

Análisis de Texturas de la imagen de Speckle de Superficies de pastillas en Hueso Descalcificado

Ana Laura. López Orocio¹

¹ Departamento de Ingeniería Biomédica, Universidad Politécnica del Bicentenario, Silao de la Victoria Gto., México
alopez@upbicentenario.edu.mx

Resumen— Este trabajo informa un método de medida de textura en hueso mediante el fenómeno de speckle en muestras de tejido óseo con diferentes grados de descalcificación desde un punto de vista estadístico. El estudio introduce un método para la caracterización de la superficie de pastillas de hueso descalcificado entregando parámetros de rugosidad de imágenes obtenidas en escala de grises utilizando la matriz de Co-ocurrencia (GLCM) de la imagen de textura. Además se comprobó que dicho fenómeno puede ser efectivamente usado para analizar muestras que presenten actividad interna y se mostró la efectividad del método para medir textura y rugosidad de cualquier material.

Palabras clave—Hueso, Imágenes, Matriz de Co-ocurrencia, Speckle, Textura.

I. INTRODUCCIÓN

La osteoporosis se define según la Organización Mundial de la Salud (OMS) como un trastorno esquelético que se caracteriza por una disminución de la resistencia de huesos que predispone a éstos a un mayor riesgo de fracturas [1]. La resistencia del hueso refleja principalmente la integración de la densidad ósea (gramos de mineral por área de volumen) y la calidad del hueso. El objetivo de este trabajo es estudiar por medio del procesamiento de imágenes y propiedades estadísticas del patrón de Speckle, muestras de tejido óseo con diferentes grados de descalcificación desde el punto de vista de análisis de textura. Se realizaron pastillas a diferentes grados de descalcificación. Para esto se propuso un método con protocolo patológico para tener las muestras de referencia. La identificación de superficies en hueso permitirá unir un estudio en el desarrollo y construcción de equipos para medir y diagnosticar osteoporosis, desarrollado por el Dr. Rene Alfredo Martínez Celorio y el Dr. Ireta Moreno Fernando [2]. La importancia del estudio radica en la posibilidad de sustituir los actuales equipos que usan radiaciones ionizantes de Rayos-X, ya que el método propuesto es no invasivo.

II. METODOLOGÍA

El Speckle es un fenómeno óptico que se produce al iluminar una superficie rugosa con luz coherente [3], esparciéndose a través de objetos con algún tipo de actividad física, química y/o biológica, que aparece como un granulado estructural. La técnica utiliza un rayo láser polarizado ortogonalmente en un ligero ángulo respecto a la muestra para producir un patrón de moteado

en imágenes y auto-correlación para deducir la rugosidad de la superficie a iluminar (Fig. 1). En el caso del hueso se producirá una reflexión sobre su superficie y una absorción en su interior, si la luz está polarizada, al penetrar el tejido perderá su polarización de manera exponencial, por lo tanto toda la luz reflejada polarizada provendrá de la superficie. Cuando se ilumina tejido biológico con luz polarizada, el grado de polarización en la dirección especular es de 0.98 debido a la reflexión en la superficie pero solo 0.17 en un arreglo de 0°/30° [4]. Es función únicamente de la distancia a la superficie L , de la magnitud de la zona iluminada D y la longitud de onda λ , como se muestra en la ecuación (1) [4].

$$\text{IntensidadSpeckle} = 1.22 \lambda p L/D \quad (1)$$

El ángulo entre el láser incidente del haz de luz y de la dirección normal se fija para ser tan pequeño como sea posible para reducir el efecto de la dirección de la superficie en la evaluación de la rugosidad superficial. [5]

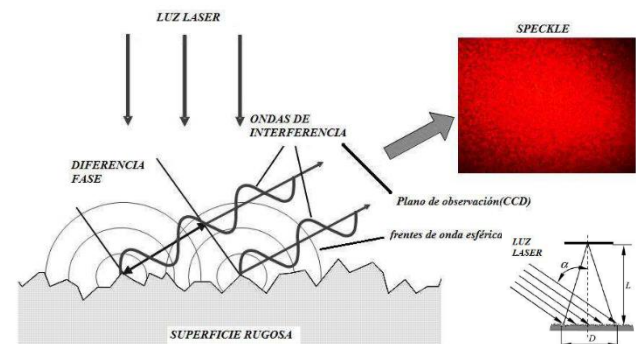


Figura 1. La interferencia de las ondas dispersas a partir de una superficie rugosa produce un patrón moteado

Descriptores de Matriz de Co-Ocurrencia

La probabilidad de ocurrencia de todos los posibles pares de niveles de gris en una imagen suele ordenarse en una matriz denominada matriz de co-ocurrencia. [6] La matriz de co-ocurrencias agrupa el número de ocurrencias de un valor de intensidad i seguido por otro valor j . Los momentos de segundo orden estudia la relación espacial de vecindad entre grupos de píxeles [7]. A partir de la matriz de Co-ocurrencias se extraen una serie de características de texturas utilizadas tales como: Energía, Entropía, Contraste, Homogeneidad y Correlación. Estos métodos han mostrado su eficiencia en un sin número de aplicaciones al análisis de textura en imágenes de objetos reales [8].

La dimensión de la matriz de frecuencias relativas vale G , siendo éste el número de niveles de cuantización de gris en la imagen. Sea P un operador de posición y A una matriz $G \times G$ cuyo elemento a_{ij} es la frecuencia de aparición de píxeles con nivel de gris z_i en relación a píxeles con nivel de gris z_j , con $0 \leq i, j \leq G-1$, (Fig. 2) Si luego se divide A con la suma de todos los elementos de A , se obtiene la matriz de co-ocurrencia C , donde el elemento C_{ij} es una estimación de la probabilidad de que el par de píxeles con valor z_i y z_j satisfagan P . [9]

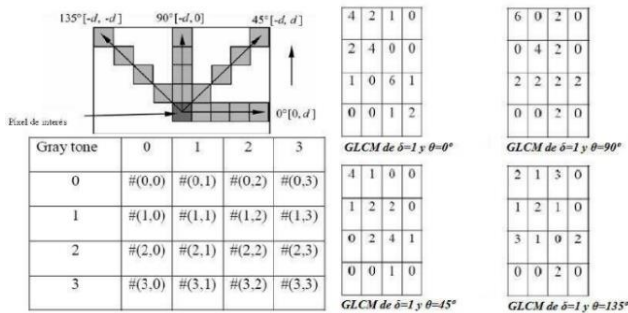


Figura 2 Matriz co-ocurrencia, (a) Relación entre píxel de interés y sus vecinos. (b) Imagen de prueba en su forma matricial, (c) Cuatro GLCM para ángulos iguales a 0° , 45° , 90° y 135° y radio igual a 1

Como C depende de P , se pueden detectar patrones en forma selectiva eligiendo el operador de posición apropiado (Fig. 3). Se calcula la matriz de co-ocurrencia de una imagen de 4×4 con 3 niveles de gris. Así, las matrices A y C serán de dimensión 3, el operador de posición $P = \text{“Un píxel abajo”}$, la distancia $d=1$ y su relación angular -90° . Un offset d es la distancia que separa dos píxeles, cuya posición son (x_1, y_1) y (x_2, y_2) y donde los valores de grises son i y j , respectivamente.

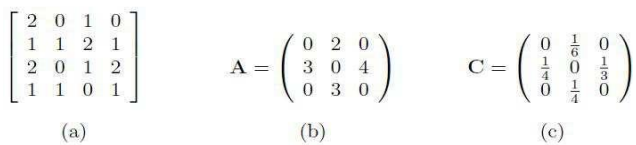


Figura 3 Ejemplo matriz co-ocurrencia. En (a) Imagen de 4×4 , (b) Matriz de frecuencias de P , (c) Matriz co-ocurrencias de niveles de gris.

$C_0 = |C_0(i, j)| \quad i = 0, \dots, m-1, \quad j = 0, \dots, m-1$ (2)
 Donde $c_0(i, j)$ es la cardinalidad del conjunto de pares de píxeles teniendo las propiedades siguientes:

$$\begin{aligned} f(x_1, y_1) = i & & f(x_1, y_1) = i \\ |x_1 - x_2| = d & & y_1 = y_2 \end{aligned} \quad (3)$$

Para otro ángulo $c_{45}(i, j)$, las condiciones anteriores se rempazan por 4:

$$(x_1 - x_2 = -d) \Delta (y_1 - y_2 = -d) \Delta (x_1 - x_2 = -d) \Delta (y_1 - y_2 = -d) \quad (4)$$

En el presente trabajo, los valores de textura utilizados mediante la GLCM son:

$$\text{Energía} = \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{m-1} (c'_{i,j})^2 \quad (5)$$

$$\text{Entropía} = \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{m-1} c'_{i,j} \log 2 c'_{i,j} \quad (6)$$

$$\text{Homogeneidad} = \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{m-1} \frac{(c'_{i,j})^2}{1+|i-j|} \quad (7)$$

$$\text{Contraste} = \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{m-1} |i-j|^2 c'_{i,j} \quad (8)$$

$c'_{i,j}$ es la probabilidad conjunta normalizada del número total de píxeles que satisfacen la GLCM y está definida por la ecuación 9

$$|c'_{i,j}| = \frac{1}{\sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{m-1} c'_{i,j}} |c_{i,j}| \quad (9)$$

Las imágenes utilizadas para el cálculo de dichas características tienen valores enteros que oscilan entre 0 y 255, resultando obvio que los histogramas de sumas y diferencias registrarán cada uno 512 valores diferentes. [10] Para comprobar el método propuesto, se desarrolló un procedimiento experimental que consta de tres etapas:

Preparación de muestras. Para hacer un estudio de la relación existente entre la pérdida de calcio (Ca^{+2}) y las variaciones de rugosidad en función de la frecuencia es necesario aislar del hueso los diferentes elementos dejando sólo al Ca^{+2} . Este procedimiento es mostrado en el diagrama en bloques de la Figura 4, el cual está basado en un protocolo patológico, el cual ha sido modificado en orden de profundizar la limpieza.

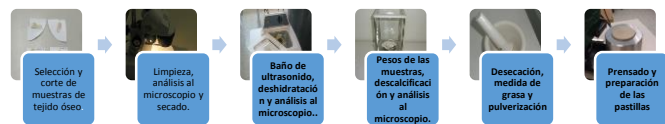


Figura 3. Diagrama en bloques del procedimiento para la preparación de muestras.

Arreglo experimental. Se obtienen resultados de los descriptores de textura y rugosidad aplicados a las imágenes de muestras descalcificadas de hueso obtenidas del arreglo experimental de speckle (Fig. 4). [11]

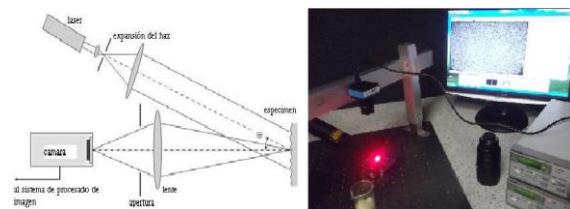


Figura 4. Arreglo experimental para la determinación de la imagen de speckle

Procesamiento de Imágenes. Una cámara CCD UNIQ UM301 de 752×582 píxeles está ubicada en dirección normal a la muestra, y se alinea de manera tal que capte correctamente la imagen reflejada en el objeto [12]. Las imágenes de los patrones de speckle han sido procesadas mediante MATLAB donde se realizó el estudio de las curvas dadas por los descriptores de textura y se desarrollaron programas para rugosidad, para analizar su comportamiento. El formato de las imágenes es de 512x512 píxeles, con 256 niveles de gris y 10 mm diámetro patrón de speckle. El ángulo entre la luz del láser incidente y la dirección normal se fija para ser tan pequeño como sea posible para reducir el efecto de la dirección de la microestructura de la superficie en la evaluación de la rugosidad superficial, el ángulo es de 30°. Se utiliza baja intensidad de luz ambiente de tal manera que el efecto de la irradiación resulte despreciable y que la intensidad media del láser sea constante durante todo el proceso de adquisición de las imágenes sucesivas que son registradas con la cámara (Fig. 5).

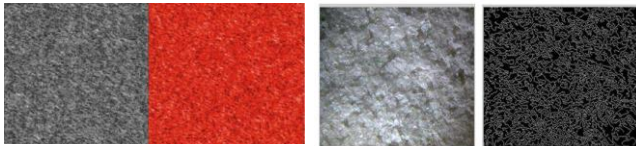


Figura 5. Imagen de Speckle de una muestra de hueso a 30 % de descalcificación, segmentada.

Los patrones de speckle se obtienen por propagación libre entre la muestra y el área sensible de la cámara CCD.

III. RESULTADOS

En el primer paso del procesamiento en imágenes, la segmentación delimita algunos contornos y cuantificar el tamaño de la textura del tejido y visualizar la estructura del mismo, (Fig. 6).

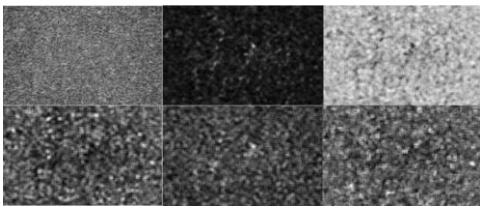


Figura 6. Procesamiento de imágenes de diferentes parámetros de rugosidad

Mediante el algoritmo de Canny se detectaron los bordes de la composición de hueso para detectar los bordes de la imagen esto para tener mejor conocimiento de las discontinuidades del hueso, es decir, los niveles de gris para evaluar el comportamiento de la imagen.

Como las imágenes son de tejido óseo, no nos importa cómo está distribuida la imagen de manera espacial, ni tampoco propiamente el color de la imagen, sino en cómo se distribuyen los píxeles a través de una escala de grises, o lo que es lo mismo, la distribución de intensidades, por eso la

mejor manera de caracterizar las imágenes de hueso será a través del histograma de niveles de gris (Fig. 7)

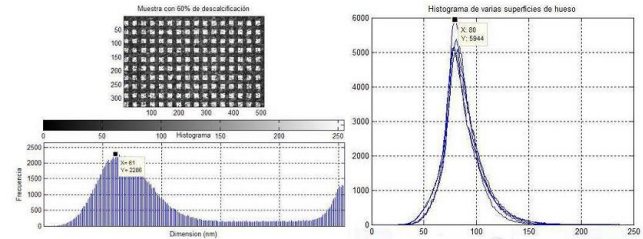


Figura 7. Parámetro de Speckle, análisis estadístico

De la matriz de co-ocurrencia obtenemos los descriptores de texturas, aplicando el algoritmo a todas las muestras de tejido óseo, se muestran los resultados, y las curvas resultantes (Fig. 8)

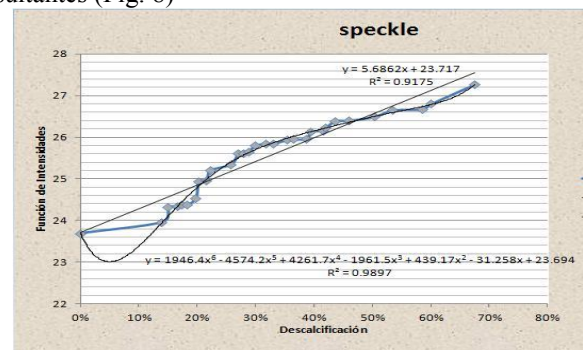


Figura 8. Caracterización de la curva de Speckle

La información extraída a partir de la matriz de co-ocurrencia de niveles de gris (GLCM), es la que permite diferenciar mejor entre los grupo. Comparando el resultado obtenido se tiene que los parámetros de textura en los cuales se obtiene información, (Fig. 9).

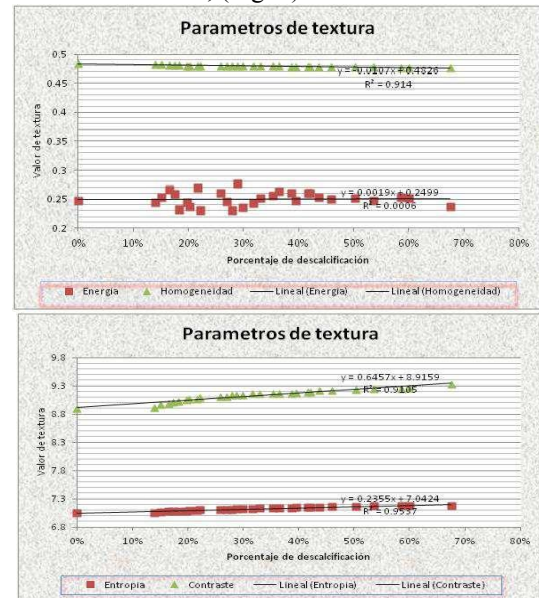


Figura 9. Parámetros de rugosidad. A) Entropía versus contraste. B) Energía versus homogeneidad

El contraste como lo esperábamos es más alto para la textura rugosa tienen un comportamiento aproximadamente lineal y va aumentando respecto a la descalcificación del hueso, la energía tiene un comportamiento constante variando su valor de 0.2 a 0.3 sin tener cambios bruscos. La homogeneidad mide la distancia de la distribución a la diagonal, luego la matriz más aproximada a la diagonal es la de la textura regular y la más alejada la de la textura rugosa, la cual aumenta a mayor grado de descalcificación. Por último la entropía, que mide el grado de aleatoriedad aparece más grande para la textura rugosa y menor para las texturas regulares con un error mínimo cuadrado mayor a 0.9. Se obtienen resultados satisfactorios sobre los descriptores que nos ayudarían a conocer la característica del hueso y su estado de descalcificación.

V. CONCLUSIÓN

Después del proceso de descalcificación, se calculó la pérdida de calcio (Ca^{+2}) para cada muestra, obteniendo un método patológico efectivo para la pérdida de tejido óseo. Estos valores han sido referenciados al porcentaje de pérdida de peso de cada una de las muestras. Una vez construida cada pastilla, las mismas son colocadas en el arreglo experimental descrito. Los resultados sugieren que el patrón de figuras de speckle está íntimamente relacionado con la estructura de la superficie, es decir, que depende de la rugosidad, la longitud de correlación, la reflectividad de la muestra, etc. como también de las condiciones de iluminación de ella. Cuando el ángulo de iluminación varía ligeramente, no solo se desplaza angularmente sino que los granos de speckle sufren una deformación. El grado de precisión que el estudio del speckle puede arrojar sobre una muestra en cuestión depende del tamaño de la matriz gráfica que se realiza con la superposición de las imágenes capturadas y además de la cantidad de tonos de gris con que se transforme la imagen.

En este proyecto se ha desarrollado un sistema de evaluación de texturas en tejidos óseos mediante el procesamiento de imágenes. Este trabajo complementa un estudio eléctrico anteriormente realizado, y con los datos obtenidos se está generando un sistema para crear un brazalete que detecte la cantidad de osteoporosis.

Se requieren más pruebas para su validación y para su implementación física, considerando la importancia del estudio es que el mismo puede ser aplicado en el desarrollo de equipos para diagnosticar osteoporosis con lo cual sustituir los actuales equipos que usan radiaciones ionizantes de Rayos-X.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Mudgal JC, Hernández-Ávila M, Salmerón J. Reference values for areal bone mineral density among a healthy Mexican population. *Salud Publica Mex* 2009; Vol. 51, suppl 1, S56-S83.
- [2] Ireta Moreno, Martínez Celorio, "Estudio de muestras óseas descalcificadas mediante factor de disipación dieléctrica", revista

- méxicana de ingeniería biomédica Vol XXXI, Num 1, Julio 2010 pp73-79.
- [3] Cummings SR, Black DM, Nevitt MC, Browner W, Cauley J, Ensrud K, Genant HK, Palermo L, Scott J, Vogt TM. Bones density at various sites for prediction of hip fractures. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *Lancet* 2000; 341(8837): 72-75.
 - [4] Blotta, Ballarín, Radal. "Procesamiento de imágenes de Bio-speckle mediante análisis espectral". Reunión de procesamiento de la información y control 2005(XI RPIC). Uni. National de Rio IV, Córdoba,(2005).
 - [5] J.C. Dainty, editor. *Laser Speckle and Related Topics*, volumen Vol. 9 of *Topics in Applied Physics*. Springer-Verlag, Berlin, 1975 and 1984.
 - [6] Y. Aizu and T. Asakura. "Bio-speckle phenomena and their application to the evaluation of blood flow. *Optical Laser Technologies*", 23:205-219, 1991.
 - [7] Z. Xu, C. Joenathan. and B. M. Khorana. "Temporal and spatial properties of the timevarying speckles of botanical specimens". *Optical Engineering*, 34:1487, May 1995.
 - [8] Gibson, J.J., "The perception of the visual world", Boston, MA, Houghton Mifflin,(1950).
 - [9] Turner, M.R., "Texture Discrimination by Gabor Functions", *Biological Cybernetics*, 55, pp. 71-82, (1986).
 - [10] J. Rakels, Recognised surface finish parameters obtained from diffraction patterns rough surface", *Proc. SPIE* 1009, 119-125(1988).
 - [11] ASME B46.1-2002(Revision of ASME B46.1-1995), "Surface Texture (Surface roughness waviness, and lay) an American National Standard", The American Society of Mechanical Engineers (2003).
 - [12] J. W. Goodman. "Dependence of image speckle contrast on surface roughness. *Opt. Comm.*, 14:323 327, 1975.