

Matriz de Co-ocurrencia de la Imagen de Speckle para Detección de Rugosidad en Tejido Óseo Descalcificado / *Matrix of Co-occurrence and Image Processing for Detection of Roughness in Decalcified Bone Tissue*

M.I. Ana Laura López Orocio^{1*} y Dr. Rene Alfredo Martínez Celorio².

¹Ingeniería Biomédica, Universidad Politécnica del Bicentenario (UPB), Carretera Estatal Silao – Romita Km. 2, San Juan de los Duran, Silao, Gto. México, C.P. 36283, (472)723-87-11.

²Grupo de Bioingeniería, Dirección de Ingeniería Campus Irapuato-Salamanca, Universidad de Guanajuato (UG), Carretera Salamanca – Valle de Santiago, Km. 3.5, Comunidad de Palo Blanco, Salamanca, Gto, México, C.P. 36885, (464)647-99-40.
alopez@upbicentenario.edu.mx, rcelorio@ugto.mx

Resumen:

Este trabajo informa un método de medida de la rugosidad en hueso mediante el análisis de la textura del fenómeno de speckle (patrón formado por la dispersión de un haz coherente al reflejarse en una superficie rugosa), en muestras de tejido óseo con diferentes grados de descalcificación desde el 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, que han sido tomadas por una configuración simple de speckle que consiste en de un láser y una cámara CCD utilizando la matriz de Co-ocurrencia (GLCM) de la imagen de textura. Se concluyó que el fenómeno del speckle se genera siempre que un haz láser incide sobre una superficie rugosa cuya rugosidad es del orden de magnitud de la longitud de onda del mismo. 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 Claves: Matriz de Co-ocurrencia, Speckle, Hueso, Rugosidad, textura, descalcificación.

Abstract:

This work informs a method of measure of the ruggedness in bone by means of the analysis of the texture of the speckle phenomenon (pattern formed by the dispersion from a coherent sheaf when being reflected in a rough surface), in samples of bone tissue with statistically different degrees of decalcification. The study introduces a method for the characterization of pills' surface of decalcified bone, giving ruggedness parameters of images obtained in a gray scale that have been taken by a simple configuration of speckle that consists in a laser and a camera CCD using the matrix of Co-occurrence (GLCM) of the texture image. We concluded that the phenomenon of the speckle is generated whenever a laser impacts on a rough surface which ruggedness is in the same order of magnitude of the wavelength of the laser. It was also proven that such phenomenon can be exactly used to analyze samples that present internal activity and the effectiveness of the method was shown to measure texture and ruggedness of any material.

Keywords: Matrix of Co-occurrence, Speckle, Bone, Ruggedness, texture, decalcification.

1. 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 (Mudgal, 2009). La resistencia del hueso refleja principalmente la integración de la densidad ósea (Cummings, 2000) (gramos de mineral por área de volumen) y la calidad del hueso. Existen varios métodos disponibles para la medición de la masa ósea, los cuales usan técnicas de rayos-X y para evaluar las radiografías implementan desde la interpretación subjetiva a las más sofisticadas técnicas cuantitativas de imágenes, como el procesamiento realizado en este trabajo. Sin embargo, independiente del método usado todos persiguen el propósito de medir la cantidad de depósito mineral óseo partiendo de la base que los tejidos mantienen una composición química constante.

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. El estudio introduce un simple método para la caracterización de la superficie de pastillas de hueso descalcificado entregando parámetros de rugosidad obtenidas de imágenes en escala de grises y analizándolas con la matriz de Co-ocurrencia (GLCM) de la imagen de textura, las imágenes han sido tomadas por una configuración simple de speckle. Se manejan principalmente cinco objetivos específicos:

- Realizar pastillas a diferentes grados de descalcificación. Para esto proponemos un método con protocolo patológico para tener las muestras de referencia.
- Desarrollar el arreglo experimental de la técnica de speckle.
- Desarrollo de software de control, captura y análisis.
- Cumplir las etapas básicas para el procesamiento de imagen: Adquisición, Pre-procesamiento de datos y extracción de características relevantes.
- Realizar el análisis de rugosidad por medio de parámetros estadísticos desde un punto de vista espacial y frecuencial.

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. 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.

2. Detalles teóricos

El speckle es un fenómeno óptico que se produce al iluminar una superficie rugosa con luz coherente (Blotta, 2005), esparciéndose a través de objetos con algún tipo de actividad física, química y/o biológica, que aparece como un granulado estructural.

2.1 El “Speckle” de interferometría láser

La interferometría de speckle digital (en inglés digital speckle pattern interferometry o DSPI) es una técnica óptica no destructiva basada en el uso de un láser que permite medir campos de desplazamientos mecánicos sobre la superficie de un objeto rugoso. Como herramienta de medición y diagnóstico de componentes mecánicas, esta técnica ofrece las siguientes ventajas: (i) no está limitada por el material del objeto a estudiar; (ii) provee una visualización del campo de desplazamientos sobre toda la superficie del objeto; (iii) no necesita entrar en contacto con el mismo; (iv) posibilita la medición de desplazamientos estáticos y dinámicos con una sensibilidad del orden de la longitud de onda de la radiación láser utilizada (Figura 1).

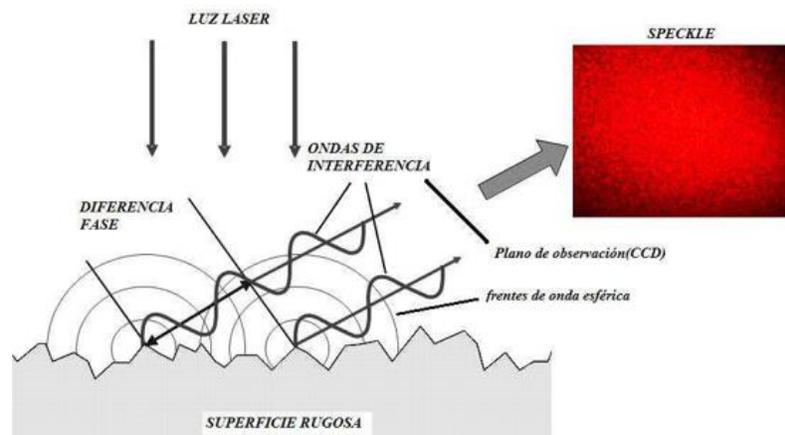


Figura 1. La interferencia de las ondas dispersas a partir de una superficie rugosa produce un patrón moteado.

La medida de speckle es función de la longitud de onda de la luz, el ancho del haz que ilumina la superficie bajo estudio y la distancia de ésta a la pantalla donde se forman los mismos. Ocurre cuando el ángulo de dispersión hace que la diferencia de caminos relativos entre la luz dispersada desde el centro del área iluminada al borde difiera de una longitud de onda. En este caso, la intensidad no está correlacionada. Es llamado intensidad de speckle subjetivo es función únicamente de la distancia a la superficie L , de la magnitud de la zona iluminada D y la longitud de onda λ (Dainty, 1984).

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

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

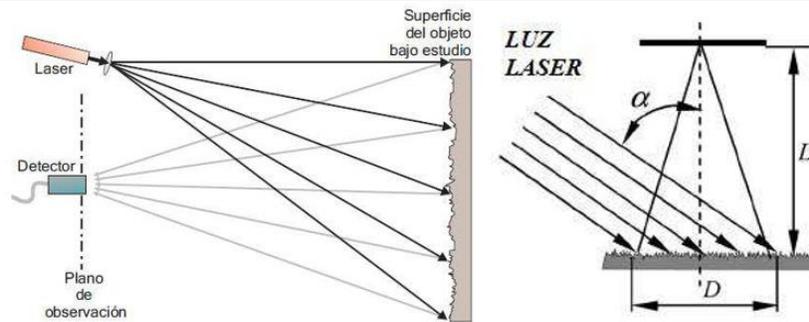


Figura 2. Efecto speckle creado por una superficie rugosa, y ángulo de incidencia.

El fenómeno de speckle también puede ser observado en materiales biológicos conocido como "bio-speckle" (Aizu, 1991), ocurre cuando un difusor se mueve, se deforma, cambia su índice de refracción, etc., sin desplazarse significativamente de su posición, es un comportamiento típico de los objetos vivos (Figura 2).

2.2 Fenómeno de la luz en objetos biológicos

Los objetos biológicos son un medio absorbente no-homogéneo, su índice de refracción es más alto que el del aire y, por el gran contenido de agua que en general poseen, cercano al de ésta. Cuando un láser incide sobre la interfaz aire \Leftrightarrow bi-objeto, una parte de la radiación se refleja y la restante penetra en el mismo absorbiéndose, produciendo dispersiones múltiples, ensanchando y debilitando su haz. Los materiales biológicos se caracterizan por dispersar la luz en forma considerable. Así, la penetración suele ser baja, a veces entre los 50 a 100 μm . En el espectro visible, en cambio, tanto la absorción como la dispersión son importantes. Para un tejido típico, la profundidad de penetración suele estar entre 0.2 a 2.5mm.

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 de la observación fue de 0.98 debido a la reflexión en la superficie pero solo 0.17 en un arreglo de $0^\circ/30^\circ$ (Xu, 1995). La mayor parte de la energía absorbida se convierte en calor. Generalmente, el cambio de temperatura no será importante aunque haya una gran absorción, así típicamente se suelen emplear láseres de baja potencia, mayormente de He-Ne de 10mW, que aún para tiempos de exposición de varios segundos no provocan aumentos de temperatura apreciables en las muestras.

La aparición de moteado se explica teniendo en cuenta que la intensidad en un punto del espacio P, se debe a la suma coherente de la luz difundida por cada punto del objeto. Si la superficie del objeto es rugosa (comparándola con la longitud de onda de iluminación), la distancia de los puntos del objeto P varía aleatoriamente y por tanto la fase de su contribución, obteniendo una distribución aleatoria de intensidad luminosa.

2.3 Descriptores de Matriz de Co-Ocurrencia

La matriz de co-ocurrencias agrupa el número de ocurrencias de un valor de intensidad i seguido por otro valor j . 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 (Gobson, 1950). Los momentos de segundo orden estudia la relación espacial de vecindad entre grupos de píxeles. 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.

2.4 Matriz de Co-ocurrencia de los niveles de gris (GLCM)

La co-ocurrencia resume cuántas veces ocurre dos píxeles vecinos, uno con nivel de gris i y el otro con nivel de gris j , separados por una distancia d : La velocidad también toma en cuenta la relación angular entre ellos. 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 $0 \leq i, j \leq G-1$, Figura 3.1 a. 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 $C_{i,j}$ es una estimación de la probabilidad de que el par de píxeles con valor z_i y z_j satisfagan P .

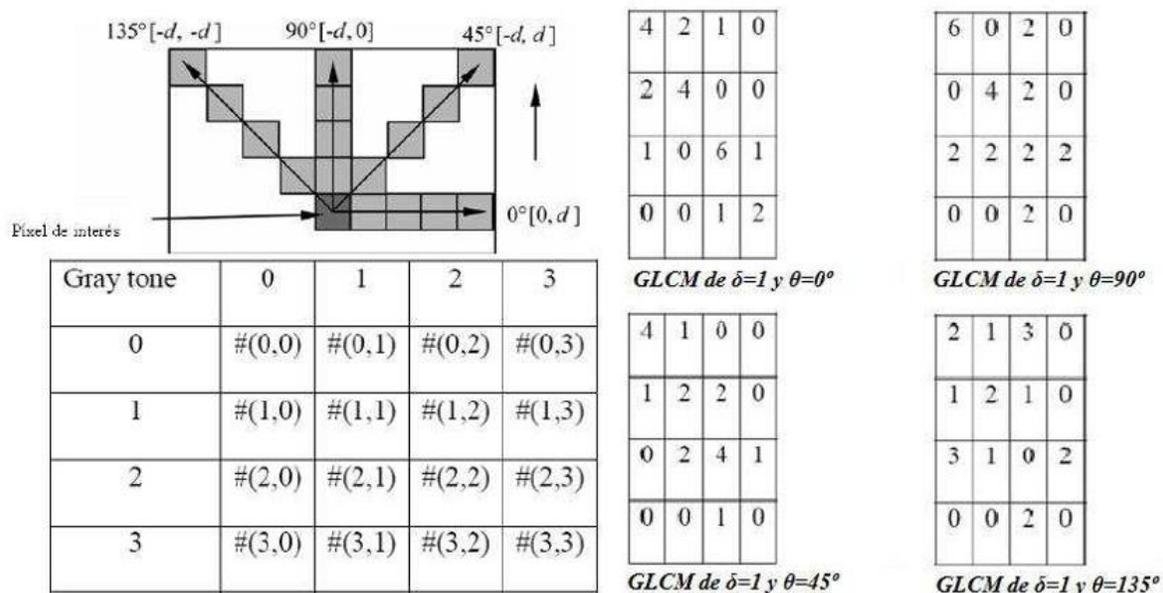


Figura 3. Matriz co-ocurrencia, (a) Relación entre píxel de interés y sus vecinos. (b) Imagen de prueba en su forma matricial, (c) Cuatro GLCM para ángulos iguales a 0° , 45° , 90° y 135° y radio igual a 1.

Como C depende de P , se pueden detectar patrones en forma selectiva eligiendo el operador de posición apropiado. En la Figura 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="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 $(x_2.y_2)$ respectivamente, donde los valores de grises son i y j , respectivamente. Las matrices de co-ocurrencias supongamos para la figura 4 (Gibson, 1950).

$$\begin{matrix}
 \begin{bmatrix} 2 & 0 & 1 & 0 \\ 1 & 1 & 2 & 1 \\ 2 & 0 & 1 & 2 \\ 1 & 1 & 0 & 1 \end{bmatrix} &
 \mathbf{A} = \begin{pmatrix} 0 & 2 & 0 \\ 3 & 0 & 4 \\ 0 & 3 & 0 \end{pmatrix} &
 \mathbf{C} = \begin{pmatrix} 0 & \frac{1}{6} & 0 \\ \frac{1}{4} & 0 & \frac{1}{3} \\ 0 & \frac{1}{4} & 0 \end{pmatrix} \\
 \text{(a)} & \text{(b)} & \text{(c)}
 \end{matrix}$$

Figura 4. Ejemplo matriz ocurrencia. En (a) Imagen de 4x4, (b) Matriz de frecuencias de P, (c) Matriz co-ocurrencias de niveles de gris.

$$C_o = |C_0(i, j)| \quad i = 0, \dots, m - 1, \quad j = 0, \dots, m - 1 \quad (2)$$

Donde $c_0(i, j)$ es la cardinalidad del conjunto de pares de píxeles teniendo las propiedades siguientes:

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

Para otro ángulo $c_{45}(i, j)$, las condiciones anteriores se remplazan 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 este caso, hemos elegido cuatro características. Por el contrario, la correlación, la energía, y la homogeneidad, por speckle análisis de patrón de textura. La función de contraste mide las variaciones locales en la escala de grises co-ocurrencia de la matriz; correlación mide la articulación probabilidad de ocurrencia de los pares de píxeles especificado, la energía, que también se conoce como la uniformidad o angulares de la segundo momento, ofrece la suma de los cuadrados elementos de la GLCM, y las medidas de homogeneidad la cercanía de la distribución de elementos en el GLCM a la GLCM diagonal. En el presente trabajo, los valores de textura utilizados mediante la GLCM son:

La energía (e), también llamada uniformidad, mide la uniformidad en el rango $[0,1]$, es mínima cuando todos los elementos de la matriz son idénticos y máxima cuando todos los elementos valen lo mismo, se calcula mediante la Ec. 5.

La entropía(γ) Mide la aleatoriedad de los elementos de GLCM. Vale cero cuando un solo elemento de la matriz es no nulo (patrón uniforme) y alcanza su valor máximo para el caso en el que todos los elementos valgan lo mismo, se calcular mediante la Ec. 6.

La homogeneidad (h) es alta cuando los valores se concentran a lo largo de la diagonal de la matriz. Se condice con una imagen de bajo contraste, se calcula mediante la Ec. 7. El rango es [0,1].

El contraste(c) proporciona información acerca de las variaciones bruscas de nivel de gris en la imagen. Su valor aumentara, si existen más elementos de la matriz alejados de la diagonal principal , se calcula mediante la ecuación 8 (Ollmar, 1998).

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

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

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

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

es la probabilidad conjunta normalizada del número total de píxeles que satisfacen la GLCM y está definida como la Ec. 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 (Turner, 1986).

2.5 Rugosidad

Si la superficie es ondulada como en la Figura 5, la rugosidad se refiere sólo a la escala más pequeña variaciones topográficas. En la medición de este tipo de superficies, se tiene que elegir el área o técnica para que la ondulación no es un problema obvio. El parámetro de rugosidad más comúnmente utilizado, es la media aritmética (Ra) de los valores absolutos de las alturas medidas a partir de la línea central (Rakels, 1988 y ASME B46.1, 2002). Se ha investigado y desarrollado técnicas de contacto y no contacto adecuadas para medir la rugosidad. Entre las técnicas de medida más comunes se tienen: Flujo de aire, perfilometría (mecánica y óptica), interferometría, microscopía de fuerza atómica, microscopía de barrido confocal, técnicas de triangulación y metrología speckle (que es la utilizada en este artículo).

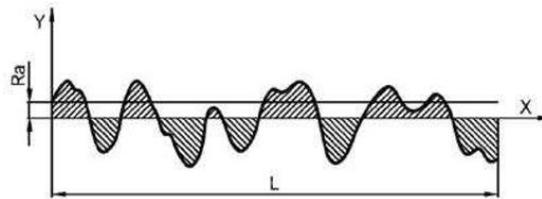


Figura 5. Definición de Ra a partir del perfil de la superficie.

Se han desarrollado y empleado diferentes métodos para estudiar la rugosidad de una superficie mediante técnicas de speckle.

2.6 Parámetros de Rugosidad

La rugosidad es una medida de textura de una superficie, que se cuantifica por las desviaciones verticales de una superficie real de su forma ideal. Si estas desviaciones son grandes, la superficie es rugosa, si son pequeños la superficie es lisa. Rugosidad suele ser considerado como el componente de alta frecuencia, longitud de onda corta de una superficie de medida (Figura 6).

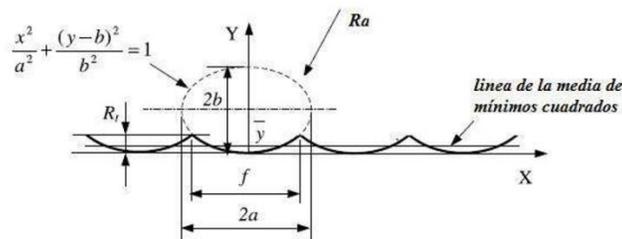


Figura 6. El perfil de superficies consiste en un arco elíptico.

Antes de que el cálculo de los parámetros de rugosidad se recomienda llevar a cabo una corrección de la pendiente de un ajuste plano para 2nd o 3er polinomio. Tengo en cuenta también que los valores de rugosidad depende fuertemente de las condiciones de medición, especialmente de exploración de distancia y densidad de la muestra. Por tanto, es importante incluir a las condiciones de medida cuando se presentan datos de rugosidad.

3. Parte experimental

Para comprobar el método propuesto, se desarrolló un procedimiento experimental que consta de tres etapas.

3.1 Preparación de muestras

Los huesos están constituidos de diferentes sustancias, tales como: 25% de H₂O, 45% de minerales fosfatos y carbonatos de calcio y un 30% de materia orgánica principalmente

colágeno y otras proteínas. 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 7 y está basado en un protocolo patológico, el cual ha sido modificado en orden de profundizar la limpieza.



Figura 7. Diagrama en bloques del procedimiento para la preparación de muestras.

3.2 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 (Figura 8), El análisis de imágenes toma datos de un plano bidimensional, datos que son registrados a través de una fotografía digital. Cada pixel en la imagen tiene un eje de coordenadas X e Y. El número de píxeles en una imagen determina la resolución de la imagen, las registradas por el método de speckle tienen 512×512 píxeles.

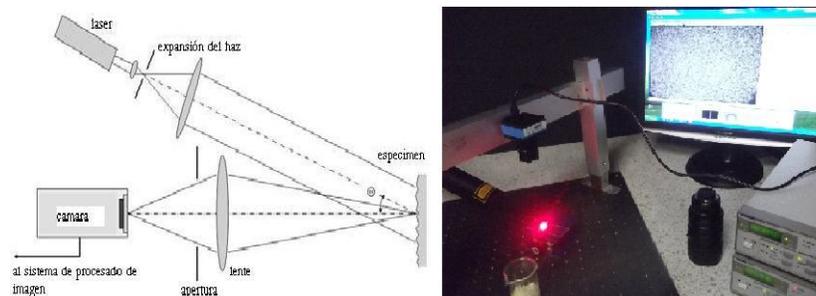


Figura 8. Arreglo experimental para la determinación del factor de disipación dieléctrica

3.3 Procesamiento de Imágenes

Los valores de cada parámetro varían en un mínimo valor en la presión aplicada entre los electrodos en un mismo parámetro. Hay una diferencia de amplitud en los valores obtenidos entre las muestras con diferentes grados de descalcificación. Una cámara CCD UNIQU UM301 de 752×582 píxeles está ubicada en dirección normal a la muestra, e alinea de manera tal que capte correctamente la imagen reflejada en el objeto. La CCD transforma la luz que recibe en señales eléctricas (Goodman, 1975), está formado por foto sensores que se encuentran alineados formando filas y columnas sobre una placa de pequeña superficies. Cuando llega a ellos la luz que ha atravesado la lente, cada uno de ellos recibe una intensidad de luz determinada, la sensibilidad del detector depende de la eficiencia cuántica del chip, la cantidad de fotones que deben incidir sobre cada detector para producir

una corriente eléctrica, nos permitió hacer registros interferométricos de forma muy simple. 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 por otros métodos, para analizar su comportamiento.

La distancia entre la muestra y la cámara CCD se eligió de modo que el moteado fuera lo suficientemente grandes para que la cámara lo registrara. Con base en el cálculo del tamaño de Pixeles de la cámara, sabemos que esta distancia por lo menos tiene que ser de 11 centímetros, así la luz del láser tiene menos tiempo para el cambio en ancho y la intensidad antes de golpear el objetivo. Finalmente, la distancia entre la pantalla y la lente de la cámara era de unos 25 centímetros, lo cual fue la distancia más corta que dio claramente orientación a los primeros planos del patrón speckle.

El formato de las imágenes es de 744x480 pixeles, 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°. Además todas las muestras son examinadas bajo microscopio. A menos que se indique lo contrario las imágenes utilizadas para todos los análisis son las correspondientes a una resolución de 4X. Cuidé que las imágenes de speckle tengan buena resolución con el sensor de la cámara. 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 (Figura 9). Los patrones de speckle se obtienen por propagación libre entre la muestra y el área sensible de la cámara CCD.

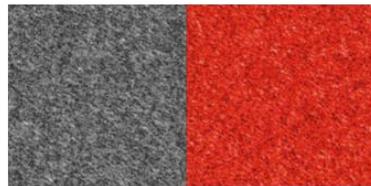


Figura 9. Imagen obtenida.

El haz láser es expandido y proyectado sobre pastilla de hueso descalcificado, con un ángulo = 30° respecto a la normal, obteniendo un patrón de speckle de aproximadamente 1 cm de diámetro. Es interesante notar que por el carácter direccional de este fenómeno se observa una variación en el patrón si uno cambia la posición de observación. Cabe notar que si el movimiento era brusco la variación del patrón de speckle es tan rápida que no podía detectar la variación a primera vista y el patrón se ve como un simple punto rojo difuso.

4. Resultados

El análisis de imágenes toma datos de un plano bidimensional, datos que son registrados a través de una fotografía digital. Cada píxel en la imagen tiene un eje de coordenadas X e Y. El número de píxeles en una imagen determina la resolución de la imagen, las registradas por el método de speckle tienen 512*512 píxeles. Usamos 257 niveles proporcionales de

intensidad de luz; cada píxel puede tomar un valor entre 0 y 256. Cada posible valor es asociado a un nivel de grises entre negro (0) como un valor mínimo y blanco (256) como un valor máximo. Esto determina los límites de contraste y brillo. La distancia entre la muestra y la cámara CCD se eligió de modo que el moteado eran lo suficientemente grandes para que la cámara lo registrara. Con base en el cálculo del tamaño de píxeles de la cámara, sabemos que esta distancia por lo menos tiene que ser de 11 centímetros, así la luz del láser tiene menos tiempo para el cambio en ancho y la intensidad antes de golpear el objetivo. Finalmente, la distancia entre la pantalla y la lente de la cámara era de unos 25 centímetros, lo cual fue la distancia más corta que dio claramente orientación a los primeros planos del patrón speckle.

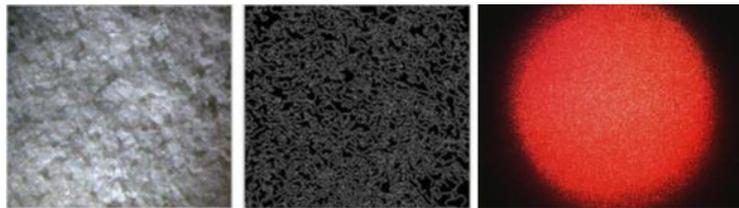


Figura 10. Sistema experimental mostrando la imagen de speckle.

El primer pasó del procesamiento en imágenes, la segmentación delimita algunos contornos y cuantificar el tamaño de la textura del tejido y visualizar la estructura del mismo, se muestra en la figura 10. 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 de 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. En el análisis estadístico de primer orden genero el histograma de todas las muestras agrupando valores que los pixeles pueden tomar en tramos. Una vez generado el histograma se estudia que proporción de los pixeles hay en cada tramo, así se clasifica la textura. El punto más alto de la gaussiana de ponderación del histograma de grises nos da información sobre el perfil de la línea media de la superficie del hueso. El algoritmo es un detector de picos que localiza los máximos del histograma. La posición del pico nos indica el nivel de gris en la imagen, la cual nos indica el nivel de gris que caracteriza a la ausencia de tejido óseo, esto importante para la clasificación de la imagen.

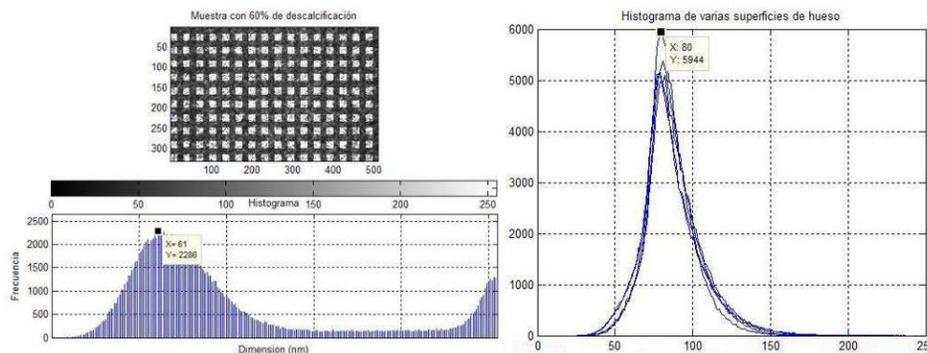


Figura 11. Parámetros estadísticos.

También se ve afectado el grosor de la gaussiana, en la figura 11 se muestra el comportamiento que tiene la gaussiana al ir variando las muestras en el orden de su descalcificación. nos da información sobre el nivel de gris que posee el tejido óseo en la imagen, pues está más cerca de los niveles claros de gris, y la moda que esta al final nos dice el nivel de gris que posee la ausencia de tejido óseo, pues está más cerca de los niveles oscuros de gris.

Para cada imagen del patrón de rugosidad, son producidas matrices de co-ocurrencia, considerando en principio una reducción de los niveles de gris para 8 tonos, los cuales se utilizaron para determinar los estados de intensidad del patrón reflejado.

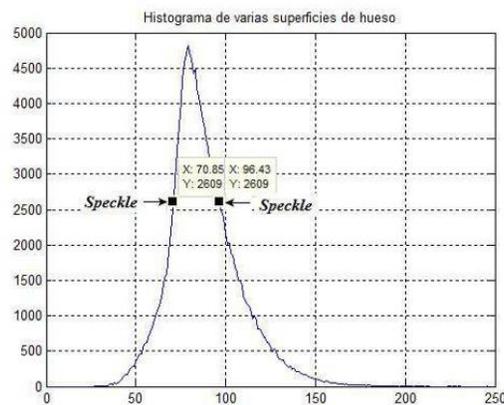


Figura 12. Parámetros estadísticos.

Las matrices son obtenidas para las direcciones 0° , 45° , 90° y 135° y para distancias 1, 2, 3, 4 totalizando de esta forma un conjunto de 20 matrices de dimensión 8×8 para cada imagen. En seguida para cada matriz de co-ocurrencia, se calculan los descriptores., los valores de los descriptores obtenidos son almacenados en una matriz donde las líneas representan las direcciones y las columnas los valores de los descriptores. La GLCM de la muestra con 30 % de descalcificación se muestra en la Figura 13. Después de formar la matriz, cada fila se normaliza de tal modo que la suma de todas sus entradas sea igual a la unidad. Después, se obtiene el momento de inercia de la matriz de co-ocurrencia normalizada, de este modo el número máximo de combinaciones en una fila, es igual al número de columnas de la imagen cuadriculada menos una. En nuestro caso dicho número sería igual a 8. 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 en la Figura 15. 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.

$$GLCM = \begin{pmatrix} 1 & 66 & 81 & 24 & 20 & 8 & 2 & 2 \\ 77 & 7568 & 11080 & 1906 & 1714 & 1880 & 1376 & 1302 \\ 68 & 11077 & 30859 & 8487 & 2065 & 3229 & 4892 & 14292 \\ 26 & 1965 & 8485 & 4071 & 654 & 195 & 684 & 7931 \\ 22 & 1796 & 1980 & 682 & 134 & 28 & 48 & 845 \\ 8 & 1927 & 3215 & 184 & 30 & 3 & 5 & 74 \\ 4 & 1317 & 4905 & 755 & 58 & 6 & 1 & 4 \\ 0 & 1277 & 14425 & 7895 & 837 & 73 & 5 & 0 \end{pmatrix}$$

Figura 13. Matriz de Co-ocurrencias muestra de 30% de descalcificación.

El contraste como lo esperábamos es más alto para la textura rugosa tienen un comportamiento aproximadamente lineal y va aumentando respecto a la descalcificación de los hueso, y presenta menos 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. Por último la entropía, que mide el grado de aleatoriedad aparece más grande para la textura rugosa y menor para las texturas regulares.

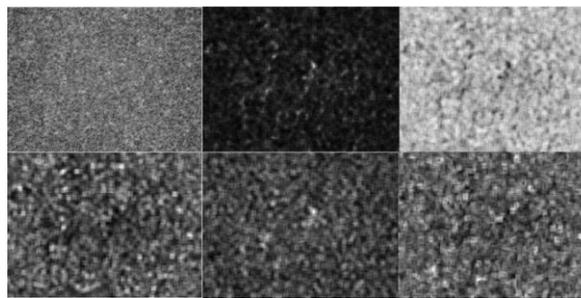


Figura 14. Se muestra la imagen original, energía, contraste, homogeneidad, entropía, desviación estándar, respectivamente

Comparando el resultado obtenido obtenemos que en los parámetros de textura el que nos entrega información necesaria para el hueso es la entropía y el contraste que tienen un comportamiento lineal con un error mínimo cuadrado > 0.9 y la homogeneidad que nos dice que para una imagen con grado de descalcificación mayor la uniformidad es mayor y con grado superior es menor debido a la rugosidad del hueso.

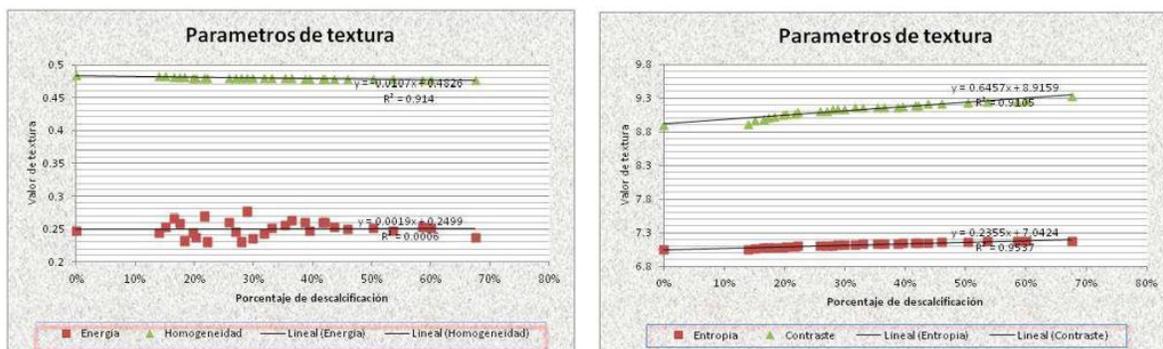


Figura 15. Parámetros de rugosidad: A) Entropía versus contraste. B) Energía versus homogeneidad.

5. Conclusiones

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 porciento 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 grafica 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. La cantidad de tonos de gris menos uno, escogidos para cuantificar el cambio de intensidad luminosa en la imagen, será igual al tamaño de la matriz de concurrencia generada. Con una matriz de imágenes superpuestas de 8x8 se puede obtener una tendencia general del comportamiento de una muestra pero no hacer un estudio profundo de la misma.

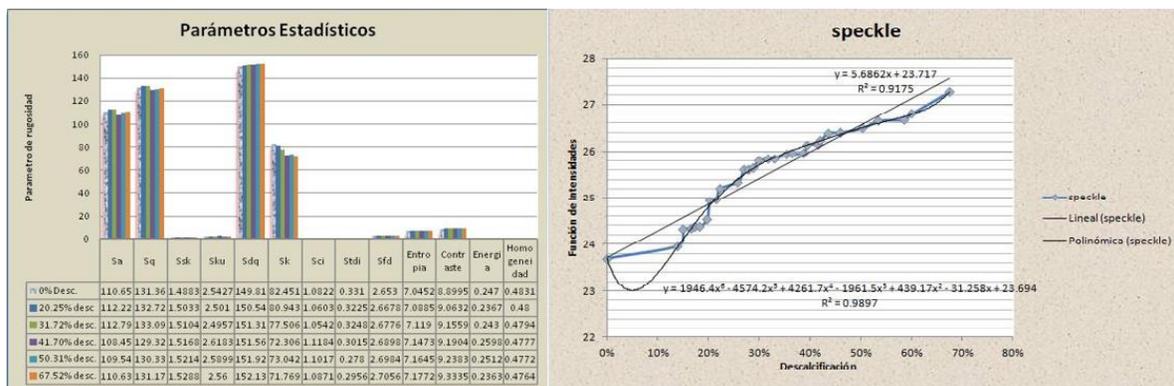


Figura 16. Sistema experimental mostrando la imagen de speckle.

En este proyecto se ha desarrollado un sistema de evaluación de texturas en tejidos óseos mediante el procesamiento de imágenes. Actualmente la evaluación de regeneración o clasificación ósea requiere equipos que evalúen al hueso, donde la valoración de este es difícil de cuantificar, además es posible que al analizar la imagen no diga el daño que tiene el hueso, es importante la creación de dispositivos que midan el grado de descalcificación, para ello se debe analizar su composición, Con el fin de aprovechar las imágenes se propone realizar este trabajo a complementar un estudio eléctrico basado en el procesamiento de imágenes y su estudio estadístico. Las ventajas de esta herramienta con respecto a otros métodos para detectar textura como la gravimetría, teniendo en cuenta que la técnica speckle implementada es no invasiva y de medición casi inmediata, con la posibilidad de detectar otros fenómenos más complejos que pudieran desarrollarse en la superficie y en el interior del hueso, bajo un aspecto de evaluación no destructiva, la evolución de la intensidad media dispersada y de la correlación de speckles con el progreso de la análisis estadístico a tejido óseo.

Para este estudio se emplearon técnicas de procesamiento de imágenes, que permitieron determinar la rugosidad. Para calcular la rugosidad se emplearon técnicas tradicionales y se ha extraído un total de 10 parámetros del histograma, y de la matriz de Co-ocurrencias GLCM de niveles de gris en un total de 30 imágenes, clasificadas por el grado de descalcificación del hueso. Se estudiaron cuatro de los descriptores: contraste, correlación, energía, homogeneidad y su correspondiente correlación con la rugosidad de las pastillas de hueso. Los resultados preliminares obtenidos a través de simulaciones sugieren que los tiempos de procesamiento cumplirían con los requisitos de una aplicación de procesamiento de patrones speckle. Fue importante entender para el desarrollo experimental que el tamaño de los granos de speckle es proporcional a la longitud de onda e inversamente proporcional a la distancia también el apertura del detector de imágenes, las mediciones de rugosidad podría variar en el rango de 30 a 70 μm .

Se analizaron los factores de captura. Dichos afectan significativamente en el análisis de las muestras, así se valida experimentalmente el método. Se analizó y comparo métodos de análisis de textura mediante descriptores estadísticos y espaciales. La curva de la rugosidad del hueso y varios parámetros tiene forma polinomial o lineal. Se concluye que la reflexión de un haz láser en una superficie rugosa genera siempre patrones de Speckle. La aplicación de técnicas de speckle dinámico para la caracterización de hueso empleando diferentes métodos de análisis de textura con resultados prometedores. 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 para sustituir los actuales equipos que usan radiaciones ionizantes de Rayos-X.

Referencias

Aizu Y. and Asakura T. *Bio-speckle phenomena and their application to the evaluation of blood flow*. Optical Laser Technologies, (23) 205-219, 1991.

ASME B46, 1-2002(Revision of ASME B46.1-1995), *Surface exture (Surface roughness waviness, and lay) an American National Standard*, The American Society of Mechanical Engineers, 2003.

Blotta Ballarín Radal. *Procesamiento de imágenes de bio-speckle mediante análisis espectral*. Reunión de procesamiento de la información y control (XI RPIC), Unión Nacional de Rio IV, Córdoba, 2005.

Cummings S.R., Black D.M., Nevitt M.C., Browner W., Cauley J., Ensrud K., Genant H.K., Palermo L., Scott J. y Vogt T.M. *Bones density at various sites for prediction of hip fractures*. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group, Lancet, 341(8837) 72-75, 2000.

Dainty J.C. *Laser speckle and related phenomena*, Topics in Applied Physics, Springer-Verlag, Berlin, (9), 1975.

Gibson J.J. *The perception of the visual world*, Boston, MA, Houghton Mifflin, 1950.

Goodman J. W. *Dependence of image speckle contrast on surface roughness*, Optics Communications, (14) 323-327, 1975.

Mudgal J.C., Hernández-Ávila M. y Salmerón J. *Reference values for areal bone mineral density among a healthy mexican population*, Salud Publica México, 51(1) S56-S83, 2009.

Ollmar S. *Methods for information extraction from impedance spectra of biological tissue, in particular skin and oral mucosa-a critical review and suggestions for the future*, Bioelectrochem Bioenerg, (45) 157-160, 1998.

Rakels J. *Recognised surface finish parameters obtained from diffraction patterns rough surface*, Proc. SPIE, (1009) 119-125, 1988.

Tamayo J., Díaz R., Lazcano-Ponce E., Muñoz M., Huitrón G., Halley E. y Díaz-Montiel. *Salud pública de México*, 51(1) S56-S83, 2009.

Turner M.R., *Texture discrimination by gabor functions*, Biological Cybernetics, (55) 71-82, 1986.

Xu Z., Joenathan C. y Khorana B. M. *Temporal and spatial properties of the timevarying speckles of botanical specimens*. Optical Engineering, (34)1487, 1995.

Semblanzas de los autores

Dr. Rene Alfredo Martinez Celorio. B.Eng. in Telecommunication from the Higher Polytechnic Institute of Havana (ISPJAE) in 1986. Master degree in engineering (Digital Systems) and Optics Physics in 1990 and 1996, respectively. In turn, 1991 - 1994, B.Sc in physics and mathematics from University of Havana. Graduated as Ph.D. in Optics Physics at the Center for Research in Optics Mexico in 2001.

M.I. Ana Laura López Orocio. Profesor investigador de la ingeniería Biomédica en la Universidad Politécnica del Bicentenario, egresado de la Universidad de Guanajuato, obteniendo el grado honorifico de Maestro en Ingeniería con especialidad en Biomédica y la Licenciatura en Ingeniería en Comunicaciones y Electrónica en 2009 y 2011, respectivamente, realizando estudios complementarios de ingeniería clínica y mantenimiento de equipo médico en el Instituto Superior de Ingeniería Clínica y Biomédica de México S.C. Contando con diplomados en el área de competencias docentes para la educación actual así como educación basada en competencias. Obteniendo reconocimientos de trayectoria académica y desempeño académico del 2006 al 2012.