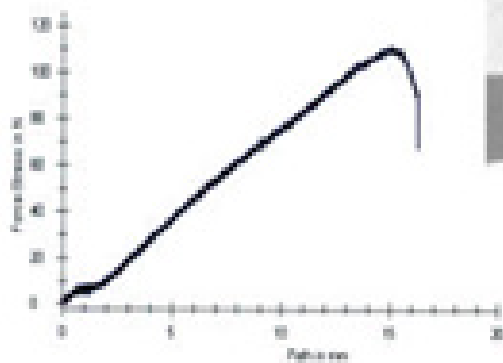
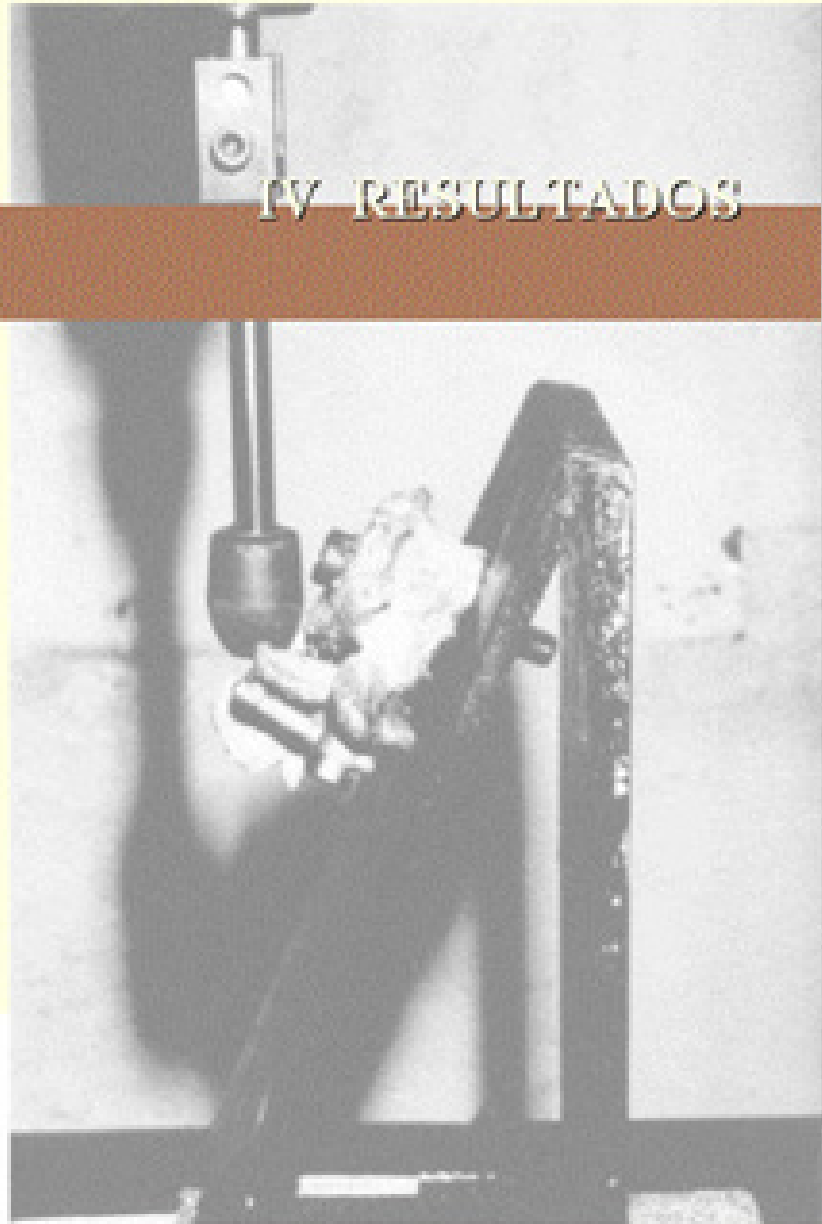


IV RESULTADOS



1 RESULTADOS GRÁFICOS

En cada una de las curvas obtenidas como resultado de los ensayos programados, se distinguen dos puntos: (Véase Fig. 4.1)

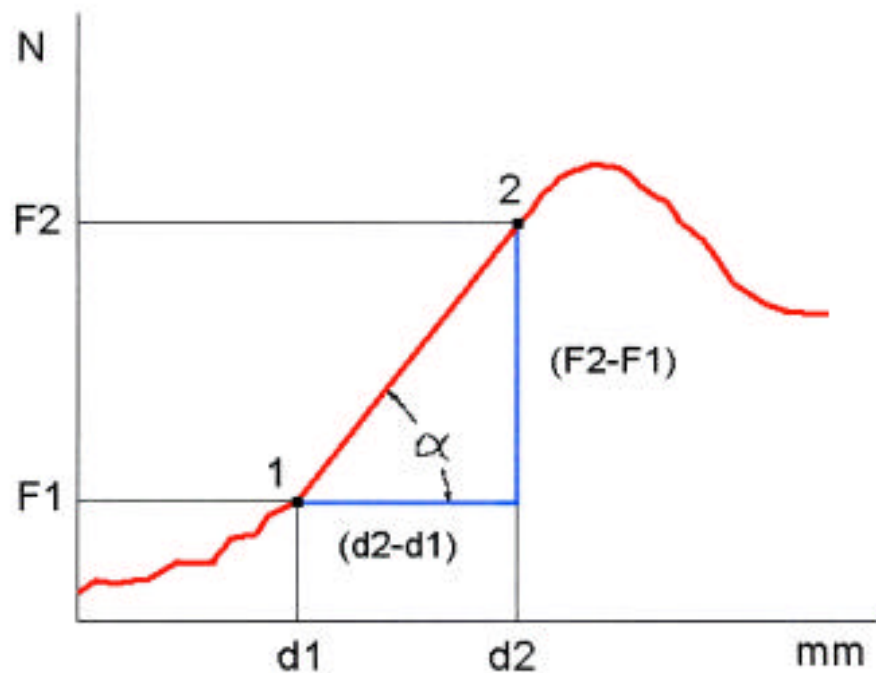


Fig. 4.1.- Esquema para determinar la rigidez $\rho = \operatorname{tg} \alpha$.

El punto 1 corresponde a una fuerza $F_1 = 20$ Newtons, la cual produce una deformación d_1 en mm. (Se ha tomado 20 N como fuerza efectiva mínima en todos los casos porque se ha comprobado que, hasta llegar a este valor de la carga, no se asegura la adaptación de la rigidez propia del sistema operativo, iniciándose en este punto la fase de proporcionalidad entre fuerzas y deformaciones).

El punto 2 es el final del tramo proporcional. A este punto corresponden la fuerza F_2 , en Newtons, y la deformación d_2 en mm.

Entre los puntos 1 y 2 el gráfico es sensiblemente una recta, hipotenusa de un triángulo cuyos catetos son: $(F_2 - F_1)$, el cateto vertical y $(d_2 - d_1)$, el horizontal. La pendiente de esta recta, dada por:

$$\text{tg } \alpha = \frac{F_2 - F_1}{d_2 - d_1} = \tilde{n}$$

será el parámetro indicativo de la rigidez de la vértebra manifestada en cada ensayo y se refiere al incremento de fuerza, en Newtons, necesario para producir un incremento de deformación de 1 mm. Es decir, que la rigidez viene expresada en N/mm.

Con este criterio han sido estudiados todos los gráficos generados a partir de las vértebras sometidas a ensayo, y con los resultados obtenidos han sido elaboradas unas tablas presentadas por grupos.

A continuación se muestran los gráficos correspondientes a algunos de los ensayos. No han sido incluidos todos los gráficos por la similitud existente entre muchos de ellos.

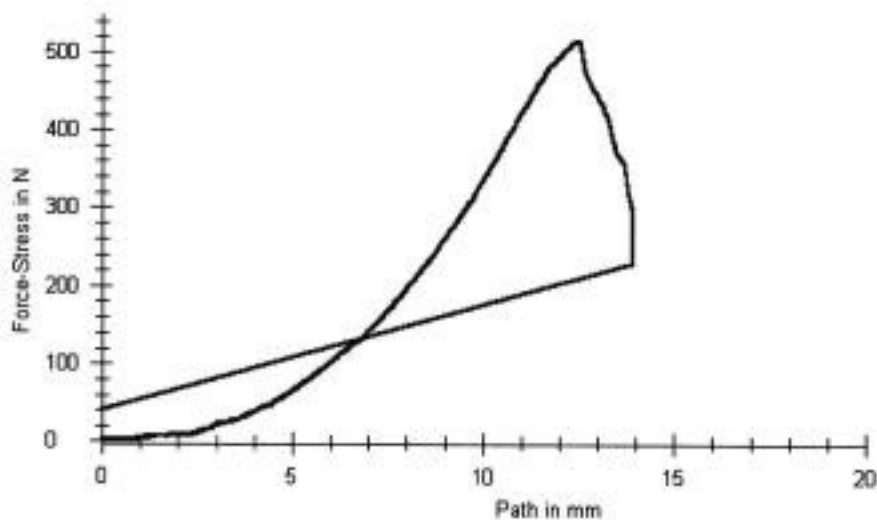


Gráfico 4.1.- Muestra la curva correspondiente al ensayo practicado con una vértebra humana fresca.

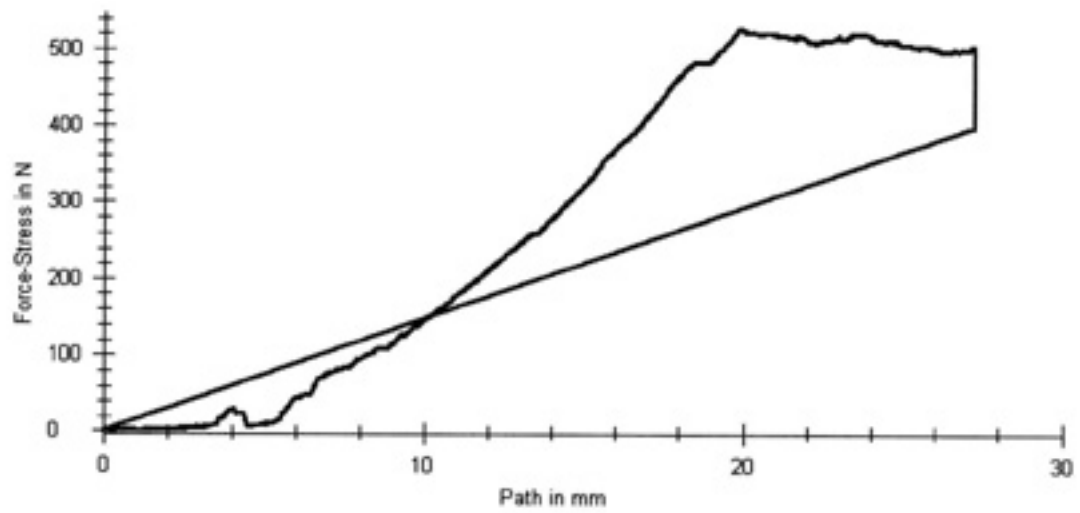


Gráfico 4.2.- Muestra la curva correspondiente al ensayo practicado con una vértebra humana descongelada.

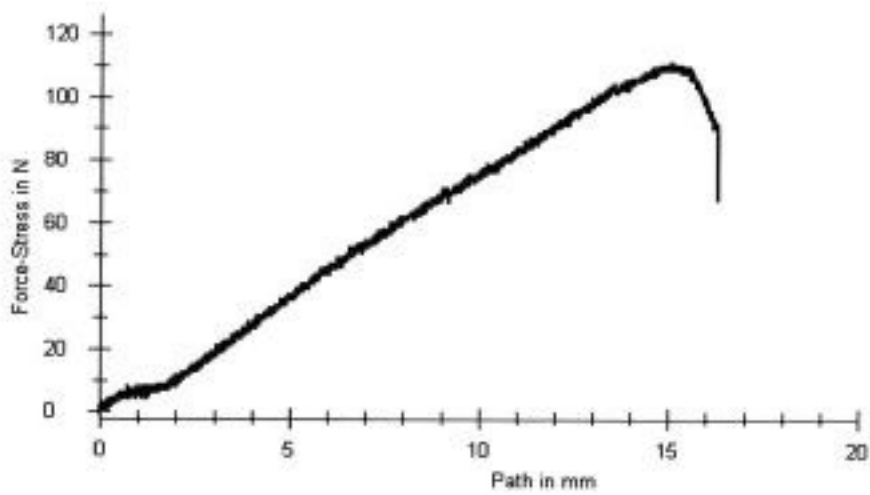


Gráfico 4.3.- Muestra la curva perteneciente al ensayo practicado con una vértebra de plástico.

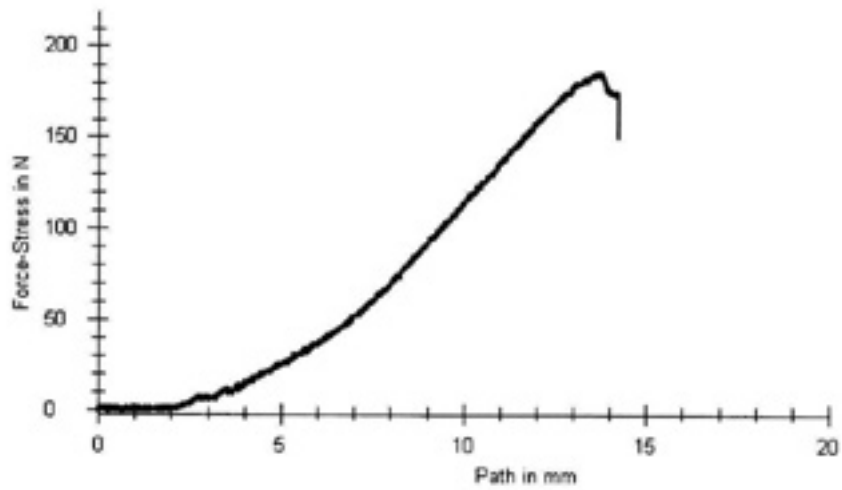


Gráfico 4.4.- Ensayo practicado con vértebra humana reparada con la técnica de Buck.

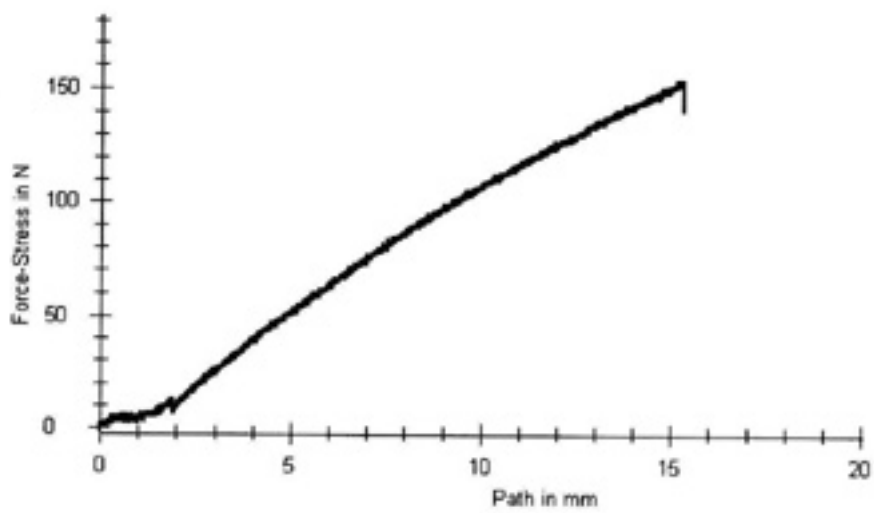


Gráfico 4.5.- Ensayo practicado con vértebra de plástico reparada con la técnica de Buck.

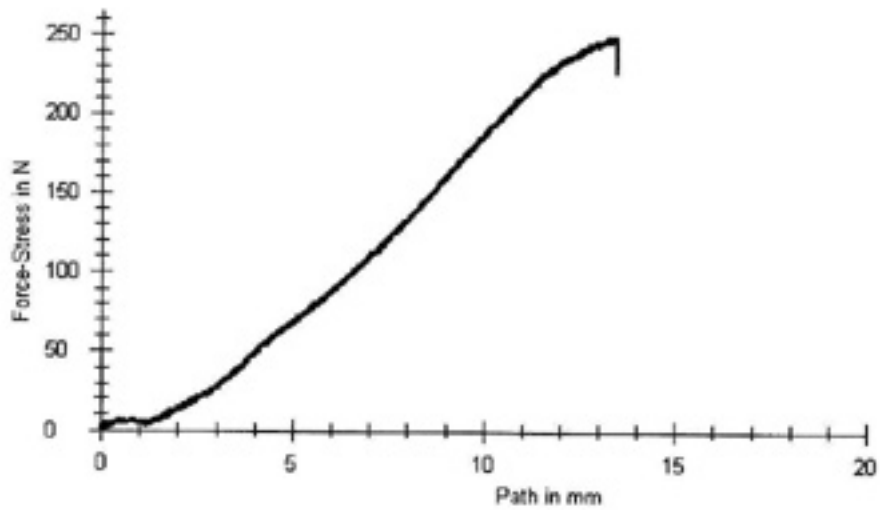


Gráfico 4.6.- Ensayo practicado con vértebra humana reparada con el sistema de la pinza pedículo-laminar.

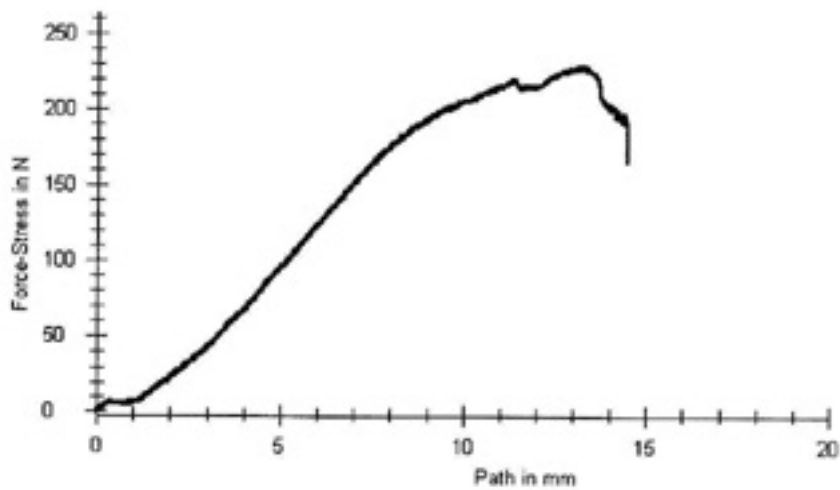


Gráfico 4.7.- Ensayo practicado con vértebra de plástico reparada con el sistema de la pinza pedículo-laminar.

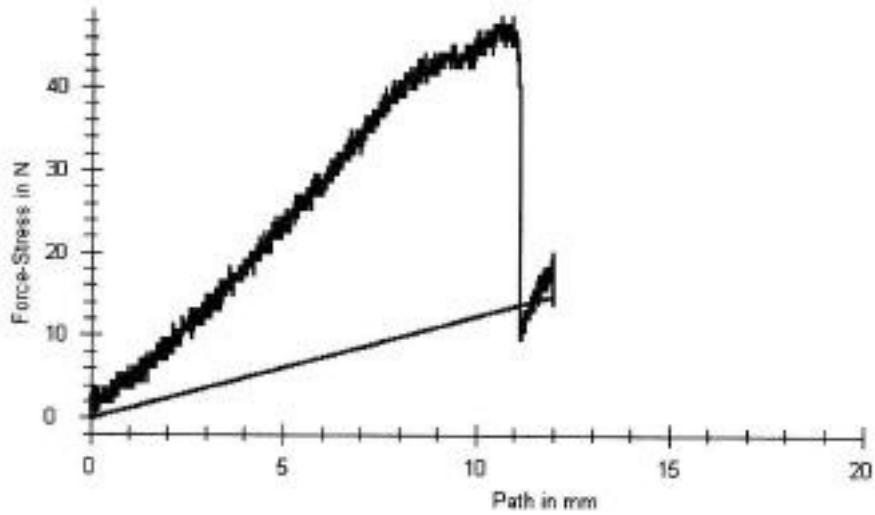


Gráfico 4.8.- Ensayo practicado con vértebra humana reparada con el sistema del cable.

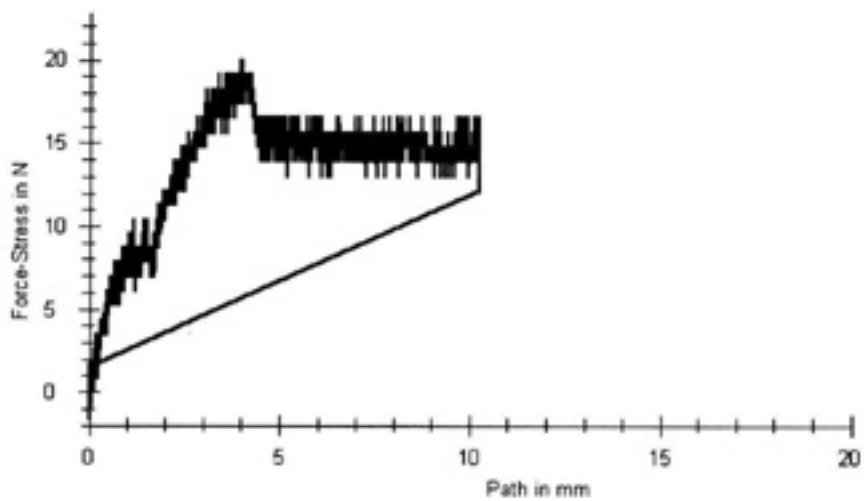


Gráfico 4.9.- Ensayo practicado con vértebra de plástico reparada con el sistema del cable.

4.2 Tablas de resultados

Para investigar el comportamiento biomecánico frente a cargas compresivas del hueso humano fresco y del hueso humano descongelado hemos realizado el ensayo con dos vértebras íntegras frescas y con dos vértebras íntegras descongeladas, procedentes todas ellas del mismo cadáver. Se han obtenido unas curvas fuerza - deformación con una rigidez muy similar, lo que indica que el comportamiento mecánico del hueso humano fresco y del hueso humano conservado por congelación se puede considerar idéntico.

Vértebras íntegras frescas y descongeladas

| Ensayo | F1 N | F2 N | F2-F1 | d1 mm | d2 mm | d2-d1 | tg |
|--------|------|------|-------|-------|-------|-------|-------|
| H1F | 20 | 370 | 350 | 1,6 | 6,9 | 5,3 | 66,04 |
| H2F | 20 | 385 | 365 | 1,65 | 6,5 | 4,85 | 75,26 |
| H3D | 20 | 390 | 370 | 1,4 | 6,68 | 5,28 | 70,07 |
| H4D | 20 | 380 | 360 | 1,52 | 6,58 | 5,06 | 71,15 |

F: Fresco D: Descongelado

Tabla 4.1: Vértebras íntegras frescas y descongeladas

Vértebras humanas sin fracturar

| Ensayo | F1 N | F2 N | F2-F1 | d1 mm | d2 mm | d2-d1 | tg |
|--------|------|------|-------|-------|-------|-------|-------|
| H1 | 20 | 400 | 380 | 1,44 | 6,69 | 5,25 | 72,38 |
| H2 | 20 | 400 | 380 | 1,44 | 6,69 | 5,25 | 72,38 |
| H3R | 20 | 105 | 85 | 1,33 | 4,73 | 3,40 | 25,00 |
| H3V | 20 | 140 | 120 | 2,55 | 7,16 | 4,61 | 26,03 |
| H4 | 20 | 40 | 20 | 4,40 | 8,00 | 3,60 | 5,56 |

Tabla 4.2: Vértebras humanas sin fracturar

En vista de los resultados obtenidos, se ha considerado el ensayo H4 como no significativo, por lo que no se ha tenido en cuenta para determinar el valor medio de la rigidez $= tg$.

Valor medio de $\sigma = 48,95$

Puesto que el comportamiento de la rigidez de las vértebras humanas lo tomaremos como referencia, al valor calculado de $\sigma_0 = 48,95$ le atribuiremos el índice 100 y nos servirá de base de comparación.

Vértebra de cerdo

Se ha efectuado un solo ensayo con una vértebra de cerdo obteniéndose el siguiente cuadro de resultados (tabla 4.3):

| Ensayo | F1 N | F2 N | F2-F1 | d1 mm | d2 mm | d2-d1 | tg |
|--------|------|------|-------|-------|-------|-------|-------|
| C1 | 20 | 400 | 380 | 1,20 | 6,65 | 5,45 | 69,72 |

Tabla 4.3: Vértebra de cerdo

La rigidez obtenida, $\sigma = 69,7$ equivale al 142 % de σ_0 .

Debido a las diferencias anatómicas entre las vértebras humana y del cerdo, de forma que la vértebra del cerdo presenta unas láminas verticales y estrechas, ha resultado imposible realizar los montajes de los sistemas habitualmente empleados con las vértebras humanas para estabilizar la lisis. Por ello decidimos abandonar los ensayos con las vértebras del cerdo, lo cual era nuestra idea inicial para realizar el estudio biomecánico.

Vértebras de plástico íntegras

| Ensayo | F1 N | F2 N | F2-F1 | d1 mm | d2 mm | d2-d1 | tg |
|--------|------|------|-------|-------|-------|-------|------|
| P1 | 20 | 50 | 30 | 3,90 | 8,35 | 4,45 | 6,74 |
| P2 | 20 | 100 | 80 | 3,18 | 13,35 | 10,17 | 7,87 |
| P3 | 20 | 100 | 80 | 4,30 | 15,50 | 11,20 | 7,14 |

Tabla 4.4: Vértebras de plástico íntegras

Valor medio de $\sigma = 7,25$ equivalente al 15 % de σ_0 .

Se ha establecido una segunda referencia comparativa tomando como base la rigidez media de las vértebras de plástico sin fracturar, $\sigma_p = 7,25$.

Vértebras humanas reparadas con el método de Buck

| Ensayo | F1 N | F2 N | F2-F1 | d1 mm | d2 mm | d2-d1 | tg |
|--------|------|------|-------|-------|-------|-------|-------|
| BH1 | 20 | 200 | 180 | 3,00 | 8,55 | 5,55 | 32,43 |
| BH2 | 20 | 150 | 130 | 4,55 | 11,70 | 7,15 | 18,18 |
| BH3 | 20 | 100 | 80 | 3,40 | 11,36 | 7,96 | 10,05 |
| BH4 | 20 | 240 | 220 | 2,13 | 14,00 | 11,87 | 18,53 |
| BH5 | 20 | 65 | 45 | 4,63 | 8,90 | 4,27 | 10,54 |
| BH6 | 20 | 100 | 80 | 2,07 | 12,43 | 10,36 | 7,72 |

Tabla 4.5: Vértebras humanas reparadas con el método de Buck

El ensayo BH6 no se incluye en el cálculo de la rigidez media por considerarse no significativo.

Valor medio de $\sigma = 17,95$ equivalente al 37 % de σ_0 .

Vértebras de plástico reparadas con el método de Buck

| Ensayo | F1 N | F2 N | F2-F1 | d1 mm | d2 mm | d2-d1 | tg |
|--------|------|------|-------|-------|-------|-------|-------|
| BP1 | 20 | 150 | 130 | 3,60 | 12,12 | 8,52 | 15,26 |
| BP2 | 20 | 140 | 120 | 3,00 | 11,25 | 8,25 | 14,55 |
| BP3 | 20 | 140 | 120 | 2,60 | 13,80 | 11,20 | 10,71 |
| BP4 | 20 | 140 | 120 | 1,90 | 10,70 | 8,80 | 13,64 |
| BP5 | 20 | 130 | 110 | 2,72 | 13,22 | 10,50 | 10,48 |
| BP6 | 20 | 145 | 125 | 2,40 | 12,30 | 9,90 | 12,63 |

Tabla 4.6: Vértebras de plástico reparadas con el método de Buck

Valor medio de $\sigma = 12,9$ equivalente al 26 % de σ_0 y al 178% de σ_p .

Vértebras humanas reparadas con el sistema Diapason

| Ensayo | F1 N | F2 N | F2-F1 | d1 mm | d2 mm | d2-d1 | tg |
|--------|------|------|-------|-------|-------|-------|-------|
| DH1 | 20 | 220 | 200 | 2,53 | 11,53 | 8,82 | 22,68 |
| DH2 | 20 | 240 | 220 | 2,35 | 10,50 | 8,15 | 26,99 |
| DH3 | 20 | 240 | 220 | 3,00 | 9,30 | 6,30 | 34,92 |
| DH4 | 20 | 230 | 210 | 2,60 | 11,10 | 8,5 | 24,7 |
| DH5 | 20 | 245 | 225 | 2,75 | 10,25 | 7,5 | 30,00 |
| DH6 | 20 | 250 | 230 | 2,58 | 9,15 | 6,57 | 35,00 |

Tabla 4.7: Vértebras humanas reparadas con el método Diapason

Valor medio de $\sigma = 29$ equivalente al 59 % de σ_o .

Vértebras de plástico reparadas con el sistema Diapason

| Ensayo | F1 N | F2 N | F2-F1 | d1 mm | d2 mm | d2-d1 | tg |
|--------|------|------|-------|-------|-------|-------|-------|
| DP1 | 20 | 120 | 100 | 2,62 | 9,50 | 6,88 | 14,53 |
| DP2 | 20 | 90 | 70 | 3,40 | 5,91 | 2,51 | 27,89 |
| DP3 | 20 | 160 | 140 | 1,85 | 7,64 | 5,79 | 24,18 |
| DP4 | 20 | 90 | 70 | 5,00 | 10,00 | 5,00 | 14,00 |
| DP5 | 20 | 180 | 160 | 1,82 | 8,18 | 6,36 | 25,16 |

Tabla 4.8: Vértebras de plástico reparadas con el sistema Diapason

Valor medio de $\sigma = 21,2$ equivalente al 43 % de σ_o y al 292% de σ_p .

Reparación mediante cable a compresión

Dado que la curva de rigidez de este sistema alcanza valores máximos de fuerza muy inferiores a los sistemas anteriores, el cálculo se ha realizado considerando la curva desde una fuerza inicial igual a cero, es decir, en el periodo de adaptación del sistema, ya que no se dispone de otra información debido a la gran deformación que adquiriría el conjunto. Como consecuencia, los resultados obtenidos serán considerados únicamente como orientativos.

Vértebras humanas reparadas con el cable a compresión

| Ensayo | F1 N | F2 N | F2-F1 | d1 mm | d2 mm | d2-d1 | tg = |
|--------|------|------|-------|-------|-------|-------|------|
| SH1 | 0 | 44 | 44 | 0 | 11 | 11 | 4 |
| SH2 | 0 | 15 | 15 | 0 | 9 | 9 | 1,7 |
| SH3 | 0 | 40 | 40 | 0 | 15 | 15 | 2,7 |

Tabla 4.9: Vértebras humanas reparadas con el cable a compresión

Valor medio de $\tau = 2,8$ equivalente al 6% de σ_o .

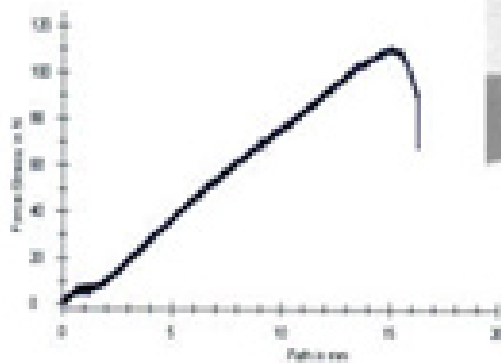
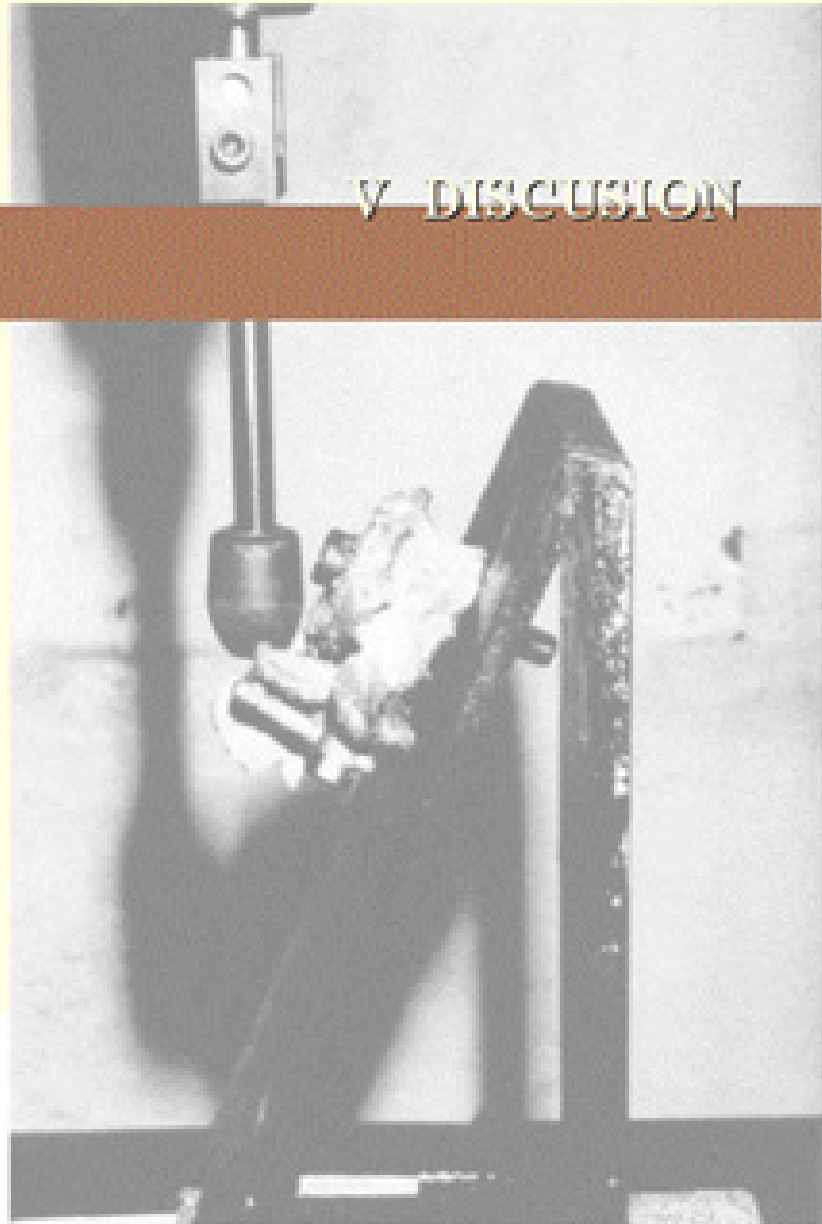
Vértebras de plástico reparadas con el cable a compresión

| Ensayo | F1 N | F2 N | F2-F1 | d1 mm | d2 mm | d2-d1 | tg =ñ |
|--------|------|------|-------|-------|-------|-------|-------|
| SP1 | 0 | 20 | 0 | 0 | 4 | 4 | 5 |
| SP2 | 0 | 16 | 16 | 0 | 10 | 10 | 1,6 |

Tabla 4.10: Vértebras de plástico reparadas con el cable a compresión

Valor medio de $\tau = 3,3$ equivalente al 7% de σ_o y al 46% de σ_p .

V DISCUSSION



La espondilolisis es una lesión que ocurre frecuentemente en la población general, con una incidencia entre el 2,3 y el 5,6% en la mayoría de las series (Hensinger⁴⁷). Por lo general es asintomática, y por lo tanto el papel de la espondilolisis como causa del dolor lumbar sigue siendo motivo de controversia (Eisenstein³¹; Nordström⁷⁸; Schneiderman⁹⁶).

El tratamiento de la espondilolisis sintomática por lo general es conservador, y consiste en la reducción temporal de las actividades deportivas, un tratamiento fisioterápico adecuado y en el empleo de una ortesis si hay molestias significativas. Con esta pauta la mayoría de los pacientes quedan asintomáticos e incluso se ha descrito la curación del defecto ístmico en los niños. Sin embargo, algunos pacientes continúan aquejando molestias, incluso con dolor de intensidad progresiva, por lo que se impone el tratamiento quirúrgico.

A priori, dado que existen fuerzas de sobrecarga muy elevadas actuando a nivel de la pars, y que se incrementan con los movimientos de extensión, flexión y torsión, es importante neutralizarlas utilizando implantes de rigidez y resistencia elevadas. Con este tipo de implantes podrán ponerse en práctica los principios generales del tratamiento para las pseudoartrosis, que son:

- Proporcionar una correcta estabilidad mecánica a nivel de la lesión.
- Aplicar un estímulo biológico mediante el reavivado de los extremos de la pseudoartrosis y el aporte de injertos óseos.

Con respecto al material se han empleado vértebras humanas conservadas por congelación a - 40°C y descongeladas unas horas antes de practicar los ensayos. Según Lafferty⁶¹, Sedlin¹⁰⁰ y Serra (comunicación personal), los cuales realizaron diversos estudios experimentales, el comportamiento biomecánico del hueso fresco frente a fuerzas de compresión axial no varía respecto al del hueso conservado por congelación y descongelado posteriormente. Nuestras experiencias confirman que el comportamiento del hueso descongelado es idéntico al del hueso fresco.

Dado que hemos realizado un estudio biomecánico "in vitro", con la finalidad de obtener datos con la menor dispersión posible, se han empleado especímenes vertebrales obtenidos de 5 cadáveres con pesos similares.

Creemos que la metodología empleada en nuestro estudio, basada en la propuesta por Cyron²⁴ y Kip⁵⁹, proporciona una sistemática adecuada para realizar estudios biomecánicos sobre la instrumentación empleada en la reparación de la espondilolisis de vértebras lumbares. La información que nos proporciona respecto a la rigidez y resistencia de los elementos vertebrales reparados es de gran interés y utilidad para comparar diversos tipos de implantes.

Las vértebras reparadas con el tornillo a través de la pars y la pinza pedículo-laminar proporcionan un gráfico lineal durante el ensayo, con una relación proporcional entre la fuerza aplicada y la deformación producida, mientras que con el sistema del cable no se ha obtenido una relación lineal uniforme, probablemente a consecuencia de la gran elasticidad del montaje.

El sistema de la pinza pedículo-laminar ha mostrado ser el más rígido y resistente, mientras que el sistema con cable-tornillo pedicular ha presentado una rigidez muy inferior a los otros dos sistemas, con una gráfica de fuerza-deformación muy rápida, cuyos valores de rigidez no resultan comparables con los otros dos montajes.

Según Hambly⁴⁰ la reparación con alambres de la pars constituye una banda a tensión que se carga solamente en flexión. No se carga en extensión de la columna. Por tanto su empleo, así como la utilización de elementos similares como el sistema del cable, para reparar un defecto causado por hiperextensión repetitiva de la espina, debe ser cuestionado biomecánicamente.

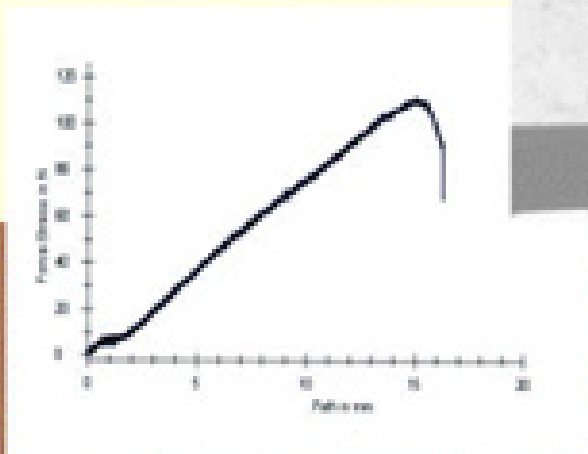
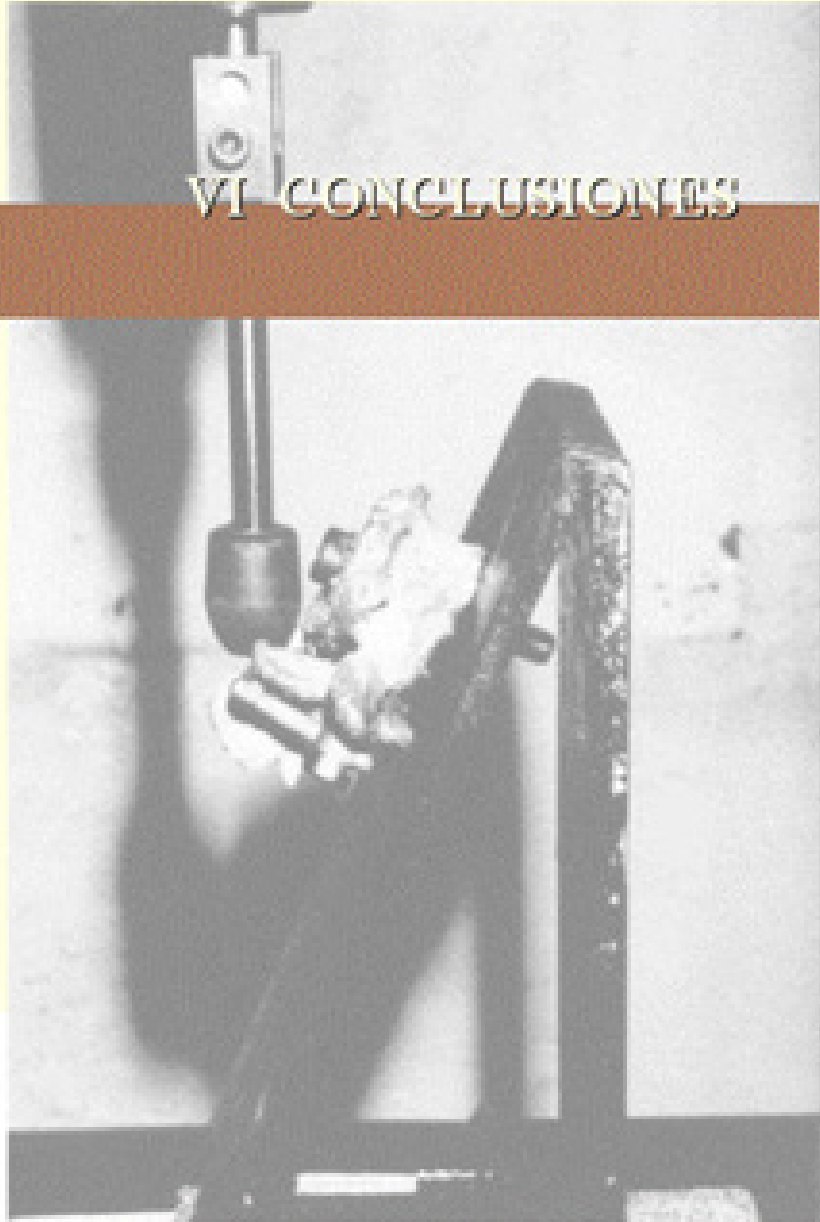
El mecanismo de fracaso para todos los especímenes reparados no ha sido un fallo del implante, sino una separación entre el implante y el hueso. Este mecanismo de fracaso contrasta con las series clínicas publicadas donde los fracasos encontrados se han producido a consecuencia de una rotura del tornillo o de los alambres, mediante un mecanismo de fatiga de los materiales.

Llama la atención la similitud de los resultados obtenidos en diferentes series de pacientes tratados con técnicas que emplean materiales de propiedades mecánicas tan dispares, como son el atornillado de la pars y el cerclaje con alambres. Este hecho hace pensar en que los resultados vienen influidos no solamente por las propiedades mecánicas de los implantes sino también por otros factores como la selección de los pacientes (Suh¹⁰⁷) y el estímulo biológico, que representa la cruentación de los extremos óseos y el aporte de

autoinjerto, así como por los métodos utilizados para valorar el resultado clínico-radiológico. Algunos autores valoran los resultados como buenos si no hay movilidad en la pars con la radiología funcional y si no hay rotura del material.

Aunque la elección de un método depende siempre de las preferencias del cirujano, cabe resaltar que superada la fase de aprendizaje de colocación de tornillos en el pedículo, la reparación ístmica mediante una pinza pedículo-laminar es un gesto quirúrgico muy simple, que proporciona una fijación inmediata adecuada de la lisis y minimiza el riesgo neurológico. Como el material de síntesis está fuera del área de la espondilolisis, el espacio correspondiente al defecto queda libre y puede rellenarse de injerto óseo, lo que no ocurre con el atornillado directo a lo Buck, en él que el defecto queda ocupado parcialmente por el tornillo. Otra ventaja adicional es que el sistema puede aplicarse incluso cuando existe una displasia del arco vertebral.

VI CONCLUSIONES



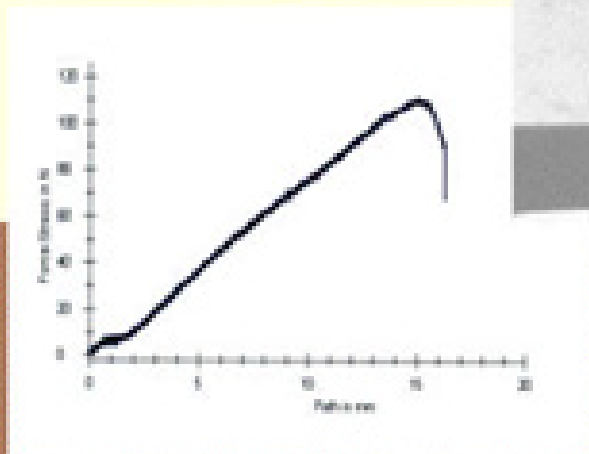
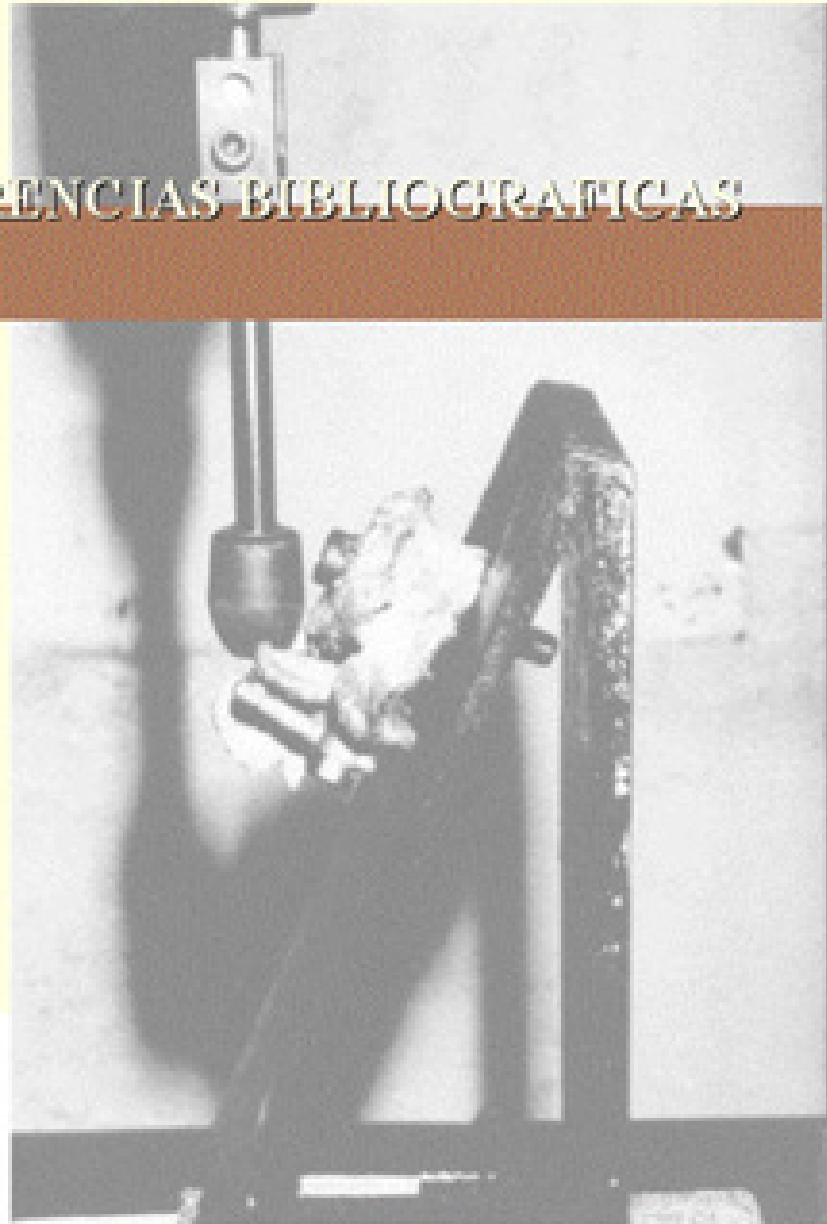
- 1.- El comportamiento biomecánico del hueso fresco y del hueso descongelado se puede considerar idéntico.**

- 2.- El método de ensayo utilizado ha demostrado ser útil para valorar la rigidez de elementos vertebrales.**

- 3.- El sistema del cable a tensión presenta una deformabilidad muy elevada, con una rigidez tan baja que no es comparable.**

- 4.- El sistema de atornillado de la pars ha alcanzado el 37% de la rigidez de la vértebra humana intacta. El sistema de fijación pedículo-laminar ha mostrado ser el más rígido, alcanzando el 60% de la rigidez de la vértebra humana intacta.**

VII REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS



- 1.- Adams MA, Hutton WC: The effect of posture on the role of the apophysial joints in resisting intervertebral compressive forces. *J Bone Joint Surg.* 62B:358-362, 1980.
- 2.- Albanese M, and Pizzutillo PD. Family study of spondylolysis and spondylolisthesis. *J Pediatr. Orthop.* 2:496-499, 1982.
- 3.- Albassir A, Samson I, Hendrickx L. Traitement de la spondylolyse douloureuse par le crochet de Morscher. *Acta Orthop Belg.* 56:489-95; 1990.
- 4.- Alexander MJ. Biomechanical aspects of lumbar spine injuries in athletes: a review. *Can J Appl Sp Sci.* 10:1-20, 1985.
- 5.- Allbrook D. Movements of the lumbar spinal column. *J Bone Joint Surg.* 39B:339-45, 1957.
- 6.- Amuso SJ, and Mankin HJ. Hereditary spondylolisthesis and spina bifida. *J Bone Joint Surg.* 49A:507-513, 1967.
- 7.- Armstrong GWD, and Ye CB. Sacral configuration in dysplastic spondylolisthesis. *J Bone Joint Surg.* 67B:335, 1985.
- 8.- Baker DR, and McHollick W. Spondyloschisis and spondylolisthesis in children. *J Bone Joint Surg.* 38A:933, 1956.
- 9.- Balius R.: Consideraciones Etiopatogénicas sobre la espondilolisis. *Annals de Medicina.* LXIV:1339, 1978.
- 10.- Batts M, Martin J. The etiology of spondylolisthesis. *J Bone and Joint Surg.* 21:879-884, Oct. 1939. (Citado por Nathan, 73).
- 11.- Beckers L. Buck's operation for treatment of spondylolysis and spondylolisthesis. *Acta Orthop Belg.* 52:819-823; 1986.
- 12.- Beguiristain JL, Mora G, Schweitzer D: Espondilolisislistesis en niños y adolescentes: Valoración del tratamiento conservador. *Rev Ortop Traum.* 41:426-429, 1997.
- 13.- Blackburne JS, Velikas EP. Spondylolisthesis in children and adolescents. *J Bone Joint Surg.* 59B:490-4, 1977.
- 14.- Blanda J, Bethem D, Moats W, Lew M. Defects of pars interarticularis in athletes. A protocol for nonoperative treatment. *J Spinal Disord.* 6:406-411; 1993.
- 15.- Bonnici AV, Koka SR, Richards DJ. Results of Buck screw fusion in Grade I spondylolisthesis. *J R Soc Med.* 84:270-3, 1991.

- 16.- Borkow SE, Kleiger B. Spondylolisthesis in the newborn, a case report. *Clin Orthop*. 81:73-76, 1971.
- 17.- Bradford DS, and Iza J. Repair of the defect in spondylolysis or minimal degrees of spondylolisthesis by segmental wire fixation and bone grafting. *Spine*. 10:673-9; 1985.
- 18.- Brailsford J. Spondylolisthesis. *British J. Radiol*. 6:666-684, 1933. (Citado por Nathan, 73).
- 19.- Bridges PS. Spondylolysis and its relationship to degenerative joint disease in the prehistoric southeastern United States. *Am J Phys Anthropol*. 79:321-9, 1989.
- 20.- Brocher JEW. L'etiologie du spondylolisthesis. *J suisse méd*. 83:788-90; 1951. (Citado por Taillard, 111).
- 21.- Buck JE: Direct repair of the defect in spondylolisthesis: preliminary report. *J Bone Joint Surg*. 52B:432-437, 1970.
- 22.- Buck JE: Further thoughts on direct repair of the defect in spondylolysis. *J Bone Joint Surg*. 61B:123, 1979.
- 23.- Cope R. Acute traumatic spondylolysis. Report of a case and review of the literature. *Clin Orthop Relat R*. 230:162-5; 1988.
- 24.- Cyron BM, Hutton WC and Troup JDG. Spondylolytic fractures. *J Bone Joint Surg*. 58B:462-66; 1976.
- 25.- Cyron BM, Hutton WC. The fatigue strength of the lumbar neural arch in spondylolysis. *J Bone Joint Surg*. 60B:234-38; 1978.
- 26.- Cyron BM, Hutton WL. Variations in the amount and distribution of cortical bone across the pars interarticularis of L5. A predisposing factor in spondylolysis. *Spine*. 4:163-7, 1979.
- 27.- Dandy DJ, Shannon MJ. Lumbosacral subluxation (Group 1. Spondylolisthesis). *J Bone Joint Surg*. 53B:578-95, 1971.
- 28.- Deguchi M, Rapoff AJ, Zdeblick ThA. Biomechanical comparison of spondylolysis fixation techniques. *Spine*, 24:328-33; 1999.
- 29.- Drezyn V, Esses SI. A comparative analysis of spondylolysis repair. *Spine*, 19:1909-15; 1994.
- 30.- Eisenstein S. Spondylolysis. A skeletal investigation of two population groups. *J Bone Joint Surg (Br)* 60B:488-94, 1978.

- 31.- Eisenstein SM, Ashton IK, Roberts S. Innervation of the spondylolysis "ligament". *Spine*. 19:912-916; 1994.
- 32.- Farfan HF, Osteria V, Lamy C. The mechanical etiology of spondylolysis. *Clin Orthop Relat R*. 117:40-55, 1976.
- 33.- Fraguas A, Font F, González L: Espondilolisis en el deportista de élite. *Rev Ortop Traumatol*. 37:281-285; 1992.
- 34.- Fredrickson BE, Baker D, McHolick WJ, Yuan HA, Lubicky JP. The natural history of spondylolysis and espondylolisthesis. *J Bone Joint Surg (Am)* 66A:699-707, 1984.
- 35.- Friberg S. Studies on spondylolisthesis. *Acta Chir. Orthop. Suppl*. 60, 82, 1939. (Citado por Taillard, 111).
- 36.- Galluccio AC. Spondylolisthesis. Further remarks with emphasis on radiologic aspects. *Radiology*. 46:356; 1946.
- 37.- Goel VK, Lim TH. Mechanics of spondylolisthesis. *Seminars in Spine Surgery*. 1:95-9, 1989. (Citado por Kip, 59).
- 38.- Green TP, Allvey JC, Adams MA. Spondylolysis. Bending of the Inferior Articular Processes of Lumbar Vertebrae During Simulated Spinal Movements. *Spine*. 19:2683-2691. 1994.
- 39.- Hadley LA. Bony masses projecting into the spinal canal opposite a break in the neural arch of the fifth lumbar vertebra. *J Bone Joint Surg*, 37A:787-797, 1955.
- 40.- Hambly M, Lee CK, Gutteling E, Zimmerman MC, Langrana N, Pyun Y. Tension band wiring-bone grafting for spondylolysis and spondylolisthesis: a clinical and biomechanical study. *Spine*. 14:455-60; 1989.
- 41.- Hanley E. Operative treatment: Children and Adolescents. *In The Lumbar Spine*. Philadelphia, W.B. Saunders (Company. Ed. Commitee), 1996, pp. 2:669-683.
- 42.- Hardcastle PH. Repair of spondylolysis in young fast bowlers. *J Bone Joint Surg*. 75(B):398-402; 1993.
- 43.- Haukipuro K, Keränen N, Koivisto E. Familial occurrence of lumbar spondylolysis and spondylolisthesis. *Clin. Genet*. 13:471-476, 1978.
- 44.- Hefti F, Seeling W, Morscher E. Repair of lumbar spondylolysis with a hook-screw. *Int. Orthop*, 16:81-5; 1992.
- 45.- Henderson ED. Results of the surgical treatment of spondylolisthesis. *J Bone Joint Surg*. 48A:619, 1966.

- 46.- Hensinger RN. Surgical management of spondylolisthesis in children and adolescents. *Spine*. 1:207-216, 1976.
- 47.- Hensinger RN, Arbor A. Spondylolysis and spondylolisthesis in children and adolescents. *J Bone Joint Surg*. 71A:1098-1107, 1989.
- 48.- Hitchcock HH. Spondylolisthesis. Observations on its development, progression and genesis. *J Bone Joint Surg*. 22:1-16, Jan. 1940. (Citado por Nathan, 73).
- 49.- Hutton WC, Stott JRR, Cyron BM. Is spondylolysis a fatigue fracture? *Spine*, 2:202-9, 1977.
- 50.- Hutton, W.C., and Cyron, B.M.: Spondylolysis. The Role of the Posterior Elements in Resisting the Intervertebral Compressive Force. *Acta orthop. scand*. 49:604, 1978.
- 51.- Jackson DW, Wiltse LL, and Cirincione RJ. Spondylolysis in the female gymnast. *Clin. Orthop*. 117:68-73, 1976.
- 52.- Jaeger W. Spondylolisthesis und unfall. *Zschr. unfallmd. Zurich*. 31, 178, 1937. (Citado por Taillard, 110).
- 53.- Jakab G. Occupational spondylolysis and spondylolisthesis. *Baillieres Clin Rheumatol*. 3:89-98, 1989.
- 54.- Jeanneret B. Direct repair of spondylolysis. *Acta Orth Scand Suppl*. 251:111-5; 1993.
- 55.- Johnson GV, Thompson AG. The Scott wiring technique for direct repair of lumbar spondylolysis. *J Bone Joint Surg*. 74(B):426-30; 1992.
- 56.- Kakiuchi M. Repair of the defect in spondylolysis. *J Bone Joint Surg*. 79(A):818-825; 1997.
- 57.- Karaharju EO, and Hannuksela M. Possible syphilitic spondylitis. *Acta Orthop. Scand*. 44:289, 1973.
- 58.- Kimura M. My method of filling the lesion with spongy bone in spondylolysis and spondylolisthesis. (Japanese) *Orthop Surg*. 19:285-295, 1968. (Citado por Jeanneret, 54).
- 59.- Kip PC, Esses SI, Doherty PH, Alexander JW. Biomechanical testing of pars defect repairs. *Spine*. 19:2692-2697; 1994.
- 60.- Krenz J, Troup JTG. The structure of the pars interarticularis of the lower lumbar vertebrae and its relation to the etiology of spondylolysis. *J Bone Joint Surg*. 55B:735, 1973. (Citado por Farfan, 32).

- 61.- Lafferty JF, Winter WG, Gambaro SA. Fatigue characteristics of posterior elements of vertebrae. *J Bone Joint Surg.* 59A:154-158; 1977.
- 62.- Lambl W. Beitrage zur geburtskunde und gynachologie. En: Scanzoni FW, 1958 (Citado por Newman, 76).
- 63.- Lamy C, Bartzergui A, Kraus H, Farfan HF. The strength of the neural arch and the etiology of spondylolysis. *Orthop Clin of North America*, 6,1:215-231; 1975. (Citado por Roca, 84).
- 64.- Laurent LE, Österman K. Spondylolisthesis in children and adolescents. A study of 173 cases. *Acta Orthop Bel.* 35:717-27, 1969. (Citado por Laurent, 65).
- 65.- Laurent LE, Österman K. Operative treatment of spondylolisthesis in young patients. *Clin Orthop.* 117:85-91, 1976.
- 66.- Lu J, Ebraheim NA, Biyani A. Screw placement in the lumbar vertebral isthmus. *Clin Orthop.* 338:227-230; 1997.
- 67.- Macnab I.: Spondylolisthesis with an intact neural arch: The so-called pseudospondylolisthesis. *J Bone Joint Surg.* 32:325, 1950. (Citado por Wiltse, 125).
- 68.- Marchetti PG, and Bartolozzi P.: Spondylolisthesis. In Gaggi, A.(ed.): *Spondylolisthesis.* Bologna, Italy, A. Costa, 1986, p. 35. Monografía. (Citado por Wiltse, 125).
- 69.- Marique P, Laurent Y. Spondylolyse de la cinquième lombaire chez deux frères. *Journal du Radiology d'Electrol* 34:497-8; 1953. (Citado por Balius, 9).
- 70.- Meyer-Burgdorff H. Spondylolisthesis und unfall. *Arch Orthop Unfall Chit.* 29:109-117. 1931. (Citado por Newell, 75).
- 71.- Miralles RC, Romani M, Ruiz A, Saltor M, Grau S: Reconstrucción ístmica de la espondilolisis del niño y adolescente mediante tratamiento conservador. *Rev Ortop Traum.* 41:421-425, 1997.
- 72.- Morscher E, Gerber B, Fasel J. Surgical treatment of spondylolisthesis by bone grafting and direct stabilization of spondylolysis by means of a hook screw. *Acta Orthop Trauma Surg.* 103:175-8; 1984.
- 73.- Nathan, H.: Spondylolysis. Its Anatomy and Mechanism of Development. *J. Bone Joint Surg.* 41A:303, 1959.
- 74.- Neugebauer FL. The classic: A new contribution to the history and etiology of spondylolisthesis. *Clin Orthop Relat R.* 117:4-22, 1976.

- 75.- Newell RLM. Historical Perspective. An historical review. *Spine*. 20:1950-56; 1995.
- 76.- Newman, P.H., and Stone, K.H.: The Etiology of Spondylolisthesis. *J. Bone Joint Surg*. 45B:39, 1963.
- 77.- Nicol RO, Scott JH. Lytic spondylolysis. Repair by wiring. *Spine*. 11:1027-30; 1986.
- 78.- Nordström D, Santavirta S, Seitsalo S. Symptomatic lumbar spondylolysis. Neuroimmunologic studies. *Spine*. 19:2752-2758; 1994.
- 79.- Ohmori K, Suzuki K, Ishida Y. Translamino-pedicular screw fixation with bone grafting for symptomatic isthmic lumbar spondylolysis. *Neurosurgery*, 30:379-84; 1992.
- 80.- Pavlovic V. Surgical treatment of spondylolysis and spondylolisthesis with a hook screw. *Int Orthop*. 18:6-9; 1994.
- 81.- Pedersen AK, Hagen R. Spondylolysis and spondylolisthesis. Treatment by internal fixation and bone-grafting of the defect. *J Bone Joint Surg*. 70(A):15-24; 1988.
- 82.- Pellise F, Toribio J, Rivas A, García-Fontecha C, Bagó J, Villanueva C. Clinical and CT scan evaluation after direct defect repair in spondylolysis using segmental pedicular screw hook fixation. *J Spinal Dis*. 12:363-367; 1999.
- 83.- Pfeil J. Experimentelle untersuchungen sur frage der entstehung der spondylolese. *Zeitschrift fur orthopadie und Ihre Greensgebiete*, 109, 231-238, 1971. (Citado por Cyron, 24).
- 84.- Roca, J., Roure, F., and Yunta, A.: La Transmisión de Fuerzas a través del Arco Neural y su Relación con la Etiología de la Espondilolisis. Estudio Fotoelástico. *Rev. Ortop. Traum*. 23 1B:187, 1979.
- 85.- Roca J, Moreta D, Fuster S, Roca A. Direct repair of spondylolysis. *Clin Orthop*. 246:86-91; 1989.
- 86.- Roche MB. Bilateral fracture of the pars interarticularis of a lumbar neural arch. *J Bone and Joint Surg*. 30A:1005-1008, Oct. 1948. (Citado por Nathan, 73).
- 87.- Roche MB, Rowe GG. The incidence of separate neural arch and coincident bone variations. *J Bone Joint Surg*. 34A:491-4, 1952.
- 88.- Rosenberg NJ. Degenerative spondylolisthesis, predisposing factors. *J Bone Joint Surg*. 57A:467, 1975.

- 89.- Rothman SLG, and Glenn WV. CT multiplanar reconstruction in 253 cases of lumbar spondylolysis. *AJNR* 5:81-90, 1984. (Citado por Wiltse, 125).
- 90.- Rowe GG, Roche MB. The etiology of separate neural arch. *J Bone Joint Surg (Am)* 35:102-110, 1953.
- 91.- Sales J, Vadier F, Cahuzac JPh. Repair of lumbar spondylolysis using Morscher material. 14 children followed for 1-5 years. *Acta Orthop Scand.* 71:292-296; 2000.
- 92.- Salib RM, Pettine KA. Modified repair of a defect in spondylolysis or minimal spondylolisthesis by pedicle screw, segmental wire fixation and bone grafting. *Spine.* 18:440-3; 1993.
- 93.- Saraste H, Broström LA, Aparisi T. Radiographic assessment of anatomic deviations in lumbar spondylolysis. *Acta Radiol. (Diagn.) (Stockh)* 25:317, 1984.
- 94.- Saraste H. The etiology of spondylolysis. A retrospective radiographic study. *Acta Orthop. Scand.* 56:253-255, 1985.
- 95.- Saraste H. Long-term clinical and radiological follow-up of spondylolysis and spondylolisthesis. *J Pediatr Orthop* 7:631, 1987.
- 96.- Schneiderman GA, McLain RF, Hambly MF, Niebsen SL. The pars defect as a pain source. A histologic study. *Spine.* 20:1761-1764; 1995.
- 97.- Schultz A. Age changes and variability in gibbons. A morphological study on a population sample of a man-like ape. *Am. J. Physic. Anthropol.* 2:11, 1944. (Citado por Taillard, 111).
- 98.- Scott JHS. Lumbar spondylolisthesis. A ten-year assessment. *J Bone Joint Surg.* 59B:99, 1977.
- 99.- Scott JHS. The Edinburgh repair of isthmic (Group II) spondylolysis. *J Bone Joint Surg.* 69(B):491; 1987.
- 100.- Sedlin ED, Hirsch C. Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. *Acta Orthop. Scandinavica,* 37:29-48, 1966.
- 101.- Seitsalo S. Operative and conservative treatment of moderate spondylolisthesis in young patients. *J Bone Joint Surg.* 72B:908-913, 1990.
- 102.- Seitsalo S, Österman K, Hyvarinen H. Progression of spondylolisthesis in children and adolescents. A long-term follow-up of 272 patients. *Spine* 16:417-421, 1991.

- 103.- Shahriaree H, Sajadi K, Rooholamini SA. A family with spondylolisthesis. *J Bone Joint Surg.* 61:1256-8, 1979.
- 104.- Simper LB. Spondylolysis in eskimo skeletons. *Acta Orthop. Scand.* 57:78-80, 1986. (Citado por Hanley, 41).
- 105.- Songer MN, Rovin R. Repair of the pars interarticularis defect with a cable-screw construct. *Spine.* 23:264-269; 1998.
- 106.- Steward T. The age incidence of neural-arch defects in alaskan natives, considered from the standpoint of etiology. *J Bone Joint Surg.* 35A:937-950, 1953. (Citado por Roca, 84).
- 107.- Suh PB, Esses SI, Kostuik JP. Repair of pars interarticularis defect. The prognostic value of infiltration. *Spine.* 16(Suppl.):445-8; 1991.
- 108.- Sullivan CR, Bickell WH. The problem of traumatic spondylolysis. A report of three cases. *Am J Surg.* 100:698-708, 1960.
- 109.- Szypryt EP, Twining P, Mulholland RC, Worthington BS: The prevalence of disc degeneration associated with neural arch defects of the lumbar spine assessed by resonance imaging. *Spine,* 14:977-981; 1989.
- 110.- Taillard WF. *Le spondylolisthesis.* París: Masson 1957. (Citado por Taillard, 111).
- 111.- Taillard WF. Etiology of spondylolisthesis. *Clin Orthop Relat R.* 117:30-39, 1976.
- 112.- Tokuhashi Y, Matsuzaki H. Repair of defects in spondylolysis by segmental pedicular screw hook fixation. *Spine.* 21:2041-5; 1996.
- 113.- Töndury G. *Entwicklungsgeschichte und fehlbildungen der wirbelsäule.* Stuttgart, Hippokrates, 1958. (Citado por Taillard, 111).
- 114.- Tonino A, Van der Werf G. Direct repair of lumbar spondylolysis. 10 year follow-up of 12 previously reported cases. *Acta Orthop Scand.* 65:91-3; 1994.
- 115.- Tower SS, Pratt WB. Spondylolysis and associated spondylolisthesis in skimo and athabaskan populations. *Clin Orthop Relat R.* 250:171-5, 1990.
- 116.- Troup JDG. Mechanical factors in spondylolisthesis and spondylolysis. *Clin Orthop Relat R.* 117:59-67, 1976.
- 117.- Troup JDG. The etiology of spondylolysis. *Orthop Clin North Am.* 8:57-64, 1977.

- 118.- Werf GJ, Tonino AJ, Zeegers WS. Direct repair of lumbar spondylolysis. *Acta Orthop Scand.* 56:378-9; 1985.
- 119.- Wilkinson RH, Hall JE. The sclerotic pedicle: tumor or pseudotumor? *Radiology.* 111:683-8, 1974.
- 120.- Willis TA. The separate neural arch. *J Bone Joint Surg.* 9, 13:709, 1931. (Citado por Taillard, 111).
- 121.- Wiltse, L.: The Etiology of Spondylolisthesis. *J. Bone Joint Surg.* 44A:539, 1962.
- 122.- Wiltse LL, Widell EH, Jackson DW. Fatigue fracture: The basic lesion in isthmic spondylolisthesis. *J Bone Joint Surg.* 57A:17-22, 1975.
- 123.- Wiltse LL, Newman PH, Macnab I. Classification of spondylolysis and espondylolisthesis. *Clin Orthop Relat R* 117:23-9, 1976.
- 124.- Wiltse LL, Guyer RD, Spencer CW. Alar transverse process impingement of the L5 spinal nerve: The far out syndrome. *Spine.* 9:31-41, 1984.
- 125.- Wiltse LL, and Rothman SLG. Lumbar and lumbosacral Spondylolisthesis. Classification, Diagnosis, and Natural History. *In The Lumbar Spine.* Philadelphia, W.B. Saunders (Company. Ed. Committee), 1996, pp. 2:621-654.
- 126.- Winter RB, Wang JF. Congenital kyphosis. *J Bone Joint Surg.* 55A:223-256, 1973.
- 127.- Winter M, Jani L. Results of screw osteosynthesis in spondylolysis and low-grade spondylolisthesis. *Arch Orthop Trauma Surg.* 108:96-99; 1989.
- 128.- Wu SS, Lee Ch, Chen PQ. Operative repair of symptomatic spondylolysis following a positive response to diagnostic pars injection. *J Spinal Disord.* 12:10-16; 1999.
- 129.- Wynne-Davies, R., and Scott, J.H.S.: Inheritance and Spondylolisthesis. A Radiographic Family Survey. *J. Bone Joint Surg.* 61B:301, 1979.
- 130.- Yano T, Miyagi S, Ikari T. Studies of familial incidence of spondylolysis. *Singapore Medical Journal.* 8:203-6, 1967. (Citado por Wiltse, 125).
- 131.- Zembo MM, Roberts JM, Burke SW: Congenital spondylolisthesis. Presented at the 21st Annual Meeting of the Scoliosis Research Society, Bermuda, September 1986. (Citado por Wiltse, 125).
- 132.- Zimmerman MC, Gutteling E, Longrana NA, Lee CK. The biomechanical evaluation of a new fixation technique for spondylolysis using single and double tension-band wiring. *Bull Hosp Jt Dis Orthop Inst.* 49:131-9, 1989.