

Microestructura y estudio de la difusión de calor en hueso y metales de uso biomédico

G. Peña Rodríguez

*Departamento de Física, Universidad Francisco de Paula Santander. A.A. 1055, Cúcuta, Colombia.
Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada del
Instituto Politécnico Nacional, Legaria 694 Colonia Irrigación, 11500 México D. F.*

A. Calderón y R. A. Muñoz Hernández

*Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada del
Instituto Politécnico Nacional, Legaria 694 Colonia Irrigación, 11500 México D. F.*

A. Cruz Orea y F. Sánchez Sinencio.

*Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional
A.P. 14-740, 07000 México D.F.*

Reportamos mediciones de difusividad térmica de hueso de res, titanio de alta pureza y acero inoxidable mediante la técnica fotoacústica en una configuración de transmisión de calor, así como un análisis microestructural empleando microscopía electrónica de barrido en estos materiales. Nuestros resultados indican que la porosidad y su orientación en el hueso son dos factores importantes en la difusión de calor a través de éste, siendo mayor cuando el flujo ocurre en la dirección de la porosidad. Los valores de difusividad térmica medidos para el hueso son muy cercanos a los reportados en la literatura para recubrimientos de hidroxiapatita sobre sustratos metálicos, lo cual indica que estos materiales son térmicamente compatibles. Por otra parte, los valores de difusividad térmica de las muestras metálicas difieren en un orden de magnitud de las muestras de hueso e hidroxiapatita, siendo esta diferencia mayor en el titanio que en el acero inoxidable.

We reported measurements of thermal diffusivity of bull bone, high purity titanium and stainless steel, by means of photoacoustic technique in a heat transmission configuration, as well as, a microstructural analysis using scanning electron microscopy in these materials. Our results indicate that the porosity and its direction in the bone are two important factors in the heat diffusion, being greater, when the heat flows in the direction of the porosity. The measured values of thermal diffusivity for the bone are very close to the reported ones in literature for coverings of hydroxyapatite on metallic substrate, which indicates that these materials are thermally compatible. On the other hand, the values of thermal diffusivity of the metallic samples defer in an order of magnitude from the samples from bone and hydroxyapatite, being this difference greater in titanium than in the stainless steel.

Keywords: Biomateriales, Propiedades Termofísicas, Microestructura.

1. Introducción

En la actualidad el acero inoxidable y el titanio son usados en odontología y ortopedia como tornillos, placas, prótesis etc. Estos metales también son usados como sustratos para ser recubiertos por biocerámicos como la hidroxiapatita (HA) [1], y así mejorar la biocompatibilidad interface implante tejido óseo. Se ha comprobado que los recubrimientos de HA sobre sustratos de acero y titanio, funcionan como barrera biológica para reducir la toxicidad y corrosión de los metales usados en los implantes [2, 3]. La HA es el componente mineral más importante de los tejidos óseos, presentes del 60 al 70%, por volumen, en el hueso y hasta el 98%, por volumen en el esmalte dental [4]. El estudio y la determinación de las propiedades físicas, químicas y biológicas de los materiales usados en los implantes es fundamental desde el punto de vista de la biocompatibilidad que estos materiales deben presentar con el tejido que reemplazarán [5].

El uso del hueso autógeno como injerto para reconstruir o restaurar los defectos de los huesos, en ocasiones produce anquilosis (privación de movimiento en

las articulaciones) [4], por lo que frecuentemente se utilizan materiales biocerámicos como la HA y metales como el acero inoxidable, titanio de alta pureza y sus aleaciones.

La difusividad térmica, es la propiedad física que mide la razón de flujo de calor a través de un medio, y la importancia de esta cantidad física se debe a que, al igual que el coeficiente de absorción óptica, es única para cada material [6]. La difusividad térmica es una cantidad extremadamente sensible a la composición y estructura de los materiales [7]. Este es particularmente el caso de las propiedades termofísicas en los materiales porosos, las cuales dependen fuertemente, además de la clase de componentes constituyentes, del tipo de estructura que presentan y de su grado de porosidad [8].

Una persona que posee algún tipo de implante metálico, cuando se expone a cambios de temperatura puede sentir molestias y a veces dolor, por tanto, es aconsejable que las propiedades térmicas efectivas de los materiales usados en los implantes sean lo más compatible posible con las propiedades térmicas del tejido óseo.

En este trabajo presentamos, mediciones de la difusividad térmica de metales de frecuente uso biomédico, como es el acero inoxidable 316L y el titanio de alta pureza. Además reportamos mediciones de la difusividad térmica en hueso de res en dos cortes diferentes, y realizamos una comparación de estos resultados con los valores de los metales estudiados, y los reportados para los recubrimientos de HA, con el objetivo de estudiar la compatibilidad térmica de estos materiales. El estudio de la microestructura de las muestras se realizó usando microscopía electrónica de barrido (MEB).

2. Muestras y métodos

Las muestra utilizadas consisten en discos de 1 cm de diámetro y espesores entre 200 y 240 micras (Ver Tabla I). La muestra 1 fue obtenida de una lámina de acero inoxidable 316L de 3mm de espesor. La muestra 2 se obtuvo de una lámina de titanio de 99.7 % de pureza y 2mm de espesor.

Las muestras 3 y 4 de hueso denso de res provienen de la parte superior de una de las piernas traseras (parte media del femur) de res macho adulto y sano, con una edad de 18 a 20 meses. El hueso se limpió de carne con un bisturí y se dejó hervir en agua por dos horas para eliminar restos de tejido óseo y grasa. Luego se dejó secar al aire libre por una semana a temperatura ambiente y se introdujo durante 5 minutos a un horno microondas para eliminar la humedad. Con el hueso seco se realizaron cortes usando una cortadora de baja velocidad. La muestra 3 se obtuvo de cortes longitudinales (CL) a la porosidad y la muestra 4 de cortes transversales (CT) a ésta, como se muestra en la figura 1. Después, las muestras se colocaron en un vaso de precipitado con alcohol y se sometieron a ultrasonido para eliminar las trazas de polvo residuales. La muestra 5 se obtuvo al reunir el fino polvo resultante de realizar cortes con una sierra fina en el hueso denso y compactarlo a una presión de 10 toneladas. Finalmente las muestras 3 – 5 se colocaron en una campana de vidrio con silica gel para controlar la humedad.

En el estudio de la microestructura de las muestras se utilizo un microscopio electrónico de barrido (MEB) marca Cambridge modelo 360. La muestras metálicas se sometieron a un proceso de pulido espejo y a un ataque químico para revelar su estructura. La superficie de las muestras de hueso, se recubrió con una delgada capa de oro paladio, con el objetivo de evitar los problemas de carga en la superficie de las muestras.

Las mediciones de la difusividad térmica de las muestras se realizaron a temperatura ambiente utilizando la técnica FA en una configuración de transmisión de calor. Se uso un láser de argón de 100mW de potencia como fuente del haz luminoso, el cual fue modulado mediante un modulador mecánico de rapidez variable (SRS-modelo 540). El voltaje de salida de la celda se registró mediante un amplificador lock-in (SRS-modelo 850) y la adquisición de los datos se realizo a través de un computador. De acuerdo al modelo de difusión térmico para el efecto FA, la amplitud de la señal medida esta dada por [9]:

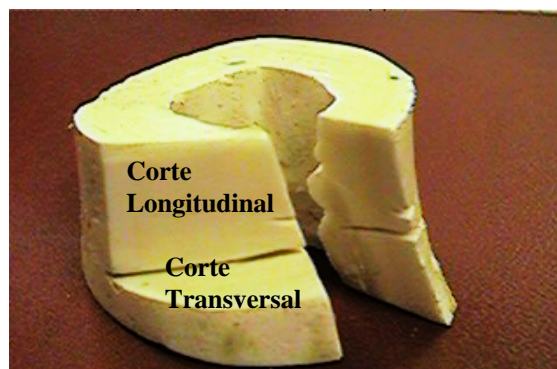


Figura 1. Fotografía del hueso denso de res, con dos cortes, uno longitudinal a la dirección de la porosidad (muestra 3) y otro transversal (muestra 4).

$$A = C \frac{1}{f \sqrt{\cosh(2\sqrt{f/f_c}) - \cos(2\sqrt{f/f_c})}} \quad (1)$$

Donde C es una constante relacionada a las propiedades térmicas del aire, la intensidad de la luz y las características geométricas de la celda, f es la frecuencia de modulación y $f_c = \alpha / \pi l_s^2$ es una cantidad denominada frecuencia de corte, la cual representa la frecuencia de modulación para la que la longitud de difusión térmica de la muestra ($m = \sqrt{a/pf}$) es igual al espesor de la misma ($\mu = l_s$). El valor de la difusividad térmica de la muestra a estudio se obtiene mediante el ajuste de la expresión (1) a los datos experimentales de la amplitud de la señal FA en función de f , manteniendo a f_c como parámetro de ajuste [9].

3. Resultados y Discusión

En la figura 2 se observa la microestructura de la muestra 3 (corte longitudinal a la dirección de la porosidad), donde se aprecia un diámetro promedio para el poro de 29 μm , mientras que en la figura 3 se observa la microestructura de la muestra 4 (corte transversal a la dirección de la porosidad), en ella se aprecia una deformación inducida al proceso de corte, la cual alcanza una dimensión de 245 μm , en tanto que el diámetro promedio del poro es de aproximadamente 47 μm . Al comparar la microestructura de las muestras 3 y 4 con lo reportado para el hueso humano por Melvin J. Glimcher [10], se observa una ligera similitud, pues el poro observado en la figura 2 corresponde a una canal Haversiano, mientras que el poro observado en la figura 3 corresponde a un sistema

Tabla I. Valores medidos de la difusividad térmica y los espesores de las muestras.

Muestras	Espesor (l_s) mm	Difusividad Térmica (a) $10^{-3} \text{ cm}^2/\text{s}$
1. Acero 316L	239 ± 5	36 ± 2
2. Titanio	200 ± 4	92 ± 4
3. Hueso denso (CL)	232 ± 4	4.4 ± 0.1
4. Hueso denso (CT)	239 ± 4	5.4 ± 0.1
5. Hueso en polvo	203 ± 6	3.1 ± 0.1

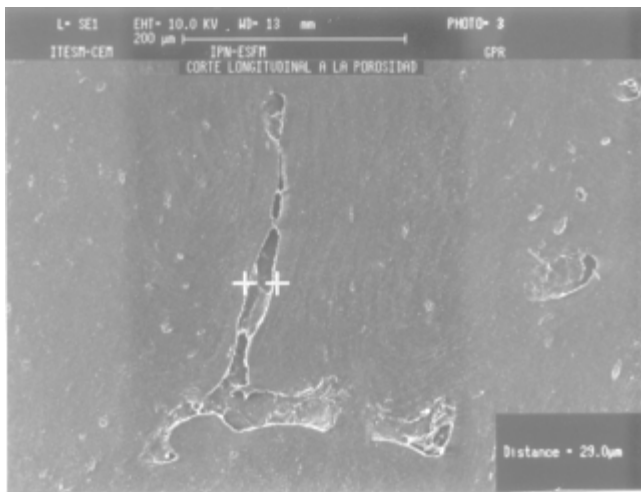


Figura 2. Microestructura de la muestra de hueso denso de res en el corte longitudinal.

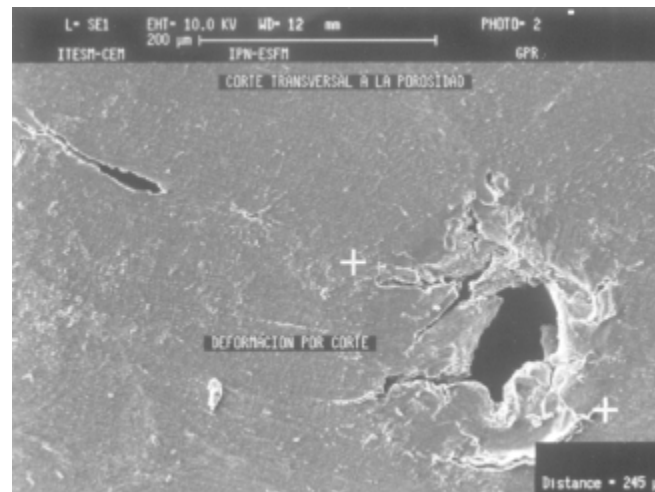


Figura 3. Microestructura de la muestra de hueso denso de res en el corte Transversal.

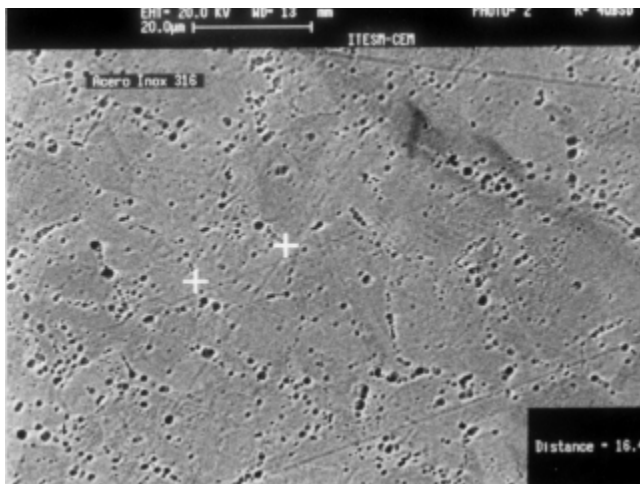


Figura 4. Microestructura de la muestra de acero inoxidable 316L.



Figura 5. Microestructura de la muestra de titanio de alta pureza

Haversiano deformado por el corte.

Las figuras 4 y 5 muestran la microestructura del acero inoxidable y titanio, muestras 1 y 2 respectivamente. El tamaño de grano promedio para el acero se encontró de 14.4 μm y para el titanio de 18 μm. También se observa en la superficie del acero pequeños poros los cuales indican que el acero tiende a corroerse más rápidamente que el titanio, razón por la cual no se recomienda el uso del acero inoxidable para prótesis fijas.

En la figura 6 se muestran los puntos experimentales de la amplitud de la señal FA en función de la frecuencia de modulación para las muestras 3 - 5 obtenidas mediante la técnica FA, y las correspondientes curvas de ajuste. Los puntos experimentales y las curvas de ajuste correspondientes a las muestras 1 y 2 no se incluyen en esta figura debido a que el rango de frecuencias de ajuste para ellas ocurre arriba de 50 hz.

De los valores reportados en la tabla I se observa que la difusividad térmica del titanio (muestra 2) es aproximadamente 3 veces que la del acero (muestra 1).

También se observa que la difusividad térmica de las muestras de hueso denso, muestra 3 y 4, es mayor que la del polvo de hueso compactado, muestra 5, en un 42% y 74% respectivamente. La diferencia la determina fundamentalmente la composición porosa de las muestras 3 y 4 que no tiene la muestra 5. La muestra 4 presenta un valor de α un 23% mayor que la de la muestra 3. Esta diferencia muestra la dependencia de las propiedades térmicas del hueso con la orientación de la porosidad.

Mediciones de α en recubrimientos de hidroxiapatita en sustratos de titanio preparados por el proceso de plasma-spraying reportan un valor de $2.9 \times 10^{-3} \text{ cm}^2/\text{s}$ para este biocerámico [11], el cual es muy cercano a los valores que hemos medido para las muestras de hueso.

Por otra parte, se observa una diferencia de alrededor de un orden de magnitud entre la difusividad térmica de los metales, muestra 1 y 2, con la de las otras muestras.

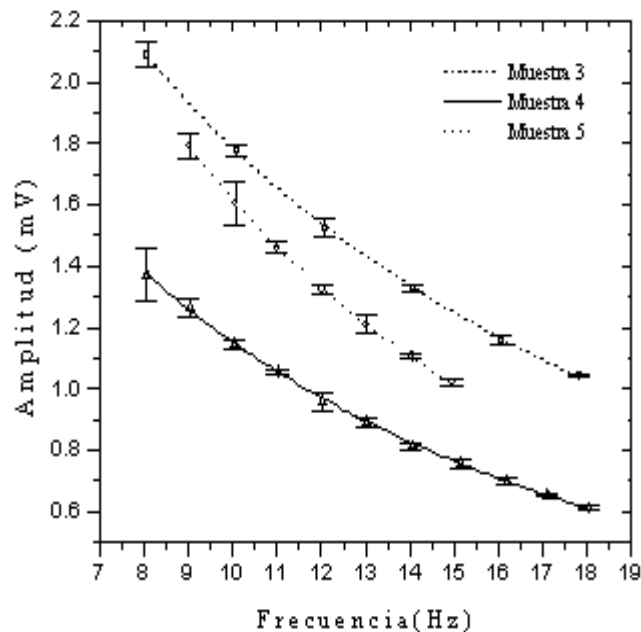


Figura 6. Amplitud versus frecuencia de la señal FA. Las curvas representan el mejor ajuste de la expresión (1) a los datos experimentales.

Conclusiones

La microestructura del hueso en estudio presenta una fase densa con poros de un diámetro de entre 30 y 50 micras. El análisis de la difusividad térmica de estas muestras indica que la porosidad y su orientación son dos factores importantes en la difusión de calor. Además, se observa una buena compatibilidad térmica entre el hueso y los recubrimientos de HA sobre sustratos metálicos. Por otra parte, los valores de α para el titanio y el acero inoxidable muestran una disparidad notable con aquellos medidos para el hueso, lo cual es importante considerar en algunas aplicaciones médicas y dentales.

Agradecimientos

Este trabajo fue parcialmente apoyado por el programa PIFI de la CEGEPI-IPN a través del proyecto 990315. Los autores agradecemos a los Ingenieros José Antonio García y Armando Gómez del ITESM-CEM, a Esther Ayala Maycotte y Marcela Guerrero del CINVESTAV-IPN por su asistencia técnica, y a la M.en C. Magdalena Méndez por proporcionarnos el material para obtener las muestras metálicas.

Referencias

- [1]. P.A. Campbell, H.C. Gledhill, S.R. Brown and I.G. Turnes. *J.Vac. Sci. Technol. B.* **14(2)**, 1167-1172(1996).
- [2]. H. Ji and P. M. Marquis, *Biomaterials*, **14**, 64, (1993).
- [3]. C.A. Van Blitterswijk et al, *Biomaterials*, **6**, 243, (1985)
- [4]. M. L. Gómez, Tesis de Licenciatura, Obtención, Caracterización y comparación de diferentes hidroxiapatitas. Facultad de Ciencias UNAM, (1994)

- [5]. Williams DF. *Journal of Materials science.* **22**, 3421-3445, (1987).
- [6]. YS Touloukian, Powell R.W H.O C.Y. and Nicolau M. C, *Thermophysical properties of matter.* Vol. 10, Plenum, New York,(1970).
- [7]. Calderón, J.J. Alvarado, Y. Gurevich, A. Cruz-Orea, I. Delgadillo, H. Vargas and L.C.M. Miranda, *Physical Review Letters* **79**, 5022-5025, (1997).
- [8]. Ziegler G. And Hasselman DPH. *Journal of Materials Science.* **16**, 495-503, (1981).
- [9]. A. Calderón, R. Muñoz Hernández, S.A. Tomas, A. Cruz-Orea and F. Sánchez Sinencio, *Journal of Applied Physics* **84**, 6327-6331, (1998).
- [10]. A.C. Bento, D.P. Almond, S.R. Brown and J.G. Turner, *Journal of Applied Physics* **79**, 6848-6852 (1996)
- [11]. Melvin J. Glimcher, *Biophysical Science*, John Wiley & Sons. Inc. New York. 359-393 (1959).