



## COLUMNA VERTEBRAL, BIOMECÁNICA Y FÍSICA

Dr. Krivoy A  
Dr. Krivoy J  
Dr. Krivoy M

### Resumen

La expansión de la neurocirugía en el campo de la instrumentación espinal obliga al especialista a incursionar campos indispensables en el mundo de la biomecánica espinal de modo que se desarrolle una racionalidad en la aplicación, oportunidad y variantes de los implantes espinales así como una mejor comprensión de las patologías y su historia natural. Como el título del presente trabajo lo sugiere, describiremos algunos conceptos relacionados con la biomecánica espinal, que sirven de base para una profundización futura y un traslado inmediato de dicho conocimiento a la práctica diaria. Biomecánica espinal es una joven ciencia donde principios de ingeniería mecánica se aplican a los sistemas biológicos, ya que las cargas de estos sistemas que producen lesión, esguinces, dislocaciones, fracturas, etc., son de naturaleza mecánica.

Se revisan someramente conceptos de base físico-matemática en relación biomecánica espinal.

Todo lo anterior apunta a algunos principios de la instrumentación espinal, principios que entre otros deberían ser:

1. Neurológicamente seguros.
2. Suficiente rigidez para el soporte de cargas y momentos en todas direcciones.
3. Suficiente elasticidad para permitir la función más adecuada de fácil aplicación.
4. Reproducir contorno espinal sin deformación adicional ni disrupción músculo-ligamentoso y articular de área.
5. Experiencia del cirujano.

Hospital Universitario de Caracas.  
Centro Médico. Caracas.

*Todo lo que es mensurable debe medirse y lo que no lo sea, debe convertirse en mensurable.*

*Galileo Galilei (Pisa 1564-1642).*

*Lamentablemente ningún equipo de implantes espinales llena los criterios ideales, por ello hizo exclamar a*

*Newton: "Física, protégeme de la metafísica".*

**Palabras clave:** *Columna vertebral. Biomecánica espinal. Implantes.*

### Abstract

*The expanding role of neurosurgeons in the field of spinal instrumentation makes it essential that there be an understanding of the biomechanics and uses of the evolving technology. In this paper we intend to describe a few concepts related with the spinal biomechanics in order to improve our knowledge the implants technique and some pathology of the spine.*

**Key words:** *Spinal biomechanical. Spinal instrumentation. Spine.*

### Introducción

Los cambios vertiginosos que se vienen produciendo en los implantes espinales y la mejor comprensión de sus indicaciones, obliga a los involucrados en la asistencia de la patología espinal a penetrar en una mayor profundización en los conocimientos físicos, matemáticos y biológicos que se interrelacionan para buscar la meta que mejor se ajuste a cada enfermedad y particularmente a cada enfermo <sup>(1)</sup>.

Asistimos a cambios marcados en los conceptos de fusión ósea, de estabilización instrumental que con el correr del tiempo, ha cedido campos a conceptos dinámicos que recién empiezan y aún

deberán pagar el juicio del tiempo y la experiencia para decantar estas aportaciones y quedarnos con lo que verdaderamente pruebe su seguridad y resultados. Estos conceptos emergentes hoy revolucionarios, mañana serán obsoletos debido al ritmo intrínseco del desarrollo y por ello la neurocirugía debe estar atenta a estos cambios con la asistencia a talleres, jornadas, congresos y el mantenimiento de la actualización con las revistas adecuadas.

Esta contribución pretende ser un granito de arena ante el arrollador avance de esta disciplina que en algunos países ya tienen instituciones específicas dedicadas a ellos y formación de especialistas exclusivos en este campo médico y por nuestra parte, mientras llegamos a ese nivel, estamos obligados a trasladar la nueva tecnología a las peculiares situaciones de nuestros países <sup>(2,3)</sup>.

Uno de los conceptos más importantes que se mantenían en el uso de los implantes, en la mayoría de sus indicaciones, es que se trataba de una carrera contra el tiempo entre la acción mecánica del implante y la fusión biológica ósea, ya que por principio, todo implante va a fallar en un momento adecuado. Los implantes nos daban la maravillosa oportunidad de una movilización posoperatoria precoz, lo cual ya permite una disminución de las complicaciones de este período; también nos permite una incorporación precoz social y laboral donde hoy los factores económicos ocupan puesto prominente.

Además del papel que tiene la instrumentación para permitir la fusión ósea a través de los segmentos de moción, la decompresiva neural, reconstrucción, alineamiento de la zona dañada son parte importante del éxito de la intervención. Esto cobra especial interés si se refiere a los cuerpos vertebrales, cuya reconstrucción es indispensable para el éxito a largo plazo. Las complicaciones de la instrumentación espinal son bajas si la selección de los casos es juiciosa. La mal posición de tornillos oscila alrededor del 3 %, fallas sintomáticas en el resto de la instrumentación, 5 % sin déficit neurológico.

En el caso de las fracturas espinales la meta es restaurar la función y evitar lo que se ha dado llamar la "enfermedad de la fractura" donde las rigideces articulares y las alteraciones de las partes blandas por trastornos circulatorios son consecuencia de un inadecuado manejo. Por ello la decompresiva neural, cuando está indicada, la reducción y la estabilización son los pasos obligados para una recuperación oportuna, acortando en lo posible el tiempo de hospitalización e inmovilización. En la realización de la reducción anatómica se impone la preservación de la irrigación de la zona fracturada ósea y de zonas

blandas.

Los materiales de los implantes deben ser atóxicos, tipo acero médico, titanium y otros. Cuando se usan tornillos es necesario labrar previamente la rosca con la tarraja o macho que garantice la fuerte sujeción, particularmente en relación a la cortical.

Los tornillos que labran su propia rosca, producen por el contrario, abundantes microfracturas y luego proliferaciones fibrosas en el seno del hueso necrosado, las cuales fallarán con el tiempo en la sujeción del tornillo.

## Histéresis

Hysteresis: vocablo de origen griego que traduce déficit, mengua, hysterein: significa retraso; hysteros: tardío. No hay conexión entre esta etimología e hysterical o history <sup>(4)</sup>.

Se describe en física como el retardo en la evolución de un fenómeno con relación a otro o falta de coordinación entre dos fenómenos correlativos. Se trata de una dependencia del estado de un sistema en relación a su historia previa y se refiere al retardo o rezago de un efecto detrás de la causa del efecto.

Dicho fenómeno está presente en muchos campos, aun cuando no se concientizan. Entre otros, se halla en electromagnetismo, electrónica, robótica, nuclear, mecánica, finanzas, etc.

En el caso del péndulo de un reloj, que tiene su desplazamiento a cada lado de la línea media igual en su distancia y tiempo. Se traduce en una curva con la mitad izquierda superponible a la derecha en forma idéntica.

No sucede así, por ejemplo, en la industria de los cauchos de automóviles que cuando giran y se apoyan poseen una curva de compresión distinta que cuando salen del contacto del pavimento. Parte de la energía se consume en calor, por lo que la curva de descompresión es distinta a la curva de compresión que la produjo.

La aplicación de estos principios se ve en los ligamentos amarillos que tienen un índice de estiramiento formidable en flexión, y al relajarse la postura, cuando joven, o en ausencia de patología se regresan a su situación y tamaño anterior con una curva idéntica al péndulo del reloj. Con el tiempo o en presencia de condiciones patológica, el ligamento amarillo se va quedando estirado gradualmente en forma tal que a manera de un bucle instruye en el

canal espinal comprimiendo la médula espinal en su cara dorsal en uno o casi todos los niveles de la columna cervical o lumbar, produciendo las famosas indentaciones en el espacio aracnoideo o el signo de la salchicha en tomografía o resonancia, produciendo el síndrome de estenosis espinal.

### Histéresis del ligamento amarillo

En la Figura 1 puede observarse el ligamento amarillo A interlaminar. En B se ve el ligamento amarillo en extensión y flexión que corresponde a su máximo estiramiento. En C se señala la presencia de todos los ligamentos espinales y la posición del ligamento flavum o amarillo delante de las láminas. En D en imagen de anatomía cervical se señala una franca hipertrofia del ligamento amarillo.

En la Figura 2 la mielografía cervical en A señala la intrusión del ligamento amarillo hipertrofiado en 3 niveles consecutivos con compromiso de la médula cervical señalados por flechas.

En B en la región lumbar se destaca una severa hipertrofia del canal espinal con participación doble anterior discal y posterior ligamentosa señalado por flecha, que a manera de un rosario de "chorizos" o

salchichas los puntos estenóticos comprimen la cola de caballo con su clínica propia de claudicación y lumbociática.

En C y D se destaca la hipertrofia del ligamento amarillo *in situ* y ya extirpado visualiza su dimensión y grosor.

Es importante dejar claro que el fenómeno de histéresis, como se ve en la Figura 3 es variable según la historia del material y que en algunas circunstancias puede ser inconveniente como en el ligamento amarillo o las válvulas de hidrocefalos o puede ser conveniente como en las grabaciones de cassettes, C.D., etc., que se desea guardar en su memoria por mucho tiempo o revisarlo muchas veces.

La curva gruesa se refiere a un exceso de histéresis, conveniente en las grabaciones y desventajoso en materiales que requiere rigidez, con poca tolerancia como se observa en B de la Figura 3, no se disipa energía cuando algo se somete continuamente a la acción, como en los núcleos de motores sometidos a corrientes alternas <sup>(5)</sup>.

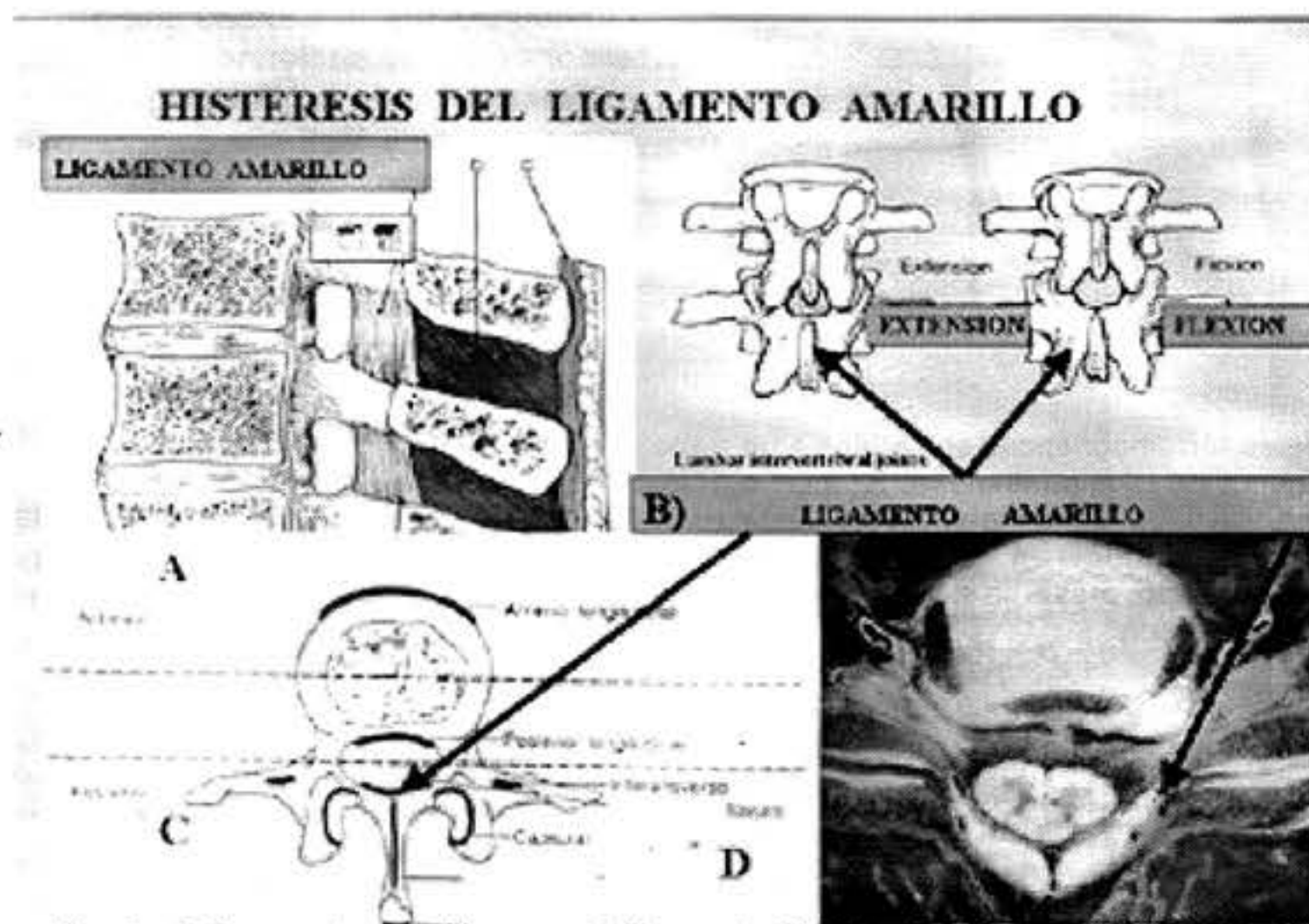


Figura 1. A: Ligamento amarillo en posición neutra, B: En extensión y flexión. C: Relación de los diferentes ligamentos. D. Hipertrofia del ligamento amarillo cervical.

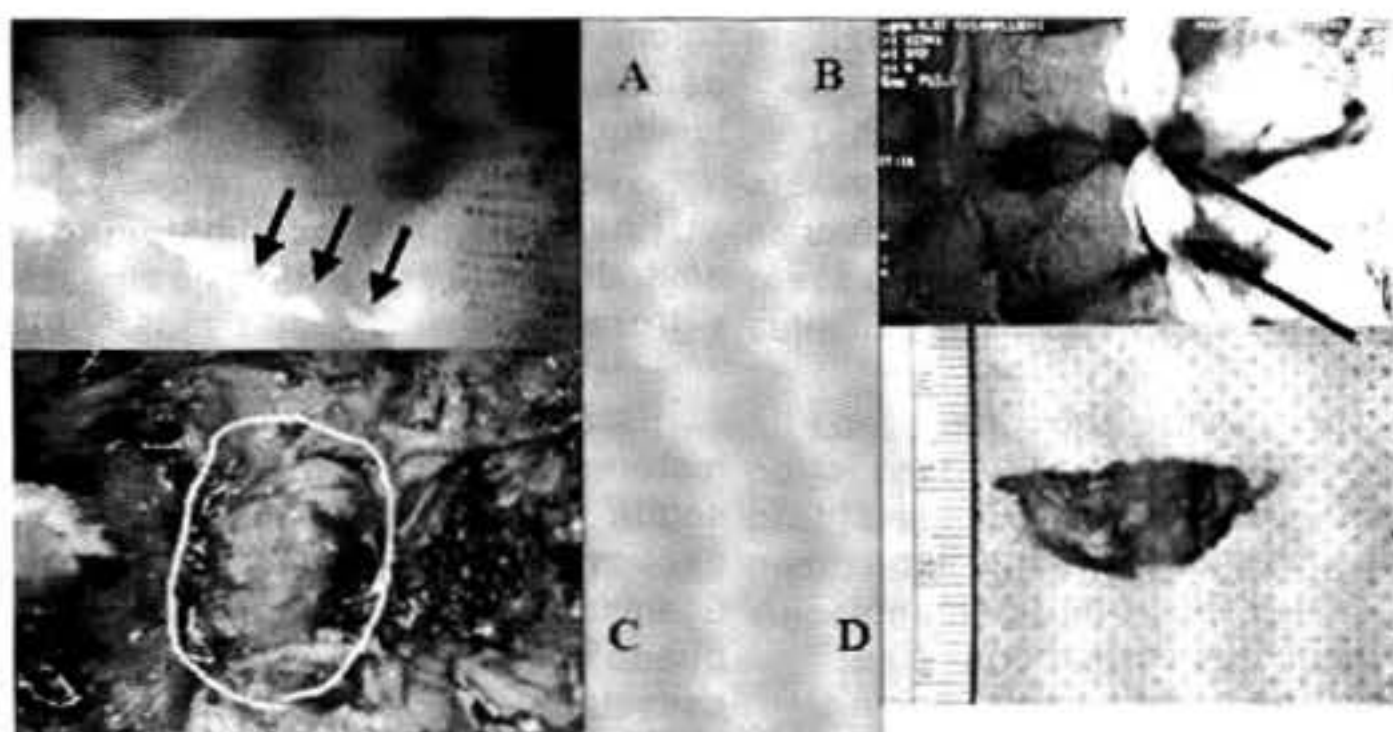


Figura 2. A. Bucles de ligamento amarillo cervical intruidos en el canal espinal y compresión medular. B. Estenosis lumbar severa con componente posterior del ligamento amarillo. C. y D. Ligamento amarillo hipertrofiado antes y después de su extirpación.

**Curvas de histéresis**



Figura 3. Los materiales ferromagnéticos sometidos a un campo magnético, algunos de ellos pueden retener mucho magnetismo (A) y otros casi nada (B). En forma comparable respecto al ligamento amarillo, en los jóvenes el estiramiento residual es mínimo, preserva memoria inicial. (B) y en los mayores la memoria.

Los materiales que se usan en columna vertebral en los implantes deben poseer ciertas características en su histéresis ya que serán sometidos a frecuentes cambios de presión, estiramiento, torque, inclinaciones, etc., que aún a pesar de someterse a pruebas mecánicas y de cálculo finito terminan fallando en un determinado tiempo.

Igualmente existe una memoria en el tubo de silicón que si es sometido a presiones excepcionales se modifica la hidráulica de la válvula.

Esto recuerda a los globos de cumpleaños, que cuando Ud. los infla existe una gran resistencia para el comienzo de su llenado; pero una vez logrado, la histerésis es de tal modificación que la segunda inflada es muy fácil, de baja resistencia y el globo queda dilatado, como el ligamento amarillo en la tercera edad.

Este fenómeno tiene igual aplicación en los modernos circuitos valvulares para hidrocefalias, que cuando no son bien conocidos en sus detalles técnicos, la válvula queda dañada definitivamente, sin conocimiento del neurocirujano que le realiza la "purga" del sistema, colocándosela en esa forma disfuncional al paciente.

El fracaso de la operación a corto plazo es el precio de la ignorancia de la histéresis.

Se puede ver este fenómeno en el caso de cierta marca de válvula auto regulable, que cuando no se purga desde su extremo peritoneal con la inyectora ya "movilizada" en su émbolo y en forma muy suave, se daña el efecto resorte o pendular que tiene el mecanismo interno de autorregulación del líquido cefalorraquídeo. O sea que cuando Ud. purga una válvula de mecanismos especiales, primero lea todas las instrucciones minuciosamente y luego la inyectora que va a usar, movilízele el émbolo

varias veces, incluso humedecido con suero fisiológico, ya que si la pone nueva, sin movilizarle, puede Ud. necesitar una fuerza mayor que la tolerada por el delicado mecanismo, para despegar el émbolo.

Otro ejemplo práctico de histéresis es cierto tipo de poliuretano que utiliza una mezcla de polioli graft y polimérica. La espuma de alta resistencia tiene un comportamiento células que la distinga de las otras, ya que aumente la duración, el soportar y es confortable y se usa mucho por estas características en tapizados de muebles, colchones y otros. Aquí el fenómeno se esfuerza como la capacidad de mantener sus características de carga, después de ser flexionada. O sea es un material de alta histéresis o baja pérdida.

Es interesante señalar que el término histéresis se usa en economía y finanzas laborales y establece que es el efecto por el cual períodos prolongados de altas fases de desempleo efectivo parecen hacer subir la fase natural.

## Cantilever

Del inglés cant: ángulo y lever: palanca. Se refiere a una viga recta sometida a cargas verticales, que se asienta sobre varios apoyos simples y está dividida en diversos tramos mediante articulaciones, de forma que las reacciones en los apoyos, exteriores e interiores, puedan calcularse por medio de ecuaciones de equilibrio de estática elemental.

El modelo más notable del puente cantilever es el puente de Forth, en Escocia. Cada tramo está construido por una viga recta independiente, que descansan sobre ménsulas, que poseen los dos tramos contiguos los que lo hace llamar puentes de ménsulas. En la Figura 4 puede verse que sobre cada una de las bases A que vendría siendo el pedículo y cuerpo vertebral, se fija una viga vertical B que correspondería a los tornillos transpediculares, donde se apoya la otra parte cantilever correspondiente C que vendrían siendo los tallos metálicos los cuales se fijan a los tornillos transpediculares (Ver Figura 4-1V).

El modelo más notable del puente cantilever es el puente de Forth en Escocia. Cada tramo está construido por una viga recta independiente, que descansan sobre ménsulas, que poseen los dos tramos contiguos los que lo hace llamar puentes de ménsulas. En la figura puede verse que sobre cada una de las bases A que vendría siendo el pedículo y cuerpo vertebral se fija una viga vertical B que correspondería a los tornillos transpediculares

donde se apoya la otra parte cantilever correspondiente C que vendrían siendo los tallos metálicos los cuales se fijan a los tornillos transpediculares. (Ver Figura 4-1V).

En el centro D estaría la zona de protección de los cuerpos vertebrales patológicos, donde se pueden colocar los diseños transversos entre las dos barras metálicas para evitar su torsión o dislocación (Ver Figura 4).

El cantilever, desde el punto de vista de la ingeniería se refiere a la construcción de una viga o armazón soportada en un solo lado (Figura 4-1) o estando el apoyo en el medio de la viga (Figura 4-II) y las fuerzas se aplican a lo largo de los brazos libres o en su parte terminal. El ejemplo típico de esto sería el trampolín de piscina, balcones, puentes, etc. (6).

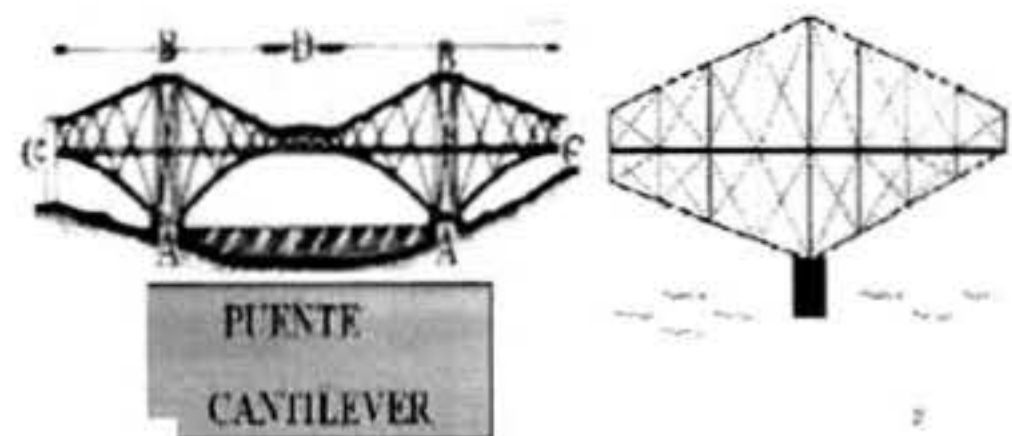


Figura 4A.

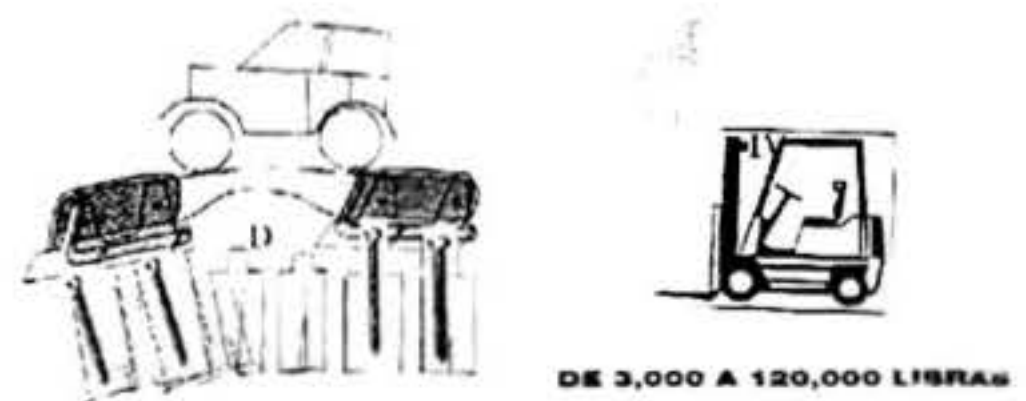


Figura 4B. Ejemplo de puente cantilever comparado al implante espinal.

# centro médico

Krivoy A, Krivoy J, Krivoy M

Para penetrar en el mejor conocimiento de este importante concepto se puede ver en la Figura 5 múltiples ejemplos de cantilever donde se puede detallar guardadores industriales de brazo agarrado en un extremo o en el medio de la viga; las mesas de Mayo de los pabellones de cirugía, bancos de parque, sillas, toldos fijados en 1 lado, puertas giratorias fijadas en un extremo, (Ver Figura 6), escaleras, fijadas en un lado y el resto en el aire.

Quizás uno de los capítulos más fascinantes corresponde a los cantilever naturales que son muy frecuentes y que no estamos acostumbrados a concientizarlos.

En el campo de la botánica muchos árboles son modelos como las palmeras que tiene que anclarse con sus raíces para poder soportar los fuertes vientos; cada rama y cada hoja es un cantilever.

Todos los cuellos de los mamíferos son cantilevers y la cola para muchos también.

Las alas de las aves son cantilevers de primer orden; sus plumas de segundo orden y cada fila de sus componentes son de tercer orden (Ver Figura 7).

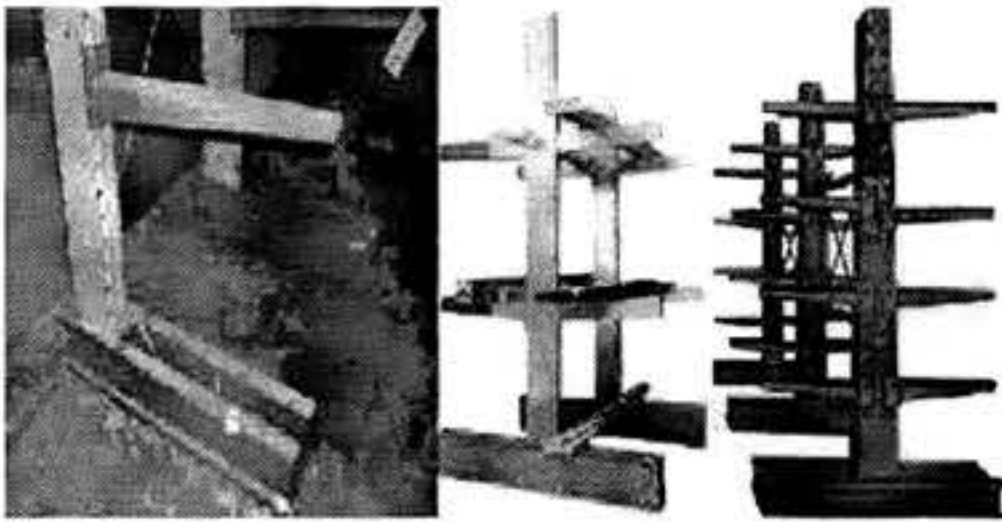


Figura 5. Ejemplos de cantilever en uso industrial.

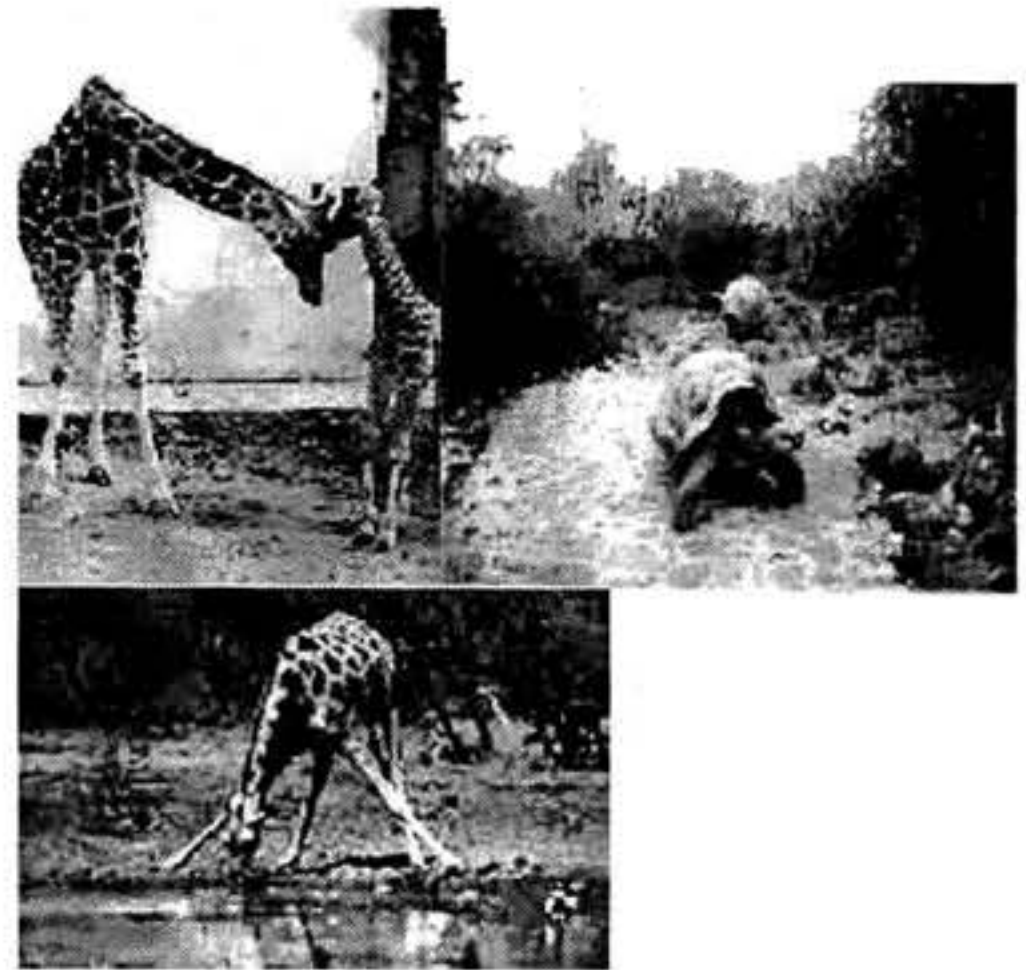
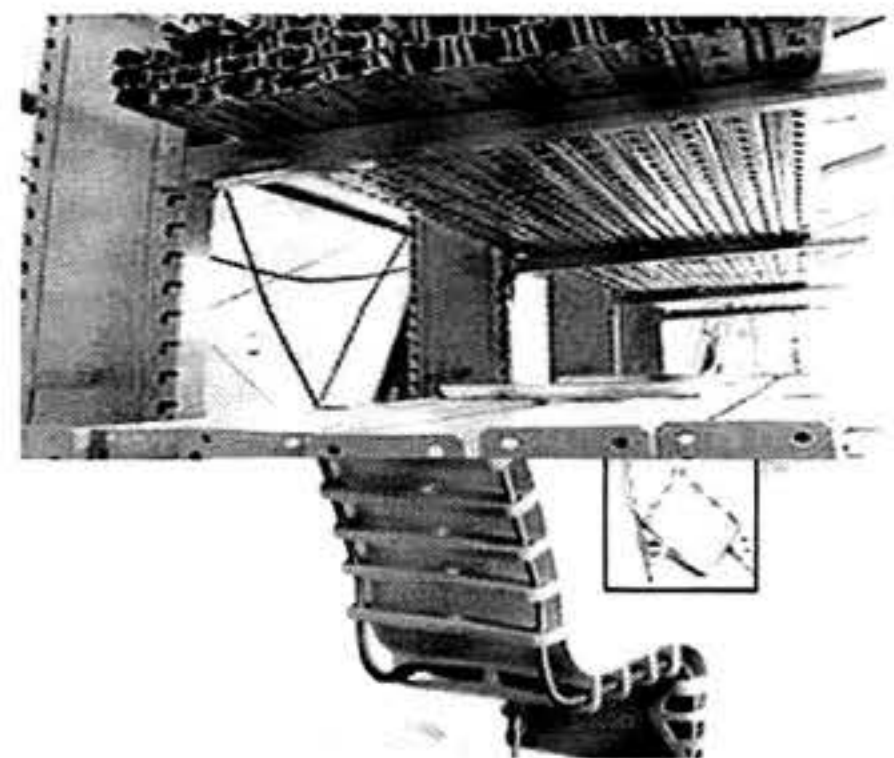


Figura 7.



Figura 6. Ejemplo de la aplicación del cantilever.



En los insectos, las alas, las antenas, los cilios microscópicos son cantilevers.

La ingeniería de las alas de la libélula es un extraordinario modelo de cantilevers con vasos que participan en su funcionamiento.

Es interesante destacar que muchas estructuras vegetales y animales deben ser flexibles y soportar cargas importantes como los frutos, el viento, más gotas de agua o nieve.

Es admirable como materiales naturales como tendones, piel, la tela de araña son capaces de absorber energía de estiramiento, rotación o curvarse.

En la Figura 8 puede observarse algunos de los problemas que representa en ingeniería lo que los implantes espinales pueden desafiar.

Así Ud. observa un puente de 80 metros de longitud (ab) y un bus de 4 toneladas (O se encuentra a 20 metros (ac) del extremo más cercano y a 60 metros (cb) del extremo más lejano. La interrogante es que fuerza soporta cada extremo del puente? <sup>(7)</sup>.

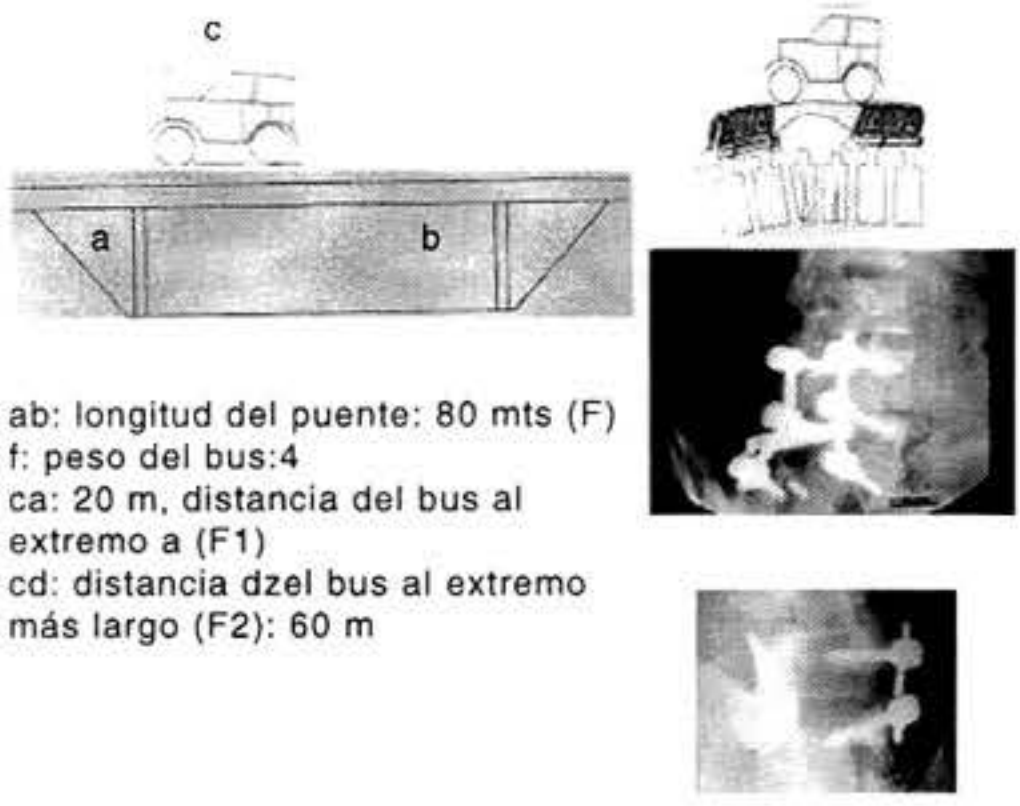


Figura 8. Distribución del peso en el implante (abc). Fracturas de tornillos y barras.

Obsérvese que por ecuaciones simples se realiza el cálculo

$$cb = ab - ca$$

$$cb = 80m - 20m$$

$$cb = 60m.$$

De lo anterior se establece que  $f_2 = F - F_1$

La sustitución del factor F2 y los valores c ay e b se obtiene F1.  $ca = F_2 \cdot cb$ .

$$F_1 \cdot 20 = (4 \text{ ton.} - F_1) \cdot 60m$$

$$\text{Efectuando } 20f + 60f_1 = 240 \text{ ton.}$$

$$80 f = \frac{240 \text{ ton.}}{80}$$

$$f_1 = 3 \text{ ton.}$$

$$\text{Como } F_2 = F - F_1 =$$

$$F_2 = 4 \text{ ton.} - 3 \text{ ton.}$$

$$F_2 = 1 \text{ ton.}$$

Como se observa en la Figura 8, el problema de la distribución de las cargas, semeja a un sube y baja que dependiendo de estas cargas la distribución de las palancas debe ser adecuada. Parte de estos problemas se observa en C donde en un intento de distribuir mejor la fuerza y ayudando a rectificar la flexión, Edwards <sup>(8)</sup> añade a las barras de estabilización un diseño que se apoya en la parte media del implante y así tenemos tres puntos de apoyo.

Se usaron reglas de 2 vértebras por encima y 2 por debajo de la vértebra lesionada y otras recomendaban 3 por encima y 3 por debajo de modo que las fuerzas repartidas se reducen al 50 % si se duplica el brazo de la palanca.

La incidencia de factores biológicos, aún no todos conocidos, hace que las matemáticas no sea del todo lo ideal por los imponderables médicos. Así, implantes rígidos con su efecto inmovilizante de escudo produce osteoporosis en los huesos inmovilizados, o sea, que la densidad volumétrica del hueso disminuye <sup>(9)</sup>. En los sistemas pediculares la interfase tornillo hueso esponjoso se constituye en el punto más débil del sistema y de allí la frecuencia de fractura de los tornillos en un tiempo prudencial como se observa en la figura, donde la densidad del

hueso se convierte en el sitio dependiente de la fuerza del sistema. Una densidad ósea de  $< 90 \text{ mg/cm}^3$ , determinado por tomografía cuantitativa, permite el aflojamiento de los tornillos pediculares más rápido que un hueso con  $>120 \text{ mg/cm}^3$  (10).

Lo anterior ha hecho que los implantes se muevan en su construcción de lo rígido a lo funcional, tratando de evitar los problemas señalados y muchos otros como las alteraciones patológicas que siguen en las apófisis articulares normales cuando quedan involucrados en la rigidez de los implantes.

Es importante señalar que los implantes espinales con barra, aún sin arandela de Edwards (8) pueden comportarse como un sube y baja por apoyarse como una palanca de primer orden (ver Figura 9).

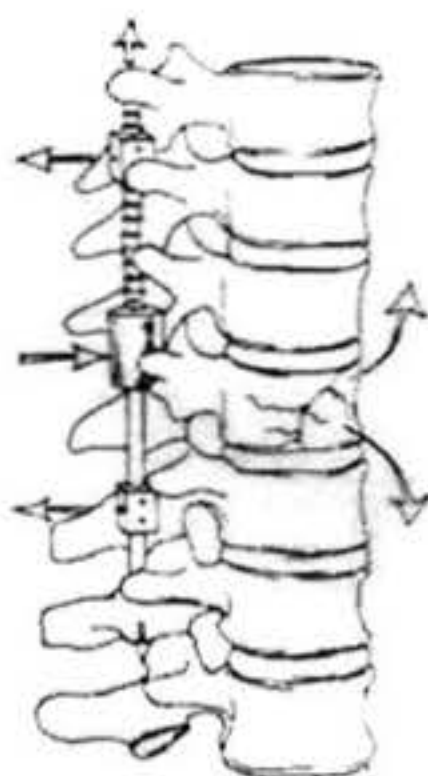


Figura 9. Se usaron reglas de 2 vertebras por encima y 2 por debajo de la vértebra lesionada y otras recomendaban 3 por encima y 3 por debajo de modo que las fuerzas repartidas se reducen al 50 % si duplica el brazo de la palanca. C: anillo de Edwards para convertir el apoyo del tallo de 2 a 3 puntos.

En esta circunstancia se suele producir un torque durante la acción ya que puede existir una fuerza en un extremo que puede ser unipolar o alternarse con el otro extremo que con el tiempo debilitará las fijaciones o llegaran a las lujaciones de implantes.

Como se ve en la Figura 10 una fijación inadecuada de una fractura del soma representada por ruptura de ambas patas anteriores instrumentada en la parte posterior puede ser menos fisiológica a veces con incompetencia para las cargas que si se realiza un implante somático directamente.

De modo que cada situación debe ser individualizada para tomar las decisiones que mejor se adaptan a ellas.

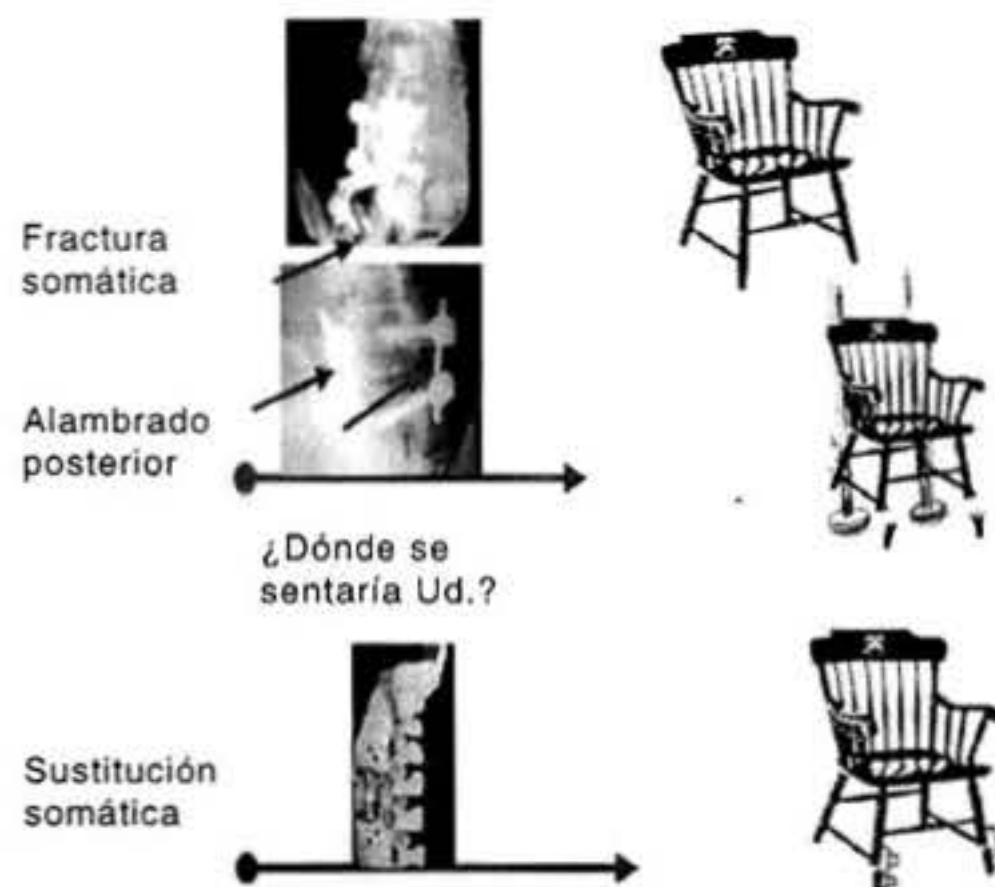


Figura 10.

En relación con las unidades M.K.S., una de las más usadas es el Newton que corresponde a la fuerza que aplicada a la masa de un kilogramo produce la aceleración de un metro sobre segundo al cuadrado. Su expresión matemática es la siguiente:

$$1 \text{ Newton} = 1 \text{ kg} \frac{\text{m}}{\text{seg}^2}$$

La equivalencia entre Newton y dina es la siguiente:

$$1 \text{ kg} = \frac{10^3 \text{ g} - 1 \text{ m} = 10^2 \text{ cm.}}{\text{seg}^2}$$

$$1 \text{ Newton} = 10^5 \frac{\text{g} \cdot 10^2 \text{ cm}}{\text{seg}^2}$$

En unidades C.G.S. una dina es la fuerza que aplicada a la masa de un gramo produce la aceleración de 1 cm sobre  $\text{seg}^2$  de modo que 1 Newton =  $10^5$  dinas; 1 Newton 100 000 dinas.

La importancia práctica de lo anterior, reside, en que el alambrado, que es el más común de los implantes, su fuerza depende del diámetro de dicho alambre, de su unión final y manipulación. Se utiliza para reducción, alineamiento y estabilización de la columna vertebral (Ver Figura 11).

El alambre 18 tiene de 400 a 450 Newton en dos vueltas de trenzado y dos vueltas en sus cabos, lo cual sobrepasa las fuerzas biológicas naturales.

En una sola vuelta una contratensión lo debilita en el 25 %. Las muescas en un solo alambre durante su pasaje deben evitarse ya que una sola muesca en un alambre 16 produce fatigabilidad de 63 %.

Las curvaturas, nudos o torceduras no reducen la resistencia a la fatiga.

A continuación se observa los diámetros comerciales (gauge) y el diámetro real de los alambres quirúrgicos; como se observa, el alambre 18 tiene un diámetro de 1,2 mm.

Diámetro Calibre (Gauge).

0,4 mm 27

0,5 mm 25

0,6 mm 27

0,7 mm 22

0,8 mm 21

0,9 mm 20

1,2 mm 18

1,5 mm 17

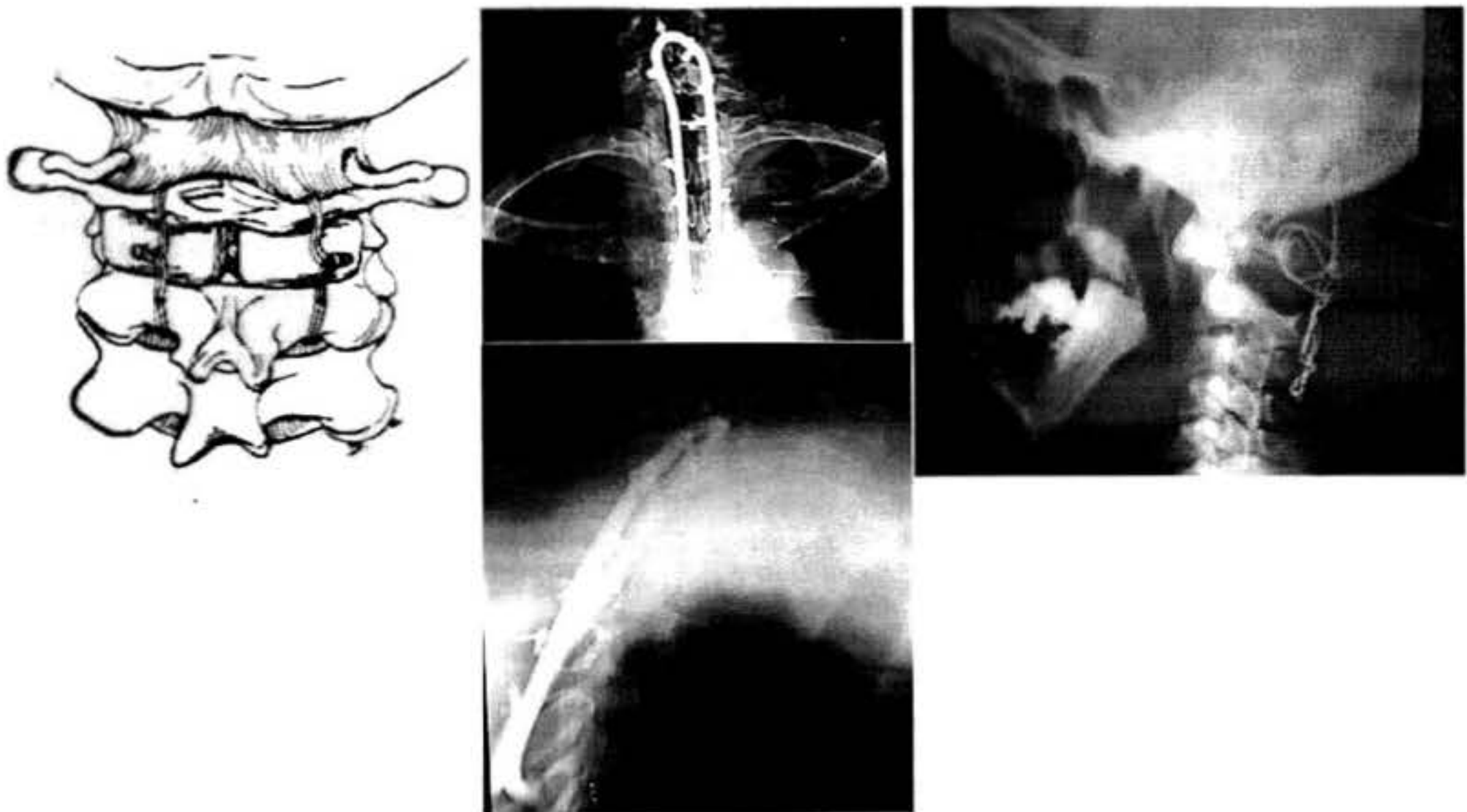


Figura 11. El alambrado es una de las técnicas de mayor difusión en la reducción, alineamiento y estabilización de la columna vertebral.

Para que se tenga una idea de lo dicho, un impactor que cae sobre una columna vertebral humana de cadáver fijada en sus extremos, y dejando libre T12 a L2 con sus dos espacios de acción de 1 metro de altura a través de la guía, requiere 260 Newton/m para producir una fractura en L1 de tipo estallido. Ver Figura 12.

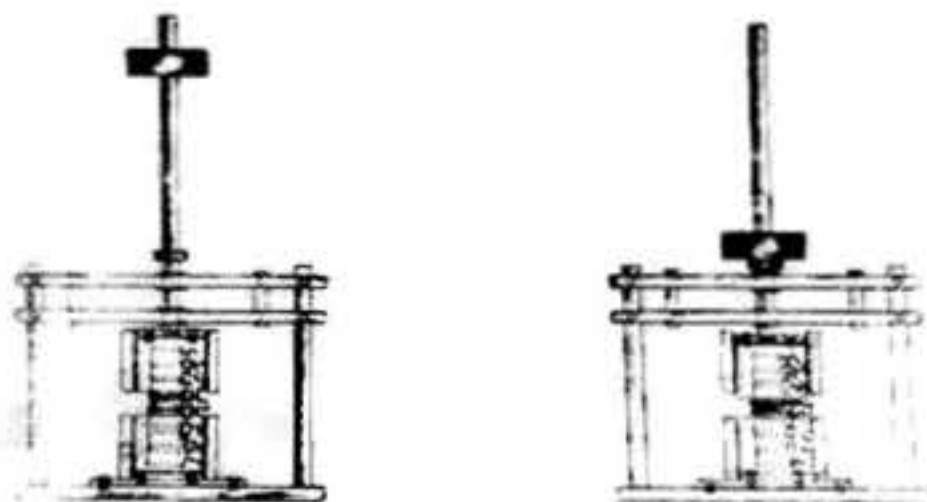


Figura 12. Columna de cadáver fresco fijada entre dos espacios funcionales, dejando libre a la vértebra L1. El impacto de 260 Newton de carga (A) al dejarlo caer desde un metro de altura guiado por un eje produce 260 Newton de carga potencial con fractura estallido de L1 con 30 % de pérdida de altura y compromiso del canal espinal en 50 %.

En el sistema M.K.S. (metro, kilo, segundos) y C G S (centímetros, gramo, segundos) las unidades fundamentales de Newton y dina se definieron considerando magnitudes fundamentales: la longitud, la masa y el tiempo. Si se consideran como magnitudes fundamentales la longitud, fuerza y tiempo, o sea, metro, kilogramo, peso o sea el kilopondio, las unidades respectivas de estas magnitudes, son las unidades fundamentales de un nuevo sistema llamado Sistema Técnico o Gravitacional.

### Conclusión

Estos conocimientos de histéresis, cantilever y unidades M.K.S. forman parte del cuerpo doctrinario de la biomecánica, cuya base en la ingeniería, física y matemáticas aplicados al cuerpo humano en sus múltiples aspectos normales y patológicas de la vida cotidiana, como fuerzas actuantes intrínsecas del cuerpo o extrínsecas procedentes de traumas, etc., orientarán a mejores sanciones terapéuticas.

La biomecánica es un puente de unión entre

medicina e ingeniería con nutrición mutua en ambas direcciones.

La situación entre la física clásica versus la física cuántica podría, en un futuro solucionar el por qué de las fallas de los implantes, ya que la física clásica aún no llena los extremos del conocimiento y factores que como la visco-elasticidad espinal derrumba un éxito temporal.

Cuando superemos el mundo conceptual fijados en nuestro aparato intelectual, emergerán nuevas luces guiadores.

No falta el humorista negro que describe al físico cuántico como un hombre ciego en cuarto oscuro, buscando un gato negro que no está allí.

### Referencias bibliográficas

1. Krivoy A, Krivoy J, Krivoy M. La Columna Vertebral Quirúrgica. Aspectos anatómicos generales. Centro Médico 1993;39(3):76-99.
2. Krivoy A, Krivoy J, Krivoy M. Cirugía transpedicular espinal en Neurocirugía. Centro Médico. 1993;39(3):100-108.
3. Krivoy A, Krivoy J, Krivoy M. Implantes C-D en Neurocirugía. Centro Médico 1993;39(3):147-151.
4. Hysteresis: [www.lassp.cornell.edu/](http://www.lassp.cornell.edu/)
5. Hysteresis <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/>
6. Cantilever: <http://www.ba.braretacan.co.uk/>
7. Alvarado DN, Alvarez VS. Física Venediciones C.A. 1971:98-99.
8. Edwards CC, Levine AM. Early rod-sleeve stabilization of the injured thoracic and lumbar spine. Orthop Clin North Am 1986;17:121.
9. Mc Afee PC, Farey ID, Sutterlin CE, Gurr KR. Warden 1, Cunningham BV. Device related osteoporosis with spinal instrumentation, Spine 1989;14:919.
10. Wittenberg RH, Shea M, Swartz DE, Lee KS, White A, Hayes WC. Importance of bone mineral density in instrumented spine fusion. Spine 1991;16:647.