



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO**

---

---

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**CARACTERIZACIÓN DE HUESO ESPONJOSO DE  
BOVINO MEDIANTE LA MEDICIÓN DE  
PARÁMETROS MICROESTRUCTURALES**

**T E S I S**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:  
INGENIERO INDUSTRIAL**

**P R E S E N T A:**

**OMAR ROLANDO RUIZ MUÑOZ**

**DIRECTOR: M. en C. EDGAR ISAAC RAMÍREZ DÍAZ**



**CD. UNIVERSITARIA**

**2013**



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

# Agradecimientos

---

En primer lugar a mis padres Manuel y Manuela por el apoyo brindado en todo momento y quienes con cariño y confianza me alientan a seguir adelante, los amo.

A mis hermanos Edgar y Oscar gracias por todo, por sus consejos y aportaciones en todos los aspectos de mi vida, los quiero por esa relación que siempre nos ha unido.

A mi amigo al cual aprecio como un hermano Fernando Yautentzi por saber ser y comportarse como un verdadero amigo en las buenas y en las malas.

A mis cuñadas Aide Nataly y Fatima por alentarme a seguir adelante, las quiero mucho.

A mi director de tesis el M. en C. Edgar Isaac Ramírez Díaz por todas las observaciones realizadas durante la realización de este trabajo.

A mis sinodales Dr. Armando Ortiz Prado, Dr. Víctor Hugo Jacobo Armendáriz, Ing. Lázaro Morales Acosta y el Mtro. Osvaldo Ruiz Cervantes por las observaciones realizadas para la mejora del presente trabajo.

A la I. Q. Elvira Valadez por enseñarme el verdadero valor del estudio, gracias por todo.

A mi ex-compañero y entrañable amigo Juan Ramírez por todas las enseñanzas aportadas y los consejos de vida, gracias.

Y finalmente a todos aquellos que me han alentado para culminar esta etapa y seguirán animando para conseguir más.

# PRÓLOGO.

En la actualidad se están desarrollando estudios de hueso con la finalidad de comprender más acerca del comportamiento mecánico y estructural del mismo, de esta forma se podrá mejorar el diseño de prótesis, sustitutos óseos y conocer el deterioro por la edad.

Se sabe que la arquitectura trabécular es uno de los factores que afectan al comportamiento mecánico, es por esto que se desarrollo este análisis, para el cual se extrajeron especímenes frescos de fémur de bovino en distintas direcciones ( $0^\circ$ ,  $45^\circ$  y  $90^\circ$ ) los cuales se obtuvieron de la región de la cabeza femoral y del trocánter mayor.

Existen distintos métodos esteorológicos que permiten, a partir de mediciones bidimensionales realizadas a través de la práctica experimental, poder determinar medidas tridimensionales que definan a una estructura; para este trabajo se empleó el método de MIL (Método de Intercepción Lineal) con el fin de obtener los distintos parámetros microestructurales y de esta manera poder definir la orientación preferencial que toman las trabéculas.

El presente trabajo tiene como objetivo la caracterización geométrica de hueso esponjoso en especímenes de fémur de bovino obtenidos en distintas direcciones mediante la medición de parámetros microestructurales para establecer orientaciones preferenciales y estimar el efecto de la arquitectura trabécular en las propiedades mecánicas.

En el capítulo 1 se describe al hueso como una estructura, mencionando al hueso esponjoso como tema principal abordando sus propiedades estructurales y factores que influyen en las propiedades mecánicas del mismo.

En el capítulo 2 se describen los métodos para caracterización de estructuras porosas haciendo una analogía entre el hueso esponjoso y los materiales celulares tales como espumas, además se describen distintos métodos esteorológicos para la cuantificación de la arquitectura de hueso esponjoso.

En el capítulo 3 se describe a detalle el análisis microestructural de los especímenes obtenidos de fémur de bovino, desde la preparación de las muestras y la obtención de imágenes, desarrollando el análisis a partir de la medición de distintos parámetros microestructurales.

En el capítulo 4 se concluyen los resultados obtenidos a partir de las mediciones sobre los especímenes de fémur de bovino, describiendo algunos de los distintos factores involucrados en la caracterización geométrica del hueso esponjoso.

## ÍNDICE

<b>PRÓLOGO.....</b>	<b>I</b>
<b>CAPÍTULO 1. Anatomía del hueso.....</b>	<b>1</b>
1.1 El hueso como estructura. ....	1
1.1.1 Hueso esponjoso.....	2
1.2 Comportamiento mecánico del hueso. ....	3
1.3 Factores que influyen en las propiedades mecánicas del hueso. ....	3
1.3.1 Tamaño y forma del hueso.....	3
1.3.2 Composición del hueso.....	4
1.3.3 Actividad muscular.....	4
1.3.4 Remodelación ósea.....	4
1.4 Propiedades mecánicas del hueso esponjoso. ....	4
1.4.1 Propiedades estructurales.....	4
1.4.2 Densidad del hueso.....	6
1.4.3 Anisotropía.....	6
1.4.4 Propiedades del material.....	8
<b>CAPÍTULO 2. Caracterización microestructural.....</b>	<b>9</b>
2.1 Métodos de adquisición de imágenes.....	9
2.2 Materiales Celulares.....	11
2.2.1 Aplicaciones de los materiales celulares.....	11
2.2.2 Caracterización de los materiales celulares y espumas.....	12
A. Características de un material celular y su influencia en el perfil de sus propiedades.....	13
A.1 Densidad y fracción de volumen de poros.....	14
A.2 Tamaño y Forma de poros.....	17
B. Métodos de caracterización y cuantificación de arquitecturas geométricas en espumas.....	17
B.1 Preparación de la muestra.....	18
B.2 Tamaño de poro.....	18
B.3 Forma de poro.....	20
B.4 Orientación de los poros.....	20
B.5 Espesor de bordes y paredes celulares.....	21
B.6 Características Topológicas.....	21
2.3 Cuantificación de la arquitectura de hueso esponjoso.....	21
2.3.1 Métodos esteorológicos.....	22

C. Fracción de Volumen.....	22
D. Densidad superficial.....	23
E. Volumen de estrella.....	24
F. Conectividad.....	25
2.4 Métodos en 3D.....	26
2.4.1 Anisotropía.....	26
G. Método de intercepción lineal.....	27
H. Dimensiones de la trabécula.....	28
2.5 Histomorfometría tradicional.....	29
2.5.1 Modelo de placas.....	29
<b>CAPÍTULO 3. Caracterización microestructural de hueso esponjoso de bovino.....</b>	<b>30</b>
3.1 Preparación de las muestras.....	30
3.2 Metodología de análisis.....	32
3.2.1 Obtención de imágenes.....	32
3.2.2 Análisis microestructural.....	33
3.3 Resultados.....	39
3.3.1 Gráficas de orientación trabecular.....	47
3.3.2 Gráficas de distribución de tamaño de poros.....	57
3.3.3 Fracción de área.....	58
<b>CAPÍTULO 4. Discusión y Conclusiones.....</b>	<b>61</b>
<b>REFERENCIAS.....</b>	<b>66</b>

# Capítulo 1. Anatomía del hueso.

## 1.1 El hueso como estructura.

Si se considera el hueso como una estructura, se observa que está compuesto de; hueso cortical, hueso esponjoso, periostio y endostio, vasos sanguíneos, nervios y médula ósea e intersecciones musculares (figura 1.1).

El hueso posee propiedades mecánicas características que se encuentran en íntima relación con su forma. Esta puede ser estudiada tanto desde un punto de vista macroscópico como microscópico:

**Forma macroscópica.** La forma de los huesos refleja una adaptación a cargas estáticas y dinámicas, así como a su función de protección y soporte de órganos adyacentes (huesos planos).

**Forma microscópica.** Depende de la organización del colágeno, de la hidroxiapatita y de los vasos sanguíneos.

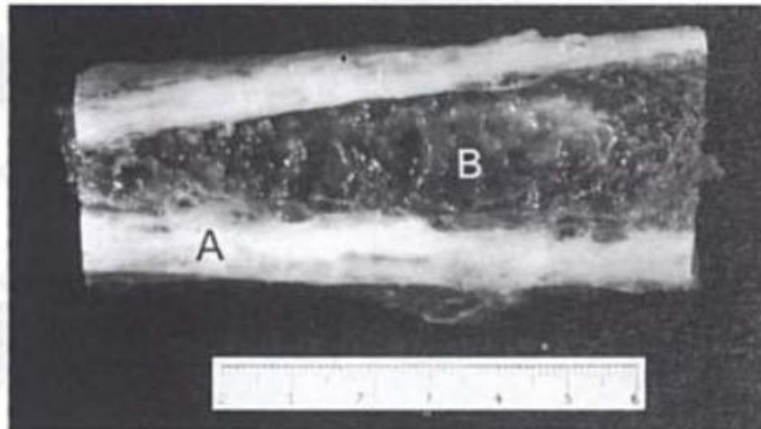


Figura 1.1 Fragmento de la diáfisis del peroné. Clara diferencia entre hueso cortical (A) y hueso esponjoso (B). (Viladot Voegeli, 2000)

A pesar de las diferencias en la forma macroscópica, el hueso presenta una configuración estructural microscópica semejante, independientemente de que sea cortical o esponjoso.

1. Configuración laminar (hueso maduro).
2. Configuración no laminar –plexiforme- o en encaje (hueso inmaduro).

El hueso maduro tiene una estructura laminada, constituida por fibras colágenas mineralizadas y que guardan paralelismo entre ellas, bien sea en forma concéntrica o en forma longitudinal.

El hueso inmaduro se denomina así porque las fibras colágenas mineralizadas no guardan ningún paralelismo entre ellas. Esta clase de huesos es el que primero aparece en cualquier tipo de osteogénesis y que más tarde es reemplazado por hueso laminar.

En el esqueleto adulto ha desaparecido por completo el hueso inmaduro pero puede reaparecer en caso de fracturas, tumores óseos o en cualquier situación de aumento en la producción de la matriz ósea. (Viladot Voegeli, 2000)

### 1.1.1 Hueso esponjoso.

El conocimiento de su estructura se debe a estudios realizados en la cresta ilíaca y en los cuerpos vertebrales. Este tipo de tejido óseo laminar existe en mayor o menor cantidad en todos los huesos del cuerpo humano, y está dispuesto como un enrejado tridimensional de columnas y placas óseas que están rodeadas por el hueso cortical y en continuidad con él a través de su superficie interna (superficie endosteal).

Las trabéculas del hueso esponjoso están constituidas por hueso laminar no haversiano, aunque en ocasiones pueda observarse alguna osteona, y se orienta de manera que se obtenga el máximo de resistencia utilizando la mínima cantidad de material.

Se puede imaginar tridimensionalmente el hueso esponjoso, constituido por una serie de placas óseas, sólidas, paralelas entre sí y conectadas entre ellas por columnas redondeadas perpendiculares a estas placas. En el espacio entre ellas se sitúan los elementos propios de la médula ósea (figuras 1.2 y 1.3).

El grosor de las placas y de las columnas no excede nunca de 150  $\mu\text{m}$ . En los huesos humanos esta imagen idealizada varía según el hueso de que se trate, y a veces en diferentes zonas de un mismo hueso.

Además de sus propiedades mecánicas, el hueso posee tres características (mecanismos adaptativos) que lo hacen peculiar y distinto a los demás tejidos y le permiten una respuesta dinámica frente a condiciones cambiantes. Estas características son:

1. El hueso no es un tejido que cuando llega a su madurez permanece inerte. Al contrario, durante toda su vida está en constante cambio a diferencia de los demás tejidos. En otras palabras, existe un modelado óseo fisiológico constante, que puede alterarse por múltiples factores, entre ellos los mecánicos.
2. El hueso posee un potencial de regeneración mayor que cualquier otro tejido.
3. El hueso posee una habilidad especial para mineralizarse, a diferencia de otros tejidos que están constituidos por materiales bioquímicos similares.

Estas tres características influyen además de una manera específica en la estructura ósea y en sus propiedades mecánicas. (Viladot Voegeli, 2000)



Figura 1.2 Cuerpo vertebral. Complejo sistema de placas óseas conectadas entre sí por columnas redondeadas. (Viladot Voegeli, 2000)



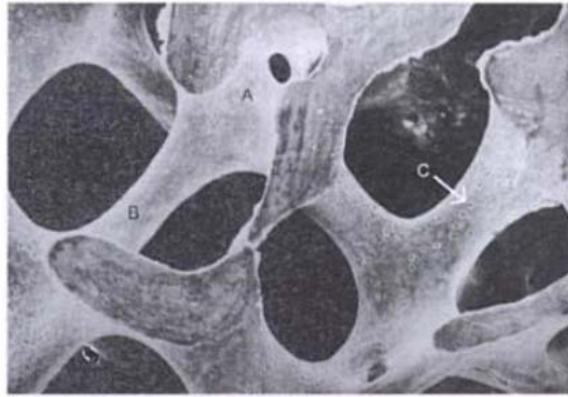


Figura 1.3 Detalle del cuerpo vertebral: placas sólidas (A); columnas redondeadas (B); nótese las lagunas (C) donde se alojan los osteocitos. (Viladot Voegeli, 2000)

## 1.2 Comportamiento mecánico del hueso.

El hueso cortical y el hueso esponjoso presentan una estructura diferente lo cual condiciona, lógicamente, un comportamiento mecánico también distinto. El hueso cortical es más rígido que el esponjoso y puede soportar más carga pero menos deformación que este último. El hueso cortical se fractura cuando su deformación excede el 2% de su longitud inicial mientras que el hueso esponjoso soporta hasta el 7% de deformación (Viladot Voegeli, 2000). Asimismo, debido a su estructura porosa, el hueso esponjoso tiene mayor capacidad de almacenamiento de energía.

El hueso es un material anisotrópico y, por lo tanto, se comporta desde un punto de vista mecánico de forma diferente en función de la dirección en que se aplique una fuerza. Es más resistente a la compresión en sentido longitudinal que en sentido radial o tangencial.

Se ha podido comprobar también que el hueso seco es más resistente que el hueso hidratado. Este fenómeno depende de la velocidad de aplicación de la carga: si esta se aplica en forma de impacto, el hueso hidratado se vuelve mucho más resistente, y presenta mayor capacidad de absorción de energía. Este hecho pone en evidencia otra característica mecánica del hueso que es su viscoelasticidad. (Viladot Voegeli, 2000)

## 1.3 Factores que influyen en las propiedades mecánicas del hueso.

Las propiedades mecánicas del hueso pueden verse influenciadas por diversos factores como el tamaño y la forma del hueso, su composición y la actividad muscular.

### 1.3.1 Tamaño y forma del hueso.

La resistencia del hueso, tanto a la compresión como a la tracción, está influenciada por su tamaño. Cuanto mayor es el hueso, mayor es su resistencia.

La resistencia a la flexión está determinada también por su forma (distribución del tejido óseo alrededor del eje neutro del hueso) y por su longitud. Cuanto mayor cantidad de tejido óseo existe alrededor del hueso, mayor es el momento flector de la fuerza aplicada sobre él. Cuanto más grande es el hueso y cuanto más alejada del eje neutro está situada la masa ósea, más resistente es a torsión.

### 1.3.2 Composición del hueso.

El envejecimiento en el que se produce una pérdida de masa ósea afecta tanto el hueso cortical que pierde diámetro y se adelgaza, como al esponjoso en el que disminuye el número de trabéculas, que a su vez se hacen más delgadas. Estudios recientes indican que esta pérdida de masa ósea afecta más la resistencia del hueso esponjoso que la del hueso cortical.

### 1.3.3 Actividad muscular.

En el esqueleto humano, los ejes anatómicos y mecánicos de los huesos coinciden, por lo que el hueso vivo, además de ser solicitado mecánicamente a compresión, también lo es en flexión. La contracción muscular tiene como función regularizar las cargas que son transmitidas por el hueso, neutralizando las fuerzas de tracción y haciendo trabajar el hueso a compresión.

### 1.3.4 Remodelación ósea.

Por la ley de Wolff se sabe que el hueso adapta su tamaño, forma y estructura a las sollicitaciones mecánicas que recibe. Como se ha comentado el hueso vivo está sometido constantemente a un proceso continuo de formación-resorción.

Este proceso tiene lugar de forma equilibrada bajo condiciones mecánicas que se podrían llamar "ideales". Si las sollicitaciones mecánicas reales son superiores o inferiores, aumentará o disminuirá la formación ósea, hasta un techo máximo en que aparece una resorción patológica de hueso. Esto explica hechos tan frecuentes en la práctica diaria como que el tamaño de hueso de una pierna paralizada sea inferior al de una pierna sana, que después de la inmovilización de una fractura el hueso pierda masa ósea, o que el húmero de un tenista éste más desarrollado en la extremidad que soporta la raqueta que en la contralateral. (Viladot Voegeli, 2000)

## 1.4 Propiedades mecánicas del hueso esponjoso.

La naturaleza porosa de hueso esponjoso está compuesta de columnas óseas trabeculares y puntales, la médula formada por poros o cavidades (estructura de dos fases) se presta a una descripción mecánica de ambas propiedades estructurales y materiales. Las propiedades se determinan por varios factores importantes, incluyendo la densidad aparente y la densidad mineral, conectividad trabécular, ubicación y función.

### 1.4.1 Propiedades estructurales.

Las propiedades estructurales del hueso esponjoso son comúnmente medidas en pruebas de compresión, tracción y flexión. Es bien conocido que el esfuerzo y el módulo de elasticidad en la prueba de tracción es más pequeño que en la prueba de compresión. Por ejemplo, el esfuerzo en la prueba de tracción es aproximadamente 60% del valor en la prueba de compresión, Kaplan et al., en 1985, el módulo de elasticidad en tracción es aproximadamente 70% del valor por compresión, Keaveny et al., en 1994. (Yuehuei et al., 1999)

Las propiedades elásticas y la resistencia del hueso trabécular disminuyen con la edad, la salud del donante, el sitio anatómico y la dirección de la carga (Kutz, 2009). Para determinar estas relaciones se han utilizado técnicas de modelado in vivo, in vitro y modelos matemáticos. (Ruiz Cervantes, 2010)

Tabla 1.1 Propiedades mecánicas y densidades de tejido de hueso esponjoso (Yuehuei, et al., 1999)

Hueso	Especimen	Esfuerzo último (MPa)	Modulo de Elasticidad (MPa)	Densidad Aparente (g/cm <sup>3</sup> )	Densidad Mineral (g/cm <sup>3</sup> )	Referencia
<b>Humano</b>						
Cabeza femoral	8 mm diam. cilindro	9.3 ± 4.5	900 ± 710	---	---	Martens 1983
Fémur Proximal	8 mm diam. cilindro	6.6 ± 6.3	616 ± 707	---	---	Martens 1984
	8 mm cubo	5.6 ± 3.8	298 ± 224	0.43 ± 0.15	0.26 ± 0.08	Kuhn 1989
	10.3 mm diam., 5 mm cilindro	1.5-45 <sup>a</sup>	10-500 <sup>a</sup>	0.24 ± 0.09	---	Carter 1977
Fémur Distal	5 mm diam./7.5 mm cilindro	5.96	103-1058 <sup>a</sup>	0.46	---	Odgaard 1989
Tibia Proximal	7.5:7.5 mm cilindro	5.3 ± 2.9	445 ± 257	---	---	Linde 1989
Cuerpo vertebral	Dimensiones ? Cilindro	---	165 ± 110	0.14 ± 0.06	---	Keaveny 1997
<b>Mono</b>						
Cabeza femoral	5 mm diam./ 6 mm cilindro	23.1 ± 5.4	372 ± 54	---	---	Kasra 1994
<b>Ganado</b>						
Fémur Distal	5.5 mm diam./ 8 mm cilindro	8.5 ± 4.2	117 ± 61	---	---	Poumarat 1993
Tibia Proximal	15 mm cubo, metodo ultrasonido	-	648 ± 430	0.41 ± 0.16	---	Rho 1997
Humero Proximal	Dimensiones ? Cilindro	-	1570 ± 628	0.71 ± 0.22	---	Keaveny 1997
Cuerpo vertebral	6 mm diam./ 7.5 mm cilindro	7.1 ± 3.0	173 ± 97	0.45 ± 0.09	0.19 ± 0.06	Swartz 1991
<b>Perro</b>						
Cabeza femoral	5 mm cubo	12 ± 5.8	435	---	---	Vahey 1987
Fémur Distal	8 mm cubo	7.1 ± 4.6	209 ± 140	0.44 ± 0.16	0.26 ± 0.08	Kuhn 1989
	4 mm diam./5 mm cilindro	13-28 <sup>b</sup>	210-394 <sup>b</sup>	0.69 ± 0.98	0.40 ± 0.56 <sup>b</sup>	Kuhn 1998
	4 mm diam./ 5 mm cilindro	5-24 <sup>b</sup>	106 - 426 <sup>b</sup>	0.41 - 0.83 <sup>b</sup>	0.22 - 0.44 <sup>b</sup>	Kuhn 1989
Tibia Proximal	12.5 mm diam./10 mm cilindro	---	301 - 850	---	---	Summer 1977
	5 mm cubo	---	344 - 1278	---	---	Summer 1989
Cabeza humeral	4 mm diam./5 mm cilindro	18 ± 6	350 ± 171	0.84 ± 0.17	0.43 ± 0.06	Kuhn 1998
Humero Distal	6 mm diam./ 15 mm cilindro	13 ± 3	1490 ± 300	---	---	Kaneps 1997
Cuerpo vertebral	5 mm diam./ 8 mm cilindro	10.1 ± 2.6	530 ± 40	---	---	Acito 1994
<b>Cabra</b>						
Cabeza femoral	4 mm diam./ 5 mm cilindro	19.2 ± 6.9	502 ± 268	0.91 ± 0.04	0.48 ± 0.03	An 1998
Fémur Distal	4 mm diam./ 5 mm cilindro	14.1 ± 23.5 <sup>b</sup>	399 - 429 <sup>b</sup>	0.54 - 0.66 <sup>b</sup>	0.32 - 0.40 <sup>b</sup>	An 1999
Tibia Proximal	4 mm diam./ 5 mm cilindro	24.7 ± 26.1 <sup>b</sup>	532 - 566 <sup>b</sup>	0.93 - 1.1 <sup>b</sup>	0.50 - 0.56 <sup>b</sup>	An 2000
Cabeza humeral	4 mm diam./ 5 mm cilindro	10.0 ± 1.0	247 ± 20	0.75 ± 0.03	0.36 ± 0.01	An 2001
<b>Oveja</b>						
Cuello Femoral	8 mm diam./10mm cilindro	3.2 ± 0.3	2.0 ± 0.2 <sup>c</sup>	---	---	Geusens 1996
	7 mm diam/9 mm cilindro	23.6 ± 4.4	---	---	---	Deloffre 1995
Cuerpo vertebral	0.5 mm diam/9 mm cilindro	22.3 ± 7.1	1510 ± 784	0.60 ± 0.16	0.37 ± 0.11	Mitton 1997
<b>Puerco</b>						
Cuerpo vertebral	7 mm diam/5 mm cilindro	27.5 ± 3.4	1080 ± 470	---	0.46 ± 0.04	Mosekilde 1987
<b>Conejo</b>						
Epifisial huesos largos	Superficie de hueso molido Prueba de indentación	35-81	---	---	---	An 1996
<b>Rata</b>						
Epifisial huesos largos	Superficie de hueso molido Prueba de indentación	38-71	---	---	---	An 1997

<sup>a</sup> Rango de valores

<sup>b</sup> Rango promedio de valores de diferentes partes

<sup>c</sup> El valor es discutible (muy bajo)

De acuerdo a la Tabla 1.1, los valores de esfuerzo y modulo de elasticidad de hueso esponjoso son 1.5 a 38 MPa y de cortical de 10 a 1570 MPa. Las propiedades estructurales de hueso esponjoso son mucho más pequeñas que las de hueso cortical. El promedio de valores es de varios [MPa] para hueso esponjoso, comparado con 5 a 21 GPa de hueso cortical. (Yuehwei et al., 1999)

#### 1.4.2 Densidad del hueso.

El esfuerzo de compresión ( $\sigma$  [MPa]) de hueso esponjoso relacionado con su densidad aparente ( $\rho$  [g/cm<sup>3</sup>]) es de: (Yuehwei et al., 1999)

$$\sigma = 60 \rho^2 \quad (1.1)$$

El modulo de compresión (E [MPa]) de hueso esponjoso relacionado con su densidad aparente ( $\rho$  [g/cm<sup>3</sup>]) es de: (Yuehwei et al., 1999)

$$E = 2915 \rho^2 \quad (1.2)$$

Estudios revelan, un conjunto de datos generados acerca de la correlación entre las propiedades mecánicas y las densidades del hueso trabécular de canino. Un total de 72 especímenes de hueso esponjoso, fueron tomados en distintas regiones incluyendo cabeza humeral, cabeza femoral, cóndilo femoral y parte superior de la tibia. En la figura 1.4 se muestra la fuerte correlación entre las propiedades mecánicas y su densidad aparente. (Yuehwei et al., 1999)

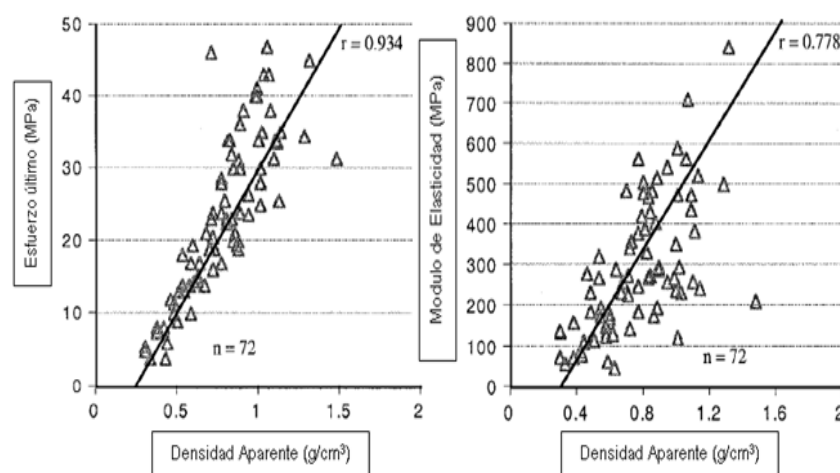


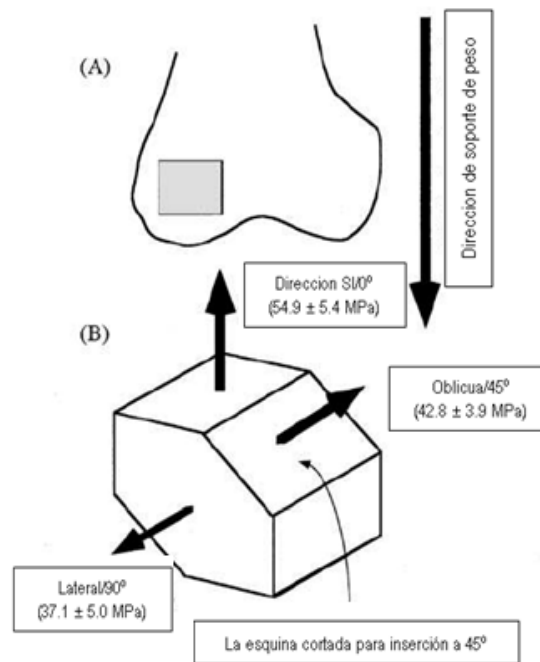
Figura 1.4 Correlación entre la densidad aparente y las propiedades de hueso esponjoso. (Yuehwei et al., 1999)

En estudios experimentales se ha demostrado de manera empírica que el módulo elástico aparente y la resistencia presentan una relación potencial con la densidad aparente, y que las propiedades elásticas del hueso mejoran cuando se incrementa la densidad aparente. (Ruíz Cervantes, 2010)

#### 1.4.3 Anisotropía.

El hueso esponjoso es anisotrópico en función de su morfología trabécular. Varias investigaciones se han ocupado de las propiedades mecánicas ortogonales o anisotrópicas de hueso esponjoso de humanos y animales. El esfuerzo y el módulo de elasticidad de hueso esponjoso dependen de la dirección de carga empleada, como normalmente se mide en dirección SI (superior – inferior), AP (anterior – posterior), o ML (medial – lateral). (Ciarelli et al., 1991), encontraron la medida general más alta de módulo de elasticidad en la metáfisis de un

hueso largo de humano siendo en la dirección SI, que es aproximadamente 2.5 veces el valor en la dirección de AP. La dirección de AP es superior a la dirección de ML. Estudios anteriores utilizando muestras de hueso esponjoso vertebral (Galante et al., 1970), mostraron un patrón similar. En estudios recientes se constataron que los esfuerzos para extraer tornillos de hueso esponjoso de bovino dependían también de la dirección de la inserción del tornillo (en dirección de carga). El esfuerzo fue mayor ( $55 \pm 5$  MPa) en la dirección SI ( $0^\circ$ ), el más débil ( $37 \pm 5$  MPa) en la dirección lateral ( $90^\circ$ ), e intermedio ( $43 \pm 4$  MPa) a una dirección de  $45^\circ$ . Este fenómeno se puede explicar por un modelo de columna puntal. En la figura 1.5 se muestran los efectos en las direcciones de inserción de los tornillos según el esfuerzo de extracción de hueso esponjoso en fémur distal de bovino. De acuerdo a un resumen de datos listado por Goldstein (21 conjuntos de datos generados mediante pruebas de compresión), el valor promedio de esfuerzo y módulo de elasticidad de hueso esponjoso de humano en diferentes lugares es de 6.6 a 36.2 MPa y 130 a 1080 MPa respectivamente.



**Figura 1.5** Ilustración de una prueba para el tornillo de retención en hueso esponjoso de bovino procedente de diferentes direcciones, muestra el comportamiento anisotrópico del hueso esponjoso. (A) El sitio de muestreo y de orientación. (B) Las instrucciones de inserción de tornillos y los valores promedio de la fuerza de extracción. (Yuehwei et al., 1999)

El hueso esponjoso también es heterogéneo en algunas zonas. En el área *metafisoepifisaria* de huesos largos, más material de hueso trabécular es localizado en la placa de hueso subcondral y gradualmente comienza con menos concentración hacia la diáfisis (figura 1.6). Este patrón estructural determina a discreción los esfuerzos mecánicos en la placa subcondral de hueso hasta el canal medular. En estudios recientes, en cilindros (4 mm diámetro x 5 mm de largo), de dos niveles de hueso esponjoso de cóndilo femoral medial de canino se midió la resistencia y el módulo de elasticidad usando pruebas de compresión. Los resultados mostraron que el nivel distal (cerca de la superficie de la articulación) tenía una mayor resistencia y módulo de elasticidad ( $28 \pm 7$  vs.  $19 \pm 5$  MPa). Un hallazgo similar también fue demostrado en un estudio sobre la *glenoidea*<sup>1</sup>.

<sup>1</sup> Glenoidea. Cavidad o fosa superficial de un hueso, en forma de copa en la cual se encaja y mueve en todos sentidos la cabeza de otro.



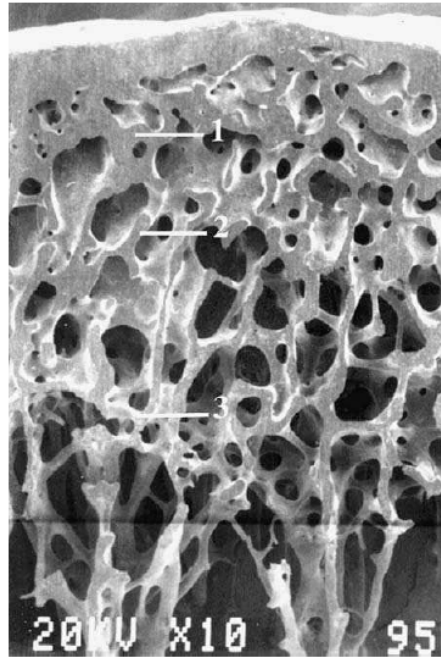


Figura 1.6 Sección transversal en el plano coronal de la parte superior de la tibia de un conejo, muestra la estructura trabécular heterogénea de la placa de hueso subcondral hacia el canal medular. Teniendo en cuenta la estructura densa en la placa subcondral (encima de la línea 1) y las trabéculas sueltas debajo de la línea 3. (Yuehuei et al., 1999)

#### 1.4.4 Propiedades del material.

Las propiedades del hueso esponjoso son definidas por las propiedades intrínsecas en trabéculas individuales, las cuales tienen que ser medidas por pruebas mecánicas en trabéculas usando métodos tales como análisis de pandeo, prueba de compresión, microtensión o métodos de ultrasonido. El módulo de elasticidad del hueso trabécular (trabéculas individuales) es alrededor de 10% a 30% menor que en el hueso cortical (tabla 1.2). Por ejemplo, el módulo de elasticidad es de 14.8 GPa para trabéculas y 20.7 GPa en hueso cortical medido por técnica de ultrasonido y 10.4 y 18.6 GPa respectivamente, usando prueba de microtensión. (Yuehuei et al., 1999)

Sin embargo, técnicamente no es adecuado el uso de ultrasonido, esto se debe a la imposibilidad de examinar el hueso subcortical; dado que el ultrasonido se refleja en la superficie del hueso y no penetra en él, sólo la superficie cortical ósea es visible. (Vargas, 2008)

Tabla 1.2 Propiedades Mecánicas de hueso esponjoso. (Yuehuei et al., 1999)

Especimen	Ensayo	Modulo de Elasticidad	Referencia
Fémur distal humano	Pandeo	8.69 ± 3.17 (seco)	Runkle 1975
Tibia proximal humano	Pandeo	11.38 (húmedo)	Townsend 1975
Fémur humano	Ultrasonido	12.7 ± 2.0 (húmedo)	Ashman 1988
Fémur Bovino	Tracción	10.9 ± 1.6 (húmedo)	Ashman 1988
Tibia y Fémur humano	Viga voladiza	8.7 (6.2 - 11.2)	Menta 1989
Cresta iliaca humano	Tracción	0.8 ± 0.4	Ryan 1989
Tibia (parte superior) humano	Flexión a tres puntos	4.59	Choi 1990
Tibia humano	Flexión a cuatro puntos	5.7 ± 1.3	Choi 1990
	Tracción	10.4 ± 3.5	Rho 1993

## Capítulo 2. Caracterización Microestructural.

### 2.1 Métodos de adquisición de imágenes.

Los parámetros comúnmente utilizados para la estructura de hueso trabécular o arquitectura incluyen 1) BV (volumen de hueso) o TBA (área de hueso trabécular, que es la superficie trabécular, dividida por la superficie total en  $\mu\text{m}^2$ ); 2) Tb. Th (espesor trabécular, el promedio del espesor de la trabécula en  $\mu\text{m}$ ); 3) Tb. Sp (separación trabécular, el promedio de la distancia entre trabéculas, que representa la cantidad de espacio en la medula en  $\mu\text{m}$ ).

Parámetros comunes para la conectividad espacial de hueso trabécular se incluyen en Tb. N (número trabécular, el promedio del número de elementos continuos trabeculares encontrados por unidad de área), Ho. N (número de orificios, el promedio del número de orificios por unidad de área), N.Nd (número de nodos trabeculares), N. Tm (número de terminales trabeculares), y la relación Nd/Tm. La mayoría de estos parámetros pueden ser medidos usando imágenes de software especializado basado en una sección histológica individual 2D, secciones en serie, o las imágenes en serie de escaneo 3D. (Yuehwei et al., 1999)

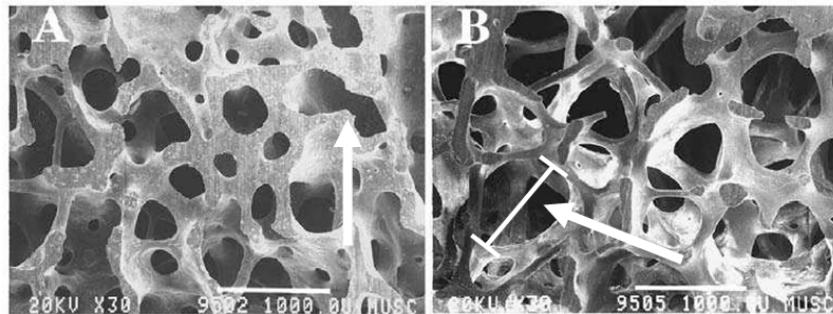


Figura 2.1 Una microscopia electrónica de barrido muestra los cambios osteopénicos en la parte superior del hueso trabécular tibial en la rodilla de conejo, modelo de artritis inflamatoria. a) desconexión de la red trabécular. b) Aumento en el tamaño de cavidades medulares. (Yuehwei et al., 1999)

Tabla 2.1 Análisis de correlación (Coeficiente de correlación de Pearson) entre Parámetros mecánicos y morfométricos. (Yuehwei et al., 1999)

Parámetro	Carga última	Resistencia	Resistencia última
TBV (%)	0.796 <sup>b</sup>	0.888 <sup>c</sup>	0,796
Tb.Th ( $\mu\text{m}$ )	0.918 <sup>c</sup>	0.869 <sup>b</sup>	0.918 <sup>c</sup>
Tb.Sp	-0,459	0,562	-0.462
Ho.N/mm <sup>2</sup>	0.823 <sup>b</sup>	0.880 <sup>b</sup>	0.823 <sup>b</sup>
Número de Euler/mm <sup>2</sup>	-0.832 <sup>b</sup>	-0.892 <sup>b</sup>	-0.883 <sup>c</sup>
Nd/mm <sup>2</sup>	0.868 <sup>b</sup>	0.950 <sup>d</sup>	0,868
Tm/mm <sup>2</sup>	-0.879 <sup>b</sup>	-0.925	-0.881
relación Nd/Tm	0.94 <sup>d</sup>	0.831 <sup>c</sup>	0.940 <sup>d</sup>

Nota: Un "-" significa una correlación negativa

<sup>a</sup> n=6; grados de libertad n'-n-2=4; análisis en un solo sentido (para positivo r) o dos sentidos (para negativo r).

<sup>b</sup> P<0.05.

<sup>c</sup> P<0.01.

<sup>d</sup> P<0.005.

En un modelo de osteopenia<sup>1</sup> local se reportó, la reducción significativa de la resistencia del hueso trabécular ( $26 \pm 8$  MPa en comparación con la parte de control de  $68 \pm 15$  MPa utilizando la prueba de indentación), se pudo explicar la reducción de las trabéculas BV o TBA y el aumento en la perforación y desconectividad del tejido trabécular (figura 2.1). Según análisis morfométricos, el hueso esponjoso mostró una perforación evidente y desconectividad en un período muy corto de tiempo, como lo indican los parámetros TBV, Nd, extremo libre (Tm), continuo CTE, Ho.N, relación Nd/ Tm y número de Euler (calculado por deducción Ho.N. de Th.N). Estos cambios pueden representar la rápida pérdida de hueso con perforación y desconexión de la red trabécular y aumento de tamaño de cavidades medulares. Correlaciones significativas han sido encontradas entre la mecánica y los parámetros morfométricos (Tabla 2.1). (Yuehuei et al., 1999)

Keller en 1994 y Rice et al. en 1998 demostraron que las propiedades mecánicas de hueso esponjoso están estrechamente relacionadas con su densidad. Las medidas de densidad de imágenes radiológicas, la información de la densidad mineral del hueso (BMD) a partir de escáneres de absorciometría dual de rayos X (DXA), Dougherty (1996), y el número de Hounsfield (HU) obtenido de imágenes de tomografías computarizadas, Rho et al., en 1995, tienden a tener una estrecha relación. Keaveny y Yeh en 2002, Van Lenthe et al., en 2001 establecieron que de estos estudios, aunque tienen una fuerte correlación, todavía existe 30-50% de varianza sin contabilizar de BMD en las propiedades mecánicas. Esto es clínicamente demostrado en estudios sobre la osteoporosis cuando una pequeña masa de hueso esponjoso dañado es caracterizada. Si un paciente es diagnosticado con osteoporosis, se compara el valor de BMD con el promedio de la población, Kanis (2002). Los resultados clínicos tienden a mostrar que la BMD puede tener cierta similitud en pacientes con fracturas de hueso por osteoporosis y pacientes sin fracturas, Majumdar et al., en 1997; causando variaciones similares con respecto a los estudios de densidad, la micro arquitectura de hueso esponjoso ha sido ampliamente atribuida a esta variación.

Los escáneres CT, han sido usados para el estudio de la microestructura en materiales en tres dimensiones. Ulrich et al. en 1999 utilizaron tales escáneres para estudiar la relación entre parámetros de micro-arquitectura y Parfitt en 1988 para el estudio de las propiedades mecánicas de hueso esponjoso. Para lo cual adquirió un conjunto de imágenes de especímenes de hueso esponjoso de humanos, determinó parámetros de micro-arquitectura y elaboró modelos micromecánicos utilizando elemento finito (FE). Con base en estos modelos, calculó la resistencia mecánica ortotrópica y de esta manera aseguró que la resistencia mecánica obtenida fuera la esperada para la micro arquitectura. (Jeremy et al., 2005)

El desarrollo de la imagen tridimensional del hueso esponjoso ha hecho posible la verdadera cuantificación en tres dimensiones de la arquitectura trabécular. Goldstein et al., en 1997 utilizaron un tomógrafo microcomputarizado ( $\mu$ CT) para medir espesor de la placa trabécular, separación de la placa trabécular, número de placa trabécular, superficie con relación al volumen, relación de la fracción del volumen óseo, la anisotropía y la conectividad en las muestras aisladas de hueso trabécular en 3 dimensiones. Los resultados de estos estudios muestran que en el hueso normal, más del 80% de la varianza en su comportamiento mecánico puede ser explicado por las medidas de densidad y orientación.

Odgaard et al., en 1999, sostuvieron que la conectividad y la estructura anisotrópica del tejido son de especial interés en la relación mecánica-arquitectura. Se refirieron a la posible

---

<sup>1</sup> Es una disminución en la cantidad de calcio y fósforo en el hueso, lo cual puede hacer que los huesos se vuelvan débiles y frágiles e incrementa el riesgo de fracturas.



importancia de la conectividad trabécular en la calidad mecánica del hueso esponjoso. Mediante el uso de información tridimensional detallada para la reconstrucción de modelos microestructurales de elementos finitos, fueron obtenidas las propiedades elásticas completas de la arquitectura trabécular, pudiendo ser calculadas la rigidez máxima y media. A partir de la fracción de volumen y ciertas mediciones en 3D de la arquitectura, la densidad de conectividad y densidad superficial fueron determinadas. Además se determinaron las densidades de conectividad de una manera imparcial por el número de Euler. Mediante el uso de análisis de regresión múltiple se encontró que la fracción de volumen explica con mucho, la mayor parte de la variación en la rigidez máxima y media (84% a 94%). Cuando se incluyeron la densidad de la conectividad y la densidad superficial, las correlaciones aumentaron ligeramente a 89% a 95%.

Recientemente, Kinney y Ladd en 1998 utilizaron un modelo de elementos finitos para estudiar la relación entre la densidad de conectividad y el módulo de elasticidad de hueso trabécular. Aunque no se encontró relación funcional entre la conectividad y el módulo de elasticidad, no había una relación lineal, antes del ciclo de llenado de la atrofia y recuperación, entre la pérdida del módulo de elasticidad y la pérdida total de conectividad. Los resultados indicaron que la recuperación de la función mecánica dependía de la preservación o la restauración de la conectividad trabécular. (Yuehuei et al., 1999)

## 2.2 Materiales Celulares.

### 2.2.1 Aplicaciones de los materiales celulares.

Cuando se estudian diferentes materiales celulares hechos por el hombre pronto se reconoce que también muestran una arquitectura jerárquica. Los materiales celulares (sean naturales o fabricados por el hombre) están formados por láminas de paredes delgadas dispuestas en forma de arreglos simétricos. Ejemplos de materiales celulares naturales son la madera, el corcho, los huesos y los tallos de plantas. (Pernich et al., 2004)

El incremento en los requerimientos de mayor seguridad en la elaboración de vehículos ha dado gran importancia a los materiales celulares en la industria automotriz. Este tipo de materiales son usados con éxito en vehículos para minimizar el peso de los componentes estructurales y mejorar la seguridad a través de la absorción de energías de impacto en accidentes por citar un ejemplo.

Un modelo único para los sólidos celulares hecho de los mismos materiales constitutivos y para un amplio rango de densidades puede ser usado directamente en la elección de la densidad óptima de la espuma para definir la energía de absorción de impacto. (Avalle et al., 2006)

Una clase importante de estos materiales presenta arreglos simétricos en dos dimensiones llamados panales. Las unidades que forman esos panales se denominan celdas, de las cuales las más comunes son las hexagonales. La densidad de estos materiales es muy baja, del orden del 2% al 10 % de la densidad del material del que están contruidos. (Pernich et al., 2004)

Para tener una idea de una estructura 3D (figura 2.2), desde un punto de vista geométrico, es válido pensar en una estructura celular formada por un esqueleto de bordes de celdas (puntales), que se funden en los nodos (vértices). Un espacio llenado de la celda unitaria es la celda Kelvin tetradecaedro. Esta celda tiene una superficie pequeña por unidad de volumen.

Algunos parámetros son necesarios para describir la forma de la celda, el tamaño, la topología, la geometría de los puntales, los nodos, las paredes, y su relación con las celdas vecinas.

A menudo es útil también para los parámetros que describen las imperfecciones o defectos de un material celular en comparación con la celda unitaria ideal.

Si se quiere entender la relación entre los parámetros de procesamiento y la estructura de la celda, así como entre la estructura celular y el perfil de la propiedad, se requiere investigar y cuantificar las celdas y sus imperfecciones con la mayor precisión posible.

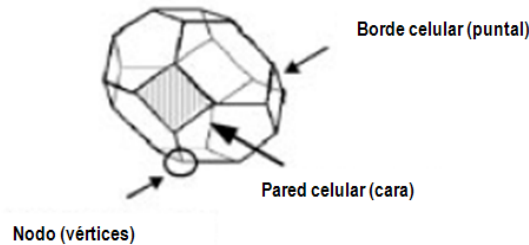


Figura 2.2 Espacio de llenado de la celda unitaria Kelvin tetradecaedro donde se muestran las paredes celulares, bordes y nodos. (Kriszt et al., 2002)

Otra tarea que requiere parámetros estructurales es el modelado del comportamiento mecánico de los materiales celulares. La entrada de datos derivados de las características de celdas de las espumas reales es necesaria para la generación de redes virtuales móviles, tales como la red de Voronoi.

Los métodos ordinarios tales como la microscopía óptica y el análisis cuantitativo de imágenes dan información sobre el tamaño de poro, espesor de la pared celular, orientación, y su cercana correlación.

Otra tarea para la caracterización es la obtener un valor aproximado de la densidad que puede ser adquirida por el peso de una muestra de volumen conocido. Un resultado más preciso se puede obtener utilizando el principio de Arquímedes. Desafortunadamente, no todos los componentes tienen una superficie cerrada, por lo que la penetración del líquido de ensayo invalida el resultado.

La distribución de densidad local de componentes celulares puede ser determinada por radiografía de rayos X o tomografías computarizadas (XCT). Una densidad local puede ser determinada para probar si la distribución del material es homogénea; debido a que podría ser dura o suave en distintas regiones del componente. La técnica de escáneres XCT con una resolución espacial de hasta diez micras permite estudiar la estructura de la celda, así como sus defectos. Además de XCT, otros métodos de ensayos no destructivos, como las pruebas de ultrasonido, mediciones de las corrientes de Foucault, o de bloqueo en tomografía están bajo consideración para la inspección de la distribución y los defectos de la densidad. (Kriszt et al., 2002)

### 2.2.2 Caracterización de los materiales celulares y espumas.

Es conocido de modelos de estructuras celulares ideales y demostraciones de experimentos, que la estructura de un material celular es el factor clave que determina sus propiedades. Este factor conduce a la necesidad de caracterización de materiales celulares. El objetivo de la caracterización es definir los parámetros estructurales relevantes y comprender su influencia en las propiedades de los materiales celulares.

**A. Características de un material celular y su influencia en el perfil de sus propiedades.**

En la figura 2.3, se define una lista de parámetros estructurales para describir la arquitectura y la microestructura de materiales celulares.

Los materiales celulares son heterogéneos, como los compuestos, por que los poros son integrados por estructuras de celdas. El arreglo y la forma de las celdas son llamados arquitecturas. En algunos materiales celulares la arquitectura geométrica puede ser observada visualmente, de este modo la escala de longitud del tamaño de la celda puede tener un rango de algunos decimas de milímetro o algunos centímetros. Para la adquisición de imágenes de la apariencia exterior de la estructura geométrica se puede utilizar cualquier cámara de video digital o escáneres ordinarios.

Si se hace un acercamiento a la celda del material, se observarán otros niveles de jerarquías o subestructuras, la microestructura del armazón celular. Se puede observar la estructura de material celular, microporos y grietas en una resolución de micras mediante el uso de microscopía luminosa o microscopía electrónica de barrido. Si se utiliza microscopía de transmisión electrónica, la resolución se incrementa en nanómetros y se pueden observar dislocaciones en la estructura.

Es evidente que se trata de materiales heterogéneos: con estructuras jerárquicas. Cuando se describen los materiales celulares se tiene que estar consciente que hay diferentes características estructurales que pueden influir en sus propiedades y que pueden ser definidas para cada nivel jerárquico.

Tal comprensión de un sistema así es compleja. Como consecuencia no hay reglas generales basadas en las estructuras reales que puedan ser desarrolladas explicando las influencias de estructura y arquitectura en las propiedades. Además, no se han establecido directrices para la caracterización de materiales celulares. En años recientes las características estructurales que influyen en las propiedades han sido identificadas, pero interacciones y efectos en espumas de materiales reales no son conocidas cuantitativamente.

<b>Estructura geométrica (arquitectura celular)</b>	<b>= poros (celdas)</b>	<b>+ armazón de la celda a gran escala</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• celdas abiertas o cerradas</li> <li>• arreglo de celdas estocásticas o regulares</li> <li>• relación de la vecindad</li> <li>• modelos estocásticos (mosaico)</li> <li>• Composición química del material celular</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>➤ fracción de volumen</li> <li>➤ factor forma</li> <li>➤ relación de aspecto</li> <li>➤ orientación</li> <li>➤ tamaño</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ espesor y longitud de paredes celulares</li> <li>✓ número/área de nodos</li> <li>✓ curvatura/ curvación de paredes celulares</li> </ul> <ul style="list-style-type: none"> <li>✓ celdas eutécticas</li> <li>✓ microporos</li> <li>✓ inclusiones</li> </ul> <ul style="list-style-type: none"> <li>○ precipitados</li> <li>○ dislocaciones</li> </ul>

Figura 2.3 Lista de parámetros para describir la estructura de espumas celulares, basándose en la resolución, estructura geométrica y microestructura. (Kriszt et al., 2002)

### A.1 Densidad y fracción de volumen de poros.

Una de las características estructurales más importantes es la distribución de la densidad. Una clara relación entre densidad relativa, módulo de rigidez, el esfuerzo en meseta de compresión son derivados del modelo de escala de Gibson y Ashby en 1997. Las leyes de escala fueron verificadas recientemente por otros autores. Basándose en estas leyes la influencia de distribución de densidad no homogénea en propiedades mecánicas se comprenden mejor. Originalmente las leyes de escala se derivaron de parámetros estructurales tales como longitud y espesores de bordes de celdas cubicas; estas características estructurales fueron asumidas siendo constantes y pueden ser remplazadas por la densidad relativa.

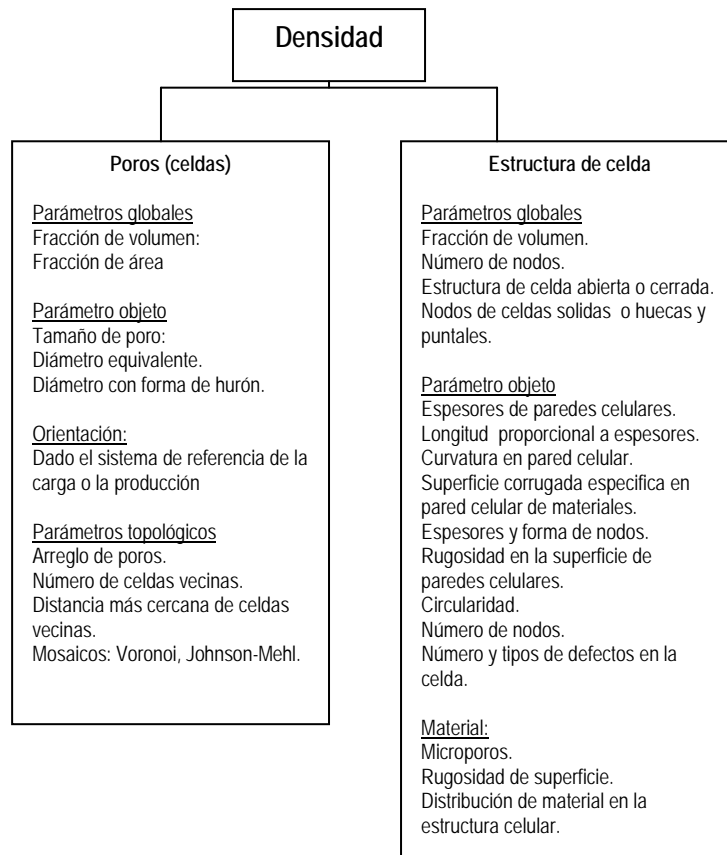


Figura 2.4 Dependencia de la densidad en las características estructurales de poros y estructuras de celda. (Kriszt et al., 2002)

Asombrosamente, no es común determinar densidades en análisis estructurales cuantitativos. La distribución de densidad de materiales celulares reales es influida por muchas características estructurales mostradas en la figura 2.4.

A mayor fracción de volumen de poros en un material celular, menor es la densidad del material. Por lo tanto la fracción de volumen de poros es una cantidad significativa y puede ser derivada de la fracción de área de poros. Es un parámetro global y da información acerca del arreglo, tamaño o forma de poros. Por ejemplo, dos tipos de materiales celulares pueden tener la misma densidad, pero una muestra puede tener uno o dos poros grandes que representen más de la fracción de volumen de la fase gaseosa, la otra muestra (por ejemplo, hecha por una técnica de replicación o de inversión de calidad) puede consistir de un canal casi uniforme pequeño de los poros. En la figura 2.5 se muestran diferencias en la estructura del material celular.

Con excepción de tomografías CT, en investigaciones de estructuras no transparentes en 3D se han restringido los análisis de secciones transversales. Asumiendo ciertas condiciones de contorno, las leyes de análisis cuantitativo de imágenes dan relación entre características estructurales en 2D y 3D. (Kriszt et al., 2002)

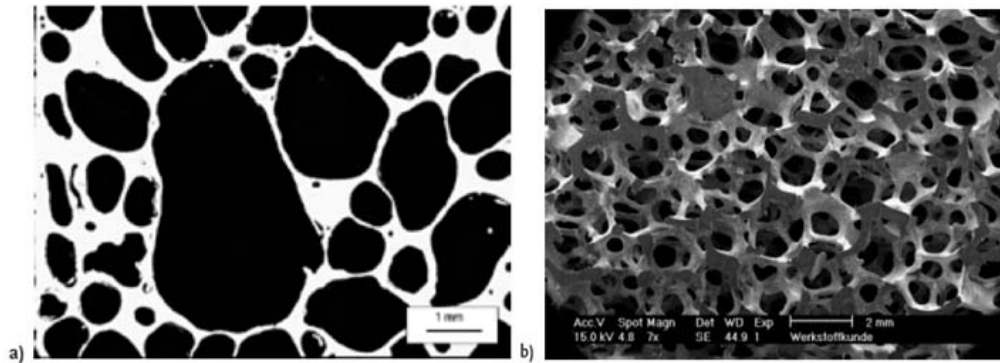


Figura 2.5 a) Espuma de celda cerrada, geometría estructural de espuma Alulight: tamaño y forma de poro irregular, b) Celda abierta de Ni: tamaño y forma de poro regular y uniforme. (Kriszt et al., 2002)

Chan y Exner et al., en 1984 determinaron que la forma característica de un objeto o estructura tridimensional se puede describir cuantitativamente a partir de parámetros o factores bidimensionales obtenidos mediante la estereología, Hawkins en 1983 y Kaye en 1984 lo establecieron por medio de series de Fourier y la teoría de fractales.

En el caso de la estereología se han desarrollado un número considerable de parámetros de forma, pero solo un grupo de ellos son los más útiles en la práctica, siendo así que son empleados como elementos constitutivos de los programas que conforman algunos instrumentos y/o equipos de investigación (Weibel, 1980; Exner 1984; Hawkins, 1993), por ejemplo en sistemas automáticos de análisis digital de imágenes.

Algunos de los parámetros de uso práctico pueden determinarse de proyecciones bidimensionales, por ejemplo de una fotografía, entre estos se pueden citar:

Los parámetros de *Hausner* (Hausner, 1966).

Para factor de elongación ( $x$ ):

$$x = a / b \quad (2.1)$$

Factor de volumen ( $y$ ):

$$y = A / ab \quad (2.2)$$

Factor de superficie ( $z$ ):

$$z = c^2 / 12.6A \quad (2.3)$$

Donde:  $a$ , es la longitud del rectángulo envolvente con área mínima;  $b$ , ancho del rectángulo;  $A$ , área proyectada del objeto;  $c$ , perímetro del perfil proyectado.

Parámetros de *Beddow* (Beddow, 1980).

Razón de aspecto centroidal (*RAC*):

$$RAC = d_m / d_p \quad (2.4)$$

Donde:  $d_m$ , es la longitud de la mayor cuerda que pasa por el centroide;  $d_p$ , longitud de la cuerda que pasa por el centroide perpendicular a  $d_m$ .

Parámetros de *Exner y Hougardy* (Exner et al., 1984)

Elongación ( $f_{EL}$ ):

$$f_{EL} = \sqrt{i_1 / i_2} \quad (2.5)$$

Compacticidad ( $f_{COM}$ ):

$$f_{COM} = \frac{1}{2\pi} \cdot \frac{A^2}{\sqrt{i_1^2 + i_2^2}} \quad (2.6)$$

Rugosidad ( $f_{RU}$ ):

$$f_{RU} = b_c / c \quad (2.7)$$

Donde:  $A$ , es el área proyectada del objeto;  $i_1$ ,  $i_2$  momentos de inercia principales (ubicados en ejes donde el producto de inercia es cero);  $b_c$  es el perímetro convexo;  $c$  es el perímetro.

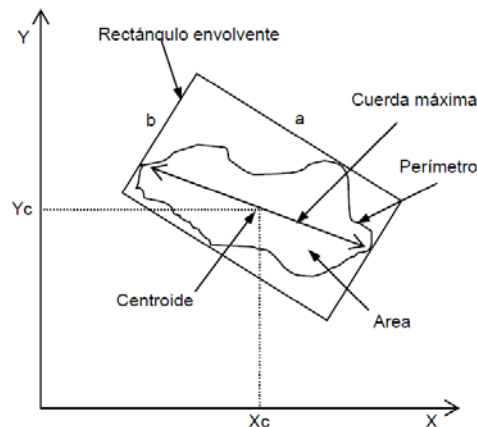


Figura 2.6 Magnitudes que definen un objeto en plano por estereología. (Tolosa et al., 2004)

Estos parámetros se expresan mediante funciones matemáticas que en general se obtienen de evaluar magnitudes extraídas de un gráfico como el que se muestra en la figura 2.6.

El objeto en estudio visto en el plano inscrito dentro de un rectángulo, el cual debe cumplir que el área interna sea mínima, lo que determina el trazado de un considerable número de ellos alrededor del perfil del objeto hasta lograr obtener el que realmente posea esta condición, ubicado dicho rectángulo se procede a definir las magnitudes necesarias para los cálculos correspondientes. (Tolosa et al., 2004)

## A.2 Tamaño y Forma de poros.

Incluso si el tamaño del poro (o celda) es uniforme y los poros son regularmente ordenados, esta información no es suficiente para describir al material celular. Sin embargo, los poros pueden tomar orientaciones preferentes.

Por lo tanto, dos conjuntos de parámetros cuantitativos tienen que estar definidos, de los cuales uno describe las propiedades de cada poro (parámetro objeto) tales como tamaño, forma u orientación y el segundo características de las propiedades topológicas de los materiales celulares, tales como la organización.

Para cada conjunto de características es posible definir un número determinado de cantidades estructurales. Así por ejemplo, el tamaño de poro puede ser descrito por:

- un diámetro equivalente del poro, que es definido como el diámetro de una esfera o círculo teniendo el mismo volumen y área, o
- como máximo, mínimo, o la longitud media de los poros

El impacto en las propiedades es diferente, eso se ha demostrado en el tamaño de las celdas de las espumas de carbono que tienen una influencia en el esfuerzo de compresión, pero no sobre la rigidez y la resistencia a la fractura.

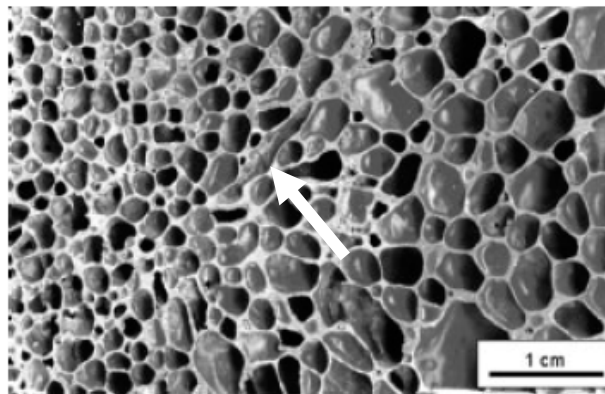


Figura 2.7 Distribución no homogénea del tamaño de los poros, poros largos y mal orientados. (Kriszt et al., 2002)

Incluso si se asume que el tamaño de poro tiene un impacto sobre el comportamiento mecánico, en ningún trabajo experimental se muestra como el tamaño de los poros actúa en espumas reales, por lo tanto tienen que ser clasificados con un factor "bajo", o defecto, por sus propiedades mecánicas. Se ha demostrado que el tamaño de los poros, combinados con ciertas formas, por ejemplo una forma elíptica y una cierta orientación, puede permitir bandas de deformación desde el inicio. En la figura 2.7, se muestran poros orientados y elongados en Alulight. Un estudio de las características de los poros reveló que los poros en la zona de deformación tienen una orientación diferente de poros sin daños materiales. Pruebas similares fueron deducidas de experimentos in-situ usando tomografía computarizada.

## B. Métodos de caracterización y cuantificación de arquitecturas geométricas en espumas.

Aunque la XCT está establecida para la investigación de espumas, la caracterización de las mismas es usualmente realizada utilizando los métodos cuantitativos de análisis de imagen en 2D. La mayoría de los documentos se centran en la caracterización de la estructura celular



derivada de un análisis de las secciones transversales, de la misma forma se pueden aplicar estas metodologías en hueso.

### B.1 Preparación de la muestra.

El primer paso en la preparación de un espécimen es cortar una muestra de la espuma. Gran incertidumbre llevó a la insistencia de que la espuma metálica sólo se debía cortar utilizando máquinas de electroerosión con el fin de evitar daños a las celdas o las paredes. Los resultados demostraron que con una precisión a baja velocidad de corte y fuerza dan resultados tan buenos como la erosión de chispa, pero con una reducción en el tiempo y costo. (Kriszt et al., 2002)

En el siguiente paso, los especímenes son a menudo incrustados en una matriz de epóxico, de manera que los poros son llenados; posteriormente se hace una preparación metalográfica convencional con esmerilado y pulido. El procedimiento tiene que ser repetido varias veces hasta que todos los poros sean llenados. Este método da buenos resultados si la microestructura de la pared celular del material es estudiada usando luz microscópica.

Otro método de preparación para la digitalización de muestras por escaneo es el propuesto por Kriszt et al., en 1999, en este método las muestras de espumas son cortadas con precisión, seguidas por un suave pulido y la coloración de la muestra, de modo que los contornos de la estructura celular en la parte superior de la muestra recuperen su brillo. Esta es una manera práctica de analizar la geometría estructural en grandes áreas. Posteriormente la preparación, de la superficie puede ser escaneada utilizando un modo de alta resolución y se convierte en una imagen digital como la que se observa en la figura 2.8. (Kriszt et al., 2002)

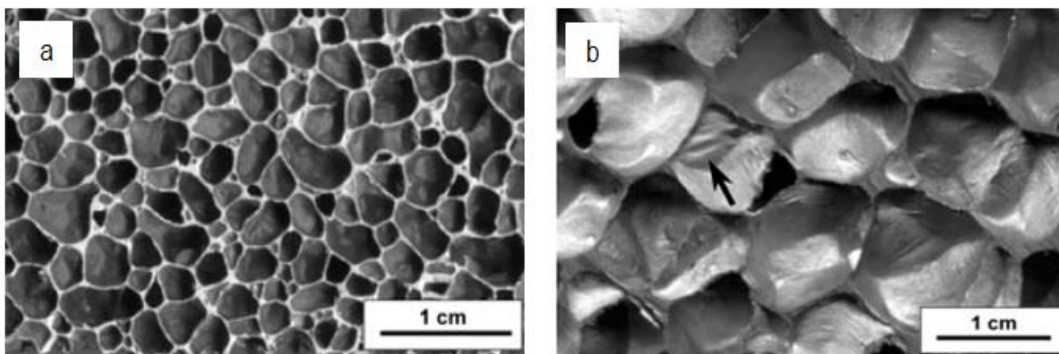


Figura 2.8 a) Estructura geométrica de Alporas, preparación de muestra para digitalización por técnica de escaneo, b) Paredes celulares corrugadas producidas en el proceso de fundición (Combal). (Kriszt et. al., 2002)

### B.2 Tamaño de poro.

En las Figuras 2.5a, 2.7, 2.8a y 2.8b se muestran las diferencias en estructura que se pueden encontrar entre espumas metálicas. El Allulight parece tener más irregularidades en la forma y el tamaño celular que las Alporas<sup>1</sup>. Otra característica estructural de las espumas como ésta, es la distribución no uniforme de metal sólido (figuras 2.5a y 2.7). Las zonas tienen un enriquecimiento de material sólido en forma de manchas.

Las mediciones del tamaño de los poros para espumas metálicas han demostrado que tienen mismo diámetro equivalente promedio de alrededor de 3 mm. Las curvas de distribución del diámetro equivalente contra frecuencia de poros muestra una forma bimodal (figuras 2.9a). La larga fracción de pequeños poros es causada por la solidificación por contracción, a mayor

<sup>1</sup> Alporas. Proceso que consiste en agregar gas al metal fundido mediante un agente espumante o compuesto que, al descomponerse a una determinada temperatura, emite un gas que inicia el proceso de espumado.



frecuencia de poros el diámetro equivalente es menor conforme aumenta el diámetro la frecuencia de poros se va reduciendo. Debido a la gran cantidad de poros pequeños, la distribución del tamaño de la celda está dominada por ésta medida. La presentación de fracción de área de una clase de poro por encima del diámetro equivalente ayuda a subrayar la contribución de los poros grandes a la estructura geométrica (figura 2.9b). (Kriszt et al., 2002).

Si bien lo que buscan los autores es correlacionar el proceso de fabricación con la arquitectura resultante, en el caso del hueso, se podría establecer una relación entre el proceso de síntesis y crecimiento con su estructura.

La presencia de valores extremos puede hacerse más visible si este método de presentación de resultados es usado.

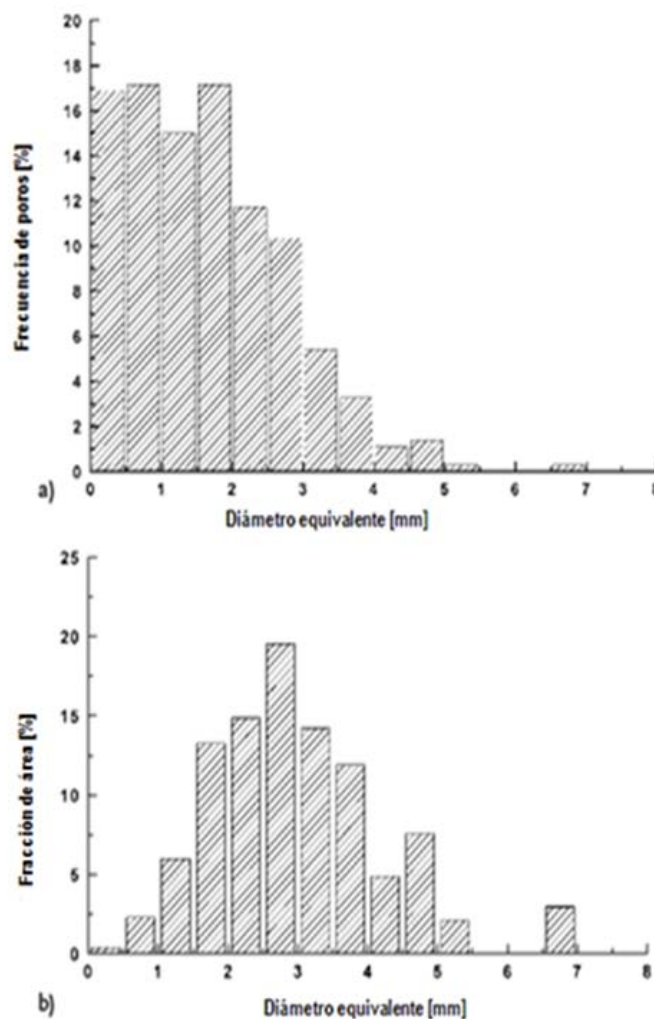


Figura 2.9 Distribución del tamaño de poro para (1) Alulight: a) diámetro equivalente vs frecuencia de poros, b) diámetro equivalente vs frecuencia de área. (Kriszt et al., 2002)

La densidad y el tamaño de poro son cantidades usadas para caracterizar espumas. Estas cantidades son interdependientes, sin embargo muchos demandan que la densidad y el tamaño de la celda sean medidas de forma independiente. Se puede demostrar que la densidad está en función del tamaño de poro (figura 2.10).

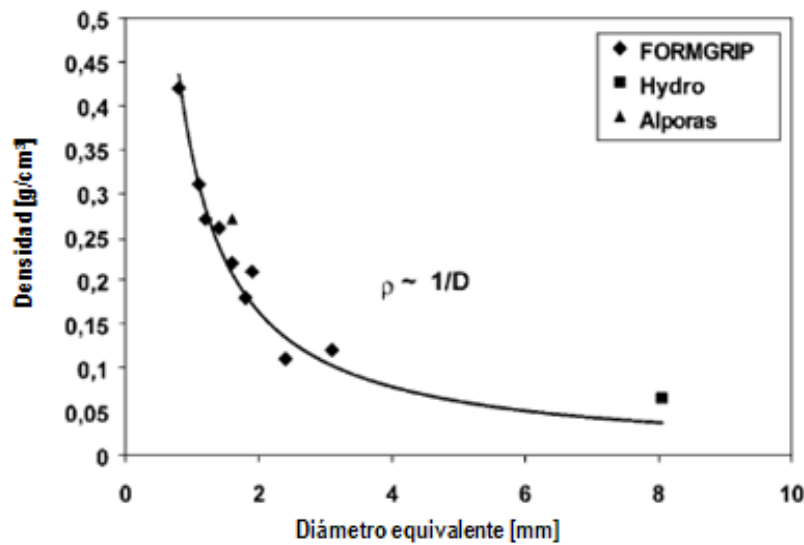


Figura 2.10 La densidad como una función del tamaño de poro para varios tipos de espumas. (Kriszt et al., 2002)

### B.3 Forma de poro.

Assumiendo que las celdas de las espumas metálicas tienen forma poliédrica ideal, como la celda Kelvin, debe ser posible encontrar una correlación entre el número de lados de cada poro en la sección transversal en 2D y en la forma 3D. Degischer et. al., en 2000 demostraron que los poros en las espumas no tienen una unidad celular poliédrica ideal. Por lo tanto, en el análisis en 2D, la caracterización de la forma es limitada a la utilización de factores de forma para la comparación de diferentes tipos de espuma.

Se conocen diferentes métodos de estructuras cuantitativos para definir factores de forma. Klocker en 1999 definió la relación entre la mayor y la menor dimensión de la celda como principio de la relación de anisotropía de la forma. Una definición similar fue usada por Simone en 1997 con la relación de la forma de elipse. Otro factor de forma es la circularidad, el cual es la relación de área de poro y el cuadrado del perímetro de poro. Para todos los factores de forma mencionados el valor de 1 corresponde a la forma de círculo. La circularidad permite una interpretación de la forma de la celda, la circularidad de un rectángulo es 1.4 y la de un pentágono regular es 1.1.

Klocker en 1999 demostró que la forma de las Alporas y Alulight<sup>1</sup> tiene una relación promedio de 1.5. La relación de la forma de elipse de espuma Alulight es una distribución Gausiana, y tiene un rango de valores de 0.6. En espuma Cymat se encontró una relación de forma elipsoidal de un factor de 1.8.

### B.4 Orientación de los poros.

La definición de orientación de poro es sensible solo si un sistema de referencia es definido. Dependiendo del objetivo de la investigación, los ejes de referencia son orientados en alguna de las principales direcciones de procesamiento, tal como la dirección de la formación de espuma o

<sup>1</sup> Alulight. El proceso consiste en producir un precursor espumable resultado de mezclar partículas metálicas con un agente espumante y un elemento reforzante para aumentar la viscosidad del metal fundido. El secreto para producir el precursor es mediante la compresión de los polvos mezclados, para que cuando tenga lugar el espumado, el gas no escape del material.

de alimentación del sistema de cinta transportadora. Otra clase de sistema de referencia puede ser definido por la carga direccional.

### **B.5 Espesor de bordes y paredes celulares.**

Aunque los bordes de paredes celulares tienen una gran influencia en las propiedades mecánicas, muy poca información acerca de los espesores de las paredes celulares es publicada. Esto podría ser debido a la dificultad de definición de la transición de nodo a pared celular o borde. Por lo tanto es difícil medir estas características estructurales con análisis cuantitativo de imágenes.

Berger en 2000 demostró que la distribución de los espesores de las paredes celulares tienen una forma asimétrica para las espumas producidas por la técnica de metalurgia de polvos. En la disminución del espesor de la pared celular se encontró que se trata de 70  $\mu\text{m}$ . El máximo borde de la pared celular que se encontró fue de 500  $\mu\text{m}$ . Un espesor de pared celular de 150  $\mu\text{m}$  fue el más frecuente. Asombrosamente, el espesor de pared celular es independiente de la densidad de la espuma.

### **B.6 Características Topológicas.**

La tarea más difícil en la caracterización de espumas, es la descripción de las relaciones topológicas. Es sabido que si no hay modelo para la estructura geométrica de una espuma real, el entendimiento de la topología del material celular basado sobre un análisis en 2D es limitado. Los primeros intentos se han hecho calculando el mosaico para las estructuras celulares.

Klocker en 1999 midió el número promedio de vecindades celulares para las Alporas y Alulight. El número de vecindades celulares varía entre 1 y 10. El promedio de vecindades celulares en Alporas es 4.5, en material Alulight el número promedio es 5 celdas, ligeramente mayor que en Alporas.

Otro parámetro que ayuda a describir las relaciones topológicas es la distancia más cercana a las vecindades. Para la espuma Alulight, Mosler et al., en 2000 encontraron un significado del promedio de la distancia alrededor de 900  $\mu\text{m}$ . (Kriszt et al., 2002).

### **2.3 Cuantificación de la arquitectura de hueso esponjoso.**

La disposición trabécular en el hueso esponjoso no es casual. Algunas regiones son muy densas, mientras que en otras solo hay pocas trabéculas. La orientación y el grado de anisotropía son variables que cambian entre los sitios anatómicos.

La variación en la arquitectura trabécular sirvió de base para la formulación de la ley de Wolf, que une a la arquitectura trabécular para el uso mecánico por adaptación y las propiedades mecánicas de la arquitectura.

Se ha aprendido acerca de cómo la arquitectura influye en las propiedades mecánicas pero la influencia de un número de arquitecturas características es aun desconcertante. Uno de los problemas relacionado con las formulaciones explícitas para la arquitectura de hueso esponjoso es la definición y delimitación de las variables estructurales para ser incluidas.

Una variedad de métodos para la cuantificación de la arquitectura de hueso esponjoso ha sido propuesta. Los métodos se clasifican como: 1) métodos básicos esteorológicos, 2) métodos basados en la reconstrucción en 3D, 3) métodos histomorfométricos tradicionales en 2D y 4) métodos ad hoc en 2D; esta clasificación ayuda a entender los métodos individuales (Tabla 2.2).

**Tabla 2,2 Parametros morfometricos encontrados en la mecánica de hueso. (Cowin, 2001)**

	Mediciones directas			
	Esteorológico	en 3D	Histomorfometria Tradicional	Medidas ad hoc en 2D
Densidad <sup>a</sup>	V <sub>v</sub>	V <sub>v</sub>	BV/TV <sup>b</sup>	
Densidad superficial	S <sub>v</sub>	S <sub>v</sub> <sup>b</sup>	BS/TV <sup>b</sup>	
Dimensión de las trabeculas <sup>c</sup>	Volumen estrella	espesor <sup>d</sup>	MTPT (Tb.Th) MTPS (Tb.Sp)	medidas directas
Anisotropia	MIL	MIL		
	VO	VO		
	SVD	SVD		
Topologia (conectividad)	ConnEulor	Número de Euler	MTPD (Tb.N)	TBPf
		β <sub>0</sub>		N.Nd, N.Tm
		β <sub>1</sub>		Nd.Nd, Nd.Tm
		β <sub>2</sub>		Tm.Tm, TSL
				N.Nd/ N.Tm

<sup>a</sup> Densidad ósea implícita. Puede ser usada para la medula ósea.

<sup>b</sup> Idéntico al método esteorológico.

<sup>c</sup> Usado para cuantificación de dimensiones espaciales de medula.

<sup>d</sup> Volumen pesado.

Nota: V<sub>v</sub> = Fracción volumétrica, S<sub>v</sub> = Densidad superficial, MIL= Método de Intercepción Lineal, VO = Orientación volumétrica, SVD = Distribución del volumen de estrella, MTV = Volumen trabécular principal, BV/TV = Volumen de hueso/ Volumen del tejido, BS/TV = Densidad del hueso/ Volumen del tejido, MTPT = Espesor de la placa trabécular principal, MTPS = Separación de placa trabécular principal, MTPD = Densidad de placa trabécular principal, TBPf = Factor patrón de hueso trabécular, N(Número), Nd (Nodo), Tm (Termino), TSL (Longitud puntal total)

### 2.3.1 Métodos esteorológicos.

Esteorológico se puede definir como el estudio de métodos simples y procedimientos de estimación en poblaciones geométricas. En términos menos abstractos se puede decir que es el estudio de métodos para la obtención de estimadores de muestras en una estructura. Si se obtiene un estimado de la fracción de volumen de una fase mediante un punto sobre una muestra en una sección en 2D, es un ejemplo sencillo de un método esteorológico, un ejemplo más complejo es determinando el volumen medio de un tipo de celda de medidas realizadas aleatoriamente sobre secciones en 2D, Gundersen (1988). Los métodos esteorológicos son basados en rigurosas estadísticas espaciales, y los resultados obtenidos son imparciales. Estas características no son reales para algunos de los métodos usados en histomorfometría tradicional. (Cowin, 2001)

### C. Fracción de Volumen.

La fracción de volumen de hueso trabécular, V<sub>v</sub> (hueso), es una de las propiedades fundamentales de la arquitectura de hueso esponjoso, y esta se define como el volumen trabécular entre el volumen de referencia. Para un espécimen,

$$V_v(\text{hueso}) = \frac{\text{Volumen de hueso trabécular}}{\text{Volumen de hueso trabécular} + \text{Volumen de espacio de medula}} \quad (2.8)$$

La fracción de volumen de espacio medular, V<sub>v</sub> (médula), es equivalente, V<sub>v</sub> (hueso) + V<sub>v</sub> (médula) = 1. Para algunas fases, la fracción de volumen puede ser estimada imparcialmente por la fracción de área A<sub>A</sub>, la fracción de línea L<sub>L</sub> y la fracción de punto P<sub>P</sub> en un plano muestral uniforme por líneas o sondas puntales, respectivamente, Underwood (1970) y Weibel (1980).

$$V_V = A_A = L_L = P_P \quad (2.9)$$

De esta manera es como la fracción de volumen puede ser estimada de forma imparcial por localización de puntos en una red sobre una sección aleatoria y determinando la fracción de puntos que tocan en el hueso (figura 2.11). No hay requerimientos para la orientación de las sondas, y tampoco por la isotropía de la estructura. (Cowin, 2001)

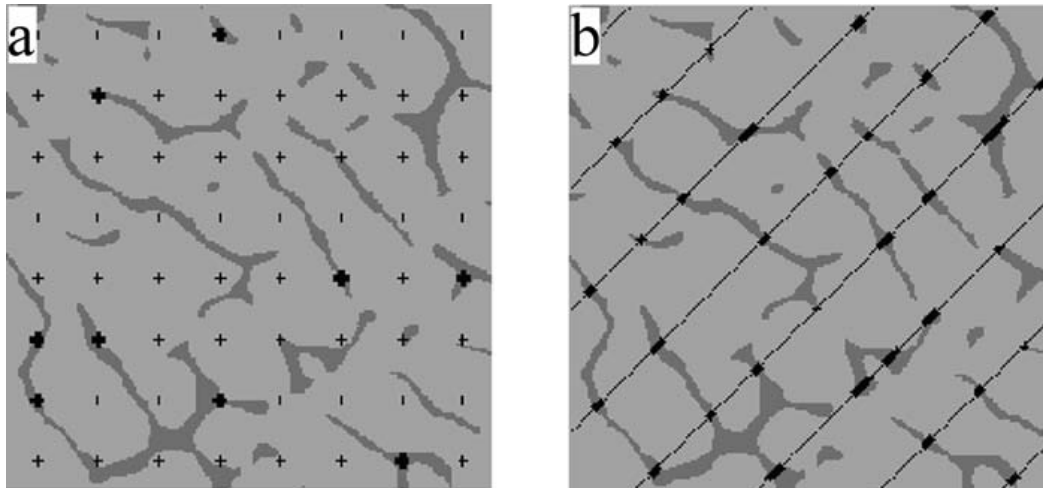


Figura 2.11 Sección aleatoria de un espécimen, se observa en a) puntos de red mostrados como una capa sobrepuesta y en b) líneas de red sobrepuestas.  $P_P$  de a)  $9/64 = 0.141$ , y  $L_L$  de b) es  $0.118$ . Si se comparan estos resultados para la fracción de área  $A_A = 0.125$  de la sección mostrada, la fracción de volumen  $V_V = 0.131$ . (Cowin, 2001)

#### D. Densidad superficial.

La superficie trabécular o la interface médula-hueso es irregularmente baja y compleja, y la cuantificación puede ser difícil. La densidad superficial, o el área de la superficie trabécular por volumen de hueso esponjoso,  $S_V$ , es relacionado por la longitud lineal de los bordes entre trabéculas y médula por el área examinada,  $B_A$ , como se observa sobre un plano de la sección a través del hueso. La densidad superficial,  $S_V$ , está también relacionada por el número de intersecciones superficiales por longitud de línea,  $I_L$ , para una sonda lineal localizada en la estructura, Underwood (1970) y Weibel (1980).

$$S_V = \frac{4}{\pi} B_A = 2I_L \quad (2.10)$$

La ecuación requiere suficiente isotropía de la superficie trabécular o de las secciones planas y sondas lineales. Si la superficie trabécular es isotrópica, la ecuación es válida sin depender de la orientación de los planos y las sondas lineales,  $2I_L$  y  $(4/\pi)B_A$  serían estimadores imparciales de  $S_V$ . Si la superficie trabécular es anisotropa, la ecuación requiere isotropía de las secciones en 2D o de las sondas lineales. Como las superficies trabeculares por regla general son anisotrópicas, el requisito de isotropía de las sondas debe ser respetado para no obtener resultados sesgados. La determinación de las líneas  $I_L$  isotrópicas, al azar en las secciones en 2D con una orientación fija dará lugar a los valores imparciales de  $B_A$  en estas secciones, pero  $S_V$  se hará con preferencia a un ángulo desconocido. Un ejemplo de esto podría ser la obtención de  $I_L$  a través de biopsias en las secciones transversales de la cresta iliaca.

Las secciones verticales proveen un método elegante para la colocación de líneas isotrópicas en un espacio en 3D, y por consiguiente para medidas de densidad superficial, (Baddeley et al., 1986 y Vesterby et al., 1987). Primero es elegida una dirección arbitraria, llamada eje vertical, y las secciones en 2D son hechas rotando el espécimen alrededor de este eje. En las secciones

obtenidas por este método, las intersecciones entre las superficies trabeculares y las líneas cicloides de prueba son determinadas como se muestra en la figura 2.12. La combinación de las secciones verticales y las líneas cicloides aseguran la isotropía de las líneas de prueba en un espacio en 3D. Conociendo la longitud de las líneas cicloides de prueba es posible calcular  $l_L$ , y una estimación aproximada de  $S_V$  se puede obtener. (Cowin, 2001)

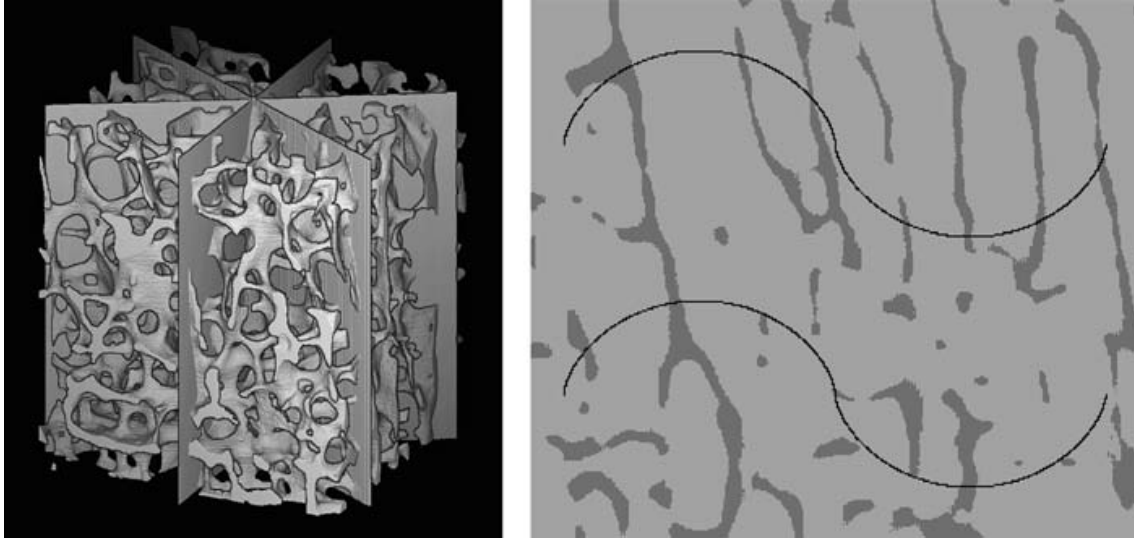


Figura 2.12 Tres secciones verticales son situadas dentro del espécimen. Una de estas secciones es mostrada en 2D con la prueba de superposición de las cicloides. Hay 28 intersecciones entre la interface hueso-médula, y conociendo la longitud de las líneas,  $l_L$  pueden ser calculadas. (Cowin, 2001)

### E. Volumen de estrella.

Gundersen y Jensen en 1985, Vesterby en 1989 determinaron que el volumen de estrella se define como el volumen promedio que puede ser visto alejado de un punto aleatorio dentro de una estructura, y se puede aplicar tanto al hueso como a la médula.

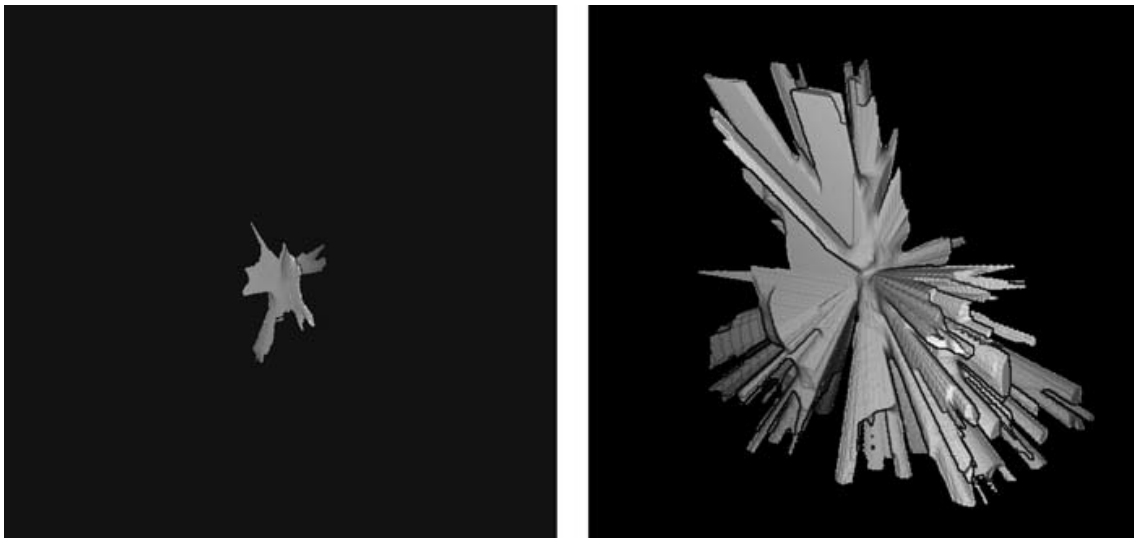


Figura 2.13 El volumen de estrella es el volumen medio que puede ser alejado de un punto aleatorio dentro de una fase. La figura de la izquierda muestra un volumen despejado alrededor de un punto aleatorio en una trabécula de hueso, y la figura de la derecha muestra un volumen despejado alrededor de un punto aleatorio dentro de un espacio medular. (Cowin, 2001)



El volumen de estrella está dado por,

$$\bar{u}^*_v = \frac{\pi}{3} \ell^3, \quad (2.11)$$

Donde  $\ell$  es la longitud promedio de la intercepción de la orientación por medio de un punto aleatorio. Para partículas convexas, el volumen de estrella da un volumen de media ponderada a los volúmenes de las partículas. Para estructuras trabeculares complejas, el volumen de estrella da un volumen de media ponderada a el volumen trabécular (o medular) (figura 2.13). El volumen de estrella de la fase medular ha sido vinculado a la conectividad, y en efecto puede variar con la conectividad, Boyce et al., en 1985. Sin embargo se debería hacer énfasis en que el volumen de estrella no es una medida directa de la conectividad. (Cowin, 2001)

### F. Conectividad.

La conectividad reporta el número de trabéculas redundantes en hueso esponjoso. Una trabécula redundante, es una trabécula que puede ser cortada sin un incremento del número de partes separadas en la estructura del hueso. En la figura 2.14 se observan dos trabéculas redundantes existentes. Aunque la conectividad proporciona el número de conexiones, no permite especificar donde una trabécula empieza o donde termina. Una definición de las trabéculas basada sobre los segmentos entre nodos requiere un número mayor de reglas *ad hoc* para la geometría de la estructura. Incluso con normas *ad hoc* más estrictas, difícilmente se obtendría un sistema más consistente. Por ejemplo, uno se puede preguntar qué tan largo puede ser el segmento D-F de la figura 2.14c para ser considerado una trabécula.

Odgaard y Gundersen en 1993, establecieron que la disciplina de topología determina un completo conjunto de teoremas para el manejo de la conectividad del hueso esponjoso. El parámetro central es el *número de Euler*  $\chi$ , también conocido como la característica de Euler. En estructuras en 2D el número de Euler establece el número de partículas ( $\beta_0$ ) menos el número de orificios ( $\beta_1$ ) (figura 2.14).

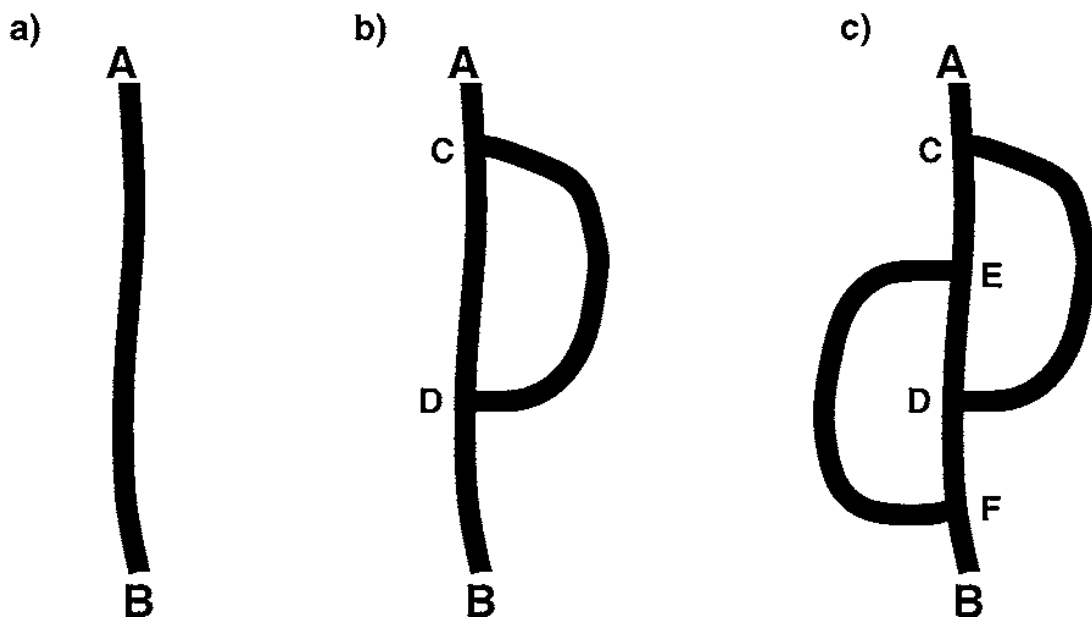


Figura 2.14 Conectividad y número de trabéculas, a) una sola una trabécula de A a B, b) Para la primer trabécula se agregan otras CD, c) se agregan EF. La única definición consistente de una trabécula se basa en el recuento del número de conexiones que se pueden cortar sin separar la estructura en dos partes, sin importar cómo se realicen los cortes c), el máximo de cortes que pueden ser hechos son dos cuidando la formación de partículas separadas. Esto significa que dos conexiones redundantes existen, y esto asociado a la trabécula inicial a) dan un número total de tres trabéculas. (Cowin, 2001)

Dada la estructura de un hueso en 3D con  $\beta_0$  partículas de hueso separadas,  $\beta_1$  conexiones redundantes, y  $\beta_2$  cavidades cerradas de médula (poros) aisladas de los principales espacios medulares.

$$x = \beta_0 - \beta_1 \tag{2.12}$$

$$x = \beta_0 - \beta_1 - \beta_2 \tag{2.13}$$

Los números  $\beta_0$ ,  $\beta_1$  y  $\beta_2$  son conocidos como 0º, 1º y 2º números de Betti, respectivamente. El hueso por lo general consiste de un componente conectado y con cavidades completamente cerradas en la medula. Esto significa que el número de trabéculas redundantes en la estructura de hueso esponjoso pueden ser expresadas por el número de Euler:

$$\beta_1 = 1 - x \tag{2.14}$$

Gundersen et al., en 1993 describió el principio de ConnEulor como un método para determinar la densidad del número de Euler en pares de secciones en 2D. Sterio en 1984 explicó que el número de aumento y disminución de islas de hueso  $I$ , puentes  $B$  y cavidades medulares  $H$  en dos secciones consecutivas en serie son determinadas, obedeciendo reglas de disección continuas, y conociendo el área examinada  $a$  y la distancia entre las secciones  $h$ , la densidad del número de Euler puede ser determinada como. (Cowin, 2001)

$$\chi_v = \frac{I - B + H}{2ha} \tag{2.15}$$

## 2.4 Métodos en 3D.

### 2.4.1 Anisotropía.

Se han sugerido diferentes métodos para cuantificación de anisotropía, pero hay que señalar que no hay solo una definición de arquitectura anisotrópica. La propiedad geométrica específica debe indicarse de forma explícita. En la figura 2.15 se muestra un ejemplo de una estructura que arroja diferentes resultados dependiendo de la medida específica de anisotropía empleada.

La anisotropía es generalmente descrita por direcciones principales, las cuales pueden ser perpendiculares a la simetría de los planos en la estructura, y por números describiendo la concentración de las direcciones alrededor de las direcciones principales. (Cowin, 2001)

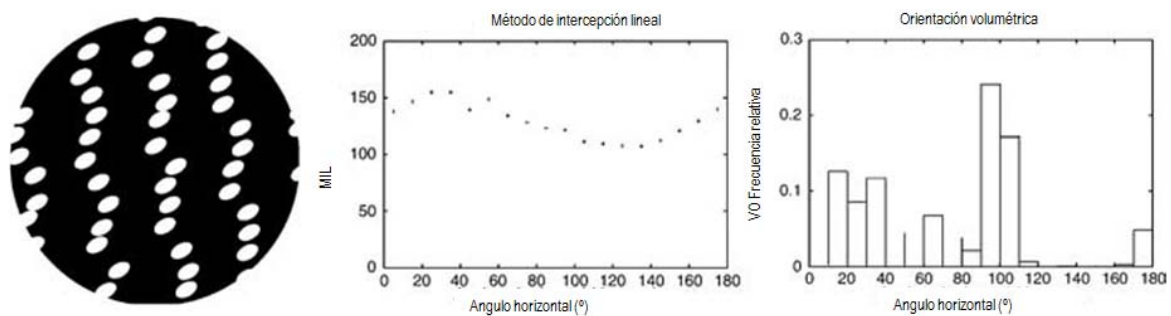


Figura 2.15 Ejemplo de una estructura que muestra diferentes direcciones de anisotropía de método de análisis utilizado. El resultado del análisis de la intersección lineal muestra una dirección principal a 30º correspondiendo a la orientación de las elipses. La anisotropía captada parece ser que se expresa mejor por VO (Orientación volumétrica), que por MIL. (Cowin, 2001)



### G. Método de intercepción lineal.

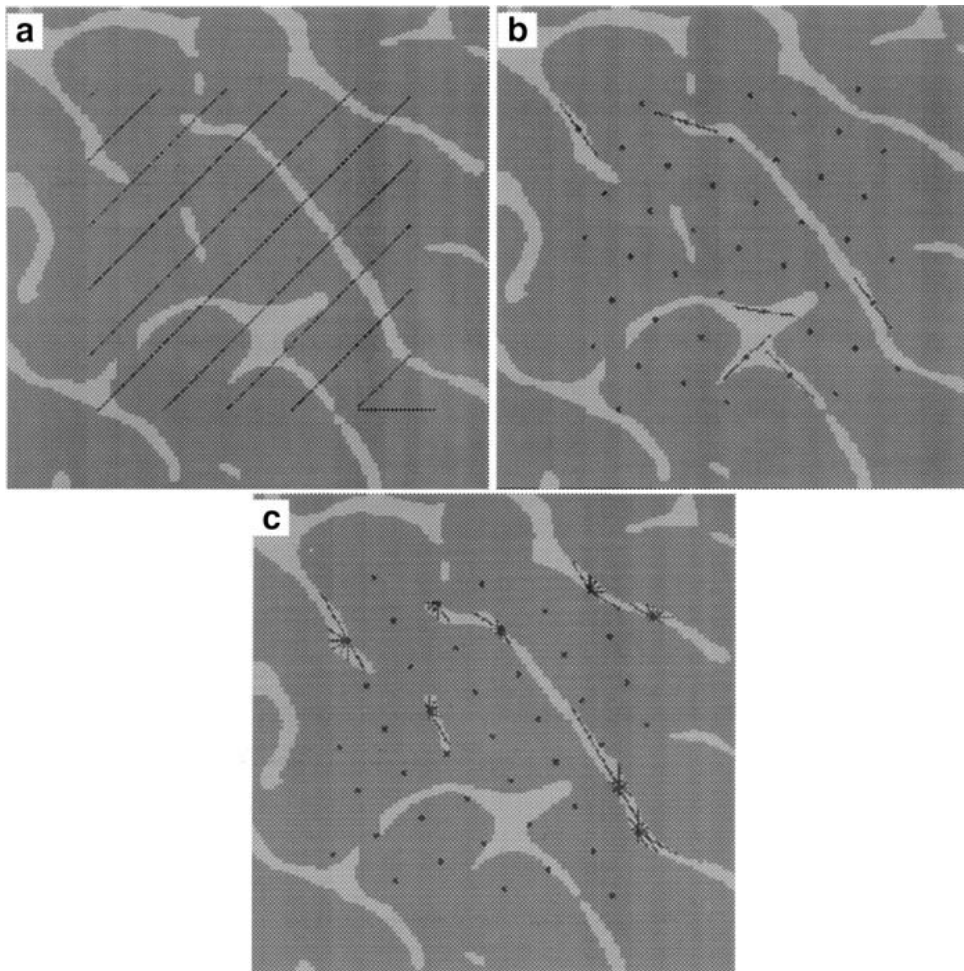
La medida de intercepción lineal (MIL, por sus siglas en inglés), fue introducida primeramente en la morfometría del hueso por Whitehouse en 1974. El principio básico del método de MIL consiste en colocar una malla lineal con una orientación  $w$  sobre una estructura, y contando el número de intersecciones  $I$  entre la malla y las intercaras de la médula ósea, la longitud principal entre dos intersecciones cualesquiera es entonces

$$MIL(w) = \frac{L}{I(w)} \quad (2.16)$$

donde  $L$  es la longitud lineal de la línea de la malla.

Debe notarse que el método de MIL cuantifica la anisotropía de la interfase de una estructura, se puede fácilmente pensar en estructuras que despliegan la isotropía de la interfase pero son todavía estructuralmente anisotrópicas.

Este método se usa para medir la orientación trabécular y observa cómo se distribuyen de acuerdo al ángulo preferencial.



**Figura 2.16** Principales métodos de anisotropía. El punto de red de la longitud media del método de intercepción lineal es mostrado en (a). El punto de muestreo y la determinación de las intercepciones más largas usadas en el método de orientación volumétrica (VO) son demostrados en (b). El punto de red es también usado en la distribución del método de distribución del volumen de estrella (SVD), pero en este las longitudes de intercepción en un número de direcciones son determinadas (c). (Cowin, 2001)

Para calcular el MIL se utiliza una rejilla circular de líneas de prueba paralelas que es superpuesta sobre imágenes de hueso trabécular en cada uno de los eje x, y. La distancia media entre la intercara de la cavidad de hueso medular se calcula contando el número de interfaces a lo largo de las líneas de prueba y dividir esa suma por la longitud de todas las líneas en la cuadrícula de prueba. Esto produce la longitud de intercepción media. Posteriormente la cuadrícula es girada 5° con respecto a un eje arbitrario sobre la imagen, y los recuentos son repetidos en incrementos de 5° a 180° para todos los ejes barridos.

Los datos de MIL son elegidos arbitrariamente en función de un círculo. El grado de anisotropía de la arquitectura trabécular es definido como la proporción del eje principal. En las propiedades cercanas a 1, los ejes son de valor similar y la estructura de hueso es isotrópica.

El método usado para medir la orientación y la anisotropía del hueso trabécular en gran parte consiste en la descomposición en eigen vectores y eigen valores lo que produce el significado de la orientación y la región anisotrópica (figura 2.16). (Peña G. Omar, 2009)

#### H. Dimensiones de la trabécula.

El parámetro derivado del modelo de placa MTPT (espesor de placa trabécular principal), es un ejemplo del parámetro de espesor. El problema principal de medir las dimensiones de la trabécula está en definir que debe ser medido.

Conociendo el número de uniones redundantes por medio de la conectividad, el volumen trabécular principal (MTV) es

$$MTV = \frac{V_v(\text{hueso})}{\beta_{1v}} \quad (2.17)$$

donde  $V_v$  (hueso) es la fracción volumétrica en el volumen examinado y  $\beta_{1v}$  es un parámetro de espesor. El espesor de una estructura está definido localmente para cada punto dentro de la estructura como el diámetro del círculo máximo contenido completamente dentro de la estructura y que encierra al punto. (Peña G., Omar, 2009)

Hildebrand y Rüegsegger en 1997 sugirieron un riguroso modelo libre para la definición de espesor trabécular. El espesor para una estructura se define localmente para cada punto dentro de la estructura, como el máximo diámetro de la esfera completamente dentro de la estructura y que encierra al punto. Una forma de obtener el espesor global es mediante el promedio del volumen de la estructura. Un ejemplo general de un espesor local se muestra en la figura 2.17. (Cowin, 2001)

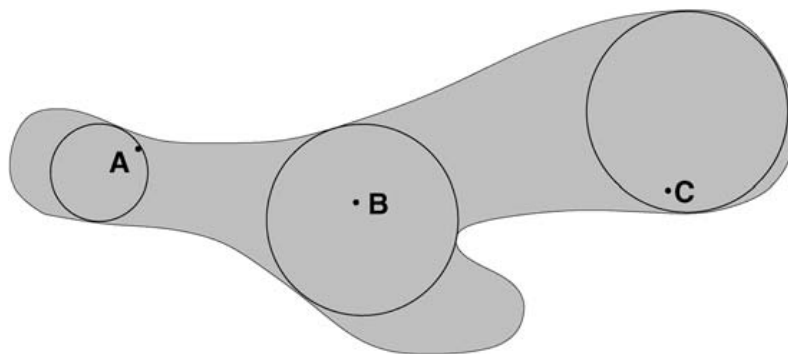


Figura 2.17 El espesor en un punto está definido como el diámetro del círculo más grande circunscrito dentro de la estructura. El espesor de los puntos A, B y C está definido por el diámetro de los círculos mostrados. (Cowin, 2001)

## 2.5 Histomorfometría tradicional.

La histomorfometría presenta parámetros de arquitectura y métodos para determinarlos. Generalmente hablando la histomorfometría se puede dividir en mediciones estáticas y dinámicas. Los métodos estáticos pueden ser divididos en medidas fundadas esteorologicamente y medidas basadas en modelos. El método basado en modelos es encaminado a determinar las propiedades de la arquitectura trabécular que son supuestos para ser relacionados a las propiedades mecánicas.

### 2.5.1 Modelo de placas.

Suponiendo que todos los huecos trabeculares están organizados en placas paralelas infinitas con un espesor  $MTPT$  y separadas por un  $MTPS$  (separación de placa trabécular principal), y suponiendo que la fracción volumétrica  $V_v$  y que la densidad superficial ha sido determinada; entonces las siguientes relaciones se cumplen.

$$V_v = \frac{MTPT}{MTPS + MTPT} \quad (2.18)$$

$$S_v = \frac{2}{MTPS + MTPS} \quad (2.19)$$

$$MTPD = \frac{1}{MTPS + MTPT} \quad (2.20)$$

en donde  $MTPD$  (densidad de la placa trabécular principal) es el número de placas atravesadas por una línea de longitud unitaria perpendicular a las placas

$$MTPT = \frac{2 - 2V_v}{S_v} \quad (2.21)$$

$$MTPS = \frac{2V_v}{S_v} \quad (2.22)$$

$$MTPD = \frac{S_v}{2} \quad (2.23)$$

Estas expresiones del espesor principal de la placa trabécular, la separación y la densidad han sido utilizadas en el espaciamiento y conectividad, respectivamente. Se debe hacer énfasis que las ecuaciones anteriores son válidas solamente bajo suposiciones de un modelo de placa y que  $S_v$  se determina correctamente. (Peña G. Omar, 2009)

## Capítulo 3. Caracterización microestructural de hueso esponjoso de bovino.

### 3.1 Preparación de las muestras.

Para este estudio se decidió trabajar con muestras de bovino debido a su tamaño en comparación con los huesos de cerdo y su accesibilidad con respecto a los huesos de humano. Para realizar el análisis de la distribución del tejido trabécular en la cabeza femoral y en la región del trocánter mayor, se extrajeron muestras en las direcciones ( $0^\circ$ ,  $45^\circ$  y  $90^\circ$ ) como se aprecia en la figura 3.1, así mismo de lo observado en los fémures conseguidos fue muy difícil obtener muestras sin la presencia de cartilago de crecimiento, debido a la edad de los especímenes.

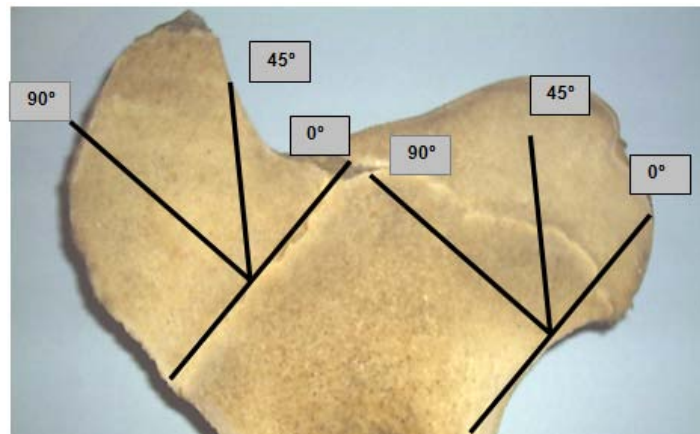


Figura 3.1 Direcciones propuestas para la extracción de las muestras.

Para desarrollar lo anterior se realizaron cortes en la región de la metáfisis (cuello femoral) antes de colocar el hueso sobre el taladro de banco (figuras 3.2, 3.3a y 3.3b), esto se realizó con el fin de ajustar el ángulo en el cual se deseaban extraer las muestras y de esta manera no alterar los ángulos previamente establecidos.



Figura 3.2 Corte realizado sobre la metáfisis del hueso.



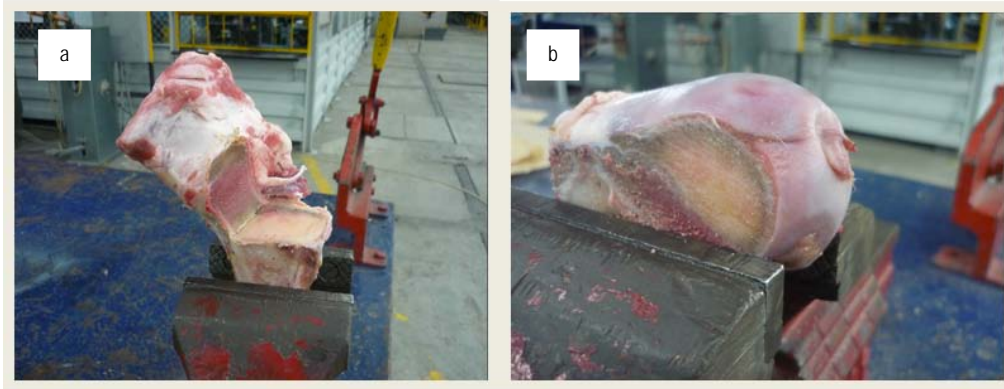


Figura 3.3 Se observa en a) extracción de la cabeza femoral y en b) cortes sobre la superficie de la cabeza.

Para obtener las muestras, se utilizó un taladro de banco y un sacabocado de  $\frac{3}{4}$ ", como se observa en la figura 3.4.



Figura 3.4 Obtención de la probeta para análisis microestructural.

Para la extracción de las muestras, se rocía agua sobre la superficie del material a trabajar de esta manera se mantiene la superficie limpia y se disminuye la fricción del sacabocado con el hueso, para prevenir de esta manera que se dañe la superficie del material. Una vez concluido el corte con el sacabocado se realizan una serie de cortes sobre las caras del hueso (figura 3.5) para que de esta manera se puedan obtener las probetas.



Figura 3.5 Cortes en trocánter mayor y cabeza femoral para la obtención de probetas.

Después se lavan las muestras con agua y jabón, para eliminar los residuos restantes. Acto seguido se almacenan en solución isotónica de Cloruro de Sodio al 0.9% en peso para mantenerlas hidratadas. (Tlahuetl Herrera Marco Antonio, 2007)

Después de almacenar las muestras, éstas son hervidas en agua, con el fin de remover la médula ósea restante y al terminar se limpian con un trapo los residuos y son colocadas en un recipiente cilíndrico con agua oxigenada con el fin de blanquear las muestras (figura 3.6a). Luego se realizan cortes en la sección transversal de las muestras empleando un arco con segueta de diente fino; posteriormente son pulidas sobre una lija fina-180 para darles el acabado final (figura 3.6b).

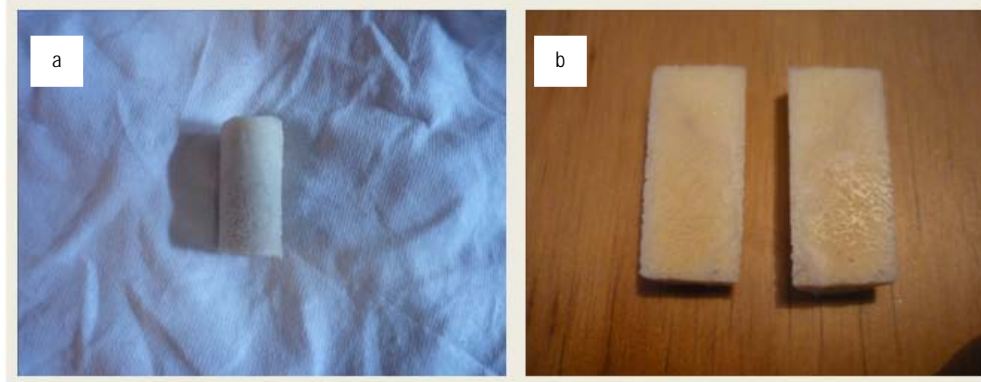


Figura 3.6 Se observa en a) probeta después de haber sido expuesta en agua oxigenada, b) acabado final de las probetas de hueso esponjoso, se distingue la presencia de cartilago de crecimiento.

## 3.2 Metodología de análisis.

### 3.2.1 Obtención de imágenes.

Se obtuvieron 6 probetas cilíndricas, repartiéndose para cada una de las direcciones previamente descritas ( $0^\circ$ ,  $45^\circ$  y  $90^\circ$ ), las cuales fueron analizadas mediante un Microscopio Óptico para la obtención de imágenes.

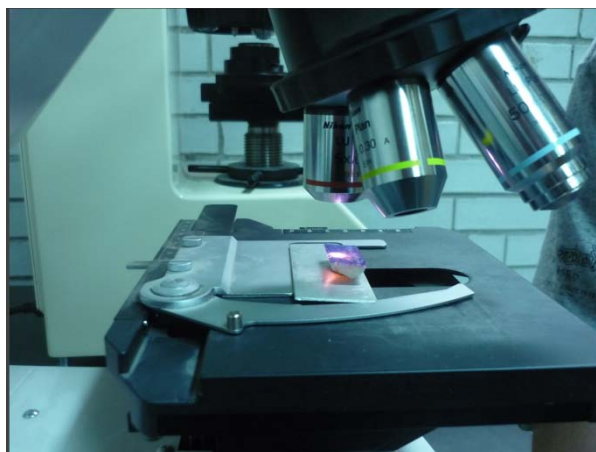


Figura 3.7 Análisis de la probeta mediante microscopio óptico.

Para esto se utilizó un equipo marca Nikon Eclipse L150<sup>®</sup>, se ajustó el objetivo a (50 aumentos), los especímenes fueron visualizados en la computadora por medio del programa Axio Vision<sup>®</sup>, mediante el cual se obtuvieron los mosaicos de imágenes de cada una de las probetas, cabe decir que las muestras antes de ser colocadas en el microscopio fueron entintadas en la sección transversal para distinguir de una manera adecuada tanto a las trabéculas como los espacios medulares y mejorar el contraste de las imágenes (figura 3.7).

Una vez obtenidas las imágenes, se procedió a reproducir la superficie transversal completa de las muestras a través del programa Corel PHOTO-PAINT X5<sup>®</sup>, para después transportar al programa Microsoft Office Picture Manager<sup>®</sup>, para darles formato y finalmente son llevadas al programa Autocad<sup>®</sup> 2004 para su análisis.

### 3.2.2 Análisis microestructural.

Para la realización del análisis microestructural se obtuvieron las mediciones pertinentes trazando una rejilla circular sobre secciones aleatorias de las imágenes de las probetas previamente elaboradas (figura 3.8), después se variaron los ángulos desde 0°, 45°, 90° y 135° recordando que las muestras fueron previamente extraídas con un ángulo establecido, con esto se pretende obtener la orientación preferencial de la estructura, además de establecer una correlación entre las orientaciones preferentes de las trabéculas internas de los especímenes con los ángulos de extracción como se observa en la figura 3.9.

El valor de  $L$  se define como la longitud total de la malla y este se obtuvo de la suma de las distancias de las líneas paralelas que componen la rejilla circular, para obtener el valor de espacio poro de cada sección se sumaron todas las mediciones de las intersecciones  $I$  con una orientación  $w$  de la malla con las intercaras de la médula ósea para después dividir las entre el valor de  $L$  de la misma manera se obtiene el valor de espacio hueso.

Estos análisis se llevaron a cabo donde no existía la presencia de cartílago de crecimiento y zonas de hueso compacto, colocando dos secciones por muestra y variando los ángulos previamente establecidos, adicionalmente para el escalonamiento de las dimensiones se sugirió establecer una relación entre las dimensiones de la muestra real y las de la imagen, el número de líneas de la rejilla circular fue de 9 para las muestras excepto en las probetas 3 y 5 que se utilizaron 15 líneas, esto se hizo con la finalidad de medir el mayor número de poros y trabéculas posibles.

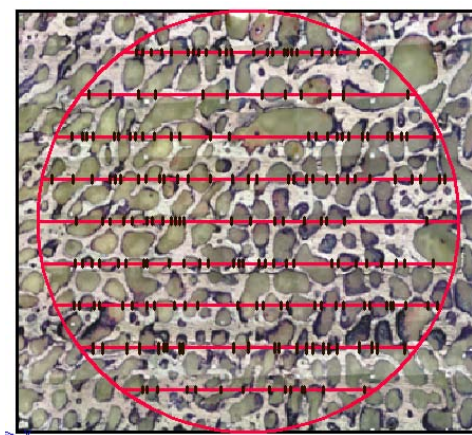
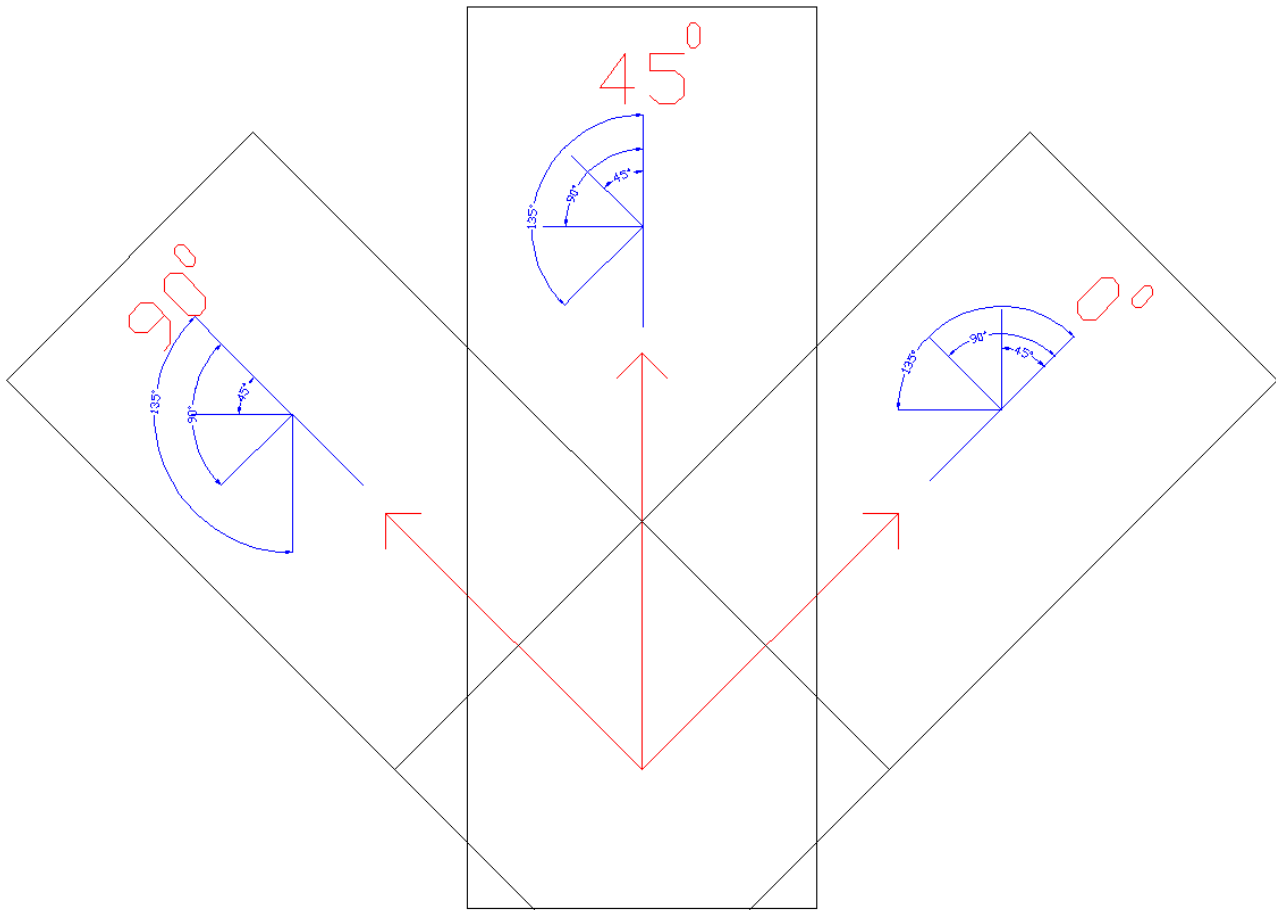


Figura 3.8 Rejilla circular de prueba para realizar las mediciones sobre las muestras.

Lo que se pretende al variar los ángulos es cuantificar la orientación trabécular y establecer las direcciones preferenciales que se presentarán mediante gráficas de % hueso con respecto al ángulo de inclinación. Para este estudio también se consideraron otros parámetros microestructurales medidos como apoyo para determinar las orientaciones preferenciales como son: número de poros y trabéculas, así como el tamaño promedio de los mismos; además se obtuvo el % de error para cada región (cabeza femoral, trocánter mayor), para determinar la variación de los porcentajes entre las distintas lecturas.



**Figura 3.9** Sistema global empleado para determinar la correlación existente entre los ángulos de extracción de las muestras y los ángulos internos de las probetas, se observa de color rojo el sistema de referencia de extracción y de color azul los sistemas de referencia internos para medir la orientación preferencial de las trabéculas.

También se contabilizaron el total de mediciones de huecos en los distintos ángulos de inclinación establecidos 0°, 45°, 90° y 135°, en las diferentes secciones para cada muestra, debido a que al variar el ángulo, las líneas que están contenidas en la rejilla circular se posicionan sobre poros que no se cubrieron en la dirección anterior, y se elaboró una lista de valores ordenándolos de menor a mayor utilizando la paquetería Microsoft Office Excel® 2007, y posteriormente se graficaron en rangos de 0.5 [mm], de esta manera se analizó la distribución de poros sobre la superficie de los especímenes obteniendo la gráfica de diámetro equivalente [mm] vs frecuencia de poros [%].

Por último, se analizaron nuevamente las muestras mediante la paquetería Autocad® 2004, para el cálculo de la fracción de área de poros y trabéculas, el procedimiento que se utilizó es el siguiente. Sobre la superficie de la muestra se eligió una sección al azar, posteriormente se



trazaron polilíneas sobre el contorno de las trabéculas contenidas dentro de la sección hasta formar un mosaico, después se copió el mosaico y se separó de la imagen, hasta que se obtuvieron las áreas de todos los poros contenidos dentro de la sección, éstas se sumaron y de esta forma se logró obtener la fracción de área de los poros, la fracción de área de hueso se obtuvo del complemento como se puede visualizar en la figura 3.10, esto se llevó a cabo con la finalidad de establecer una correlación entre la fracción lineal ( $L_L$ ) obtenida de las mediciones realizadas con la rejilla circular y la fracción de área ( $A_A$ ) de trabéculas y poros; para finalizar se determinó el valor de fracción de volumen de poros y trabéculas, recordando que la fracción de volumen ( $V_V$ ) puede ser estimada de la fracción de área ( $A_A$ ):

$$V_V = A_A = L_L = P_P \quad (2.9)$$

a continuación se describe el análisis de las probetas.

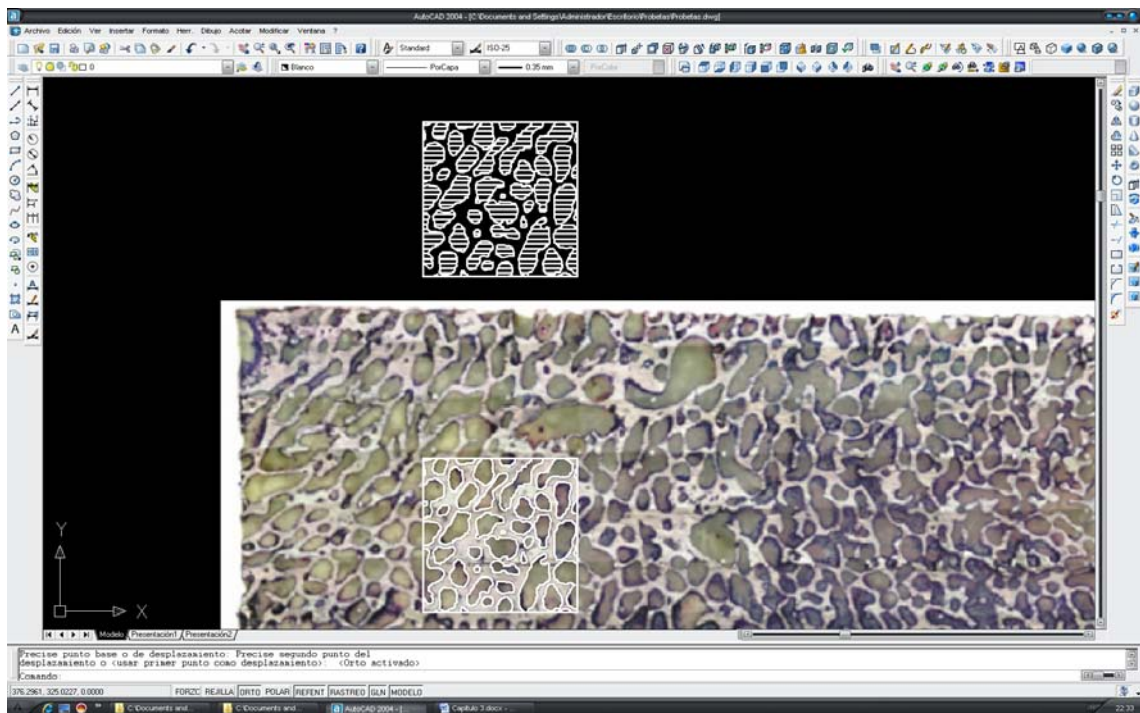


Figura 3.10 Procedimiento para obtener la fracción de área de poros y trabéculas, mediante polilíneas trazadas mediante la paquetería Autocad®, la parte sombreada corresponde a los poros contenidos en la sección.

En la figura 3.11 se observa que la mayoría de los poros que constituyen a la muestra son en su mayoría poros chicos, también se puede distinguir que la distribución del tamaño de los poros no es homogénea se observan poros largos que afectan la orientación de las cavidades más chicas ya que como se puede notar las desvían de su dirección, otro aspecto que se puede apreciar es la densidad que va de menos a más cuando se va aproximando a la zona cortical se reduce el tamaño de los poros, para el estudio de esta muestra se procuró analizar secciones libres de presencia de hueso compacto.

El valor de % hueso del espécimen es de 43.8% y el % poro es de 56.2%, la probeta presenta gran cantidad de poros y las trabéculas tienen un grosor delgado.

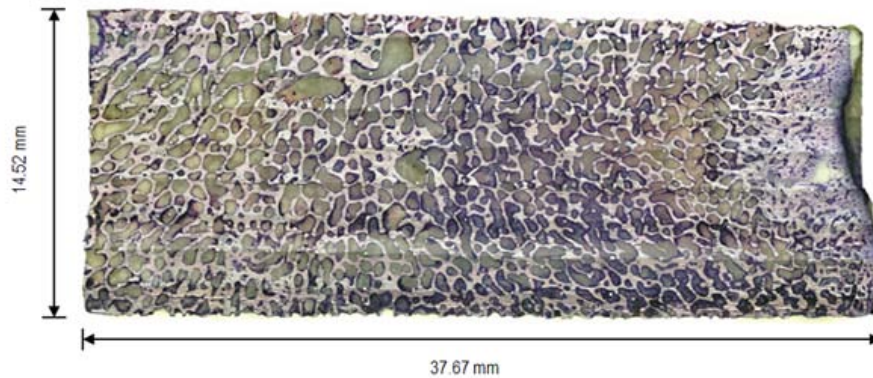


Figura 3.11 Probeta 1 corte transversal cabeza femoral 0° (37.67 mm x 14.52 mm).

En la figura 3.12 se observa que hay una disminución notable en la cantidad de trabéculas en comparación con la probeta extraída de la cabeza femoral, el grosor de las trabéculas no varía demasiado a simple vista con respecto a la probeta 1, cuestión que se medirá más adelante.

Además se puede decir que la distribución del tamaño de poros no es homogénea, en algunas secciones se puede ver que los poros toman orientaciones preferentes debido a que tanto el tamaño como la forma no son uniformes, cabe destacar que también hay poros largos, aun en la zona cercana al hueso cortical los poros no reducen su tamaño, a simple vista se puede ver que la muestra es más porosa, en comparación con la primera.

El valor de % hueso para la probeta es de 23.2% mientras que el valor de % de poro es de 76.8%, el valor de los porcentajes tiene una variación notable en cuanto a poros se refiere comparado con la probeta 1.

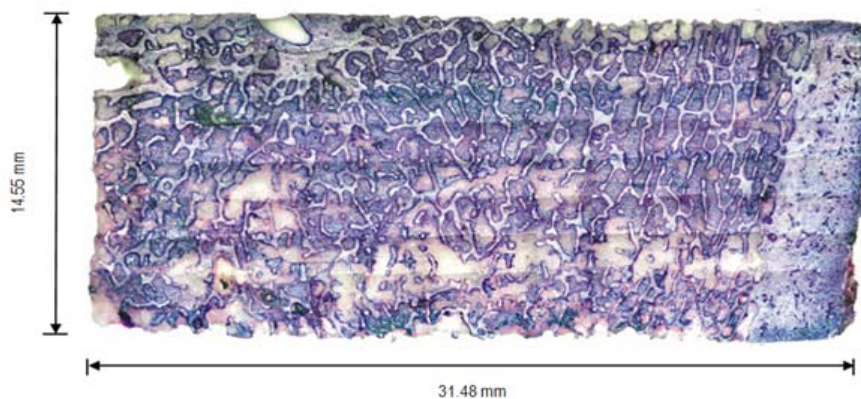


Figura 3.12 Probeta 2 corte transversal trocánter mayor 0° (31.48 mm x 14.55 mm).

En la figura 3.13 se observa a simple vista que el grosor de las trabéculas tiene una ligera variación con respecto a las probetas anteriormente analizadas, otro punto que resalta es que el tamaño y forma de los poros es irregular y por lo tanto muestra una distribución sobre su superficie no homogénea, en esta muestra se puede apreciar la presencia de cartílago de crecimiento.

En la frontera izquierda del cartílago se aprecia cómo se va formando el hueso desde su estructura compacta hasta que poco a poco comienza a cambiar su arquitectura volviéndose cada vez más poroso y en la frontera derecha del cartílago se observa la zona cortical, también

en la parte izquierda de la muestra se alcanza a distinguir una pequeña zona de hueso cortical, cabe señalar que al momento de preparar la muestra se presentó un accidente sobre la superficie que provocó una muesca. Al realizar el estudio se procuró examinar secciones libres de presencia de cartilago de formación, hueso compacto y la parte dañada de la probeta. También se puede apreciar que la densidad va de menos a más, partiendo del centro de la probeta hacia las orillas donde se encuentran las zonas de hueso cortical.

El valor de % hueso de la probeta es de 46.23% mientras que el valor de % poro es de 53.77%, los valores en porcentaje dejan ver que es muy similar a la primera muestra.

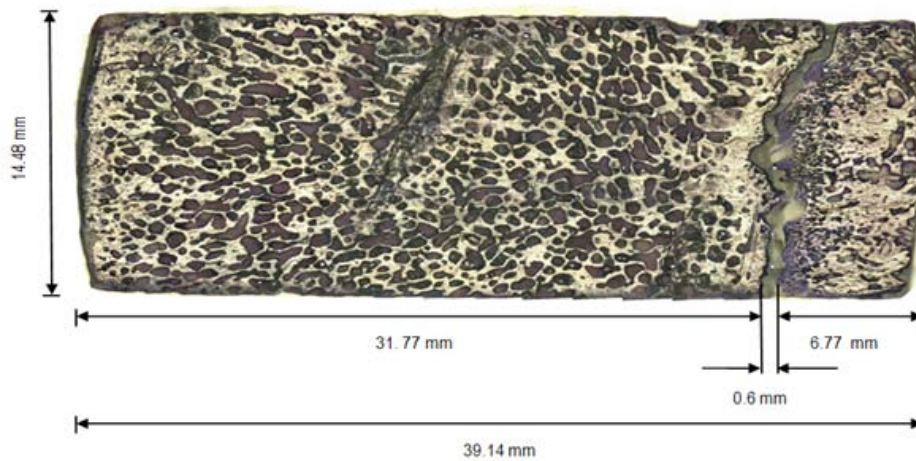


Figura 3.13 Probeta 3 corte transversal cabeza femoral 45° (39.14 mm x 14.48 mm), se observa la presencia de cartilago de crecimiento.

En la figura 3.14 se observa que la probeta presenta cierta orientación preferencial de poros y trabéculas, se puede decir que existe homogeneidad en la distribución del tamaño de poro, en la parte derecha se alcanza a distinguir la presencia de hueso compacto aunque es mínimo.

El valor de % hueso de la probeta es de 22.4% y el de % poro es de 77.6%, en comparación con la probeta anterior ésta presenta mayor porosidad y el grosor de las trabéculas es menor aunque son muy largas.

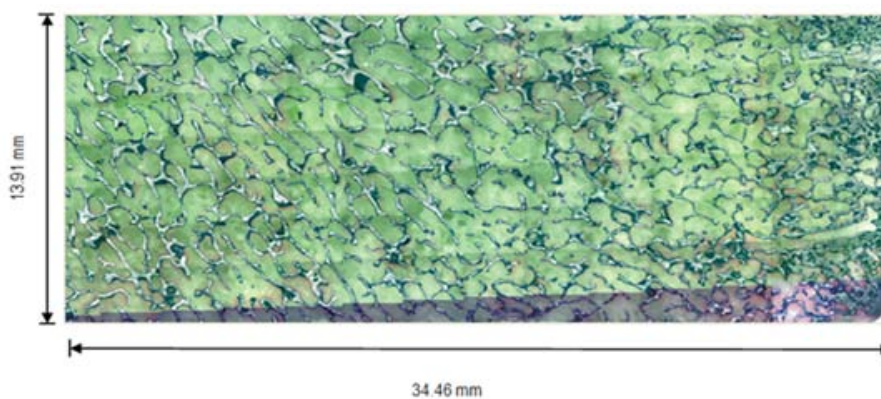


Figura 3.14 Probeta 4 corte transversal trocánter mayor 45° (34.46 mm x 13.91 mm).



En la figura 3.15 se puede apreciar que el grosor de las trabéculas es mayor en comparación con las demás probetas, otra característica que se distingue es la presencia de cartílago de crecimiento que atraviesa completamente la sección transversal de la probeta, al igual que la probeta 3 se tomaron las secciones aledañas al cartílago. Como se puede ver en la imagen el espacio de los poros y las trabéculas se reduce debido a que la sección del cartílago muestra en sus extremos hueso compacto que abarca una parte importante de la muestra, la mayoría son poros largos pero presentan una orientación preferencial en ambas fronteras del cartílago.

El valor de % hueso de la muestra es de 40.2% y el valor de % poro es de 59.8%, se aprecia que los valores de porcentaje son similares a los de las probetas 1 y 3, las trabéculas presentan mayor grosor pero el espacio es muy limitado el mismo problema se puede ver en los poros, aunque el valor es mayor en comparación al hueso; la secciones que se tomaron de esta muestra se reducen, es por esto que al momento de tomar las mediciones se optó por aumentar el número de líneas de la rejilla circular, este mismo procedimiento se aplicó para la probeta 3.

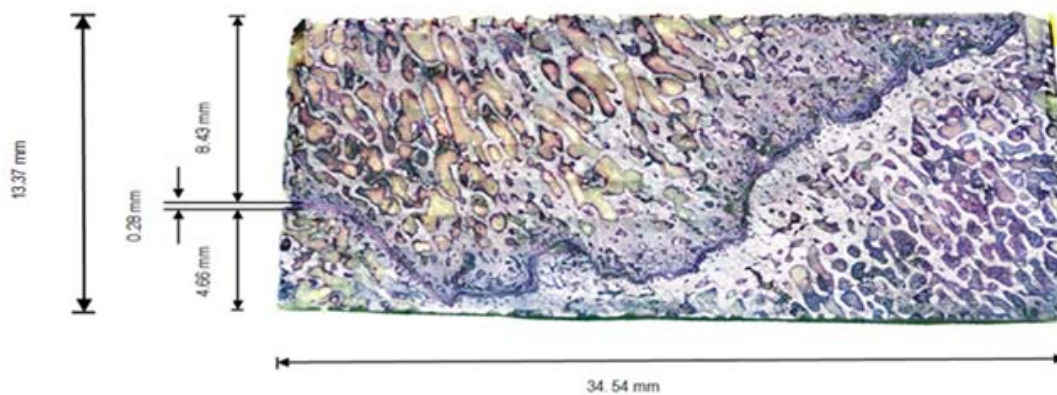


Figura 3.15 Probeta 5 corte transversal cabeza femoral 90° (34.54 mm x 13.37 mm), se observa la presencia de cartílago de crecimiento que parte a la sección transversal.

En la figura 3.16 se puede ver una gran cantidad de poros sobre la estructura, los poros y trabéculas son largos y presentan cierta orientación preferencial, otra característica que se puede visualizar es que el grosor de las trabéculas es menor como en el caso de la probeta 4, no hay presencia de hueso cortical, la distribución del tamaño de los poros es homogénea.

El valor de % hueso es de 23.2% y el % poro es de 76.8%, con lo que se comprueba su elevada porosidad y las trabéculas son largas pero de grosor muy delgado, además se puede ver que hay cierta similitud estructural con respecto a las probetas 2 y 4.

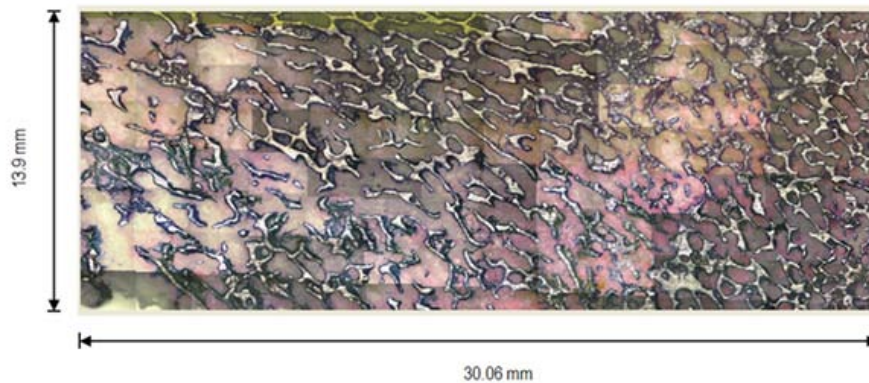


Figura 3.16 Probeta 6 corte transversal trocánter mayor 90° (30.06 mm x 13.9 mm).

### 3.3 Resultados.

Para la probeta 1 se tomaron las secciones que se muestran en la figura 3.17, en la parte derecha de la imagen se indica el sistema de referencia de extracción de la probeta, lo mismo se aprecia en el resto de los especímenes.

En la tabla 3.1 se observan los resultados obtenidos para la sección A, el máximo valor de % hueso esta contenido a 90° mientras que para poro el máximo se encuentra contenido a 45°, se puede ver que existe una escasa variación en los valores de % hueso y % poro, el promedio de error entre las lecturas para % hueso es de 3.76% mientras que para poro es de 3.34% es difícil poder definir una orientación trabécular con tan poca variación, para determinar la orientación se recurre a otros factores medidos como son el número de trabéculas y poros, se aprecia en 90° que existe una menor cantidad de trabéculas y poros contabilizados, al verificar los valores de tamaños promedio de poro se nota que hay un aumento en la porosidad a 45°, los valores dejan ver que la sección A presenta una estructura homogénea y no existe orientación preferencial en las trabéculas.

**Tabla 3.1 Cabeza Femoral 0° Sección A**

Ángulo [°]	L(w) [mm]	Espacio trabecular [mm]	Espacio de poro [mm]	% Hueso	% Poro	No. Trabéculas	No. Poros	Tamaño prom. de Trabéculas [mm]	Tamaño promedio de Poros [mm]	Intersección lineal [No. Trabéculas/ mm]
0	91,1	41,59	49,51	45,65	54,35	102	103	0,41	0,48	1,12
45	91,1	40,54	50,56	44,50	55,50	88	85	0,46	0,59	0,97
90	91,1	45,26	45,84	49,68	50,32	85	85	0,53	0,54	0,93
135	91,1	42,29	48,81	46,42	53,58	106	104	0,40	0,47	1,16
	<b>Media</b>	42,42	48,68	46,56	53,44	95,25	94,25			
	<b>D.S.</b>	1,75	1,75	1,93	1,93	8,93	9,26			

Por otra parte, en la tabla 3.2 se observan los valores obtenidos para la sección B, como se aprecia la mayor cantidad de poros y trabéculas se encuentra contenida en 45° y la menor a 135°, el valor más alto de % hueso está en 90° y el menor a 135°, en la dirección en la que se tiene mayor % de hueso no se tiene una porosidad alta en comparación con lo que se visualiza a 135°, no hay concordancia entre los factores medidos y es difícil determinar una orientación preferencial de las trabéculas; sin embargo, la sección que presenta una orientación preferencial para poro está a 135°, la sección es homogénea.

Otra característica que se puede ver en los resultados es que la sección B tiene mayor diferencia en composición entre poros y trabéculas con respecto a la sección A; el % promedio de error en las lecturas para hueso es de 5.69% mientras que para poro es de 4.2%, existe mayor cantidad de poros en B, por lo tanto se puede decir que la sección B es mas porosa.

**Tabla 3.2 Cabeza Femoral 0° Sección B**

Ángulo [°]	L(w) [mm]	Espacio trabecular [mm]	Espacio de poro [mm]	% Hueso	% Poro	No. Trabéculas	No. Poros	Tamaño prom. de Trabéculas [mm]	Tamaño promedio de Poros [mm]	Intersección lineal [No. Trabéculas/ mm]
0	91,1	38,24	52,86	41,98	58,02	114	113	0,34	0,47	1,25
45	91,1	39,59	51,51	43,46	56,54	114	115	0,35	0,45	1,25
90	91,1	42,1	49	46,21	53,79	111	110	0,38	0,45	1,22
135	91,1	35,67	55,43	39,15	60,85	99	102	0,36	0,54	1,09
	<b>Media</b>	38,90	52,20	42,70	57,30	109,50	110			
	<b>D.S.</b>	2,32	2,32	2,55	2,55	6,18	4,95			

No existe correlación entre los ángulos de extracción y los ángulos internos de la probeta, ya que las secciones analizadas para la probeta 1 no presentan orientación trabécular definida.

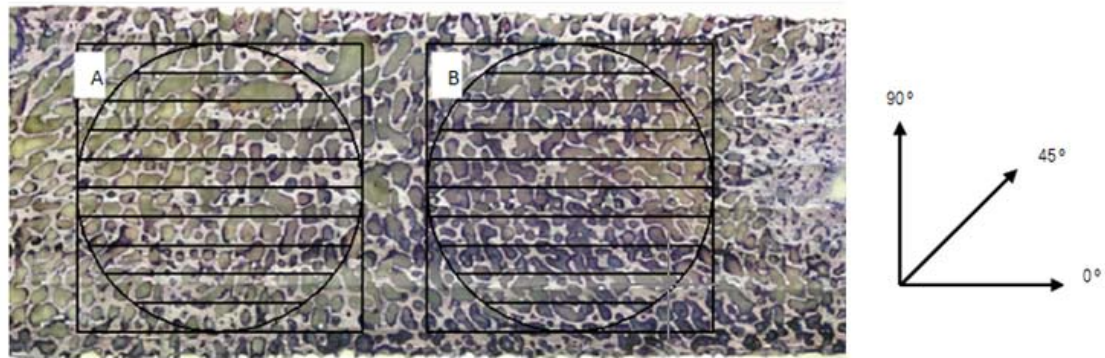


Figura 3.17 Secciones a analizar de la probeta 1.

Para la probeta 2 se tomaron las secciones que se muestran en la figura 3.18.

En la tabla 3.3 se observan los valores obtenidos para la sección C, la poca variación entre los valores de % hueso y poro hace difícil determinar la orientación preferencial de las trabéculas que conforman dicha sección, el % de error de las lecturas para % hueso es de 3.03% y para % poro es menor de apenas 1.09%; el máximo valor de % hueso esta contenido a 90° la diferencia con respecto al valor que le sigue contenido en 45° es de 2.27%, resulta difícil determinar una orientación preferencial para esta sección debido a la poca diferencia entre los datos de % hueso, es entonces que la sección es bastante homogénea.

A simple vista se distingue una nucleación en la parte superior de la sección y las trabéculas alrededor de ésta como si estuvieran desprendiéndose formando una orientación concéntrica.

Tabla 3.3 Trocánter mayor 0° Sección C.

Ángulo [°]	L(w) [mm]	Espacio trabecular [mm]	Espacio de poro [mm]	% Hueso	% Poro	No. Trabéculas	No. Poros	Tamaño prom. de Trabéculas [mm]	Tamaño promedio de Poros [mm]	Intersección lineal [No. Trabéculas/ mm]
0	91,1	24,66	66,44	27,07	72,93	93	96	0,27	0,69	1,02
45	91,1	24,84	66,26	27,27	72,73	77	80	0,32	0,83	0,85
90	91,1	25,41	65,69	27,89	72,11	73	79	0,35	0,83	0,80
135	91,1	23,25	67,85	25,52	74,48	80	83	0,29	0,82	0,88
<b>Media</b>		24,54	66,56	26,94	73,06	80,75	84,50			
<b>D.S.</b>		0,79	0,79	0,87	0,87	7,50	6,80			

En el caso de la sección D tabla 3.4 se ve que el máximo valor de % hueso está contenido a 135° y para poro está a 0°, la variación entre las lecturas refleja que se tiene una diferencia mayor con respecto a la sección C, para % hueso se tiene un promedio de error de 5.95% y para % poro de 1.54%.

Por otra parte se puede observar que a 90° se tiene el menor número de trabéculas y poros medidos y el aumento en la porosidad es notorio, lo que permite definir que la orientación preferencial de las trabéculas está a 90°, a esta dirección se tiene el segundo valor mayor de % hueso cuya diferencia con respecto al valor más alto es de 5.21% escasa variación, se estableció un rango de variación para poder definir qué tan alejados están los valores del valor más alto.

Cabe mencionar que para el caso del trocánter el rango establecido fue de R= (5.58-0.12) % con una diferencia de 5.46%, el rango se obtuvo al hacer una lista de los % error para las lecturas de % hueso y al tener % grandes se obtuvo la mediana de las lecturas y a partir de esta se obtuvo el rango para la región del trocánter.



Tabla 3.4 Trocánter mayor 0° sección D.

Ángulo [°]	L(w) [mm]	Espacio trabecular [mm]	Espacio de poro [mm]	% Hueso	% Poro	No. Trabéculas	No. Poros	Tamaño prom. de Trabéculas [mm]	Tamaño promedio de Poros [mm]	Intersección lineal [No. Trabéculas/ mm]
0	91,1	17,69	73,41	19,42	80,58	103	111	0,17	0,66	1,13
45	91,1	19,90	71,20	21,84	78,16	86	93	0,23	0,77	0,94
90	91,1	19,93	71,17	21,88	78,12	60	65	0,33	1,09	0,66
135	91,1	20,97	70,13	23,02	76,98	88	95	0,24	0,74	0,97
<b>Media</b>		19,62	71,48	21,54	78,46	84,25	91			
<b>D.S.</b>		1,20	1,20	1,31	1,31	15,47	16,55			

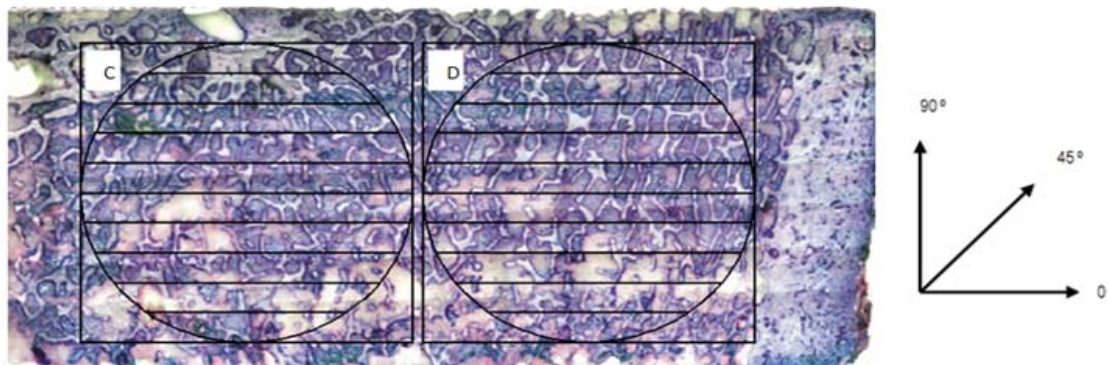


Figura 3.18 Secciones a analizar de la probeta 2.

Por otra parte para las probetas analizadas en la región del trocánter mayor se observa que en la probeta 2 sección C no presenta orientación preferencial definida por lo tanto no hay correlación con los ángulos de extracción, sin embargo la sección D presenta orientación preferencial en sus trabéculas a 90° basándose en la figura 3.9 se observa que no existe correlación con el ángulo de extracción a 45° ya que como se puede observar en los resultados obtenidos para la probeta 4 ambas secciones presentan una orientación preferencial en sus trabéculas a 135°, mismo caso para el ángulo de extracción a 90° (probeta 6) ya que ambas secciones también presentan orientación preferencial a 135°, por lo que se puede decir, que la sección analizada fue muy pequeña y por lo tanto una región aleadaña muestra otra orientación.

Para la probeta 3 se eligieron las secciones que se observan en la figura 3.19.

En la sección E tabla 3.5 se aprecia que el máximo valor de % hueso esta contenido a 0° la diferencia con respecto al valor más cercano contenido a 135° es del 5.86% considerando que se estableció un rango de error de  $R = (3.53 - 0.33) \% = 3.2\%$  para la cabeza femoral, el rango que se estableció para esta región se obtuvo de la misma forma que para el trocánter solo que en este caso no se obtuvo la mediana para las lecturas ya que los porcentajes de error eran muy pequeños, por lo tanto se puede decir que la orientación preferencial para esta sección esta a 0°, al analizar los otros factores se observa que a esta dirección también presenta una porosidad alta en comparación con las orientaciones restantes. El promedio de % de error para las lecturas de hueso es de 3.93% mientras que para poro es del 3.11%.

Tabla 3.5 Cabeza Femoral 45° sección E.

Ángulo [°]	L(w) [mm]	Espacio trabecular [mm]	Espacio de poro [mm]	% Hueso	% Poro	No. Trabéculas	No. Poros	Tamaño prom. de Trabéculas [mm]	Tamaño promedio de Poros [mm]	Intersección lineal [No. Trabéculas/ mm]
0	95,18	44,53	50,65	46,79	53,21	91	91	0,49	0,56	0,96
45	95,18	40,71	54,47	42,77	57,23	115	118	0,35	0,46	1,21
90	95,18	39,68	55,5	41,69	58,31	136	142	0,29	0,39	1,43
135	95,18	42,07	53,11	44,20	55,80	115	118	0,37	0,45	1,21
<b>Media</b>		41,75	53,43	43,86	56,14	114,25	117,25			
<b>D.S.</b>		1,82	1,82	1,91	1,91	15,93	18,05			

Por otra parte para la sección F tabla 3.6, se aprecia que el % de error entre las lecturas es menor con respecto a la sección E, teniendo para hueso un % de variación de 2.74% y para poro de 2.46%.

No existe concordancia entre los valores registrados en la tabla por un lado se encontró un valor de % hueso mayor en 135° y para poro está contenido en 45°, mientras que la menor cantidad de trabéculas contabilizadas se tiene a 0°, también se aprecia una porosidad alta a esa misma dirección, es difícil establecer una relación entre los factores para determinar la orientación preferencial de las trabéculas, los resultados demuestran que es una muestra homogénea.

Tabla 3.6 Cabeza Femoral 45° sección F.

Ángulo [°]	L(w) [mm]	Espacio trabecular [mm]	Espacio de poro [mm]	% Hueso	% Poro	No. Trabéculas	No. Poros	Tamaño prom. de Trabéculas [mm]	Tamaño promedio de Poros [mm]	Intersección lineal [No. Trabéculas/ mm]
0	95,18	43,47	51,71	45,67	54,33	98	98	0,44	0,53	1,03
45	95,18	43,33	51,85	45,52	54,48	122	127	0,36	0,41	1,28
90	95,18	44,08	51,1	46,31	53,69	130	128	0,34	0,40	1,37
135	95,18	46,93	48,25	49,31	50,69	113	110	0,42	0,44	1,19
<b>Media</b>		44,45	50,73	46,70	53,30	115,75	115,75			
<b>D.S.</b>		1,46	1,46	1,53	1,53	11,88	12,50			

Para las secciones analizadas en la probeta 3 se observa que la sección E tiene una orientación preferencial a 0°. Al comparar esta orientación con los ángulos de extracción de las demás probetas extraídas en la cabeza femoral y basando el análisis con lo observado en la figura 3.9 se puede decir que existe coincidencia en los ángulos con la probeta 5 extraída a 90° debido a que ambas secciones (I,J) presentan la misma orientación preferencial a 135°, con respecto a la probeta 1 no hay correlación debido a que ninguna de las secciones presenta orientación preferencial en sus trabéculas, para la sección F no existe correlación debido a que no presenta orientación trabecular definida.

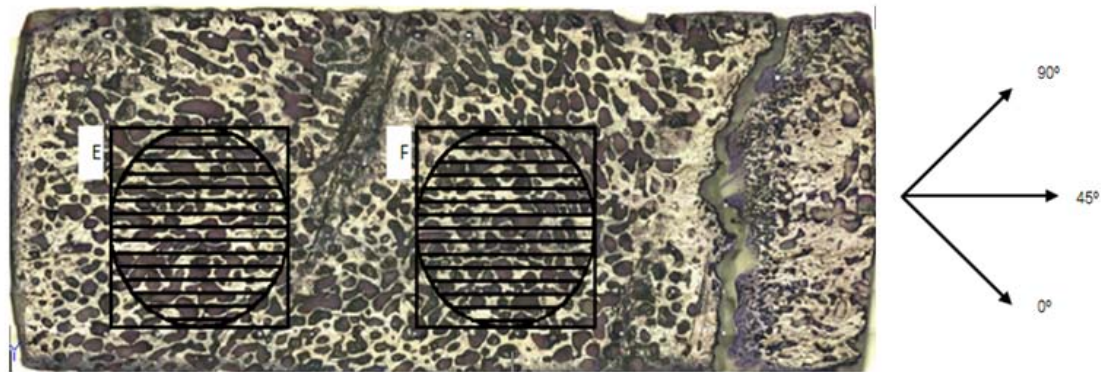


Figura 3.19 Secciones a analizar de la probeta 3, se observa un aumento en el número de líneas de la rejilla circular.

Para la probeta 4 se eligieron las secciones que se muestran en la figura 3.20.

En la sección G tabla 3.7 se observa que el máximo valor de % hueso registrado esta a 135° a esta dirección también se tiene un menor número de poros y trabéculas contabilizadas y presenta una porosidad superior en comparación con las otras direcciones, esto se ve al analizar los valores de tamaño de poros y trabéculas hay concordancia en los datos, por lo tanto se puede decir que la orientación preferencial de las trabéculas está dada a 135°, la muestra es homogénea.

El % de error entre las lecturas para % hueso es de 4.85% y para % poro es de 1.35% valores muy similares a los de la sección H.

**Tabla 3.7 Trocánter mayor 45° sección G.**

Ángulo [°]	L(w) [mm]	Espacio trabecular [mm]	Espacio de Poro [mm]	% Hueso	% Poro	No. Trabéculas	No. Poros	Tamaño prom. de Trabéculas [mm]	Tamaño promedio de Poros [mm]	Intersección lineal [No. Trabéculas/ mm]
0	91,1	18,79	72,31	20,63	79,37	89	96	0,21	0,75	0,98
45	91,1	20,35	70,75	22,34	77,66	113	114	0,18	0,62	1,24
90	91,1	20,2	70,9	22,17	77,83	81	84	0,25	0,84	0,89
135	91,1	21,64	69,46	23,75	76,25	52	55	0,42	1,26	0,57
<b>Media</b>		20,25	70,86	22,22	77,78	83,75	87,25			
<b>D.S.</b>		1,01	1,01	1,11	1,11	21,79	21,46			

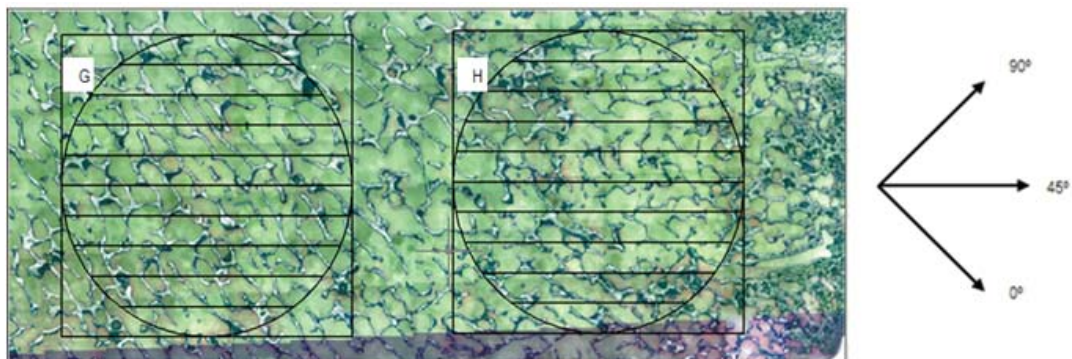
Para la sección H tabla 3.8, se observa que el valor más alto de % hueso registrado está a 45° y para poro está en 90°, el menor número de trabéculas y poros contabilizados están contenidos a 135° también a esta dirección se puede apreciar que hay un aumento en la porosidad en comparación con las otras direcciones, por lo tanto se puede decir que la dirección en la que se presenta orientación preferencial de las trabéculas es a 135° además presenta una variación de 5.58% dentro del rango establecido  $R = (5.58 - 0.12) \%$  con respecto al valor más alto de % hueso contenido a 45°, los factores antes mencionados permiten definir la orientación.

El promedio del % de error para las lecturas de % hueso fue del 4.54% y para los poros de 1.40%.

**Tabla 3.8 Trocánter mayor 45° sección H.**

Ángulo [°]	L(w) [mm]	Espacio trabecular [mm]	Espacio de poro [mm]	% Hueso	% Poro	No. Trabéculas	No. Poros	Tamaño prom. de Trabéculas [mm]	Tamaño promedio de Poros [mm]	Intersección lineal [No. Trabéculas/ mm]
0	91,1	22,01	69,09	24,16	75,84	81	86	0,27	0,80	0,89
45	91,1	23,27	67,83	25,54	74,46	95	100	0,24	0,68	1,04
90	91,1	20,4	70,7	22,39	77,61	85	90	0,24	0,79	0,93
135	91,1	22,04	69,06	24,19	75,81	79	81	0,28	0,85	0,87
<b>Media</b>		21,93	69,17	24,07	75,93	85	89,25			
<b>D.S.</b>		1,02	1,02	1,12	1,12	6,16	6,98			

Para la probeta 4 con ángulo de extracción a 45° se puede ver que la orientación preferencial para ambas secciones analizadas es a 135° como ya se había explicado no presenta coincidencia con la probeta 2 sección D en la dirección 90° y con respecto a la probeta 6 no existe coincidencia con las orientaciones internas de las trabéculas ya que están a 135°, el análisis se realizó tomando como base la figura 3.9.



**Figura 3.20** Secciones a analizar de la probeta 4.

Para la probeta 5 se eligieron las secciones que se muestran en la figura 3.21.

En la tabla 3.9 se observan los resultados de la sección I, se ve que a 90° se tiene el mayor % de hueso mientras que el menor se registro a 135°, mientras que el mayor % de poro se registró a 135° y el menor a 90°, en ambas direcciones presentan similitud en los datos en cuanto a poros y trabéculas contabilizadas y con respecto a los tamaños promedio de poros y trabéculas analizados, pero a 135° se observa que presenta mayor porosidad con relación a 90°, por lo tanto se puede decir que la orientación preferencial de trabéculas está dada a 135°, aunque presenta el menor valor de % hueso al analizar los distintos factores medidos se pudo comprobar la existencia de orientación trabéculas a esta dirección ya que se tiene porosidad alta.

Los valores de la tabla dejan ver que para esta sección se tuvo un menor número de poros y trabéculas contabilizados pero de mayor tamaño, con respecto a las secciones de las muestras analizadas anteriormente de cabeza femoral. El % de error para las lecturas fue de 6.53% para hueso y para poro de 4.3%.

Tabla 3.9 Cabeza Femoral 90° sección I.

Ángulo [°]	L(w) [mm]	Espacio trabecular [mm]	Espacio de poro [mm]	% Hueso	% Poro	No. Trabéculas	No. Poros	Tamaño prom. de Trabéculas [mm]	Tamaño promedio de Poros [mm]	Intersección lineal [No. Trabéculas/ mm]
0	95,18	36,28	58,9	38,12	61,88	99	105	0,37	0,56	1,04
45	95,18	35,42	59,76	37,21	62,79	99	101	0,36	0,59	1,04
90	95,18	41,74	53,44	43,85	56,15	73	69	0,57	0,77	0,77
135	95,18	34,68	60,5	36,44	63,56	74	77	0,47	0,79	0,78
<b>Media</b>		37,03	58,15	38,91	61,09	86,25	88			
<b>D.S.</b>		2,78	2,78	2,92	2,92	12,75	15,33			

En la tabla 3.10 se observan los resultados de la sección J, se aprecia que el número mayor de poros y trabéculas está contenido a 45°, el valor mayor de % hueso está a 135°, mientras que para poro está en 0°, la cantidad de poros varía de una sección a otra, esto es porque en la sección J hay una reducción de tamaño en los poros, existe una población mayor en comparación con la sección I.

Se tiene a simple vista que la sección presenta una orientación preferencial en sus trabéculas, como se explicó en el párrafo anterior el valor más alto de % hueso se encuentra a 135° a esa misma dirección se puede ver un menor número de poros y trabéculas cuantificados y un aumento en la porosidad, los resultados tienen relación con lo que se alcanza a apreciar a simple vista en la sección, el ángulo de orientación preferencial está dado a 135°; el % de error en las lecturas para % hueso es de 6.14% y para poro de 5.29%.

Por lo tanto se puede decir que en la región de la cabeza femoral hay mayor cantidad de poros y trabéculas en comparación con el bloque del trocánter, el % de error de las mediciones realizadas en la cabeza femoral fue de 4.80% para hueso y 3.78% para poro esto deja ver que la composición de poros es mayor en comparación con las trabéculas, esto se puede comprobar analizando los porcentajes de composición ya que para hueso se tiene un promedio de 44.18% mientras que para poro es de 55.82%.

Por otra parte se observa que la sección F tiene una desviación estándar menor en cuanto a % de hueso y poro en comparación con las otras analizadas para la cabeza femoral.



Tabla 3.10 Cabeza Femoral 90° sección J.

Ángulo [°]	L(w) [mm]	Espacio trabecular [mm]	Espacio de poro [mm]	% Hueso	% Poro	No. Trabéculas	No. Poros	Tamaño prom. de Trabéculas [mm]	Tamaño promedio de Poros [mm]	Intersección lineal [No. Trabéculas/ mm]
0	95,18	40,27	54,91	42,31	57,69	111	109	0,36	0,50	1,17
45	95,18	43,36	51,82	45,56	54,44	126	130	0,34	0,40	1,32
90	95,18	44,77	50,41	47,04	52,96	109	109	0,41	0,46	1,15
135	95,18	48,12	47,06	50,56	49,44	84	81	0,57	0,58	0,88
<b>Media</b>		44,13	51,05	46,36	53,64	107,50	107,25			
<b>D.S.</b>		2,82	2,82	2,96	2,96	15,07	17,41			

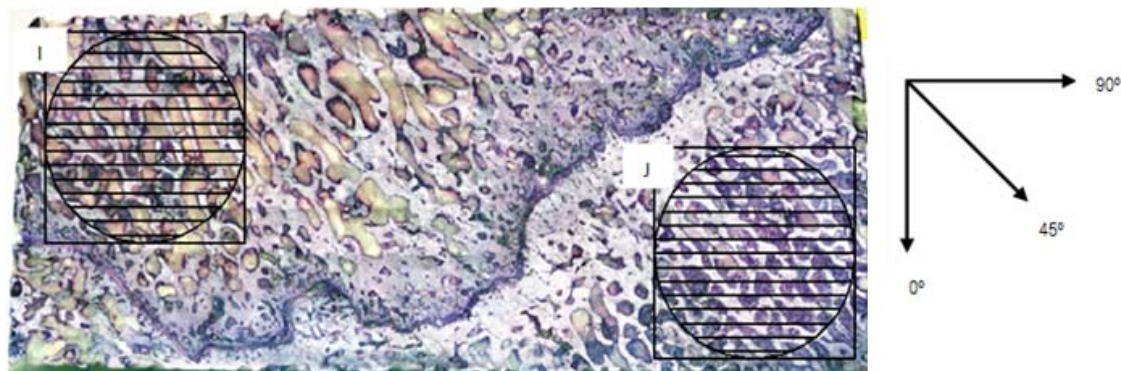


Figura 3.21 Secciones a analizar de la probeta 5, se observa un aumento en el número de líneas de la rejilla circular.

Para el caso de la probeta 5 con ángulo de extracción de 90° y con base en la figura 3.9, se puede ver que ambas secciones presentan el mismo ángulo de orientación preferencial a 135°, no hay relación con la probeta 1 pero con la probeta 3 sección E con orientación a 0° existe coincidencia en los ángulos.

Para la probeta 6 se eligieron las secciones que se muestran en la figura 3.22.

En el caso de la sección K tabla 3.11 se observa que la lectura que tiene el máximo % de hueso es 135° existe poca variación de 4.09 % con respecto a 90° dirección que presenta el segundo valor más alto dificulta poder determinar una orientación preferencial para las trabéculas, al analizar los valores de número de poros y trabéculas se ve que la menor cantidad de hueso está contenida en 135° además a esta dirección presenta una mayor porosidad como se puede apreciar en el valor de tamaño promedio de poro, por lo tanto la orientación preferencial de las trabéculas está dada a 135°.

El % de error de las mediciones realizadas es de 7.65% para hueso y para poro del 1.85%, presenta mayor variación con respecto a las secciones anteriormente analizadas en la región del trocánter.

Tabla 3.11 Trocánter mayor 90° sección K.

Ángulo [°]	L(w) [mm]	Espacio trabecular [mm]	Espacio de poro [mm]	% Hueso	% Poro	No. Trabéculas	No. Poros	Tamaño prom. de Trabéculas [mm]	Tamaño promedio de Poros [mm]	Intersección lineal [No. Trabéculas/ mm]
0	91,1	16,44	74,66	18,05	81,95	68	71	0,24	1,05	0,75
45	91,1	19,14	71,96	21,01	78,99	86	92	0,22	0,78	0,94
90	91,1	19,61	71,49	21,53	78,47	81	79	0,24	0,90	0,89
135	91,1	20,42	70,68	22,41	77,59	62	67	0,33	1,05	0,68
<b>Media</b>		18,90	72,20	20,75	79,25	74,25	77,25			
<b>D.S.</b>		1,49	1,49	1,64	1,64	9,65	9,55			

Para la sección L tabla 3.12 a simple vista es muy similar a la sección K, el valor que presenta mayor % de hueso es 135° la diferencia con respecto a la dirección que le sigue es de 7.31% mayor que en el caso anterior, se puede ver que hay una alta porosidad al checar el valor de tamaño promedio de poro por lo tanto la sección presenta dirección preferencial en las trabéculas a 135°.

El % de error entre las lecturas de hueso es de 6.84% y para poro es de 3.06%, la variación es menor en comparación con la sección K.

Los resultados dejan ver que en la región del trocánter en comparación con la cabeza femoral tiene menor cantidad de trabéculas y poros, cabe mencionar que el tamaño de los poros aumenta y el de las trabéculas disminuye, esto quiere decir que el mayor espesor de hueso se puede ver en la cabeza femoral mientras que en la región del trocánter se pueden visualizar trabéculas de menor grosor y una porosidad marcadamente superior.

El % de error de las lecturas obtenidas para la región del trocánter fue de 5.48% para hueso y de 1.72% para los poros, esto se puede ver en los porcentajes de composición ya que para hueso el promedio fue de 24.51% y para el poro de 75.49% existe una mayor composición de poros en la región del trocánter en relación con la cabeza femoral.

La menor desviación estándar se nota en la sección C, los valores están más cercanos a la media.

Tabla 3.12 Trocánter mayor 90°sección L.

Ángulo [°]	L(w) [mm]	Espacio trabecular [mm]	Espacio de poro [mm]	% Hueso	% Poro	No. Trabéculas	No. Poros	Tamaño prom. de Trabéculas [mm]	Tamaño promedio de Poros [mm]	Intersección lineal [No. Trabéculas/ mm]
0	91,1	25,8	65,3	28,32	71,68	95	98	0,27	0,67	1,04
45	91,1	29,29	61,81	32,15	67,85	98	102	0,30	0,61	1,08
90	91,1	28,45	62,65	31,23	68,77	92	93	0,31	0,67	1,01
135	91,1	31,43	59,67	34,50	65,50	81	83	0,39	0,72	0,89
<b>Media</b>		28,74	62,36	31,55	68,45	91,50	94			
<b>D.S.</b>		2,02	2,02	2,21	2,21	6,42	7,11			

Para las secciones analizadas en la probeta 6 ambas presentan orientación trabecular a 135° realizando el análisis basado en la figura 3.9 se puede decir que no hay ángulos coincidentes con respecto a la probeta 2 sección D cuya orientación trabecular está dada a 90° y tampoco existe correlación con la probeta 4 cuyos ángulos de orientación para ambas secciones fueron de 135°.

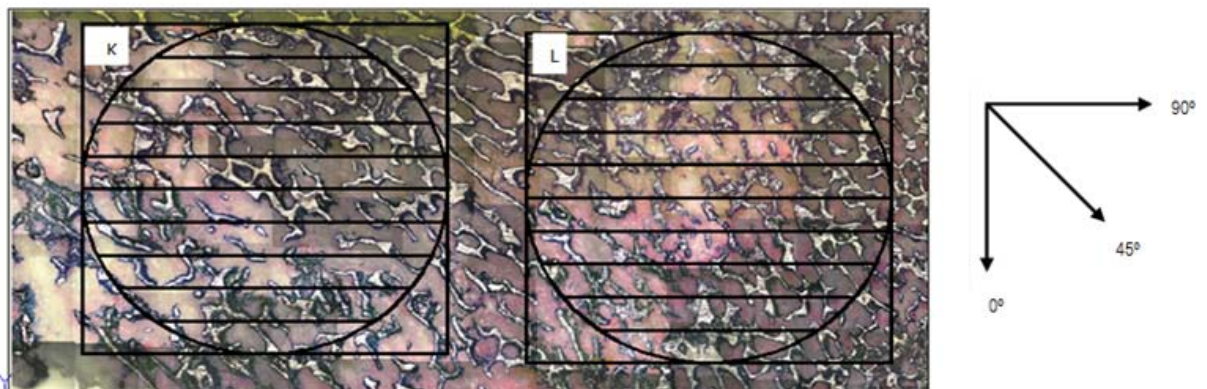
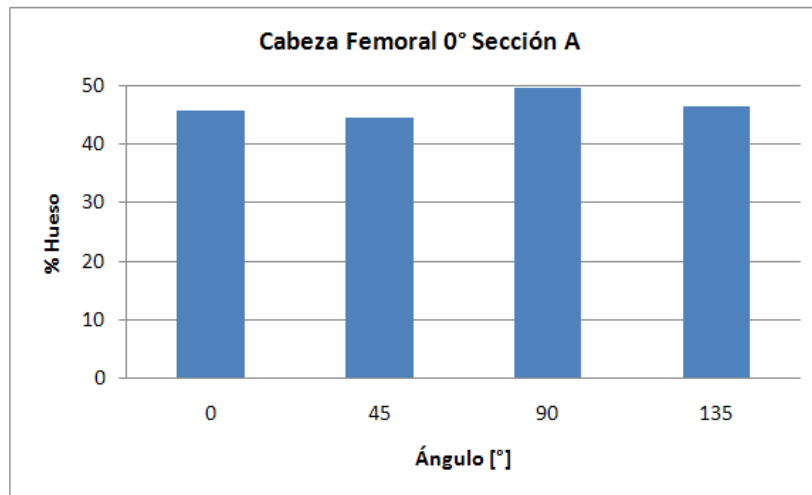


Figura 3.22 Secciones a analizar de la probeta 6.



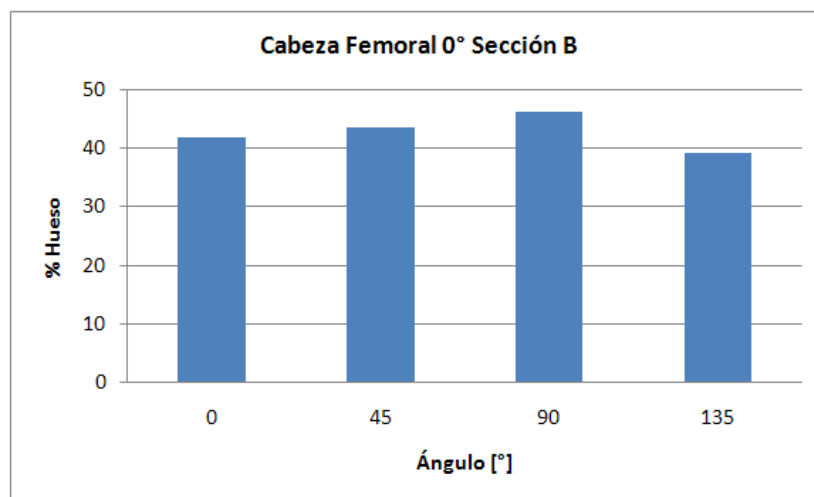
### 3.3.1 Gráficas de orientación trabecular.

En la grafica 3.1 se observa que la sección A tiene una estructura homogenea el % de error de las lecturas para los valores en los que se presenta mayor composición de hueso 90° y 135° es de 7.02%, el promedio de variacion de las lecturas es de 3.76%, no presenta orientación preferencial.



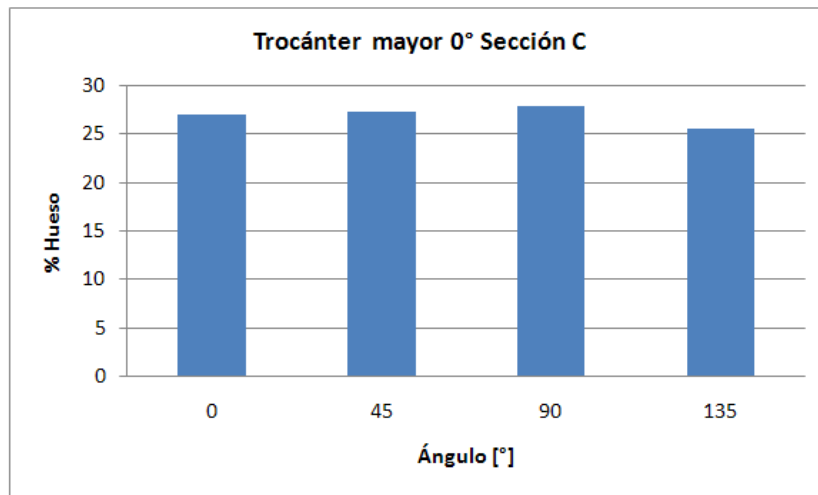
Grafica 3.1 Probeta 1 Sección A.

En la grafica 3.2 se observa que para la sección B al igual que la sección A no presenta orientación preferencial el % de variación entre los valores más altos de % hueso 90° y 45° es de 6.33%, el % de variación entre las lecturas es de 5.69% mayor al de la sección A, presenta menor composición de hueso.



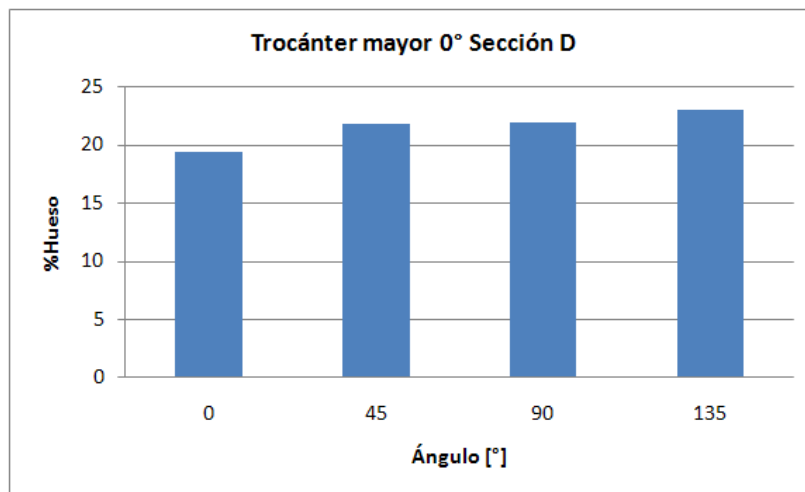
Grafica 3.2 Probeta 1 Sección B.

En la grafica 3.3 se observa que para la sección C el valor más alto de % hueso esta contenido a 90° pero la diferencia con respecto al valor más cercano es de apenas 2.27% escasa diferencia, no presenta orientación preferencial, el % de error de las lecturas es de 3.03%, además presenta menor composición de hueso con respecto a las secciones analizadas en la probeta 1.



Grafica 3.3 Probeta 2 Sección C.

En la grafica 3.4 se observa que para la sección D el valor mas alto de % hueso esta contenido a 135° el % de error con respecto a 90° que es el segundo valor que presenta el % hueso mas alto es de 5.21%, para esta sección se eligio 90° como la orientación preferencial de hueso debido a que presenta una porosidad marcadamente superior, el % de variación entre las lecturas es de 5.95%, presenta similitud con respecto a la sección anterior en cuanto a composición.



Grafica 3.4 Probeta 2 Sección D

En la figura 3.23 se puede apreciar la orientación preferencial de la sección D.

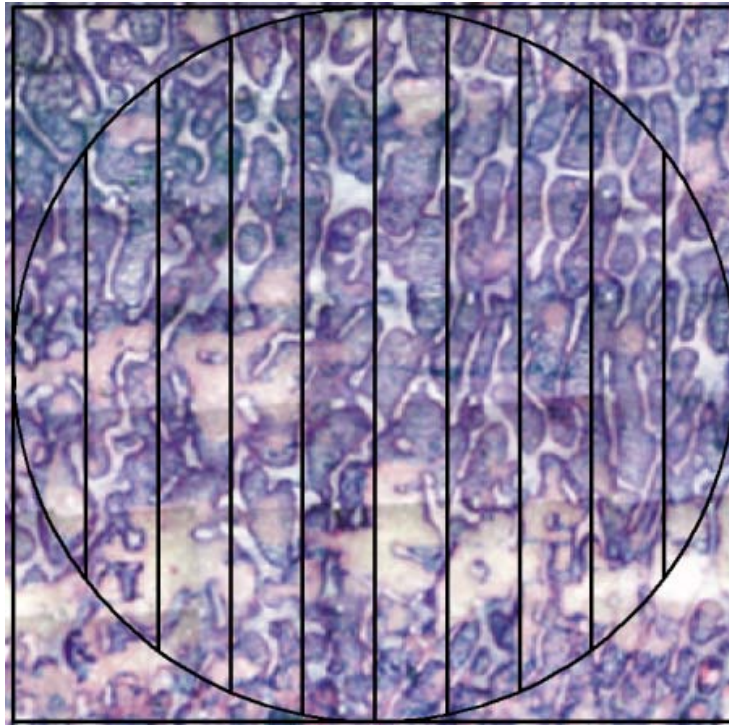
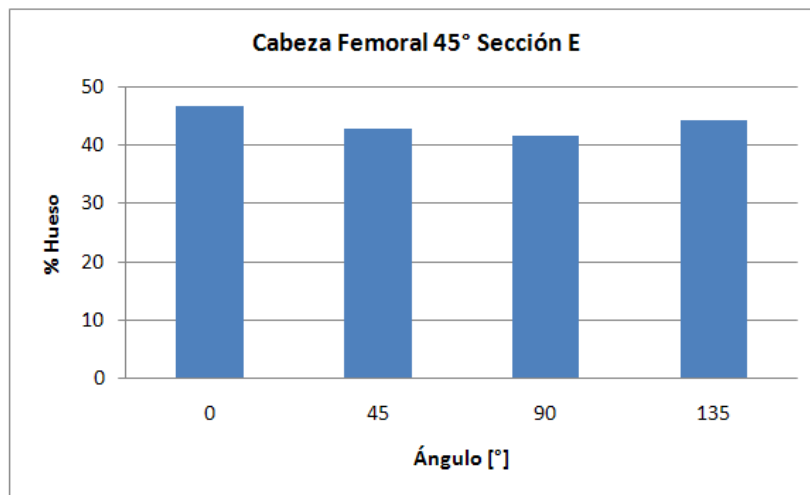


Figura 3.23 Sección D a 90°.

En la grafica 3.5 se observa que la sección E presenta una orientación preferencial a 0° a esta dirección se tiene el valor mas alto de % hueso, la diferencia con respecto a las demás lecturas es clara, con respecto al valor de 135° la diferencia es de 5.86%, el % de variación entre las lecturas es de 3.93%.



Grafica 3.5 Probeta 3 Sección E.

En la figura 3.24 se pueden visualizar la orientación preferencial para la sección E.

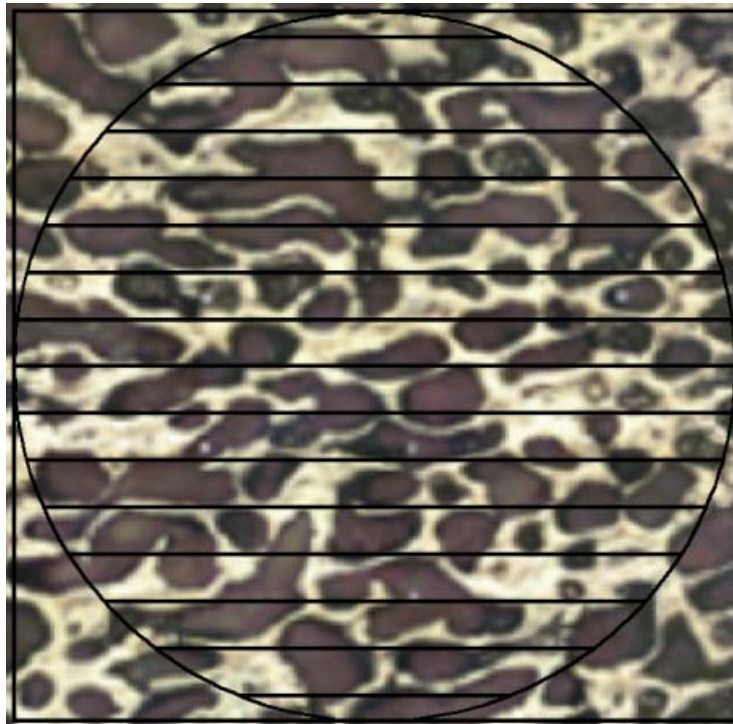
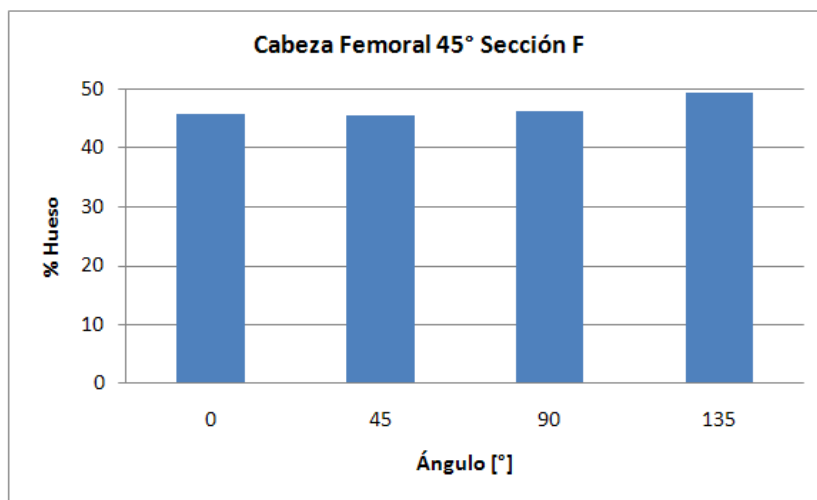


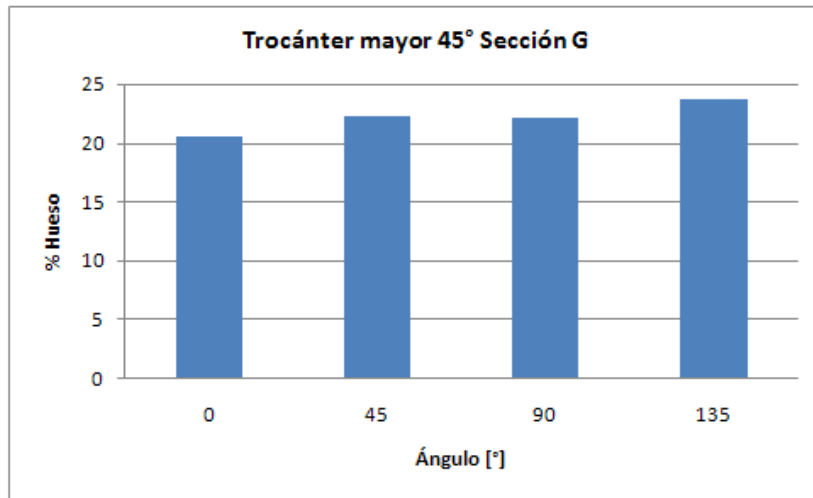
Figura 3.24 Sección E a 0°.

En la grafica 3.6 se observa que la sección F tiene el mayor % de hueso a 135° mientras que el menor % de hueso esta dado a 45°, el % diferencia entre los valores es del 2.74%, encontrándose la mayor variación entre 135° y 90° a 6.48%, el % de composición de hueso es muy similar al de la sección anterior y con los analizados en la probeta 1, presenta una estructura homogenea.



Grafica 3.6 Probeta 3 Sección F.

En la grafica 3.7 se observa que para la sección G el mayor % de hueso esta a 135° la variación con respecto a 45° es de 6.31% la diferencia es clara, el % de error para lecturas es de 4.85%, presenta menor composición de hueso en comparacion con la sección H.



Grafica 3.7 Probeta 4 Sección G.

En la figura 3.25 se puede observar la orientación preferencial para la sección G.

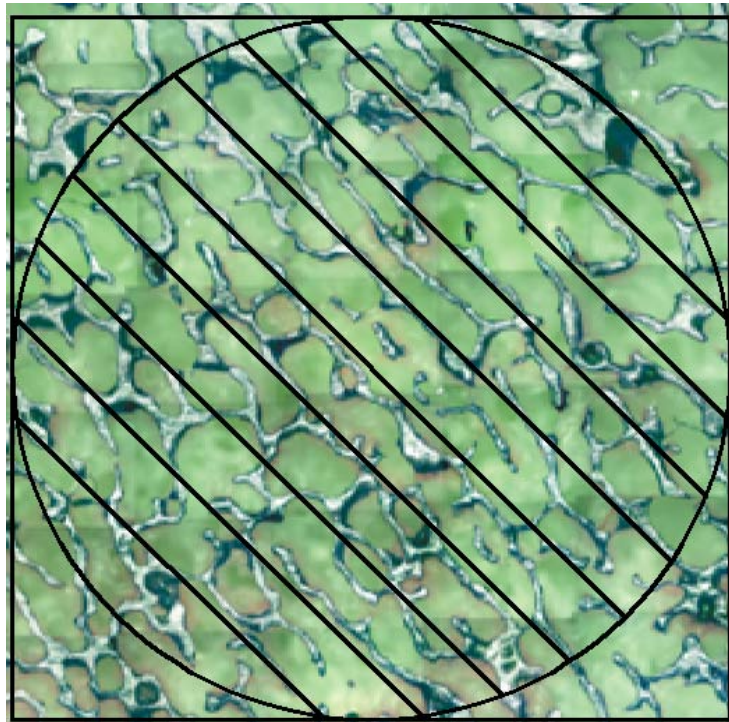
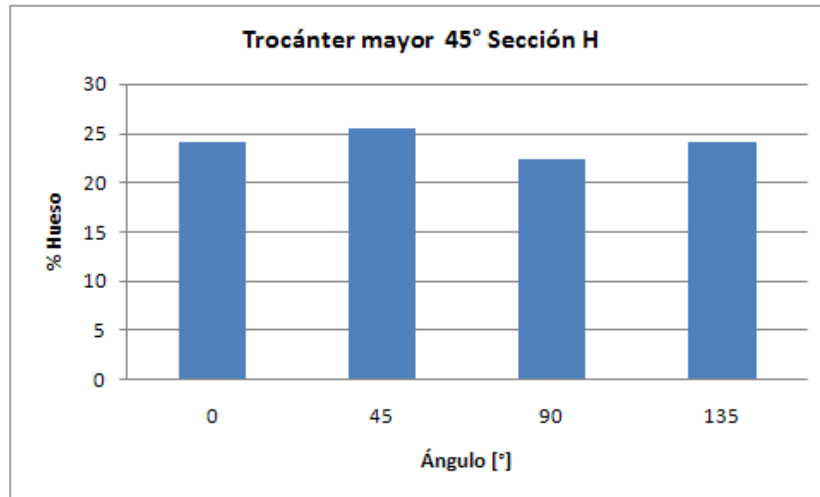


Figura 3.25 Sección G a 135°.



En la grafica 3.8 se observa que la sección H presenta el mayor % de hueso a 45°, como se observa en la grafica la sección es homogénea en su composición, el % de error en las lecturas es de 4.54%, la orientación preferencial esta dada a 135° a esta dirección presenta mayor porosidad aunque menor porcentaje de hueso la diferencia con respecto al valor mas alto es de 5.58% y con respecto al valor que le sigue contenido en 0° es de 0.12%



Grafica 3.8 Probeta 4 Sección H.

En la figura 3.26 se puede apreciar la orientación preferencial de la sección H.

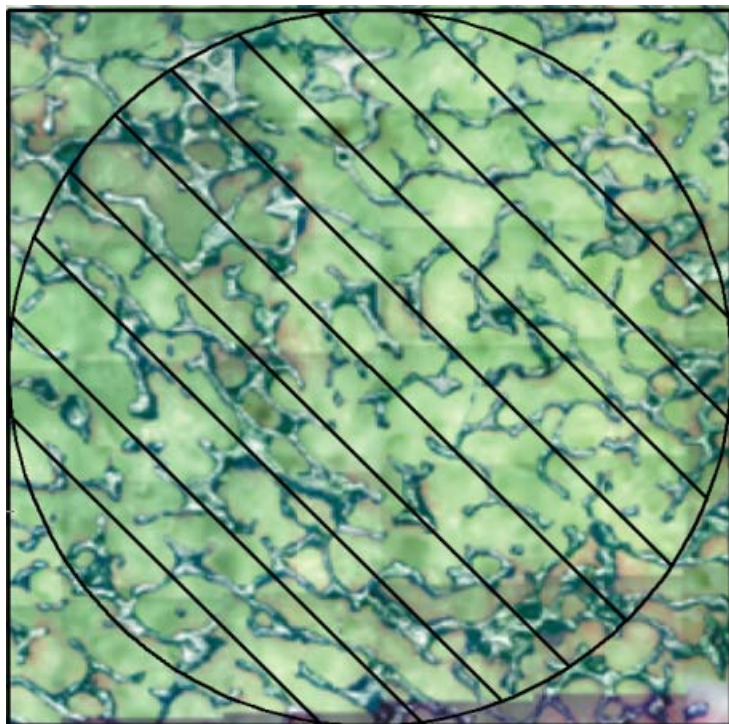
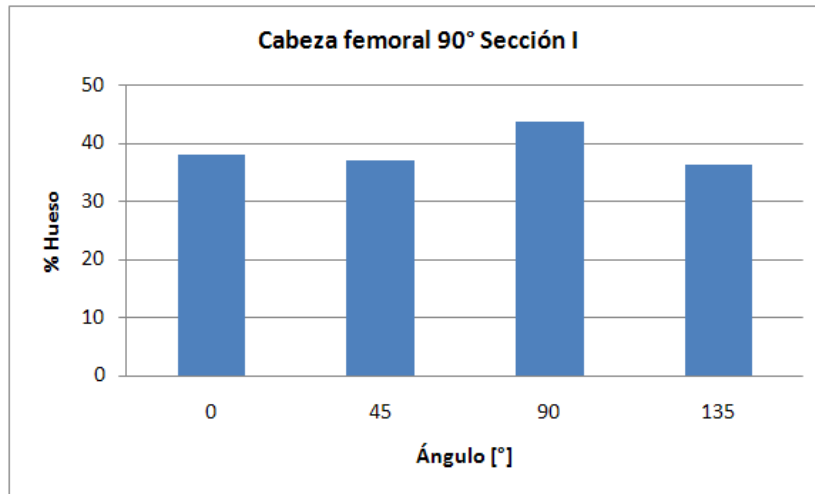


Figura 3.26 Sección H a 135°.



En la grafica 3.9 se observa que la sección I tiene el valor mas alto de % hueso en 90° notable diferencia con relación a las demás lecturas, la diferencia con respecto al valor mas cercano contenido en 0° es de 15.03% siendo muy significativa, el % de diferencia entre las lecturas es de 6.53%, presenta orientación preferencial a 135° que es la lectura como se muestra en la grafica con el menor % de hueso cuya diferencia con respecto al valor mas alto es de 20.33%, en esta sección se comprobó que en los porcentajes practicamente no se notan las orientaciones preferenciales.



Grafica 3.9 Probeta 5 Sección I.

En la figura 3.27 se puede ver la orientación preferencial de la sección I.

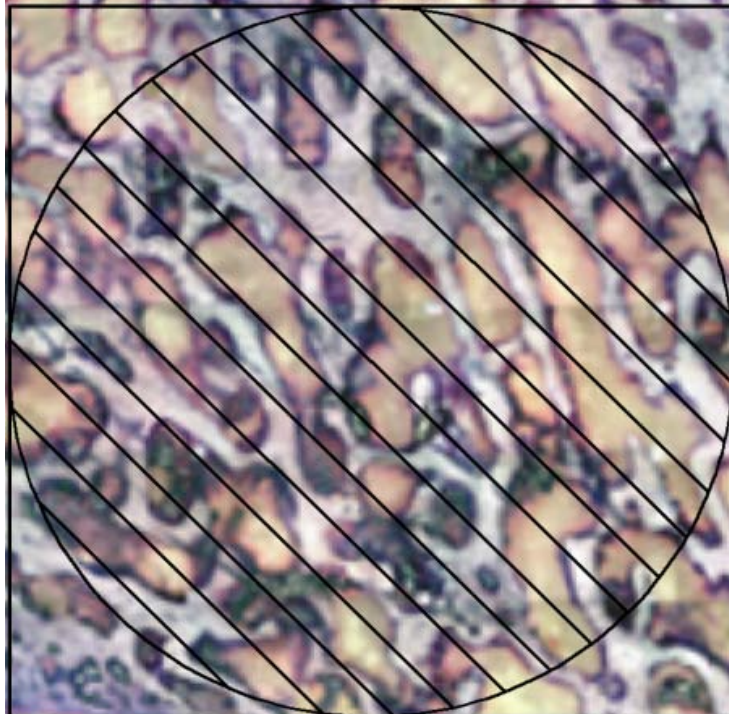
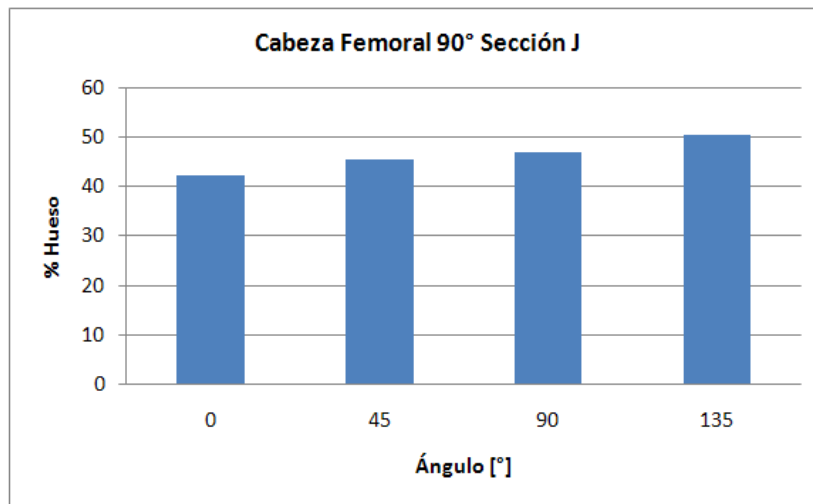


Figura 3.27 Sección I a 135°.

En la grafica 3.10 se observa que la sección J tiene una orientación preferencial a 135°, presenta el mayor % de hueso y a esa dirección tiene mayor porosidad, el % de error para las lecturas es de 6.14%, la diferencia entre el valor mayor y el que le sigue contenido en 90° es de 7.48%.

Como se aprecia en los gráficos de las secciones analizadas en la cabeza femoral la sección que presenta la mayor composición de hueso es la sección F y la que presenta la menor composición es la sección I.

Si se analiza la composición entre ambas regiones se puede decir que la región de la cabeza femoral presenta la mayor cantidad de hueso en comparación con el bloque del trocánter mayor.



Grafica 3.10 Probeta 5 Sección J.

En la figura 3.28 se aprecia la orientación preferencial de la sección J.

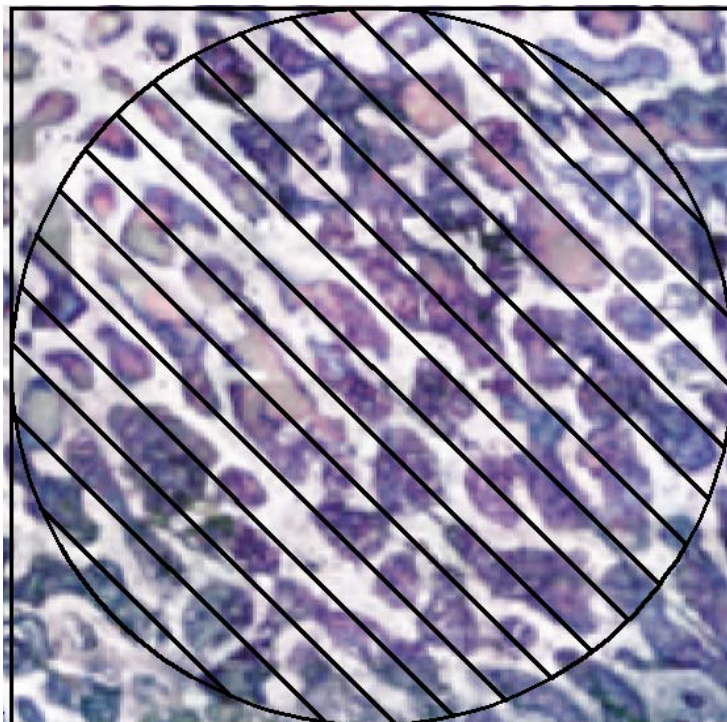
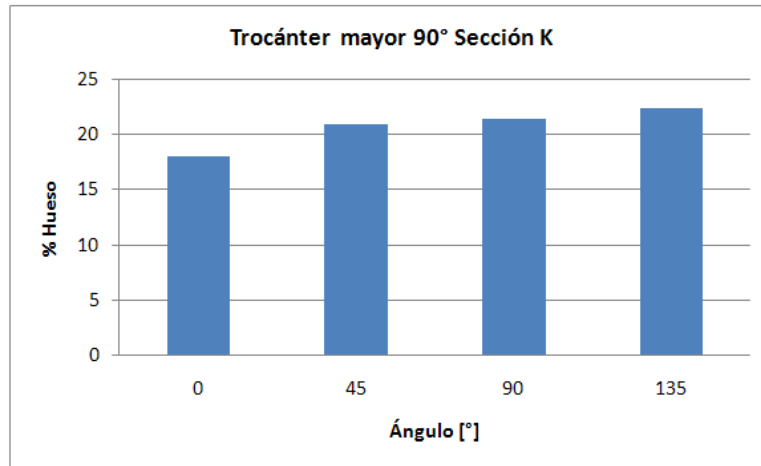


Figura 3.28 Sección J a 135°.

En la grafica 3.11 se observa que la sección K presenta el valor mas alto de % hueso a 135° y el menor a 0°, el % de error para las lecturas es de 7.65% teniendo una variación entre las dos lecturas mas altas registradas entre 135° y 90° de 4.09%, la orientación preferencial para esta sección se encuentra a 135°.



Grafica 3.11 Probeta 6 Sección K.

En la figura 3.29 se puede observar la orientación preferencial de la sección K.

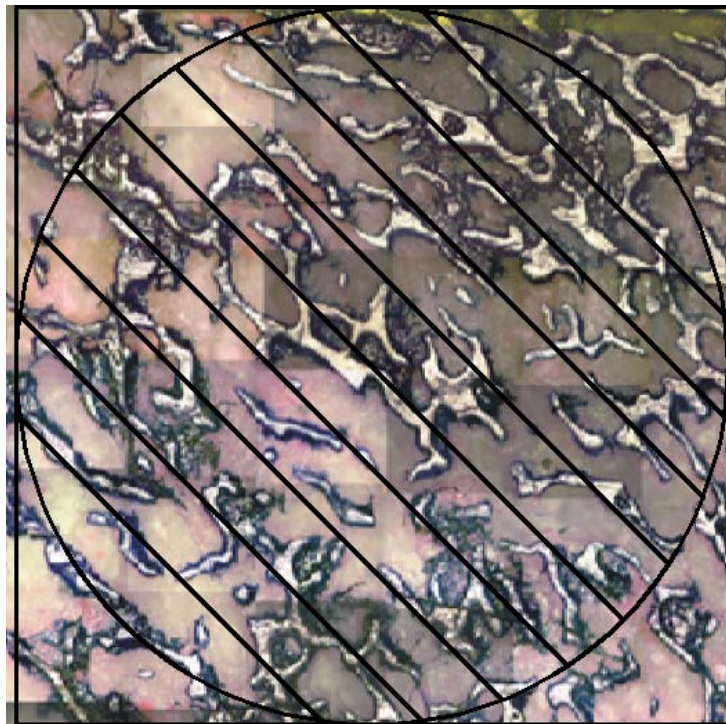
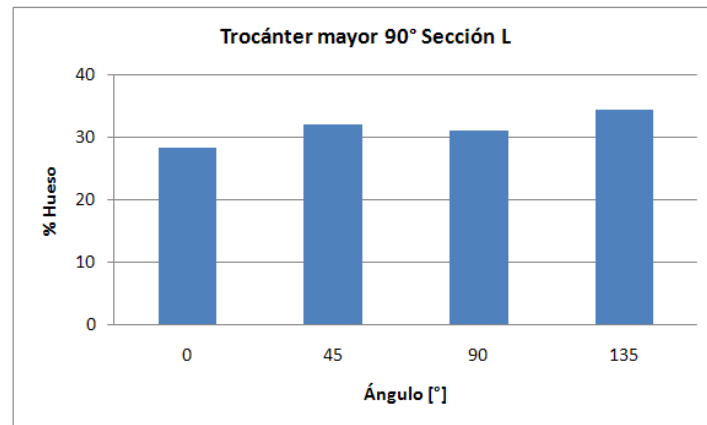


Figura 3.29 Sección K a 135°.



En la grafica 3.12 se observa que la sección L presenta el valor mas alto de % hueso a 135° y el menor esta a 0°, el % de error en las lecturas es de 6.84%, la diferencia entre 45° y 135° es de 7.31%, presenta orientacion preferencial a 135°.

Caso contrario a lo observado en la cabeza femoral, en la región del trocánter mayor se puede ver que la composición de trabeculas es menor, hay menor cantidad y de menor tamaño, como se puede ver en las imágenes no presentan conectividad como el caso de la cabeza femoral, la region que presenta la mayor composición de hueso es la sección L y la que presenta la menor es la sección K.



Grafica 3.12 Probeta 6 Sección L.

En la figura 3.30 se puede ver la orientación preferencial de la sección L.

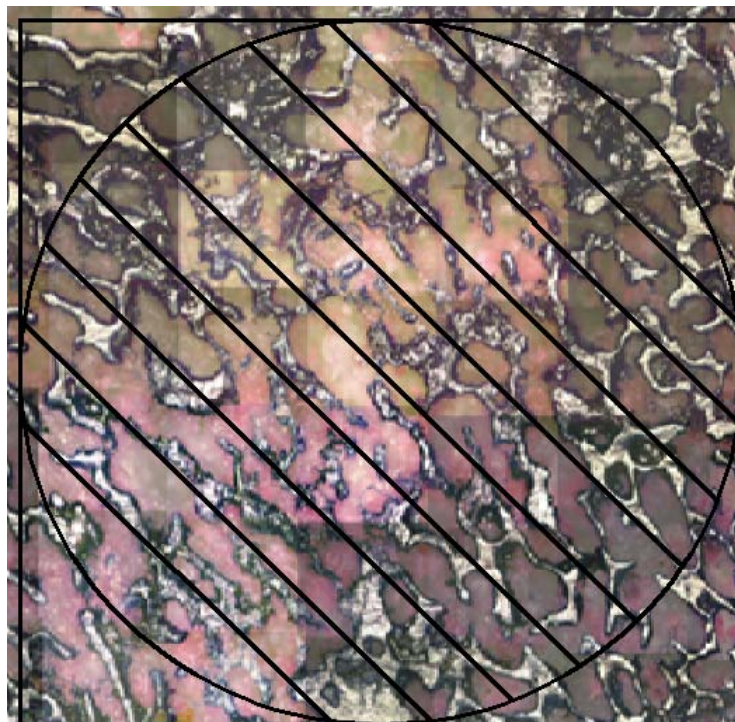


Figura 3.30 Sección L a 135°.

### 3.3.2 Gráficas de distribución de tamaño de poros.

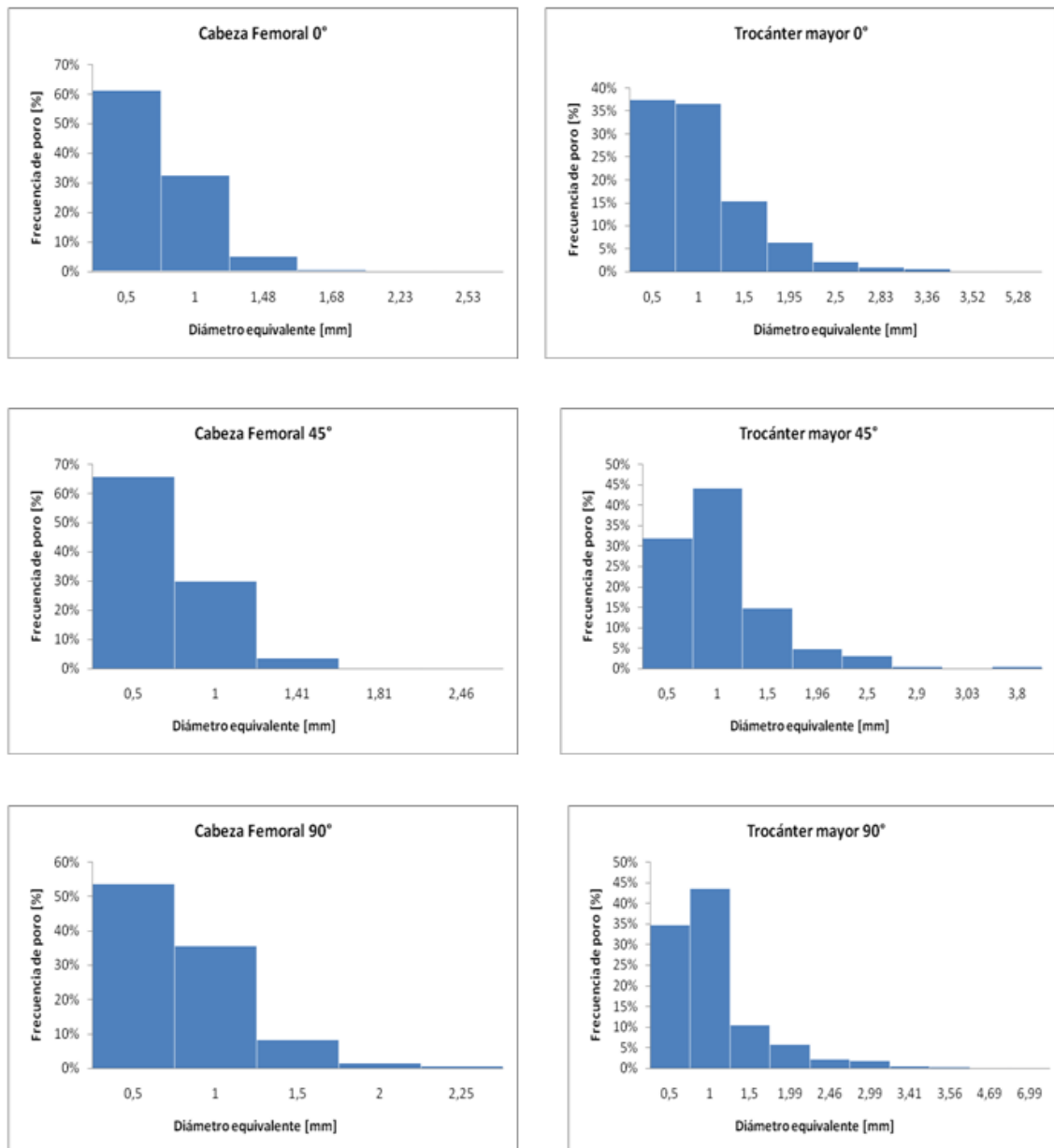


Figura 3.31 Gráficas de distribución de tamaño de poro de las probetas, diámetro equivalente vs frecuencia de poros.

En la figura 3.31 se puede observar que las gráficas de cabeza femoral presentan un % mayor de poros de menor tamaño ( $\leq 0.5$  [mm]) y para valores de poro por encima de 0.5 [mm] la frecuencia de poros se reduce considerablemente a la mitad, la distribución presenta escasos valores de poros con dimensiones mayores, los poros grandes son escasos y no superan los 3 [mm] de diámetro.

Por otra parte en el trocánter mayor se observa que poros de 1 [mm] prevalecen para esta región aunque para el caso de la gráfica (Trocánter mayor 0°), se observa que aún hay mayoría de poros chicos de 0.5 [mm] aunque la diferencia es poca con respecto a los de 1 [mm] de tan solo 0.85%.



Además la frecuencia de poros en el bloque de trocánter es menor pero existen huecos más grandes superando en tamaño a los de la cabeza femoral que presenta poros más pequeños, como se puede ver en las gráficas existen diámetros equivalentes mayores a 3 [mm].

### 3.3.3 Fracción de área.

Para la sección aleatoria del espécimen 1 (figura 3.32), se tiene que la fracción de área de poros  $A_A = 53.72\%$  y para las trabéculas  $A_A = 46.28\%$  de la sección mostrada, el área total medida de poros y trabéculas fue de 13.43 [mm<sup>2</sup>] y 11.57 [mm<sup>2</sup>] respectivamente, los resultados de fracción de área son cercanos a los obtenidos para la fracción lineal medida en las secciones A y B con una diferencia de 1.65%. Cabe mencionar que el área total medida de las secciones fue de 25 [mm<sup>2</sup>].



Figura 3.32 Sección aleatoria obtenida de la probeta 1.

Para la sección aleatoria del espécimen 2 (figura 3.33), se tiene que la fracción de área de poros  $A_A = 77.44\%$  y para las trabéculas  $A_A = 22.56\%$ , el área total medida de poros y trabéculas es de 19.36 [mm<sup>2</sup>] y 5.64 [mm<sup>2</sup>] respectivamente, hay un aumento en cuanto a composición de poros y el espesor de las trabéculas disminuye con respecto a la sección anterior, los resultados son similares a los obtenidos para la fracción lineal medida en las secciones C y D con una diferencia de 1.68%.

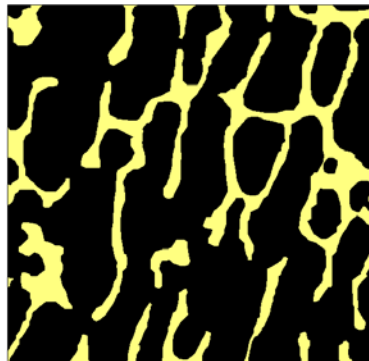


Figura 3.33 Sección aleatoria obtenida de la probeta 2.

En el caso de la sección analizada para el espécimen 3 (figura 3.34), se tiene que la fracción de área de poros  $A_A = 53.97\%$  y para las trabéculas  $A_A = 46.03\%$ ; el área total medida de poros y trabéculas es de 13.49 [mm<sup>2</sup>] y 11.51 [mm<sup>2</sup>] respectivamente, los valores de fracción de área son similares a los obtenidos en el espécimen 1 con una diferencia de 0.25% y también con los obtenidos para la fracción lineal medida en las secciones E y F con una variación del 0.75%.



Figura 3.34 Sección aleatoria obtenida de la probeta 3.

Para la sección del espécimen 4 (figura 3.35), se tiene que la fracción de área de poros  $A_A = 79.79\%$  y para las trabéculas  $A_A = 20.21\%$ ; el área total medida de poros y trabéculas es de  $19.95 \text{ [mm}^2\text{]}$  y  $5.05 \text{ [mm}^2\text{]}$  respectivamente, los valores de fracción de área son similares a los obtenidos en la probeta 2 con una variación de  $2.35\%$  y también con los obtenidos para la fracción lineal medida en las secciones G y H con una diferencia de  $2.89\%$ .

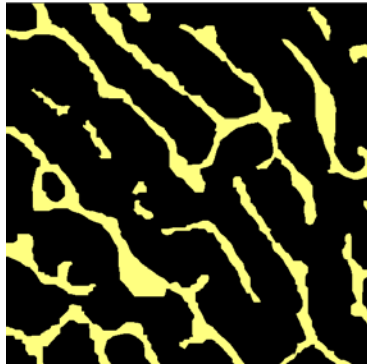


Figura 3.35 Sección aleatoria obtenida de la probeta 4.

En la sección aleatoria del espécimen 5 (figura 3.36), se tiene que la fracción de área de poros  $A_A = 55.76\%$  y para las trabéculas  $A_A = 44.24\%$ ; el área total medida de poros y trabéculas es de  $13.94 \text{ [mm}^2\text{]}$  y  $11.06 \text{ [mm}^2\text{]}$  respectivamente, como se aprecia los valores de fracción de área son similares a los obtenidos en las probetas 1 y 3 con una variación de  $2.04\%$  y  $1.79\%$  respectivamente, y con respecto a la fracción lineal medida en las secciones I, J la diferencia fue de  $1.64\%$ .

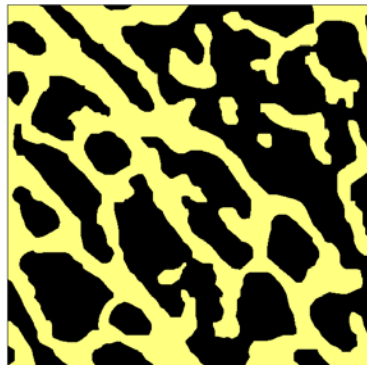


Figura 3.36 Sección aleatoria obtenida de la probeta 5.

Para la sección aleatoria del espécimen 6 (figura 3.37), se tiene que la fracción de área de poros  $A_A = 77.64\%$  y para las trabéculas  $A_A = 22.36\%$ ; el área total medida de poros y trabéculas es de  $19.41 \text{ [mm}^2\text{]}$  y  $5.59 \text{ [mm}^2\text{]}$  respectivamente, los valores de fracción de área son similares a los obtenidos en las probetas 2 y 4 con una diferencia de  $0.2\%$  y  $2.15\%$  respectivamente, y en relación a la fracción lineal medida en las secciones K y L la diferencia fue de  $3.79\%$ .

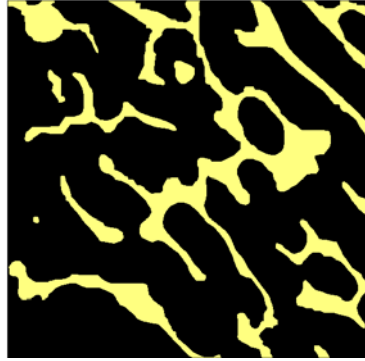


Figura 3.37 Sección aleatoria obtenida de la probeta 6.

Los resultados dejan ver que los valores de fracción lineal ( $L_L$ ) y fracción de área ( $A_A$ ) son similares, por lo tanto  $A_A \cong L_L$ .

Por otra parte recordando que la fracción de volumen puede ser derivada de la fracción de área, entonces la relación lineal queda de la siguiente forma

$$V_V \cong A_A \cong L_L \quad (2.9)$$

Otro factor que tiene un efecto claro en relación a la fracción de área y los valores de % hueso y % poro es el del tamaño promedio de poros y trabéculas, tal como se aprecia en las imágenes el tamaño de las trabéculas en la cabeza femoral es de mayor grosor y presentan una composición de  $44.18\%$  en cuanto a los poros se refiere la composición es mayor de  $55.82\%$  esto se debe a que son mayores en población y de mayor tamaño en comparación con las trabéculas, los valores de composición son similares a los obtenidos de fracción de área con una diferencia de  $1.34\%$  respectivamente.

En lo que respecta a la zona del trocánter mayor se observa que el tamaño promedio de hueso es mucho menor al de la cabeza femoral donde existen trabéculas de menor espesor y dispersas en la medula ósea por lo tanto la composición de hueso es de  $24.51\%$  en el caso de los poros aunque menores en población son de mayor tamaño en comparación a los que se encuentran contenidos en la cabeza femoral cuya composición es de  $75.49\%$ , al observar los % de composición se observa que tienen similitud con los resultados de fracción de área con una diferencia de  $2.8\%$  respectivamente.

## Capítulo 4. Discusión y Conclusiones.

Al analizar las secciones medidas en las distintas muestras se tiene que en la cabeza femoral la sección en la que se presenta el mayor % de hueso es en la sección F (figura 3.19) de 46.7%, mientras que el menor % de hueso está ubicado en la sección I (figura 3.21) siendo del 38.91%.

Por otra parte, para el trocánter mayor la sección en la que se registró el máximo % de hueso es en la sección L (figura 3.22) de 68.45%, mientras que el máximo % de poro se registró en la sección K de 79.25%.

Con base en las mediciones promedio realizadas sobre los especímenes de hueso esponjoso se puede concluir que la arquitectura que presenta la región de la cabeza femoral es muy distinta con respecto al trocánter mayor, debido a que en la primera hay una mayor composición de hueso tal como lo dejan ver los resultados que es de 44.18%, contabilizándose 104.75 trabéculas y 105.42 poros; además se comprobó que se tienen los mayores espesores de hueso de 0.41 [mm].

En el caso del trocánter se puede decir que hay un menor espesor trabécular, el % en promedio de hueso es mucho menor al que se tiene en la cabeza femoral de 24.51%; para esta región hay menor cantidad de trabéculas medidas que es de 83.25 en promedio, los mismo sucede con los poros teniendo 87.21 en promedio, la cantidad es menor en comparación con la cabeza femoral, sin embargo aunque son escasos, presentan mayor tamaño de 0.81 [mm] en promedio.

Por otra parte, mediante el cálculo de la desviación estándar se pudo conocer la dispersión de los valores con respecto a la media de las secciones analizadas y con esto establecer que sección presenta los valores más homogéneos, en el caso de la cabeza femoral la sección que presentó el valor más bajo de desviación estándar fue la sección F; mientras que en el trocánter mayor fue la sección C (figura 3.18), a medida en que la desviación estándar disminuye los valores están más cercanos a la media y en consecuencia tienen una estructura con mayor homogeneidad.

La orientación preferencial para cada uno de los especímenes dejó entrever la poca variación de % hueso de los ángulos establecidos para el sistema particular 0°, 45°, 90° y 135° es por esto que no solo se basó en el máximo % de hueso medido para determinar dicha orientación preferencial, para la cabeza femoral se tuvo un % de error en las lecturas de 4.8% para hueso mientras que para poro fue de 3.78% en el caso del trocánter el % fue de 5.48% para hueso y de 1.72% para poro, estos valores dejan ver la diferencia en variación de una región a otra siendo mayor en el bloque del trocánter, se puede decir que en los valores de % hueso prácticamente no se notan las orientaciones preferenciales.

Por lo tanto se analizaron otros factores para poder determinar la orientación trabécular como son el menor número de trabéculas y poros medidos así como el mayor tamaño de poro siendo este el promedio, esto se llevó a cabo para conocer el marcado aumento en la porosidad y con ello tener un panorama más claro para poder definir la existencia de orientación preferencial en las secciones analizadas.

Si bien en algunas probetas (4, 5 y 6), se puede ver a simple vista a partir de las imágenes que las trabéculas toman orientaciones preferentes solo se confirmó con base en los resultados dichas orientaciones.

Para la probeta 1 (0° Cabeza femoral) sección A se registró un % de hueso de 46.56% y de poro de 53.44%, no presentó orientación preferencial en sus trabéculas la sección es homogénea y eso se refleja en los % de error para sus lecturas ya que para hueso fue de 3.76% mientras que para hueso de 3.34%.

Por otra parte para la sección B se tuvo un % de hueso de 42.7% mientras que para poro fue de 57.3%, no hay orientación preferencial, los % de error fueron de 5.69% para hueso y de 4.2% para poro.

En el caso de la probeta 2 (0° Trocánter mayor) sección C se obtuvo un % de hueso de 26.94% mientras que para poro fue de 73.06%, en esta sección no existe orientación preferencial en sus trabéculas es homogénea, el % de error para las lecturas de hueso fue de 3.03% mientras que para poro fue de 1.09%.

Para la sección D, presentó orientación preferencial a 90°, el % de hueso obtenido fue de 21.54% mientras que para poro fue de 78.46%, el % de error para las lecturas fue de 5.95% para hueso mientras que para poro fue de 1.54%, para determinar la orientación preferencial se tomó el segundo valor más alto de % hueso registrado a 90°, al ver la variación entre las lecturas fue difícil describir la orientación preferencial por lo que se recurrió a otros factores para obtenerla como son el menor número de poros y trabéculas contabilizados y el mayor tamaño de hueco obtenido siendo este el promedio.

Por otra parte, para la probeta 3 (45° Cabeza femoral) sección E se determinó que la orientación preferencial está dada a 0°, el % de diferencia entre las lecturas fue de 3.93% para hueso y para poro de 3.11%, el % de hueso obtenido fue de 43.86% mientras que para poro fue de 56.14%, para esta sección se registro el máximo valor de % hueso a 0° la diferencia con respecto al valor más cercano contenido a 135° es amplia del 5.86% considerando que se estableció un rango de error de  $R = (3.53 - 0.33) \% = 3.2\%$  para la cabeza femoral, además a esta dirección se aprecia un menor número de poros y trabéculas contabilizados y el tamaño de poro es mayor existiendo concordancia entre los factores analizados.

Para la sección F no hay orientación preferencial en sus trabéculas, el % de error en las lecturas fue de 2.74% para hueso y para poro fue de 2.46%, el % de hueso obtenido fue de 46.7% mientras que para poro fue de 53.3%, los valores de % hueso y % poro son similares a los obtenidos en la probeta 1.

En cuanto a la probeta 4 (45° Trocánter mayor) para la sección G la orientación preferencial fue de 135°, los valores de composición obtenidos fueron de 22.22% para hueso mientras que para poro fue de 77.78%, el % de error en las lecturas fue de 4.85% para hueso y para poro fue de 1.35%, presenta valores de composición de hueso y hueco similares a los de la probeta 2, la orientación preferencial se determinó a partir de la concordancia entre los resultados ya que a 135° se registró el valor más alto de % hueso además a esta dirección se registro el menor número de trabéculas y poros medidos, siendo el tamaño promedio de los poros mayor.



Mientras tanto para la sección H la orientación preferencial fue prácticamente la misma a la de la sección G, el % de hueso registrado fue de 24.07% mientras que para poro fue de 75.93%, el % de error para las lecturas fue de 4.54% para hueso mientras que para poro fue de 1.4%, la orientación preferencial se obtuvo del segundo valor más alto de % hueso registrado en 135° al ver que la variación con respecto al valor más alto contenido a 45° era mínima de 5.58% dentro del rango establecido  $R = (5.58 - 0.12)\% = 5.46\%$ , además a esa dirección también se registró la menor cantidad de hueso y poro contabilizado, siendo el tamaño promedio de poro mayor.

En el caso de la probeta 5 (90° Cabeza femoral) en ambas secciones se presentó la misma orientación preferencial a 135°, para la sección I se tiene un % de hueso de 38.91% con un % de error de 6.53% mientras que para poro fue de 61.09% con un % de error de 4.3%, la orientación preferencial se determinó a partir de la dirección en la que se registro el menor valor de % hueso ya que a esta dirección se registro el menor número de poros y trabéculas además el tamaño promedio de los poros fue mayor, presentando mayor porosidad. Para la sección J se obtuvo un % de hueso de 46.36% mientras que para poro fue de 53.64%, el % de error para hueso fue de 6.14% y para poro fue de 5.29%, para esta sección se registró el máximo valor de % hueso a 135° la diferencia con respecto al valor más cercano contenido a 90° es amplia del 7.48% considerando que se estableció un rango de error de  $R = (3.53 - 0.33)\% = 3.2\%$  para la cabeza femoral, además a esta dirección se aprecia el menor número de poros y trabéculas contabilizados y el tamaño promedio de poro es mayor existiendo concordancia entre los factores analizados, los valores de la sección J son similares a los medidos en las probetas 1 y 3 mientras que para la sección I los valores presentan variación en composición de hueso y poro.

Por último, en la probeta 6 (90° Trocánter mayor) caso similar a la probeta 5 presentó orientación preferencial en sus trabéculas a 135° en ambas secciones. El % de hueso medido en la sección K fue de 20.75% y de poro fue de 79.25%, el % de error para las lecturas fue de 7.65% para hueso y para poro de 1.85%. Para la sección L se obtuvo un % de hueso de 31.55% y para poro de 68.45%, el % de variación para las lecturas fue de 6.84% en hueso y en poro de 3.06%, la sección K presenta valores de % hueso y % poro muy similares a los de las probetas 2 y 4 mientras que la sección L presenta variación de % hueso y % poro, en ambos casos la dirección preferencial se obtuvo del máximo % hueso medido relacionado con el menor número de trabéculas y poros contabilizados procurando que el tamaño promedio de los poros fuera el mayor.

Al correlacionar los ángulos de orientación (sistema de referencia particular) con los ángulos de extracción (sistema de referencia global) se observó que para las muestras obtenidas en la cabeza femoral no hay correlación con la probeta 1 debido a que ninguna de las secciones mostró orientación preferencial, en el caso de la probeta 3 extraída a 45° y con orientación preferencial a 0° si existe coincidencia con la probeta 5 cuyo ángulo de extracción esta a 90° y sus trabéculas internas presentan orientación preferencial a 135° (sistema de referencial particular) en ambas secciones.

Por otra parte, en el trocánter mayor, en la probeta 2 extraída a 0° se observa que tiene un ángulo preferencial en sus trabéculas en la sección D a 90°, no hay existencia de ángulos coincidentes con respecto a la probeta 4 con ángulo de extracción a 45° cuyas trabéculas presentan orientación preferencial a 135° tampoco hay coincidencia con la probeta 6 extraída a 90° cuya orientación preferencial está dada a 135°.

Por lo tanto, se concluye a partir de las direcciones preferenciales que las trabéculas toman las orientaciones de las máximas cargas internas de hueso, como se pudo comprobar al correlacionar los ángulos de extracción (sistema de referencia global) con las direcciones preferenciales de las trabéculas (sistema de referencia particular) y conocer la existencia de ángulos coincidentes como es el caso de la cabeza femoral en donde si hubo coincidencia en los ángulos.

En las gráficas de distribución de poro (figura 3.31) se puede ver el proceso de síntesis de crecimiento de una región a otra, se observa que en la cabeza femoral hay canales uniformes de pequeños poros en su mayoría ( $\leq 0.5$  [mm]) y no mayores a 3 [mm] de diámetro mientras que en la región del trocánter mayor los poros que predominan en la mayoría de los especímenes son de 1 [mm] aunque en esta región hay poros de mayor tamaño alcanzando tamaños de 6.99[mm], haciendo una analogía con lo obtenido en las mediciones de % poro se confirma que la región más porosa es el trocánter mayor presentando los valores más altos de composición de poro aunque la frecuencia es menor en comparación con la cabeza femoral que presenta mayor frecuencia de poros pero de menor tamaño

De lo anterior, se concluye que a mayor frecuencia de poros el diámetro equivalente disminuye y a menor frecuencia aumenta, esto viene a confirmar los resultados obtenidos de % poro en las muestras analizadas, como se ha descrito anteriormente la mayor composición de poro está referida a el bloque del trocánter en comparación con lo visto en la cabeza femoral, lo anterior deja ver claramente que la compresión a la que está sometida la cabeza femoral provoca que el crecimiento sea más lento propiciando poros de menor tamaño en cambio en el trocánter la tracción a la que se ve sometido favorece su crecimiento propiciando a que exista mayor porosidad.

Esto se puede verificar con el cálculo de fracción de volumen de poros que es derivado de la fracción de área, como se explicó anteriormente se eligieron secciones aleatorias de los especímenes extraídos, los resultados muestran que la fracción de área de poros en la cabeza femoral es menor en comparación con la del trocánter, pero la fracción de área de hueso es mayor en la cabeza femoral.

Se comprobó que los resultados de fracción de línea ( $L_L$ ) son cercanos a los de fracción de área ( $A_A$ ), ya que en el caso de la cabeza femoral la diferencia fue de 1.34% mientras que para la región del trocánter mayor la diferencia fue del 2.8%; esto da lugar a suponer que la fracción de volumen puede estimarse a partir de estas, mediante la relación  $V_V=A_A=L_L$ .

Todo lo descrito anteriormente deja ver que la distribución de densidad puede ser descrita por características estructurales como son: fracción de volumen, tamaño de poro, diámetro equivalente y orientación trabécular. Por lo tanto, a partir de los resultados se pudo apreciar un cambio en la arquitectura de una región a otra, presentándose mayor composición de poros en el trocánter mayor en comparación con la cabeza femoral con una diferencia de 19.67%, lo que permite concluir que el trocánter mayor es menos denso que la cabeza femoral.

El efecto de la arquitectura trabécular en las propiedades mecánicas es de gran importancia ya que como se puede apreciar en los resultados obtenidos tanto en la cabeza femoral como en el bloque del trocánter juega un papel significativo, como se pudo observar en la cabeza femoral orientaciones preferenciales de las trabéculas indican la dirección en la cual está soportando el peso corporal.

En cuanto al trocánter hay mayor porosidad y las trabéculas están dispersas sobre la médula ósea, para esta región las orientaciones preferenciales indican la dirección en la cual las trabéculas están sometidas a tracción muscular, no hay ángulos coincidentes.

# REFERENCIAS

---

1. Álvarez del Villar José, Álvarez Ticul, Álvarez-Castañeda Sergio Ticul, *Diccionario de anatomía comparada de vertebrados*. Instituto Politecnico Nacional. México. 2007.
2. Arcila Arango Juan Cancio, Cardona Nieto Donald, *Biomecánica de la adaptación*. Revista Digital. Año 15. No. 144. Buenos Aires. 2010.
3. Avalu Massimiliano, Belingardi Giovanni, Iba Andrea, *Mechanical models of celular solids: Parameters indentification from experimental tests*. ELSEVIER. Italy. 2006.
4. Cowin Stephen, *Bones Mechanics Handbook*. Editorial CRC Press. USA. 2001.
5. Gutiérrez-Vázquez J.A., Oñoro J., *Espumas de aluminio. Fabricación, propiedades y aplicaciones*. Revista de metalurgia. Vol. 44 No. 5. Madrid. 2008.
6. <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/007231.htm>, MedlinePlus. Información de salud para usted, EUA, 2011.
7. Jeremy C.M. Teo, Kuang Ming Si-Hoe, Justin E.L. Keh, Swee Hin Teoh, *Relationship between CT intensity, micro-architecture and mechanical properties of porcine vertebral cancellous bone*. ELSEVIER. Singapur. 2005.
8. Kriszt Brigitte, Hans-Peter Degischer, *Handbook of Cellular Metals. Production, Processing, Applications*. Editorial WILEY – VCH. Alemania. 2002.
9. Kutz Myer, *Biomedical Engineering and Design Handbook. Volume 1*. Editorial McGraw Hill. USA. 2009
10. Latarjet Michael, Ruíz Liard Alfredo, *Anatomía Humana*. Editorial Médica Panamericana. Argentina. 1995
11. Lockhart R.D., Hamilton G.F., Fyfe F.W., *Anatomía Humana*. Editorial Interamericana. México. 1965.
12. O' Rahilly Ronan, Gardner-Gray M.D., *Anatomía*. Editorial Interamericana. México. 1986.
13. Peña García Omar, *Caracterización microestructural del hueso esponjoso*. Tesis. México. 2009.
14. Pernich Adriana, G. Flores Fernando, A. Godoy Luis, *Modelado de la inestabilidad de sólidos celulares en compresión*. Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería. Argentina. 2004.
15. Riggs B.L., Wahner H.W., Seeman E., Offord K.P., Dunn W.L., Mazess R.B., Johnson K.A., Melton III L.J., *Changes in Bone Mineral Density of the proximal*

*Femur and Spine with Aging. Differences between the postmenopausal and senil osteoporosis síndromes.* The journal of Clinical Investigation. USA. 1982.

16. Ruiz Cevantes Osvaldo, *Efecto en la resistencia mecánica del hueso esponjoso al variar la densidad y la arquitectura trabécular.* Tesis. México. 2010.
17. Ruíz Muñoz Edgar Rafael, Beltrán Fernández J.A., Rodríguez Cañizo R.G., Hernández Gómez L.H., Urriolagoitia Sosa G., Urriolagoitia Calderón G., *Técnicas de modelado en 3D aplicado a casos de vértebras porcinas por medio de un escáner 3D y tomografías.* XXV CONGRESO NACIONAL DE INVESTIGACIÓN BIOMÉDICA. México. 2009.
18. Tlahuetl Herrera Marco Antonio, *Estudio del comportamiento mecánico del hueso esponjoso y su modelado mediante software de elemento finito.* Tesis. México. 2007.
19. Tolosa Chacón R.A., Ochoa M. Núñez C., Medina Molina Rubén, *Programas de computación para determinar parámetros esteorológicos.* Revista de Ciencia e Ingeniería. Vol. 25 No. 3. Venezuela. 2004.
20. Vargas Angélica, Amescua Guerra Luis M., Bernal Araceli, Pineda Carlos, *Principios físicos básicos del ultrasonido, sonoanatomía del sistema musculoesquelético y artefactos ecográficos.* Acta Ortopédica Mexicana. México. 2008.
21. Viladot Voegeli Antonio, *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor.* Editorial Springer. España. 2000.
22. Yuehuei H. An, Draughn Robert A., *Mechanical Testing of Bone and the Bone – Implant Interface.* Editorial CRC Press. USA. 1999.