue ne-



**Figura 1.** Muslo izquierdo: a) radiografía, b) capas en Autocad®, y c) "esqueleto 3D" en Rhinoceros®. *Figure 1.* Left thigh: a) radiographs, b) layers in Autocad®, and c) "3D skeleton" in Rhinoceros®.

247



Figura 2. Muslos de 3D para los casos 1 y 2. Figure 2. 3D-thigh models for cases 1 and 2.



Figura 3. Forma de fractura para los casos 1 y 2. Figure 3. Shape of the fractures for cases 1 and 2.



Figura 4. Volúmenes del muslo 3D construidos en Ansys®. De izquierda a derecha: piel, músculo, cortical, médula, fractura, clavo. *Figure 4. Volumetric models: skin, muscle, cortical bone, bone marrow, fracture, and nail.* 

cesario realizar pequeñas modificaciones geométricas para permitir las operaciones Booleanas.

## Las propiedades

En los diferentes volúmenes solo son considerados los valores de conductividad con reportes de error entre 15 y 20% (Gabriel *et al.,* 1996) para el rango de trabajo. La resistividad de cada material es encontrada a partir de la relación

$$\sigma[S/m] = \frac{1}{\rho_{\text{(resistividad)}}[\Omega \cdot m]}$$
(1)

válida para condiciones cuasi-estáticas; la metodología es válida para personas sanas sin presencia de infecciones o patologías óseas. La Tabla 1 presenta los valores de resistividad  $\rho$  utilizados.

# La señal de estimulación

El modelo de la fuente de estimulación es una bobina Helmholtz circular, que permite concentrar un área homogénea y un campo magnético máximo, los cuales son destinados a la fractura. La señal de estimulación del estudio fue entre 5 y 100 Hz y entre 0,5 y 2 mT, sin embargo esta puede extenderse en todo el rango de bajas frecuencias y para cualquier valor de campo magnético.

## Análisis electromagnético

El programa Ansys® utiliza el método de los elementos finitos (MEF) para la solución de las ecuaciones de Maxwell. El modelo fue implementado en el módulo *"Análisis magnético armónico 3D";* el elemento seleccionado trabaja con ocho nodos y cinco grados de libertad por nodo; la fuente fue construida como material conductor sólido alimentado por voltaje sin efectos de

**Tabla 1.** Resistividades del modelo geométrico del muslo 3D (Gabriel et al., 1996). **Table 1.** Resistivity values used in the 3D-thigh models (Gabriel et al., 1996).

Material	ρ <sub>z</sub> [Ω.m]	ρ <sub>χ,γ</sub> [Ω.m]
Piel	10	-
Grasa	25	-
Músculo	4	2,857
Hueso cortical	50	166,666
Médula ósea	20	62,5
Clavo	-	-
Resistividad	7,40·10 <sup>-7</sup>	-
Permisividad	1,02	-
Sangre	1,428	-
Cartílago	5,555	-
Hueso esponjoso	14,285	43,478
Hueso cortical	50	166,666

corrientes de Eddy, con dos grados de libertad (voltaje y vector potencial magnético) y propiedades de resistividad y permeabilidad. La malla fue libre por la no-homogeneidad geométrica. El método de solución utilizó la ecuación frontal directa con tolerancia de 1,0-10<sup>-6</sup>. La Figura 5 ilustra el modelo de un muslo con su fuente de estimulación y el modelo mallado; la Figura 6 presenta la distribución espacial de campo magnético inducido y densidad de corriente para el volumen *músculo*.



**Figura 5.** Modelo 3D a) muslo y fuente de estimulación; b) muslo mallado. *Figure 5.* 3D model a) thigh and stimulation source; b) thigh meshing.



Campo magnético [T] Densidad de corriente [A/m<sup>2</sup>]

**Figura 6.** Volumen músculo, distribución de a) campo magnético; b) densidad de corriente. *Figure 6. Muscle volume, distribution of a) magnetic field; b) current density.* 

## Resultados

Se estableció un campo magnético de referencia *Br* (calculado a partir de la ley de Biot-Savart) con error de 4,5% del campo simulado *Bs* (*MEF*). La Tabla 2 presenta el *Bs* para los volúmenes del muslo, con un Br = 2 mT. No se observaron cambios con la frecuencia (Moncada, 2007a).

**Tabla 2.** Campo magnético inducido en los diferentes volúmenes y casos con *Br* = 2.0 mT. **Table 2.** Magnetic field induced in the different volumes of the 3D-thigh models.

Volumen	Fractura	Cortical	Médula	Músculo	Piel	Clavo
Br <sub>inducido</sub>	1,911	1,797	1,797	2,066	2,532	1,797
[mT]-C1						
Br <sub>inducido</sub>	1,933	1,823	1,377	2,091	2,505	1,790
[mT]-C2						
Br <sub>inducido</sub>	1,904	1,824	1,896	2,176	2,638	1,801
[mT]-C3						

Se realizaron en total 48 simulaciones de los tres casos, en ellas fueron leídos el voltaje, densidad de corriente y calculado el campo eléctrico a partir de las dimensiones x y y de cada volumen (Moncada, 2007b).

La Figura 7 ilustra para cada volumen considerado, la densidad de corriente *versus* frecuencia con *sangre* en el volumen *fractura*. Los resultados presentaron un crecimiento exponencial de la densidad de corriente con respecto a la frecuencia de la señal de estimulación, con incrementos de hasta 500 veces al pasar de 5 Hz a 100 Hz, el volumen más afectado fue el *músculo*. La Figura 8 presenta para cada volumen considerado la componente *Xneg* del campo eléctrico *versus* frecuencia con *sangre* en el volumen *fractura*. El campo eléctrico no presentó dependencia de la frecuencia, el volumen más afectado fue la *piel*.

La Figura 9 ilustra para cada volumen considerado la densidad de corriente *versus* campo magnético generado con *sangre* en el volumen *fractura*. Los resultados presentaron un crecimiento casi lineal de la densidad de corriente con respecto al campo magnético



**Figura 7.** Densidad de corriente *versus* frecuencia para los volúmenes del muslo con *sangre* en el volumen *fractura*. *Figure 7. Current density in the volumetric models (blood in the fracture model) versus frequency.* 

generado por la señal de estimulación, con aumento de hasta 15 veces al pasar de 0,5 mT a 2 mT; el volumen más afectado fue la *fractura*, cuando su propiedad fue *sangre*. La Figura 10 presenta para cada volumen considerado la componente *Xneg* del campo eléctrico versus campo magnético generado con *sangre* en el volumen *fractura*. El campo eléctrico aumentó hasta 22 veces al pasar de 0,5 mT a 2 mT, el volumen más afectado fue la *piel*.



**Figura 8.** Campo eléctrico para la componente *Xneg* versus frecuencia para los volúmenes del muslo con sangre en el volumen fractura. **Figure 8.** Electric field Xneg component in the volumetric models (blood in the fracture model) versus frequency.



**Figura 9.** Densidad de corriente versus campo magnético para los volúmenes del muslo con sangre en el volumen fractura. **Figure 9.** Current density in the volumetric models (blood in the fracture model) versus generated magnetic field.



**Figura 10.** Campo eléctrico para la componente *Xpos* versus campo magnético para los volúmenes del muslo con *HC* en el volumen fractura. **Figure 10.** Electric field *Xpos component in the volumetric models (blood in the fracture model) versus generated magnetic field.* 

Existe una fuerte dependencia de la densidad de corriente inducida con la frecuencia, para los diferentes volúmenes considerados en el modelo del muslo, los mayores valores fueron encontrados en los volúmenes *músculo, fractura* (con *sangre*) y *piel*. Igualmente la densidad de corriente cambió significativamente con el campo magnético generado, los mayores valores fueron encontrados en los volúmenes *fractura* (con *sangre*), *músculo y piel*.

No se observaron cambios del campo eléctrico inducido con la frecuencia, mientras si se observó una dependencia casi lineal con el campo magnético generado; en ambas condiciones el volumen mas afectado fue la *piel*.

Las magnitudes de la densidad de corriente encontradas en este estudio fueron del orden de las reportadas en el trabajo de Hart (1994), cuando él utilizó señales de 10 mT, 60 Hz; y fueron inferiores a las reportadas en el estudio de Lunt (1982), cuando utilizó señales de 20-40 mT con *PCEM*.

El uso de las herramientas computacionales mencionadas en este artículo no presentó mayores inconvenientes para la construcción de los modelos y el análisis electromagnético.

#### Discusión

Se encontró que la cantidad de tejido involucrado en cada volumen del modelo geométrico es relevante al estimar las variables eléctricas inducidas. Con la metodología presentada y contado con los programas computacionales mencionados, se pudo construir el modelo 3D del muslo personalizado y aproximado a las condiciones reales de los pacientes, de una manera sencilla y sin representar costos adicionales a los tratamientos convencionales.

La metodología permitió estimar las variables eléctricas inducidas en los diferentes volúmenes del muslo del paciente para diferentes señales de estimulación, con lo que puede evaluarse *a priori* no solo las posibles condiciones riesgosas y señales efectivas, beneficioso principalmente en trabajos clínicos, sino también determinar la energía efectiva para asegurar límites celulares de calentamiento, eliminando un factor determinante de efectividad de la señal eléctrica aplicada.

La metodología puede ser extendida para construcción y evaluación en de otros huesos largos y/o de tejidos blandos.

## 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

- Aaron, R.K., Ciombor, D.M., Simon, B.J. (2004), "Treatment of nonunions with electric and electromagnetic fields", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v. 419, p. 21-29.
- Black, J., Korostoff, E. (1974), "Strain-related potentials in living bone", Annals of New York Academy of Science, v. 238, p. 95-120.
- Brighton, C.T., Black, J., Pollack, S.R. (1979), *Electrical Properties of Bone and Cartilage: Experimental Effects and Clinical Applications*, New York: Grune & Stratton.
- Chang, W. (2002), "Influences of electromagnetic fields stimulation on bone fracture and osteoporosis", In: 2nd International Workshop on Biological Effects of Electromagnetic Field, Rhodes, 7-11 oct.
- Fukada, E. (1968), "Mechanical deformation and electrical polarization in biological substances", *Biorheology*, v. 5, n. 3, p. 199-208.

- Gabriel, S., Lau, R.W., Gabriel, C. (1996), "The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz", *Physics in Medicine and Biology*, v. 41, n. 11, p. 2251-2269.
- Gandhi, O.P., Deford, J.F., Kanai, H. (1984), "Impedance method for calculation of power deposition patterns in magnetically induced hyperthermia", *IEEE Transactions* on *Biomedical Engineering*, v. 31, n. 10, p. 644-651.
- Hart, F.X. (1994), "Spreadsheet method for calculating the induced currents in bone-fracture healing by a lowfrequency magnetic field", *Bioelectromagnetics*, v. 15, n. 5, p. 465-482.
- Lunt, M.J. (1982), "Magnetic and electric fields produced during pulsed-magnetic-field therapy for non-union of the tibia", *Medical and Biological Engineering and Computing*, v. 20, n. 4, p. 501-511.
- Otter, M.W., McLeod, K.J., Rubin, C.T. (1998), "Effects of electromagnetic fields in experimental fracture repair", *Clinical Orthopaedics & Related Research*, v. 355, p. S90-S104.
- Moncada, M.E., Pinedo, C.R., Cadavid, H., Martínez, A., Sartori, C.A. (2006), "Development and simulation for a magnetic stimulation prototype for long bones fractures consolidation", In: Proceedings of the International Conference on Electromagnetic Fields, Healthand Environment [EHE'06], Funchal, p. 2.81-2.85, 27-29 apr.
- Moncada, M.E. (2007a), Sistema de generación de campo magnético con apoyo computacional como herramienta coadyuvante en la consolidación de fractura de diáfisis femoral, Tesis de Doctorado, Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Universidad del Valle, Cali (Colombia), 214 p., ago.
- Moncada, M.E., Cadavid, H. (2007b), "Estimación de variables eléctricas en un muslo 3D con fractura de diáfisis femoral estimulado magnéticamente", *Revista Facultad de Ingeniería Universidad de Antioquia*, v. 42, p. 120-131.
- Rusovan, A., Kanje, M., Mild, K.H. (1992), "The stimulatory effect of magnetic fields on regeneration of the rat sciatic nerve is frequency dependent", *Experimental Neurology*, v. 117, n. 1, p. 81-84.
- Yasuda, I. (1954), "On the piezoelectric activity of bone", Journal of Japanese Orthopaedic Surgery Society, v. 28, p. 267-269.

251