

TRANSFERENCIA DE CALOR MEDIANTE LA APLICACIÓN DE RF SOBRE UN MODELO MULTICAPA DE TEJIDO DÉRMICO

José Martí Soler
Alumno E.I.T.T.
Universidad Católica
San Antonio (UCAM)
josems12@ono.es

Gregorio J. Molina-Cuberos
Departamento de Física
Universidad de Murcia
gregomc@um.es

Ángel J. García Collado
Dpto. de Ciencias Politécnicas
Universidad Católica
San Antonio (UCAM)
ajgarcia@pdi.ucam.edu

María J. Núñez
Departamento de Física
Universidad de Murcia
maripepa@um.es

Abstract- HF radiation applied on the surface of the skin by an electrode is absorbed and it causes interior changes that redound into a smoother skin with less wrinkles. In this study, it is exposed a multiplayer method to determine absorbed radiation and increasing of temperature for each internal tissue. Each tissue is represented by a layer with certain parameters, such as permittivity, conductivity, density and specific heat. The model is applied to two different distributions of tissues: a fibrous and a fatty one. It is found that a fibrous distribution absorbs more energy than a fatty one, and also how the absorption could even be increased by previous humidification.

I. INTRODUCCIÓN

Son diversos los estudios que se vienen realizando en relación a los efectos que los campos electromagnéticos pueden llegar a provocar en el ser humano [1].

El calentamiento controlado de los tejidos genera vasodilatación, disminución de la velocidad de sedimentación de la sangre y efectos analgésicos y antiinflamatorios [2]. Estos efectos, convenientemente acondicionados, pueden ser orientados a tratamientos específicos en disciplinas tan dispares como la fisioterapia o la estética.

El propósito de este estudio es exponer lo que sucede al aplicar sobre la superficie de la piel una onda de radiofrecuencia, analizando qué va teniendo lugar capa a capa en cuanto a la absorción de energía electromagnética y el consecuente aumento de temperatura. En especial, nos interesan las capas más superficiales, ricas en colágeno, principal responsable de la elasticidad y turgencia de la piel. Con el tiempo, esta estructura molecular proteica tiende a deteriorarse, apareciendo arrugas superficiales. Al aplicar un campo electromagnético de una determinada frecuencia, con la potencia adecuada, se puede mejorar su estado y distribución, logrando una mejora en el aspecto externo de la piel.

Para este fin, se modelará el tejido dérmico mediante una estructura multicapa y se simulará la propagación de campos electromagnéticos de alta frecuencia (HF: 3.0-30.0 MHz) con intención de llegar a conocer el incremento de

temperatura que éstos provocan en cada subcapa considerada.

II. ABSORCIÓN ENERGÉTICA DE LA PIEL

La primera decisión estratégica a adoptar a la hora de abordar este estudio es la selección de un modelo dérmico adecuado. La piel humana está conformada de diferentes capas (epidermis, dermis y nivel subcutáneo), y cabe diferenciar en cada una de ellas otras subcapas dependiendo de aspectos como la zona corporal donde se sitúa, edad y condición física de la persona. Cada una de estas capas queda definida desde el punto de vista físico por sus valores de conductividad, densidad, capacidad calorífica, grosor, etc. (Fig. 1)

Existe una gran dificultad a la hora de caracterizar de manera precisa los parámetros que definen a cada capa [3]-[4], y para ello es necesario fijar unas condiciones externas tales como el grado de hidratación de la piel, su contenido en agua y electrolitos y la edad del sujeto paciente. La variabilidad de estos parámetros ha de ser valorada con mayor detenimiento en estudios posteriores. Aquí asumimos valores promedio y que cada capa presenta un comportamiento homogéneo en todo su espesor.

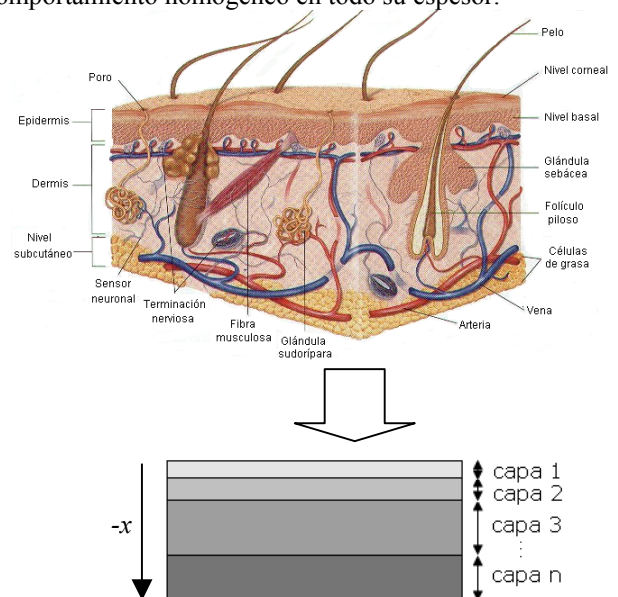


Fig. 1. Modelo multicapa de la piel humana.

A. Ecuación de transferencia de calor

El objetivo final es determinar el incremento de la temperatura en cada capa debido a la aplicación de OEM de HF. Para ello, se adopta el modelo de transferencia de Pennes [5], cuya expresión matemática es la siguiente:

$$\rho_i c_i \frac{dT(x,t)}{dt} = \nabla(k_i \nabla T(x,t)) - w_b c_b (T(x,t) - T_{art}) + Q \quad (1)$$

donde ρ_i es la densidad del tejido, c_i es el calor específico del tejido, $\nabla(k_i \nabla T(x,t))$ es el término debido a la conducción del calor, Q es la deposición de potencia, w_b es el ratio de perfusión sanguínea, c_b es el calor específico de la sangre arterial y T_{art} es la temperatura arterial. Resolviendo la expresión (1) se obtiene la evolución temporal de la temperatura en cada punto de la piel $T(x,t)$.

El aumento de la temperatura local de los tejidos se debe a la deposición energética de la radiación incidente y queda limitada por los flujos conductivos y convectivos del torrente sanguíneo [6]-[7]. De este modo, la temperatura evoluciona en cada subcapa dependiendo de los factores analizados y del tiempo de aplicación de la radiación externa aplicada.

Los valores utilizados en cada capa son tomados de diversos estudios [8]-[9] y quedan recogidos en la Tabla 1. Existe gran variabilidad de estos parámetros. Una determinación exacta precisaría del conocimiento del contenido en agua, grasa y proteínas de cada tejido.

Tejido	Conductividad térmica (W m ⁻¹ °C ⁻¹)	Calor específico (J Kg ⁻¹ °C ⁻¹)	Densidad (Kg m ⁻³)
Piel	0.35	3300	1200
Grasa	0.20	2300	900
Músculo	0.45	3700	1025
Hueso	0.38	1260	2100

Tabla 1. Propiedades térmicas y eléctricas de diferentes tejidos.

B. Modelo de propagación

La Figura 2 muestra un esquema del modelo seguido, en el que las capas externas del cuerpo humano se simulan por láminas plano-paralelas de grosor x . Una onda TEM que se propaga en el vacío incide sobre la capa externa de la piel, parte de ella se transmite al medio 2 y parte se refleja. En cualquiera de las capas, alcanzado el estado estacionario, tendremos dos ondas: una propagándose a la izquierda y otra a la derecha, excepto en la última de ellas con extensión indefinida y en la que sólo se propaga una onda a la derecha. El campo eléctrico en cada capa vendrá dado por la suma de ambas:

$$\vec{E}_i = E_{i,0} \hat{x} + E_{i,1} \hat{x} \quad (2)$$

con:

$$E_{i,0} = E_{i,0}(x_i) \exp(-\gamma x_{i-1} + j\omega t) \quad (3)$$

$$E_{i,1} = E_{i,1}(x_i) \exp(+\gamma x_{i-1} + j\omega t) \quad (4)$$

siendo $x_i^* = x - x_i$ la coordenada x relativa a la capa i -ésima y $\gamma = \alpha + j\beta$ el factor de propagación.

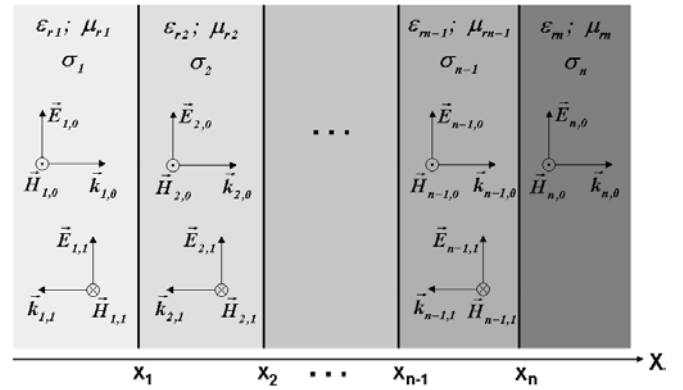


Fig. 2. Ondas electromagnéticas y en el modelo multicapa.

Los campos eléctricos en la separación entre capas se calculan aplicando las condiciones de continuidad en cada interfase x_i a las componentes de \vec{E} y \vec{H} perpendiculares a la dirección de propagación. Particularizando para la figura 2 queda:

$$E_{i,0}(x_i) + E_{i,1}(x_i) = E_{i+1,0}(x_i) + E_{i+1,1}(x_i) \quad (5)$$

$$\sqrt{\frac{\mu_i}{\varepsilon_i}} (E_{i,0}(x_i) - E_{i,1}(x_i)) = \sqrt{\frac{\mu_{i+1}}{\varepsilon_{i+1}}} (E_{i+1,0}(x_i) - E_{i+1,1}(x_i)) \quad (6)$$

Las condiciones de contorno establecen dos ecuaciones por cada interfase de separación. El número de incógnitas es dos por cada uno de los medios definidos y una por cada medio indefinido. Para el caso en que tengamos 4 medios, es decir, 3 interfases, el sistema de ecuaciones vendrá descrito por $\tilde{Y} = \tilde{A} \cdot \tilde{X}$, siendo \tilde{A} una matriz 6x6 de coeficientes y \tilde{X} e \tilde{Y} los vectores incógnita y término independiente:

$$\begin{pmatrix} -1 \\ -1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & -1 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & -A_2 & A_2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & B_2 & 1/B_2 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & B_2 & -1/B_2 & -A_3 & -A_3 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & B_3 & 1/B_3 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & B_3 & -1/B_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_{1,1} \\ E_{2,0} \\ E_{2,1} \\ E_{3,0} \\ E_{3,1} \\ E_{4,0} \end{pmatrix} \quad (7)$$

donde:

$$A_i = \frac{\sqrt{\mu_i / \varepsilon_i}}{\sqrt{\mu_{i-1} / \varepsilon_{i-1}}} \quad (8)$$

$$B_i = \exp(-\gamma_i (x_i - x_{i-1}))$$

Una vez resuelto el sistema de ecuaciones, el campo eléctrico en cualquier punto del interior de la piel puede ser determinado y la potencia absorbida por unidad de volumen se calcula como:

$$Q = \frac{\sigma |E_{i,0} + E_{i,1}|^2}{2} \quad (9)$$

Que será introducido en la ecuación 1. Cuando el tiempo transcurrido desde el inicio de la aplicación de la fuente externa de campo electromagnético es pequeño, los términos de redistribución de energía y enfriamiento del metabolismo son poco significativos, por lo que en los instantes iniciales la ecuación 1 puede ser aproximada por:

$$\frac{dT(x,t)}{dt} = \frac{Q}{\rho_i c_i} \quad (10)$$

C. Propiedades eléctricas de los tejidos

La conducción de corrientes de alta frecuencia se debe al desplazamiento de los iones, lo que permite poder calentar los tejidos del organismo mediante la generación de dichas corrientes. La profundidad de penetración depende, por un lado, de la frecuencia de la onda, de forma que a mayor frecuencia menor penetración, y los efectos logrados serán más superficiales [6]. También hay que considerar la dependencia con la frecuencia de los parámetros eléctricos que caracterizan a cada subcapa [3] y [9]. Es necesario precisar los valores de permitividad y de conductividad de cada tipo de tejido, evaluando, si es preciso, aspectos como su grado de hidratación.

La Tabla 2 muestra los parámetros utilizados en la simulación, que pueden ser considerados como valores medios estandarizados.

Tejido	Frecuencia [Hz]	Conductividad [S/m]	Permitividad relativa	Tangente pérdidas
Piel seca	3e+06	0.06314	745.66	0.5074
	3e+07	0.34168	152.94	1.3386
Piel húmeda	3e+06	0.29311	642.68	2.7327
	3e+07	0.43444	108.33	2.4028
Grasa	3e+06	0.02595	20.92	7.4333
	3e+07	0.03325	8.11	2.4561
Músculo	3e+06	0.56805	522.35	6.5160
	3e+07	0.65803	91.81	4.2944
Hueso	3e+06	0.03186	83.25	2.2928
	3e+07	0.05247	20.94	1.5014

Tabla 2. Propiedades dieléctricas de las subcapas de tejidos consideradas.

III. RESULTADOS

Se han seleccionado dos tipos de tejidos, un modelo adiposo (tipo 1, Tabla 3) con presencia de grandes cantidades de células de grasa (lipocitos) que conforman el panículo adiposo que se sitúa en áreas subcutáneas (es el tipo de tejido existente en glúteos, abdomen, etc.), y un modelo fibroso (tipo 2), con escasa presencia de lipocitos y musculado (frente, pómulos de la cara, etc.) [10]. Se ha distinguido entre piel hidratada y no hidratada. La hidratación es el agua que aporta la sangre a la piel, junto con el oxígeno y los nutrientes, que puede ser mejorada mediante la aplicación de productos cosméticos diseñados a tal fin. Se ha aplicado un flujo de 1 W/m² a las frecuencias que delimitan los extremos de la banda bajo estudio, 3.0 y 30.0 MHz.

Modelo tipo1 espesor [mm]		Modelo tipo2 espesor [mm]	
Piel	2.10	Piel	2.10
Grasa	15.00	Músculo	5.00
Músculo	∞	Hueso	∞

Tabla 3. Espesores de las subcapas de tejidos consideradas. Nótese que la última capa se considera indefinida.

Las figuras 3 y 4 muestran la absorción energética en función de la profundidad alcanzada en el tejido. Puede

comprobarse que la absorción energética en los tejidos es mayor cuanto mayor es la frecuencia aplicada, lo que se corresponde con el crecimiento del valor de la conductividad eléctrica con la frecuencia (Tabla 2), observándose un aumento de la absorción, para cualquier frecuencia, cuando el tejido se encuentra más hidratado. Este hecho es más notable en las capas superficiales (epidermis y dermis), donde el grado de hidratación es más variable. La absorción decrece con la profundidad alcanzada en el tejido, mostrando un comportamiento claramente diferenciado según el tipo de material que lo constituye.

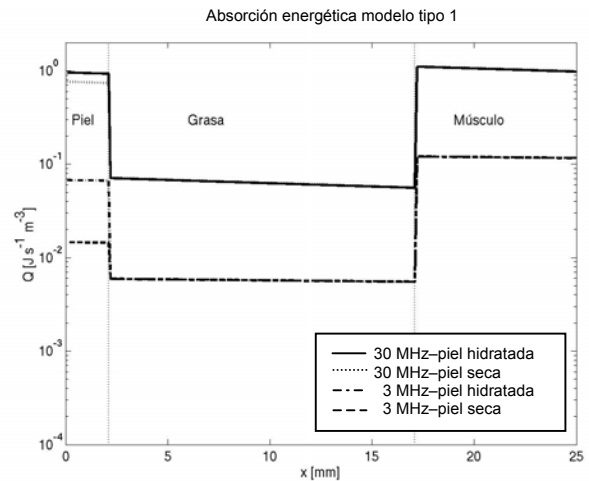


Fig. 3. Absorción energética en modelo de modelo tipo 1 (adiposo).

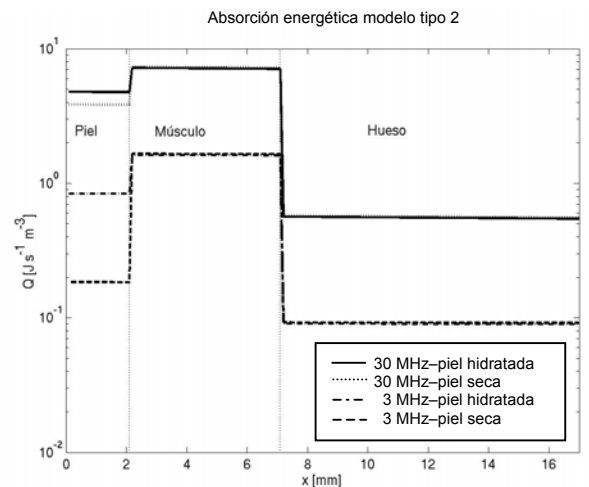


Fig. 4. Absorción energética en modelo de modelo tipo 2 (fibroso).

La absorción energética en cada capa depende principalmente de dos factores: de sus parámetros físicos, sobre todo conductividad eléctrica y permitividad, y del campo eléctrico existente en ella, relacionado con los coeficientes de reflexión y transmisión entre capas.

En el caso del modelo adiposo (Fig. 3) se observa como se produce un incremento de temperatura más notable en la capa de piel (epidermis + dermis) y de músculo, que elevaría su temperatura más rápidamente que la capa adiposa.

Las figuras 5 y 6 muestran el incremento de temperatura en los instantes iniciales del proceso. Dado el escaso grosor de las capas modeladas, la distribución de energía debido a los fenómenos de inducción y convección hará que se produzca un aumento global de la temperatura en toda la

zona tratada. En las figuras 5 y 6 se ilustra la zona de mayor calentamiento local inicial.

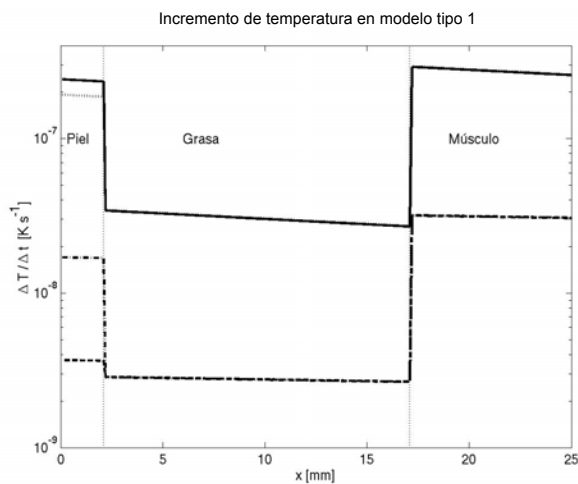


Fig. 5. Aumento inicial de temperatura en modelo de modelo tipo 1.

En el caso de tejido fibroso, es el músculo el que adquiere un aumento de la temperatura más elevado (Fig. 6). Regulando adecuadamente el valor de la densidad de potencia aplicada y la frecuencia de trabajo es posible controlar el incremento de temperatura.

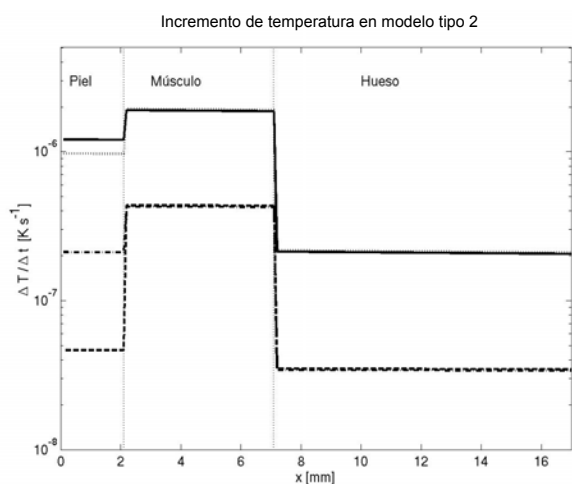


Fig. 6. Aumento inicial de temperatura en modelo de modelo tipo 2.

IV. CONCLUSIONES

En este trabajo se ha desarrollado un modelo teórico de sistema multicapa de tejido superficial humano. Un aspecto fundamental es alcanzar un conocimiento preciso de los diferentes parámetros que intervienen en el proceso de calentamiento por radiación de alta frecuencia. La deposición de potencia Q es controlable externamente, y será un dispositivo radiador diseñado a tal fin quien ajuste el valor de aplicación. El grado de hidratación de la piel es un factor a tener muy presente.

Los datos demuestran que para frecuencias de la banda HF se puede incrementar la temperatura de los tejidos de forma controlada, y como consecuencia, se puede ajustar el valor de Q para tratar de conseguir el aumento de temperatura deseado en la zona deseada. Ésto permite utilizar esta técnica orientándola a fines de elevación puntual

de la temperatura de los tejidos con objetivos terapéuticos (diatermia).

Cabe mejorar la metodología en diversas líneas de trabajo: en primer lugar, adquiriendo un mayor y más preciso conocimiento de los parámetros que caracterizan los diferentes tejidos humanos. En segundo lugar, se debe desarrollar el modelo de transferencia térmica incluyendo los parámetros de conducción térmica y enfriamiento arterial.

AGRADECIMIENTOS

Los autores de este trabajo quieren mostrar su agradecimiento al Programa Ramón y Cajal del MEC y a la empresa TAHE.

REFERENCIAS

- [1] P. Stavroulakis, "Biological effects of electromagnetic fields", Ed. Springer, 2003.
- [2] E.R. Adair and R.C. Petersen, "Biological Effects of Radio-Frequency/Microwave Radiation", IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. 50, No. 3, 2002.
- [3] S. Gabriel, R.W. Lau and C. Gabriel, "The dielectric Properties of Biological Tissue: III. Parametric Models for the Dielectric Spectrum of Tissues", Phys. Med. Biol., vol. 41, pp. 2271-2293, 1996.
- [4] S. Gabriel, R.W. Lau and C. Gabriel: "The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz", Phys. Med. Biol., vol. 41, pp. 2251-2269, 1996.
- [5] H.H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperature in the resting forearm", J. Appl. Physiology, vol. 4, 93, 1948.
- [6] K.R. Foster and E.R. Adair, "Modeling thermal responses in human subjects following extended exposure to radiofrequency energy", Biomedical Engineering Online, doi:10.1186/1475-925X-3-4, 3:4, 2004.
- [7] K.H. Keller and L. Seiller, Jr, "An analysis of peripheral heat transfer in man", J. Appl. Physiology, vol. 30, nº. 5, 1971.
- [8] D.A. Torvi and J.D. Dale, "Finite element model of skin subjected to a flash fire", ASME J Biomech Eng 116, pp. 250-255, 1994.
- [9] Council INR, "Dielectric properties of body tissues". Basado en el modelo paramétrico de propiedades dieléctricas de tejidos desarrollado por C. Gabriel y otros. [<http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>].
- [10] D. Shier, J.W. Hole, J. Butler and R. Lewis, "Hole's Human Anatomy & Physiology", 8ª edición, McGraw-Hill, 1999.