

EVALUACION DE LA TENACIDAD A LA FRACTURA Y DEL MODULO ELASTICO DE HUESO CORTICAL MEDIANTE TECNICAS DE INDENTACION.

M. Ontañón¹, F.J. Gil¹, A. Casinos², F. Guiu³ y J.A. Planell¹.

1. Depto. Ciencia de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica, Universidad Politécnica de Cataluña, E.T.S.I.I.B., Avda. Diagonal 647. 08028-Barcelona.

2. Depto. Biología Animal (Vertebrados), Facultad de Biología, Universidad de Barcelona, Avda. Diagonal 645. 08028-Barcelona.

3. Dept. of Materials, Queen Mary and Westfield College, Mile End Road, London E1 4NS, Reino Unido.

Resumen.- La determinación de las propiedades mecánicas del hueso cortical exige la elaboración de probetas adecuadas a los distintos ensayos a realizar. En el caso de huesos pequeños o de forma complicada se hace prácticamente imposible la extracción de probetas de tracción, C.T. o S.E.N.B. Es por ello que la puesta a punto de técnicas de ensayo alternativas son de gran interés para el estudio biomecánico de los tejidos duros. El presente trabajo demuestra que las técnicas de microindentación Vickers y Knoop permiten determinar el módulo de Young del hueso cortical, siendo así mismo posible poner de manifiesto su anisotropía. Los resultados obtenidos son comparables a los existentes en la literatura para huesos cuyo módulo de Young se ha determinado por métodos convencionales. Se demuestra así mismo que para huesos de elevados contenido mineral y módulo elástico, la técnica de indentación permite obtener valores de tenacidad a la fractura, K_{IC} , comparables a los existentes en la literatura.

Abstract.- The measurement of the mechanical properties of cortical bone requires the preparation samples suitable to the tests which should be carried out. It is practically impossible to machine tensile, C.T. or S.E.N.B. specimens from small bones or bones with special geometry. The development of alternative testing methods is thus of great interest for the biomechanical study of hard tissues. The present work shows that the Young's modulus of cortical bone can be evaluated by means of Vickers and Knoop microindentation techniques. Moreover, it is possible to show its anisotropy. The results obtained are in good agreement with those existing in the literature for bones where the Young's moduli have been determined using conventional methods. It is shown as well that for bones with high mineral content and high elastic modulus, the indentation technique gives fracture toughness values, K_{IC} , which agree with those existing in the literature.

1. INTRODUCCION.

La caracterización mecánica de los tejidos biológicos entraña serias dificultades tanto por su complejidad microestructural, como por su geometría que muchas veces impide la obtención de probetas estandarizables. Los tejidos duros y en especial el hueso cortical ofrece mayor facilidad dado que en ciertas especies de vertebrados, existen huesos de tamaño adecuado para la extracción de probetas. Así, las propiedades mecánicas del hueso cortical han sido estudiadas mediante diferentes técnicas en huesos largos humanos, bovinos, de caballo, de perro, de canguro, así como de otros que ofrecen algún interés especial, tales como la bula timpánica de ballena o el asta de ciervo (1-3). El módulo de Young se ha medido mediante ensayos simples de tracción, compresión y de flexión, así como mediante la propagación de ultrasonidos (2-5). Por su parte se ha medido la resistencia a tracción, a compresión, a flexión, la tenacidad a la fractura y la propagación de grietas por fati

ga (2, 3, 6, 7). En muchos casos las técnicas utilizadas encuentran serias dificultades a la hora de tener en cuenta la anisotropía del hueso, así como la variación local de propiedades. En este sentido, se hace difícil diferenciar diáfisis de epífisis, o de periosteo de endosteo. Por otra parte, las técnicas convencionales impiden la caracterización mecánica de huesos de pequeño tamaño o/y de geometría complicada.

Recientemente, se han publicado algunos trabajos en los cuales se pretende a través de correlaciones entre contenido mineral y módulo elástico y entre contenido mineral y microdureza Vickers, llegar a establecer una correlación entre microdureza Vickers y módulo de Young para el hueso cortical (8,9). Sin embargo, estas correlaciones no tienen en cuenta factores tan importantes como porosidad y orientación de las fibras de colágeno. Además, los estudios se limitan a cortes transversales de huesos largos.

En el caso de materiales cerámicos existe una técnica de indentación que permite evaluar el parámetro E/H, donde E es el módulo de Young y H es la dureza, mediante dos indentaciones, una Vickers y otra Knoop (10). La idea está en medir la recuperación elástica que se produce en una indentación Knoop, que estará relacionada con el módulo elástico del material, al retirar una tensión aplicada que está relacionada con la dureza del mismo, y que se mide mediante una indentación Vickers. La relajación elástica se mide mediante el acortamiento que se produce en la diagonal corta de la indentación Knoop.

Mediante una indentación Vickers es posible, en los materiales cerámicos, evaluar su tenacidad a la fractura (11-13). Se demuestra que si la longitud de las grietas radiales después de una indentación Vickers es superior a la longitud de su diagonal, es posible determinar el K_{IC} del material.

En el presente trabajo se han aplicado dichas técnicas de indentación para la determinación del módulo elástico y la tenacidad a la fractura de huesos para los cuales existe información en la literatura obtenida mediante técnicas convencionales. Se pretende pues validar dichas técnicas al caso del hueso cortical en orden a poder aplicarlas en un futuro a huesos de geometría complicada y/o de pequeño tamaño, así como a estudios locales de dichas propiedades mecánicas.

2. MATERIALES Y METODOS.

El método propuesto por Marshall, Noma y Evans (10), relativo a la determinación de la relación E/H demuestra que es posible obtener una expresión de la forma:

$$b'/a' \approx b/a - \alpha H/E \quad /1/$$

donde b/a es la razón de diagonales en el indentador Knoop (valor siempre muy próximo a 1/7), b'/a' es la razón de diagonales de la huella Knoop después de la recuperación elástica al retirar la carga, y α es una constante que se determina experimentalmente. Para determinar α se han utilizado diferentes materiales, llamados de calibración, cuyo módulo elástico E es conocido mediante otras técnicas experimentales. b'/a' se miden en el ocular del microdurómetro después de realizar una indentación Knoop, y H se mide mediante una indentación Vickers. De acuerdo con los autores de dicho método (10), H se calcula como la relación entre la carga aplicada y la superficie proyectada de la huella. Debe señalarse que la técnica es válida siempre que H/E sea inferior a 0.1. Se han probado cargas de 500 g y de 1000 g para ambas indentaciones, no observándose diferencias en el comportamiento final.

Los materiales de calibración empleados han sido vidrio de silicato de soda, alúmina de 92% de densidad, alúmina-15%zircona, calcita, nitruro de silicio, acero de herramientas recocido, acero de herramientas templado y fundición nodular austemplada. La Tabla I da los valores de módulo elástico adoptados y las mediciones de b'/a' y H. La Figura 1 muestra la recta obtenida al re-

TABLA I. Valores de módulo elástico adoptados y mediciones de b'/a' y H para los materiales no biológicos de calibración.

MATERIAL	b'/a'	HV(GPa)	E(GPa)
Vidrio	0.107(0.003)	5.91(0.08)	70
Nitruro de silicio	0.108(0.006)	17.47(0.41)	310
Mullita zircona	0.111(0.005)	15.66(0.69)	370
Alumina(92%)	0.121(0.011)	11.59(0.76)	353
Alumina	0.130(0.007)	11.38(0.60)	353
Calcita	0.135(0.006)	1.49(0.08)	81
Fundición nodular ADI	0.133(0.004)	3.74(0.15)	180
Acero de herramienta r.	0.142(0.006)	2.31(0.11)	205
Acero de herramienta t.	0.136(0.004)	6.80(0.14)	195

presentar b'/a' contra el parámetro H/E. Se observa que la intersección en el origen es prácticamente 0.144, que corresponde a 1/7, mientras que la pendiente, o parámetro α es 0.52. Los resultados de calibración son muy parecidos a los obtenidos por Marshall, Noma y Evans (10).

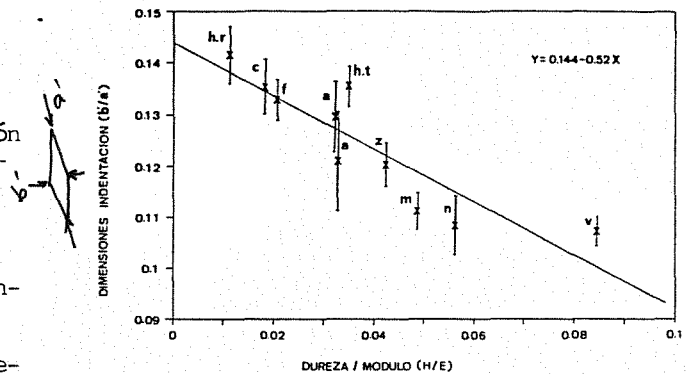


Fig.1. Recta de calibración b'/a' contra H/E para los materiales no biológicos. h.r: acero de herramientas recocido; c: calcita; f: fundición nodular austemplada; a: alúmina; h.t: acero de herramientas templado; z: alúmina-zircona; m: mullita-zircona; n: nitruro de silicio; v: vidrio.

La tenacidad a la fractura de materiales frágiles, como los cerámicos, se puede determinar mediante ensayos de indentación, siempre que el volumen de la cavidad sea acomodado por un flujo radial neto de material, produciendo una zona semiesférica plástica rodeada por una matriz elástica. Además, las grietas radiales orientadas perpendicularmente a la superficie de la pro beta, deben de ser de igual o mayor longitud que las diagonales de la huella Vickers (11,12).

Se ha tomado el modelo de Anstis, Chantikul, Lawn y Marshall (13) que relaciona la K_{IC} con el tamaño de la grieta, según la expresión:

$$K_{IC} = \Omega_R (E/H)^{1/2} (P/c^{3/2}) \quad /2/$$

donde Ω_R es una constante independiente del material de valor 0.016, P es la carga aplicada por el indentador, y c es la longitud de la grieta que se determina en el ocular de medida de un microscopio.

Los huesos empleados en el estudio del módulo elástico han sido fémur y tibia caninos, asta de ciervo, bula timpánica de ballena, fémur bovino y cúbito de caballo, por existir en la literatura información relativa a sus módulos elásticos obtenidos por métodos convencionales. Las muestras habían sido conservadas congeladas a -20°C hasta que fueron cortadas para la preparación de probetas. Se han hecho cortes en dirección transversal, es decir perpendicular a la dirección larga de los huesos, y en planos longitudinal radial y longitudinal circunferencial en orden a poder analizar la anisotropía del hueso. Las muestras cortadas se incluyeron en resina de poliéster, y se pulieron primero con tres discos abrasivos de tamaño de grano de creciente y luego con alúmina de 0.05 μm . En estas condiciones se puede estudiar la microestructura y realizar las microindentaciones. En muestras de bula timpánica de ballena y fémur y tibia bovinos cortadas y pulidas de forma análoga se realizaron indentaciones Vickers para la evaluación de K_{IC} . Las cargas empleadas en microindentaciones, tanto Vickers como Knoop, han sido de 25 g durante 15 s. Las cargas usadas en indentaciones Vickers para la determinación de K_{IC} han sido de 10 Kg durante 15 s para la bula timpánica de ballena y de 62.5 Kg durante un tiempo igual para el hueso bovino.

Las microindentaciones, las indentaciones y las grietas radiales se han observado al microscopio.

En orden a tener una idea de la influencia del grado de mineralización en el comportamiento mecánico, se han calcinado muestras extraídas de los mismos huesos. Las muestras previamente desengrasadas en cloroformo-etanol se deshidrataron en una estufa de 70°C . La obtención de cenizas se realizó por calcinación de las muestras en un horno de mufla a 500°C hasta peso constante. La relación entre el peso calcinado y peso seco proporciona el valor de contenido mineral o grado de mineralización del hueso.

3. RESULTADOS Y DISCUSION.

La recta de calibración se ha descrito en el apartado anterior (Fig.1 y Tabla I). Los errores experimentales son siempre sensiblemente inferiores al 10%, que corresponden a los errores característicos que se cometen al realizar mediciones de indentación o dureza. Con los valores obtenidos en la recta de calibración: intersección en ordenadas, $b/a = 0.144$ y $\alpha = 0.52$, se realizan los cálculos correspondientes a la evaluación del módulo elástico del hueso cortical.

En la microindentación de los distintos huesos se utilizaron cargas pequeñas en orden a que el tamaño de la huella fuera siempre menor que las láminas de la microestructura. La Fig. 2 muestra

un corte transversal de fémur bovino, con microestructura típicamente laminar. Utilizando huellas de pequeño tamaño se evita indentar sobre los vasos sanguíneos o sobre las lacunae.

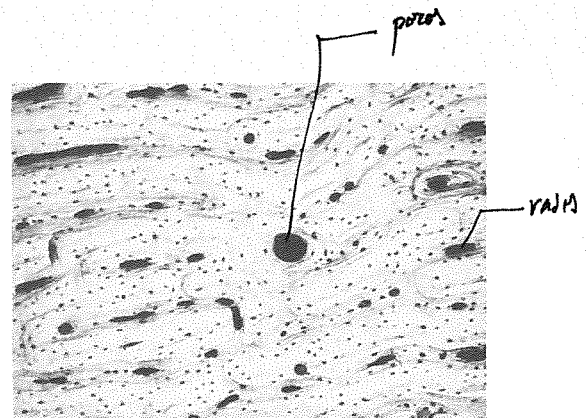


Fig.2. Sección transversal de fémur bovino. (x240). *laminar*

Las Figs. 3 y 4 muestran dos microindentaciones Vickers sobre un corte transversal de bula timpánica de ballena y sobre un plano transversal de fémur de perro, mientras que la Fig. 5 muestra una microindentación Knoop sobre un plano longitudinal radial de fémur bovino. En estas condiciones, puede afirmarse que todas las mediciones se hicieron sobre un hueso compacto, evitando indentar sobre poros. Cabe señalar así mismo que en todos los cortes longitudinales, tanto radial como circunferencial, se realizaron microindentaciones Knoop en sentido paralelo a la fibra y en sentido perpendicular a la fibra. Así, la Fig.5 corresponde a una huella paralela a la fibra en un corte longitudinal radial.

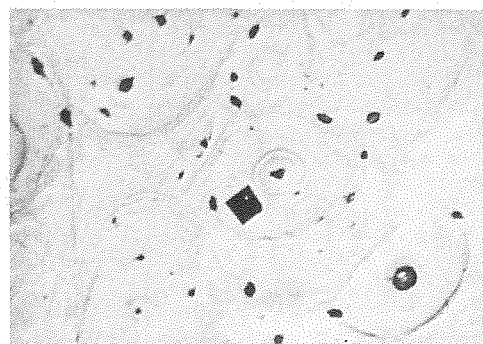


Fig.3. Indentación Vickers transversal de fémur canino (x960).

La Tabla II muestra un resumen de módulos elásticos recogidos de la literatura (2-5). E_1 corresponde al módulo en dirección circunferencial, E_2 corresponde al módulo en dirección radial y E_3 corresponde al módulo en dirección longitudinal, que corresponde al módulo denominado transversal a lo largo de este trabajo. Puede observarse que no existe información completa relati-

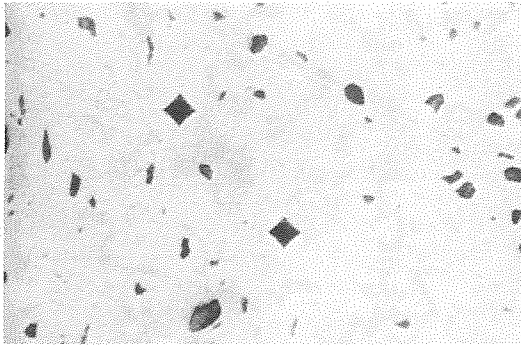


Fig.4. Indentaciones Vickers en una sección transversal de bula de ballena (x960).

va a los tres módulos elásticos para los distintos huesos. Cabe así mismo señalar que según autores, se considera el hueso como ortotrópico o transversalmente isotrópico ($E_1 = E_2$).

Tabla II. Módulos elásticos referenciados en la bibliografía.

	E_1 (GPa)	E_2 (GPa)	E_3 (GPa)	Ref.
Fémur canino	12.0-12.8	13.4-15.6	20	[3,4]
Fémur bovino	5.9-11.5	6.4-14.6	13.5-31.3	[1,4,5,9]
Bula ballena	-	-	31.3-34.1	[1,2,9]
Fémur caballo	-	-	25.7	[9]
Asta ciervo	-	-	7.4-7.3	[1,2,9]

La Tabla III muestra los valores de b'/a' y H medidos en los distintos huesos y en las diferentes orientaciones estudiadas, así como los valores de E calculados a partir de las anteriores mediciones. Las iniciales l.c.s.f., l.c.p.f., l.r.s.f. y l.r.p.f. corresponden respectivamente a longitudinal circunferencial sentido fibra, longitudinal circunferencial perpendicular fibra, longitudinal radial sentido fibra y longitudinal radial perpendicular fibra. El cálculo del módulo se lleva a cabo a partir de la expresión $1/\nu$. Es posible observar que los resultados obtenidos indican que el hueso cortical es un material ortotrópico, aunque no existen diferencias importantes entre los módulos obtenidos en probetas radiales y circunferenciales. Debe destacarse que los valores obtenidos en todos los casos son muy parecidos a los que existen en la literatura, y que se han presentado en la Tabla II. En todo caso los valores obtenidos son ligeramente superiores a los de referencia. Ello se discutirá en términos del efecto de la porosidad, que juega un papel importante al realizar mediciones convencionales.

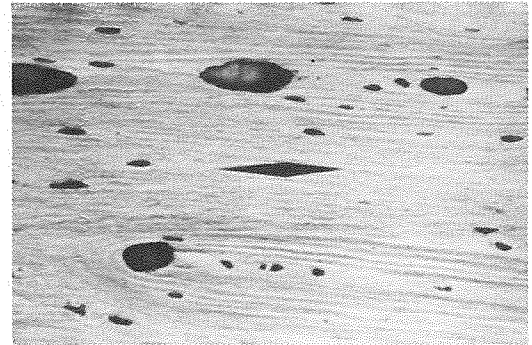


Fig.5. Indentación Knoop en sección longitudinal radial de fémur bovino.(x480).

Tabla III. Valores de b'/a' y H medidos y valores de E calculados en los distintos huesos y orientaciones estudiados.

HUESO	ORIENTACION	b'/a'	HV(GPa)	E(GPa)
Tibia canina	transv.	0.131(0.005)	0.53(0.02)	20.9(0.3)
	l.c.s.f.	0.118(0.008)	0.51(0.03)	10.1(0.5)
	l.c.p.f.	0.106(0.007)	0.55(0.03)	7.6(0.6)
	l.r.s.f.	0.131(0.005)	0.53(0.02)	20.9(0.3)
	l.r.p.f.	0.126(0.006)	0.51(0.04)	15.0(0.5)
Fémur canino	transv.	0.128(0.003)	0.61(0.04)	20.2(0.4)
	l.c.s.f.	0.127(0.004)	0.49(0.02)	15.4(0.3)
	l.c.p.f.	0.116(0.006)	0.48(0.03)	8.9(0.5)
	l.r.s.f.	0.118(0.007)	0.50(0.02)	10.2(0.4)
	l.r.p.f.	0.118(0.006)	0.52(0.02)	10.3(0.4)
Fémur bovino	transv.	0.135(0.005)	0.65(0.05)	38.3(0.5)
	l.c.s.f.	0.122(0.006)	0.57(0.03)	13.7(0.5)
	l.c.p.f.	0.115(0.008)	0.59(0.03)	10.5(0.6)
	l.r.s.f.	0.131(0.003)	0.62(0.05)	24.0(0.5)
	l.r.p.f.	0.111(0.007)	0.64(0.04)	9.9(0.7)
Bula ballena	transv.	0.115(0.007)	1.91(0.18)	34.9(2.6)
	l.circ.	0.127(0.005)	1.98(0.14)	62.2(1.7)
	l.rad.	0.128(0.008)	1.94(0.17)	63.1(2.3)
Ulna caballo	transv.	0.131(0.004)	0.41(0.03)	16.0(0.3)
	l.c.s.f.	0.118(0.004)	0.35(0.01)	7.0(0.2)
	l.c.p.f.	0.108(0.005)	0.34(0.02)	4.9(0.3)
	l.r.s.f.	0.120(0.005)	0.42(0.03)	9.1(0.4)
	l.r.p.f.	0.108(0.012)	0.38(0.02)	5.6(0.6)
Asta ciervo	transv.	0.117(0.004)	0.45(0.02)	8.5(0.3)
	l.c.s.f.	0.105(0.010)	0.33(0.03)	4.4(0.6)
	l.c.p.f.	0.103(0.012)	0.34(0.02)	4.3(0.6)

La Tabla IV presenta los contenidos minerales de los distintos huesos estudiados. Debe destacarse que la bula timpánica de ballena es un hueso altamente mineralizado, mientras que el asta de ciervo es un hueso de bajo contenido mineral. Ello induce a pensar que, observando la Tabla III, existe una correlación entre módulo elástico y contenido mineral.

En la mayoría de estudios existentes se asimila hueso cortical a hueso compacto. Sin embargo, el hueso cortical contiene vasos sanguíneos y lacunae que juega un papel de poros en la microestructura del hueso. Esta porosidad ha sido evaluada por algunos autores (14,15) y está entre el 8 y el 9%. Por su parte, parece claro que existe una correlación entre contenido mineral y módulo elástico. Ello lleva a Currey (15) a formular un modelo para el módulo elástico que tenga en cuenta estos dos parámetros:

$$\log E = - 6.30 + 3.17 \log Ca + 3.52 \log V_f \quad (3)$$

donde Ca es el contenido en calcio del hueso y V_f es la fracción de volumen de hueso compacto, en ausencia de poros. A partir de los huesos empleados en el estudio de Currey, fémur bovino, bula timpánica de ballena y asta de ciervo, es posible calcular cómo aumenta el módulo elástico del hueso compacto a partir de los valores de hueso cortical. Utilizando este mismo modelo en el presente caso, es posible a partir de los valores obtenidos para hueso compacto, evaluar el módulo en presencia de porosidad, para un contenido mineral análogo al considerado por Currey. Así resulta que los módulos transversales de los tres huesos considerados pasarían a ser 32.7, 30.6 y 5.1 GPa respectivamente, que son muy similares a los mostrados en la Tabla II.

TABLA IV. Contenidos minerales de los diferentes huesos estudiados.

HUESO	%CENIZAS
Tibia canina	70.1
Fémur canino	70.9
Fémur bovino	71.8
Bula ballena	86.9
Ulna caballo	71.7
Asta ciervo	64.7

Estos resultados permiten demostrar que la técnica de microindentación reproduce con gran fidelidad los resultados que se pueden obtener mediante otras técnicas convencionales. Por lo tanto será posible ahora evaluar el módulo elástico en huesos pequeños o de geometría complicada, con buena confianza en los resultados que se obtengan.

Queda sin embargo un punto importante a discutir. Tanto en mediciones convencionales como en la que aquí se propone, se observa que el contenido mineral y la porosidad no pueden ser los únicos parámetros de los que depende el módulo elástico. La anisotropía demostrada debe explicarse a través de la orientación y microestructura de las fibras de colágeno constituyentes del hueso.

La Tabla V muestra los valores de tenacidad a la fractura obtenidos por indentación en bula timpánica de ballena y fémur y tibia bovinos, comparados a valores existentes en la literatura para estos mismos huesos (16,17). La similitud entre unos y otros da idea que la técnica de indentación es válida para la determinación de K_{IC} . La Fig. 6 muestra una grieta radial emergente de una indentación en el caso de bula timpánica en un corte transversal. Debe desta-

carse que las grietas radiales que se producen al realizar la indentación Vickers son sensibles a la microestructura, y sobretodo en hueso bovino, las grietas tienden a propagarse entre láminas.

Tabla V. Tenacidad a la fractura obtenida por indentación en bula de ballena y fémur y tibia bovinos comparados con valores referenciados en la literatura.

HUESO	K_{IC} MPa m ^{1/2}	Ref.
Bula ballena	0.69(0.2) - 0.73(0.2)	-
Tibia bovina	2.30(0.3)	2.2 - 6.3 [16,17]
Fémur bovino	2.22(0.7) - 3.16(0.6)	2.4 - 8 [16,17]

En este caso, al aplicar cargas elevadas para producir grietas radiales, las huellas son de gran tamaño y por consiguiente la medición puede considerarse como macroestructural. De ahí la excelente concordancia con los valores de la literatura.

Finalmente debe señalarse que debido a la sensibilidad a la microestructura, las grietas producidas por indentación se propagan de forma análoga a como lo harían en un ensayo con probeta C.T., es decir entre láminas o bordeando osteonas. No parece que este método de ensayo permita obtener valores de tenacidad en función de la orientación de la microestructura.

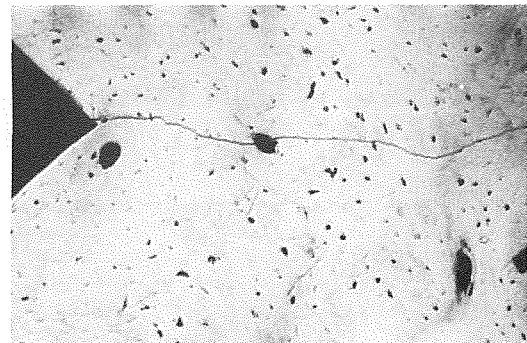


Fig.6. Grieta radial emergente de indentación Vickers en un plano transversal de bula timpánica. (X 240).

4. AGRADECIMIENTOS.

Los autores del presente trabajo agradecen la financiación recibida de la CICYT a través del proyecto de investigación MAT89-0277.

5.REFERENCIAS.

- (1) Currey, J.D. (1978) "Mechanical properties of bone tissues with greatly differing functions". J.Biomechanics, 12, 313-319.
- (2) Currey, J.D. (1984) "Comparative mechanical properties and histology of bone" Amer.Zool. 24, 5-12.
- (3) Cowin, S.C., Van Buskirk, W.C. y Ashman, R.B. (1987) "Properties of bone" en Handbook of Bioengineering. Eds.R. Skalak y S. Chien. McGraw-Hill. Nueva York.
- (4) Ashman, R.B., Cowin, S.C., Van Buskirk y Rice, J.C. "A continuous wave technique for the measurements of the elastic properties of cortical bone" J.Biomechanics 17, nº5, 349-361 (1984).
- (5) Lawrence Katz, J. y Meunier, A. (1987) "The elastic anisotropy of bone" J. Biomechanics, 20, nº11/12, 1063-1070.
- (6) Bonfield, W., Grynblas, M.D. y Young, R.J. (1978) "Crack velocity and the fracture of bone" J.Biomechanics 11, 473-479.
- (7) Carter, D.R. y Caler, W.E. (1983) "Cycle-dependent and time-dependent bone fracture with repeated loading" J.Biomech. Eng. 105, 166-170.
- (8) Evans, G.P., Behiri, J.C., Currey, J.C. y Bonfield, W. "Microhardness and Young's modulus in cortical bone exhibiting a wide range of mineral volume fractions, and in a bone analogue" J.Mat.Sci: Mat.Med. 1, 38-43 (1990).
- (9) Currey, J.D. y Brear, K. (1990) "Hardness, Young's modulus and yield stress in mammalian mineralized tissues" J.Mat. Sci: Mat.Med. 1, 14-20.
- (10) Marshall, D.B., Noma, T. y Evans, A.G. (1982) "A simple method for determining elastic-modulus-to-hardness ratios using Knoop indentation measurements" Communications of the Amer.Cer.Soc. C-175 C-176.
- (11) Reece, M. y Guiv, F. (1990) "Repeated indentation method for studying cyclic fatigue in ceramics" J.Am.Ceram.Soc. 73(4) 1004-1013.
- (12) Cook, R.F. y Pharr, G.M. (1990) "Direct observation and analysis of indentation cracking in glasses and ceramics" J.Am.Ceram.Soc. 73(4), 787-817.
- (13) Anstis, G.R., Chantikul, P., Lawn, B.R. y Marshall, D.B. (1981) J.Am.Ceram.Soc.64(9) 533-538.
- (14) Martin, R.B. y Ishida, J. (1989) "The relative effects of collagen fibers orientation, porosity, density and mineralization on bone strength" J. Biomechanics 22 nº5, 419-426.
- (15) Currey, J.D. (1988) " The effect of porosity and mineral content on the young's modulus of elasticity of compact bone" J.Biomechanics 21 nº2, 131-139.
- (16) Behiri, J.C. y Bonfield, W. (1984) "Fracture mechanics of bone-effects of density, specimen thickness and crack velocity on longitudinal fracture" J. Biomechanics 17, nº1, 25-34.
- (17) Moyle, D.D. y Gavens, A.J. (1986) "Fracture properties of bovine tibial bone" J.Biomechanics 19, nº11, 919-927.

} hueso cortical: con venas, nervios, ...
 hueso compacto: sin defectos.