

ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA REPERCUSIÓN DE UNA FIJACIÓN HÍBRIDA EN LA COLUMNA LUMBAR

Tesis doctoral dirigida por
el Profesor Jaume Roca Burniol
y el Doctor Miquel Iborra Gonzàlez
y realizada por Juan Cabello Gallardo
para optar al grado de
Doctor en Medicina y Cirugía
por la Universidad Autònoma de Barcelona

Badalona 2010

UNIVERSITAT AUTÒNOMA DE BARCELONA

FACULTAT DE MEDICINA

DEPARTAMENT DE CIRURGIA

**ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA REPERCUSIÓN DE
UNA FIJACIÓN HÍBRIDA EN LA COLUMNA LUMBAR**

Tesis doctoral dirigida por
el Profesor Jaume Roca Burniol
y el Doctor Miquel Iborra Gonzàlez
y realizada por Juan Cabello Gallardo
para optar al grado de
Doctor en Medicina y Cirugía
por la Universitat Autònoma de Barcelona

Badalona 2010

A mi mujer, Lourdes

Agradecimientos:

Al Profesor Jaume Roca i Burniol, Jefe del Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Universitari Germans Trias i Pujol, director de esta tesis, por haber depositado en mí su confianza. Gracias a su apoyo, su experiencia y conocimientos científicos esta tarea ha sido posible.

Al Doctor José María Soler Minoves, Jefe Clínico del Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Universitari Germans Trias i Pujol, por su apoyo y enseñanzas en el terreno profesional durante todos estos años, por su interés y estímulo en la realización de esta tesis.

A Juan José Vázquez Solsona, Doctor Ingeniero Industrial y Profesor Titular de la Universidad Politécnica de Catalunya, cuya colaboración, asesoramiento y entusiasmo han permitido la realización esta investigación.

Al equipo de CM4 Enginyeria S.A. y, especialmente, a Mateu Martin Batlle, por su inestimable apoyo y colaboración como ingeniero y como persona.

Al Doctor Miquel Iborra González, médico adjunto del Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Universitari Germans Trias i Pujol, codirector de esta tesis y compañero de trabajo. Por su ayuda y sus enseñanzas, así como por sus consejos en la realización de este trabajo.

A Franc, Técnico de Necropsias del Servicio de Anatomía Patológica del Hospital Universitari Germans Trias i Pujol, por su ayuda en la extracción y conservación de los especímenes, esencial para la realización de este trabajo.

A Olga Vallès Aymerich, Doctora en Biología, por retarme e infundirme valor para acabar esta tesis.

A mi familia, amigos y compañeros de profesión que han mostrado su interés, y me han ayudado a hacer más llevadera esta tarea.

Índice general.

CAPITULO I. INTRODUCCIÓN.

1. Historia e indicaciones de la artrodesis lumbar.	1
2. Los injertos óseos.	1
3. Técnicas clásicas de artrodesis lumbosacra.	3
3.1. Artrodesis posteriores.	3
3.1.1. Interespinal.	3
3.1.2. Interlaminar.	3
3.1.3. Interarticular.	4
3.1.4. Combinadas.	5
3.1.4.1. Injerto en H de Bosworth.	5
3.1.4.2. Artrodesis tipo Hibbs.	5
3.2. Artrodesis intersomáticas.	7
3.2.1. Artrodesis intersomática posterior.	7
3.2.2. Artrodesis intersomática anterior.	8
3.3. Artrodesis lateral intertransversa.	9
4. Instrumentación vertebral en el manejo de los trastornos degenerativos de la columna lumbosacra.	13
4.1. Desarrollo de la fijación interna.	13
4.2. La utilización de la columna anterior como soporte en la fusión vertebral.	18
4.2.1. La artrodesis lumbar intersomática posterior.	18
4.2.2. Artrodesis lumbar intersomática anterior.	20
4.2.3. El papel de los implantes intersomáticos.	21
4.2.4. Fusión circunferencial.	23
4.2.5. Fusión intersomática posterior por vía transforaminal.	24
4.3. Valoración actual de la artrodesis lumbar.	27

5. La patología del segmento adyacente.	29
5.1. Definición.	29
5.2. Prevalencia.	29
5.3. Etiopatogenia.	30
5.3.1. La historia natural de la degeneración discal.	30
5.3.2. La fusión vertebral.	31
6. El papel de la estabilización dinámica.	36
7. Sistemas de estabilización dinámica.	39
7.1. Ligamentos interespinosos.	39
7.1.1. Ligamentoplastia de Senegas.	39
7.1.2. Sistema Loop.	40
7.2. Dispositivos de distracción interespinosa.	40
7.2.1. Sistema Wallis.	41
7.2.2. X- Stop Interspinous Process Decompression System.	43
7.2.3. U- Interspinosa.	45
7.2.4. Sistema DIAM (Device for Intervertebral Assisted Motion).	47
7.3. Ligamentos entre tornillos pediculares.	48
7.3.1. Ligamento de Graf.	48
7.3.2. Sistema FASS (Fulcrum- Assisted Soft Stabilization).	51
7.3.3. Dynesys (DYnamic NEutralization SYstem for the Spine).	52
7.4. Sistemas híbridos.	54
7.4.1. Sistema Isolock. SCIENT'X®.	54
7.4.2. El implante DTO™ de Zimmer®.	55
CAPITULO II. HIPÓTESIS.	
1. Hipótesis.	59
2. Objetivos.	60

CAPITULO III. MATERIAL Y MÉTODOS.

1. Material y metodología.	63
2. Sistemas de instrumentación vertebral utilizados.	66
2.1. Sistema de instrumentación rígida.	66
2.2. Sistema de instrumentación dinámica.	67
2.3. Captación de la presión intradiscal.	69
3. Captación de la presión intradiscal.	71
3.1. Definición de Extensiometría.	71
3.2. ¿Qué es un puente de Wheatstone?	72
3.3. Diseño del puente de Wheatstone para nuestro ensayo.	73
3.4. Equivalencias y datos tornados sobre la hoja de calibración.	79
3.4.1. Medidas de presión.	79
4. Protocolo de ensayo.	81
4.1. Ensayo sin instrumentación.	82
4.2. Ensayo con instrumentación monosegmentaria LS-S1.	83
4.3. Ensayo con instrumentación híbrida bisegmentaria L4-S1.	83
5. Procedimientos después del ensayo.	84

CAPITULO IV. RESULTADOS.

1. Resultados.	89
2. Tablas de resultados.	92
3. Gráficos comparativos.	98
4. Estudios de contraste estadístico: comparación de medias.	101
4.1. Presión intradiscal disco L3 -L4.	101

4.1.1. Espécimen sometido a carga axial.	101
4.1.2. Espécimen sometido a carga en flexión.	103
4.1.3. Espécimen sometido a carga en extensión.	105
4.2. Presión intradiscal disco L4-L5.	107
4.2.1. Espécimen sometido a carga axial.	107
4.2.2. Espécimen sometido a carga en flexión.	109
4.2.3. Espécimen sometido a carga en extensión.	111
CAPITULO V. DISCUSIÓN.	
Discusión.	115
CAPITULO VI. CONCLUSIONES.	
Conclusiones.	121
CAPITULO VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.	
Referencias Bibliográficas.	123

Índice de figuras.

CAPITULO I.

INTRODUCCIÓN.

Figura 1.1.	3
Figura 1.2.	4
Figura 1.3.	5
Figura 1.4.	6
Figura 1.5.	6
Figura 1.6.	7
Figura 1.7.	8
Figura 1.8.	8
Figura 1.9.	9
Figura 1.10.	10
Figura 1.11.	11
Figura 1.12.	13
Figura 1.13.	14
Figura 1.14.	15
Figura 1.15.	16
Figura 1.16.	19
Figura 1.17.	20
Figura 1.18.	22
Figura 1.19.	23
Figura 1.20.	25
Figura 1.21.	25
Figura 1.22.	31
Figura 1.23.	32
Figura 1.24.	33
Figura 1.25.	34
Figura 1.26.	39
Figura 1.27.	40
Figura 1.28.	42
Figura 1.29.	42
Figura 1.30.	43
Figura 1.31.	43
Figura 1.32.	46
Figura 1.33.	46
Figura 1.34.	47
Figura 1.35.	48
Figura 1.36.	50
Figura 1.37.	51
Figura 1.38.	53
Figura 1.39.	54
Figura 1.40.	55
Figura 1.41.	56

CAPITULO II. HIPÓTESIS.

Figura 2.1.	59
Figura 2.2.	60
Figura 2.3.	61

CAPITULO III. MATERIAL Y MÉTODOS.

Figura 3.1.	63
Figura 3.2.	64
Figura 3.3.	64
Figura 3.4.	65
Figura 3.5.	65
Figura 3.6.	66
Figura 3.7.	67
Figura 3.8.	68
Figura 3.9.	69
Figura 3.10.	71
Figura 3.11.	72
Figura 3.12.	74
Figura 3.13.	77
Figura 3.14.	78
Figura 3.15.	79
Figura 3.16.	80
Figura 3.17.	81
Figura 3.18.	82
Figura 3.19.	84
Figura 3.20.	85
Figura 3.21.	85
Figura 3.22.	86
Figura 3.23.	86
Figura 3.24.	87

CAPITULO IV. RESULTADOS.

Figura 4.1.	98
Figura 4.2.	99
Figura 4.3.	100
Figura 4.4.	113

CAPITULO V. DISCUSIÓN.

Figura 5.1.	116
Figura 5.2.	118

Índice de tablas.**CAPITULO I. INTRODUCCIÓN.**

Tabla 1.1.	30
------------	----

CAPITULO IV. RESULTADOS.

Tabla 4.1.	92
Tabla 4.2.	93
Tabla 4.3.	94
Tabla 4.4.	95
Tabla 4.5.	96
Tabla 4.6.	97



I. INTRODUCCIÓN.

1. Historia e indicaciones de la artrodesis lumbar.

La artrodesis lumbar es uno de los procedimientos quirúrgicos más practicados. Fue descrito, independientemente, por Hibbs¹ y Albee² en 1911.

El concepto de fusión espinal se basa en la experiencia de otras regiones del cuerpo, donde la artrodesis ha sido utilizada con éxito, en el tratamiento del dolor articular. La artrodesis espinal, con o sin instrumentación, ha sido indicada con alguna de las siguientes finalidades:

- Dar función de soporte cuando ha quedado comprometida la integridad estructural de la columna, ya sea por una inestabilidad postraumática, tumoral o por enfermedad infecciosa.
- Aportar contención y evitar la progresión de una deformidad, o para mantener la corrección obtenida (espondilolistesis, escoliosis).
- Proporcionar estabilización para aliviar o eliminar el dolor, disminuyendo el movimiento entre varios segmentos vertebrales (inestabilidad mecánica segmentaria)³.

2. Los injertos óseos.

La artrodesis vertebral depende de la consecución de una fusión vertebral que requiere la utilización de injertos óseos. Para la consolidación e incorporación de los injertos óseos, el tejido óseo posee las siguientes propiedades: osteogénesis, reabsorción osteoclástica, osteoinducción y osteoconducción.

- Los *injertos autólogos*, obtenidos del propio individuo, son los que poseen las cuatro propiedades mencionadas.
- El *injerto homólogo o aloinjerto*, sólo posee el de la osteoconducción⁴, lo que explica que los injertos autólogos se incorporen más rápidamente que los aloinjertos.
- El *Injerto heterólogo o xenogénico*, es el injerto obtenido de otras especies, carente de propiedades osteoinductoras e incluso de propiedades osteoconductoras.

La *osteoconducción* es la propiedad del injerto óseo de actuar como un andamio, para que se inicie el crecimiento de capilares y de células

osteoprogenitoras a partir del hueso huésped. Este andamiaje resulta fundamental en el remodelamiento del hueso, y permite la sustitución gradual del hueso “muerto” por uno “nuevo y vivo”.

La *osteogénesis*, sin embargo, es aquella por la cual el injerto puede formar hueso por sí mismo, ya que posee las células formadoras del hueso que se transplantan como parte del propio injerto.

La *osteoinducción* es la capacidad que confieren algunas proteínas, para estimular la osteogénesis, al inducir a las células progenitoras a que experimenten diferenciación osteoblástica.

Los injertos autólogos utilizados en la artrodesis lumbosacra pueden ser:

- *Osteoperiósticos*. De fino espesor, poseen una gran plasticidad, adaptándose muy bien a la lordosis lumbosacra. Poseen menos capacidad osteogénica que el injerto esponjoso.
- *Corticales*. Obtenidos a partir de la cara interna de la tibia, comprendiendo el espesor de la cortical, o bien todo el cilindro diafisario del peroné. Injerto de gran resistencia mecánica, presenta, por el contrario, una osteogénesis mínima y una dificultad para la penetración vascular. Sólo permiten ser mantenidos en contacto con el huésped cuando cubren trayectos rectilíneos. Presentan una lenta incorporación, entre 2 y 5 años en el caso del peroné.
- *Esponjosos*. Presentan la mayor actividad osteogénica y la mejor facilidad a la penetración vascular. Tienen, por el contrario, un valor mecánico nulo.
- *Corticoesponjosos*. Presentan las virtudes de los injertos de esponjosa junto al valor mecánico de soporte aportado por la lámina cortical. El hueso presenta una revascularización más rápida si se ha desperiostizado previamente.

3. Técnicas clásicas de artrodesis lumbosacra⁵.

3.1. Artrodesis posteriores.

3.1.1. Artrodesis interespinosa.

Descrita por Albee², consiste en la colocación de injerto rígido tibial en una trinchera central creada al hendir con un escoplo las apófisis espinosas de las vértebras a artrodesar. Método deficiente desde el punto de vista técnico, sobre todo para desdoblarse la cresta sacra; se adapta mal a la lordosis lumbosacra; y biomecánicamente, situado tan posterior, está sometido a importantes solicitudes mecánicas que pueden fracturarlo por sobrecarga. (Fig. 1.1).

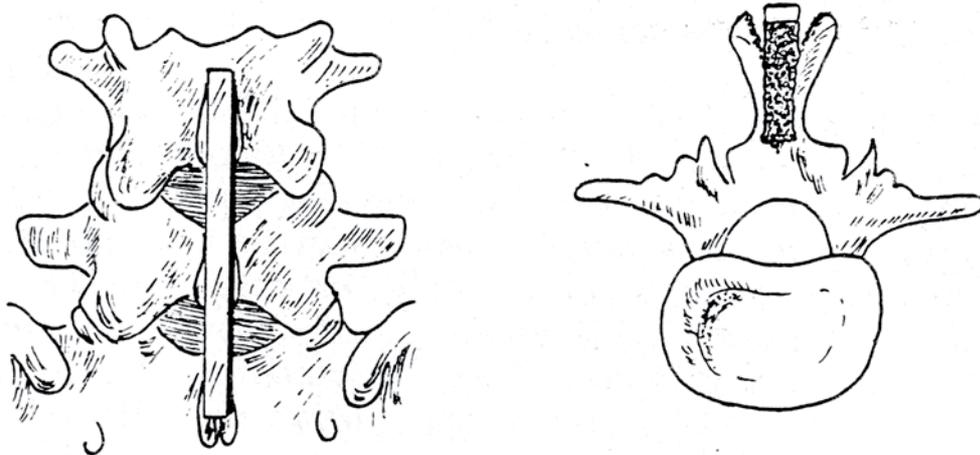


Fig. 1.1. Artrodesis interespinosa. Injerto rígido tibial, intra e interespinoso (Albee).

3.1.2. Artrodesis interlaminar.

Descrita inicialmente por Henle, con un injerto cortical adosado a las láminas y caras laterales de las apófisis espinosas, fue modificado por Delagenière-Villardell utilizando un injerto osteoperióstico que permite, que éste, se adapte mejor a la lordosis lumbosacra, al ser más delgado y flexible. (Fig. 1.2).

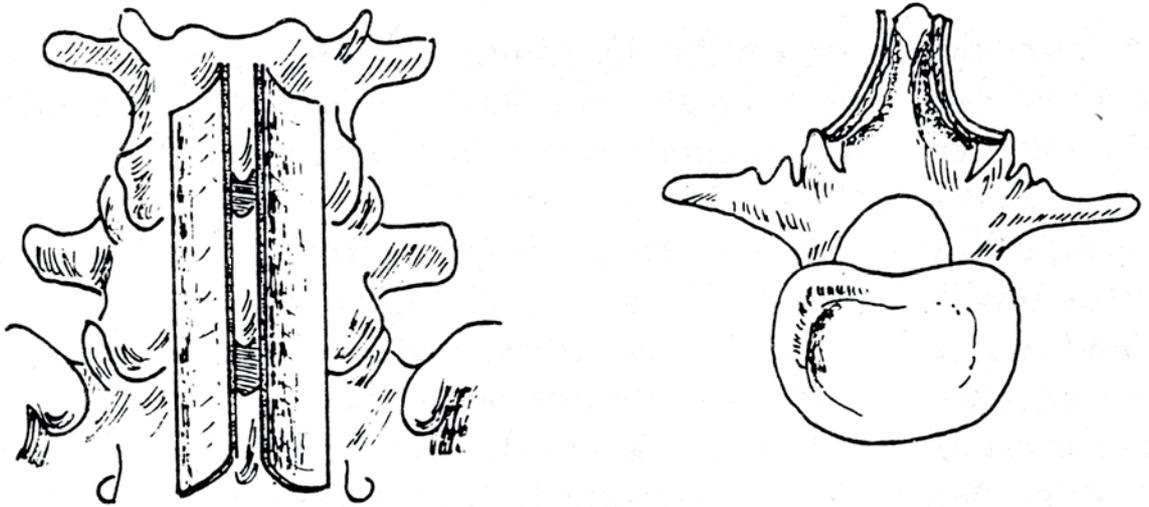


Fig. 1.2. Artrodesis interlaminar. Injerto osteoperióstico tibial, paraespinal e interlaminar (Delagenière-Vilardell).

3.1.3. Artrodesis interarticular.

Persigue el bloqueo allí donde se realiza el movimiento, en las carillas articulares. Se han descrito numerosas variantes, entre ellas cabe la posibilidad de fijar con tornillos⁶ o enclavijar con cilindros óseos⁷. Se debe considerar como un método complementario a fusiones más extensas sobre el arco posterior. Aunque no proporciona un aumento en el número de consolidaciones, sí aporta una estabilidad primaria inmediata, que es útil en la movilización precoz del paciente.

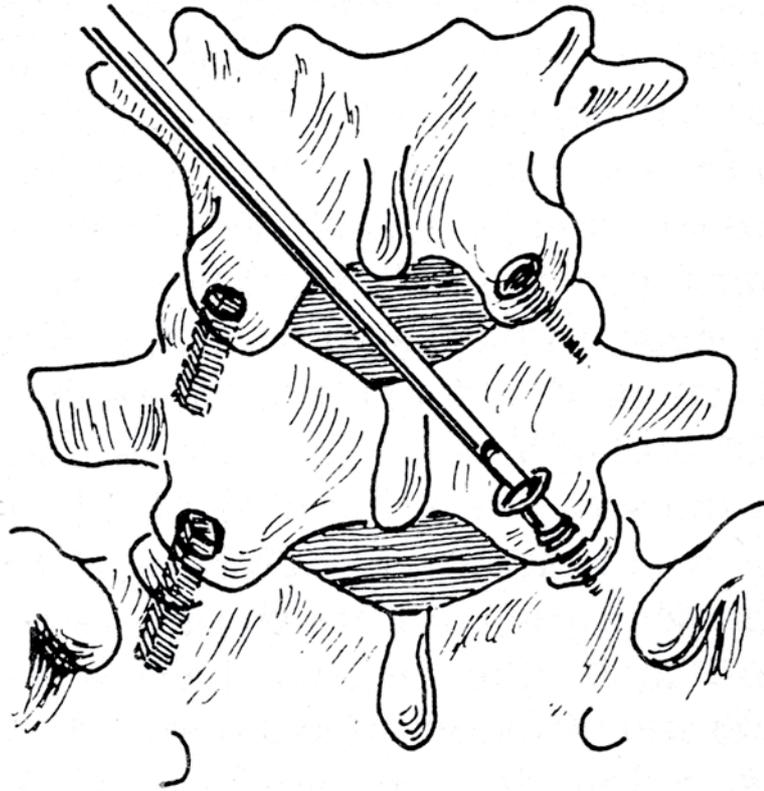


Fig. 1.3. Artrodesis interarticular. A la izquierda, empotramiento de taco óseo (técnica de McBride); a la derecha, fijación con tornillos (técnica de King).

3.1.4. Artrodesis combinadas.

3.1.4.1. Injerto en H de Bosworth.

Requiere de una minuciosa técnica de avivamiento del lecho receptor y un injerto corticoesponjoso de buena calidad, que es encastrado entre ambas espinosas, bloqueando la extensión, sin restringir en absoluto la flexión. Precisa de un prolongado reposo en cama para asegurar la artrodesis. (Fig. 1.4).

3.1.4.2. Artrodesis tipo Hibbs.

Combina una técnica intrarticular con una extraarticular, cruentando todo el arco posterior hasta las articulares, realizando imbricación de las virutas óseas y colocando un taco óseo. Técnica minuciosa y de largo

tiempo operatorio, con escasa aplicación en cirugía lumbosacra y que se emplea, casi exclusivamente, en el tratamiento de la escoliosis. (Fig. 1.5).

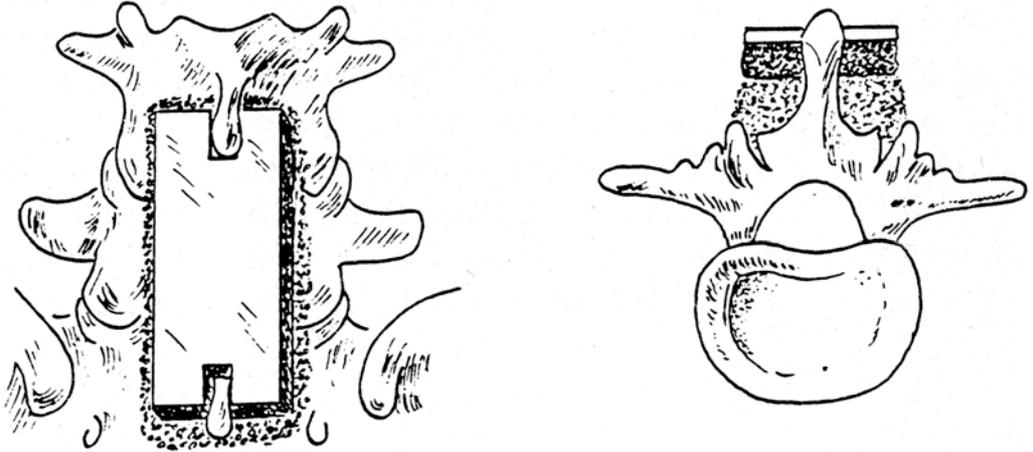


Fig 1.4. Arthrodesis combinadas: técnica de Bosworth. Injerto corticoespongioso en H encastrado en las espinosas.

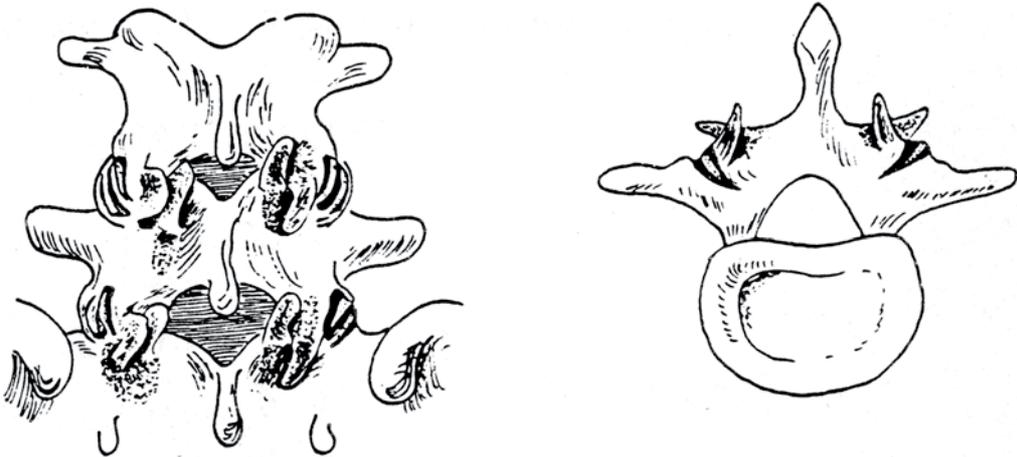


Fig. 1.5. Arthrodesis combinadas: técnica de Hibbs. Cruentación extra e intrarticular con imbricación de las virutas óseas y colocación de un taco óseo intrarticular.

3.2. Artrodesis intersomáticas.

3.2.1. Artrodesis intersomática posterior.

Se pretende la fusión de ambos cuerpos vertebrales abordando el espacio intervertebral, después de la exéresis del arco posterior, y colocando injertos intersomáticos tras proceder a la discectomía; conque permite tratar casos de lumbociatalgia con inestabilidad segmentaria, pudiendo restablecer la altura intersomática. (Fig. 1.6). Ésta técnica no está exenta de mayor riesgo de fibrosis peridural, extrusión posterior del material injertado, y posibles trastornos neurológicos secundarios.

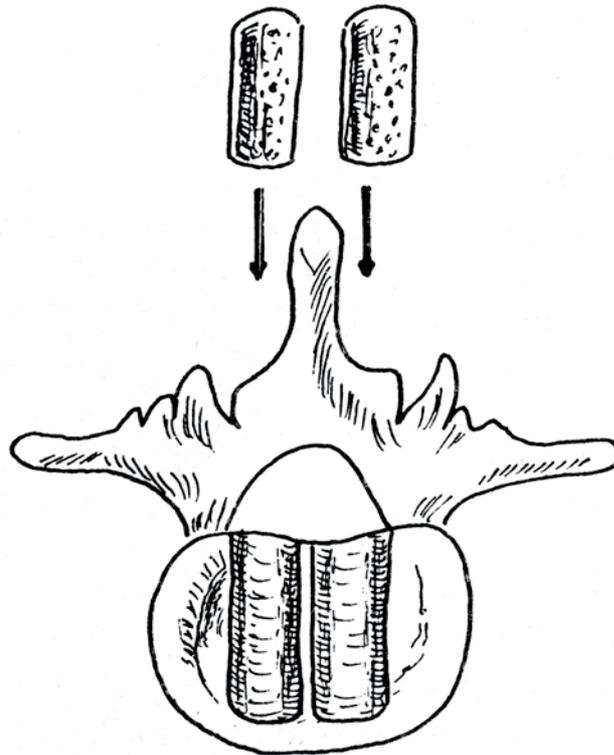


Fig. 1.6. Técnica de Barnes: exéresis parcial o total del arco vertebral posterior. Colocación de cilindro óseo en el lecho labrado en el espacio intervertebral.

3.2.2. Artrodesis intersomática anterior.

Diferentes técnicas persiguen la fusión entre los cuerpos vertebrales, entre la quinta vértebra lumbar y la primera sacra, a partir de un abordaje anterior.

- *Transfixión.* El material de fijación penetra desde el borde superior del cuerpo de la quinta vértebra lumbar hasta el sacro, utilizando para ello, tanto tornillos como clavos de Smith-Petersen, o bien una clavija ósea cortical (cortical de tibia o diáfisis peroneal). (Fig. 1.7).
- *Intersomática.* Interposición de hueso injerto óseo entre ambos platillos vertebrales. (Fig. 1.8).
- *Injerto encastrado.* El injerto ha de mantenerse dentro de un lecho excavado en el cuerpo de la quinta vértebra y la primera sacra. (Fig. 1.9).
- *Combinadas.* Pretende reunir las ventajas de las técnicas intersomáticas y las de transfixión.

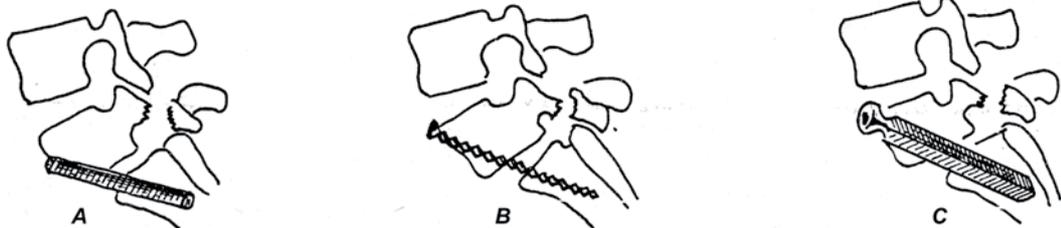


Fig. 1.7. Técnicas de artrodesis anterior por transfixión. **A.** Burns; **B.** Creysel; **C.** Kellog

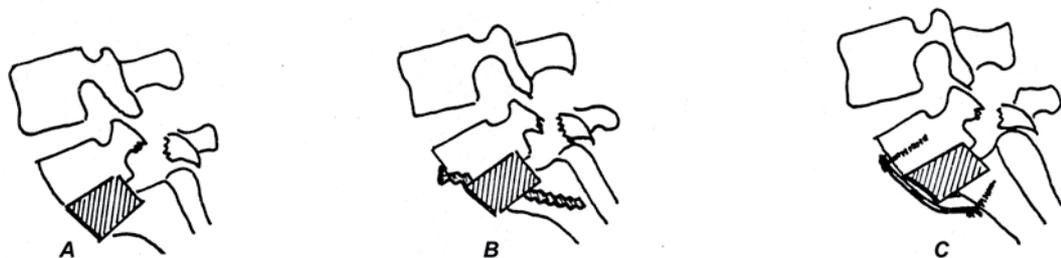


Fig. 1.8. Técnicas de artrodesis anterior con injerto intersomático. **A.** Mercer; **B.** Merle d'Aubigne; **C.** Kellog

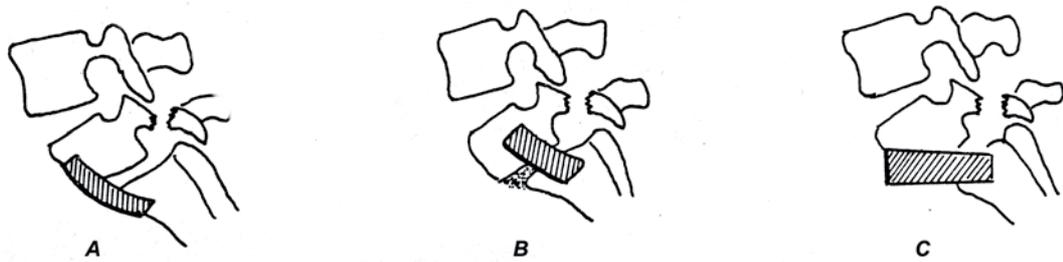


Fig. 1.9. Técnicas de artrodesis anterior con injerto encastrado. **A.** Sicard; **B.** Freebody; **C.** Debeyre.

Las técnicas de transfixión son de difícil fusión dado el tipo de injerto. Al ser técnicas que aportan un importante soporte mecánico, se han utilizado en espondilolistesis, asociadas o no, a un segundo tiempo por vía posterior.

Las técnicas que ofrecen un mayor poder de consolidación son las intersomáticas, con amplias resecciones de los platillos vertebrales, usando injerto de cresta ilíaca, que permite un contacto esponjosa-esponjosa amplio, y mantiene una estabilidad intrínseca por la propia compresión de los cuerpos intervertebrales. Son, a su vez, superiores a las técnicas que utilizan injertos encastrados, de difícil consecución, en la cara anterior del sacro.

En general, son técnicas que no aportan una ventaja sustancial frente a una artrodesis posterolateral intertransversa; no permiten una revisión de las estructuras neurales; y no están exentas de una iatrogenia propia de la vía anterior.

3.3. Artrodesis lateral intertransversa.

Técnica de artrodesis, inicialmente concebida como un recurso para casos de pseudoartrosis y fracasos de laminectomía, que ha ido ampliando sus indicaciones gracias a los buenos resultados obtenidos. Se han perfilado dos modalidades técnicas: la *artrodesis intertransversa*, fusionando exclusivamente las apófisis transversas, y la extensión a los elementos posteriores, llamada *artrodesis posterolateral*.

La *artrodesis posterolateral* reúne una serie de ventajas que la justifican:

- *Ventajas biomecánicas:*

Se ha visto que la eficacia mecánica de un injerto está, en relación inversa, con la distancia que le separa del centro de movimiento en flexoextensión. Así, los injertos intertransversos se sitúan más cerca del centro de flexo-extensión que los interespinosos. (Fig. 1.10).

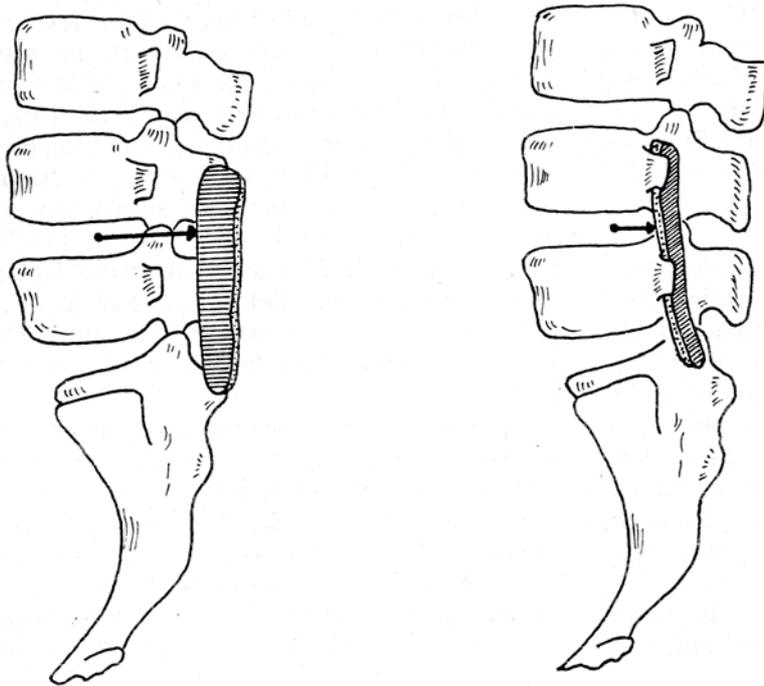


Fig. 1.10. Relación de la eficacia mecánica de los injertos a la flexoextensión. En el plano intertransverso, los injertos se encuentran más cerca del centro de flexoextensión que los injertos interespinosos.

A su vez, este centro se desplaza más posteriormente, hacia el plano de las apófisis, cuando existe un segmento artrósico o listésico. (Fig. 1.11). La colocación de los injertos, justo en el plano del eje del movimiento, hace que la movilidad sea prácticamente inexistente, y la probabilidad de que los injertos se incorporen al lecho receptor sea mucho mayor. Algo parecido ocurre con la rotación, donde los injertos, situados en el plano frontal que pasa por las apófisis transversas, están muy próximos al eje instantáneo de rotación.

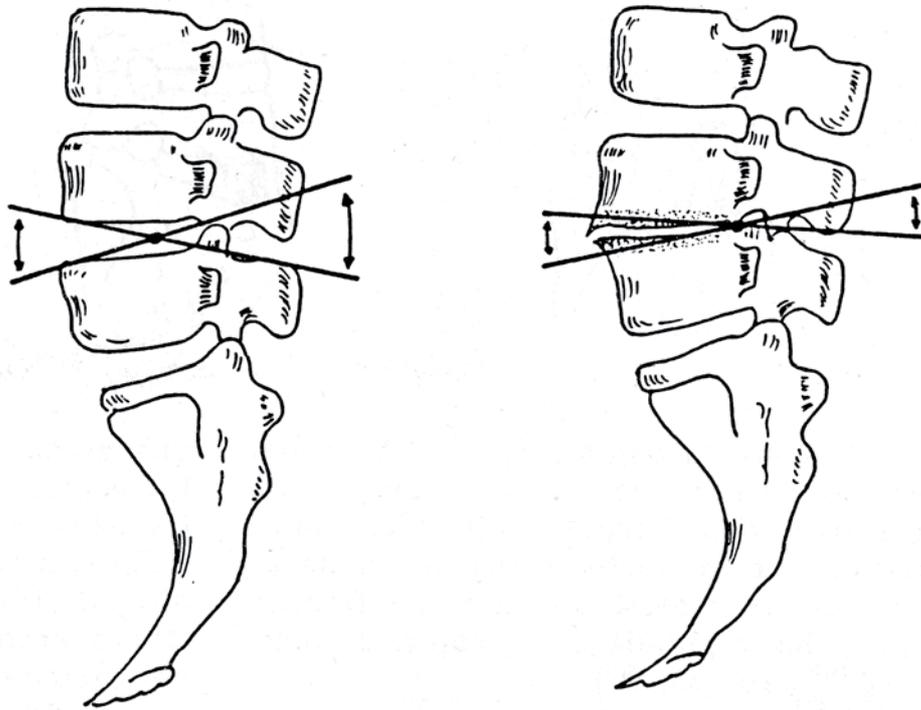


Fig. 1.11. Desplazamiento del centro de rotación en flexo-extensión en el segmento artrósico o listésico.

Hay estudios biomecánicos que han demostrado, a su vez, una menor afectación, sobre el nivel suprayacente, de la artrodesis posterolateral frente a las artrodesis posterior y anterior⁸.

- *Ventajas biológicas.* Razones biológicas que coadyuvan en un mayor éxito de las fusiones posterolaterales:

Un lecho receptor que incluye las propias apófisis transversas, *pars interarticularis* y la cara lateral de la apófisis articular superior. Esto supone una amplia superficie ósea, continua e ininterrumpida. La incorporación de las articulaciones cigapofisarias también contribuye a un mayor índice de fusiones.

El receso interartículo-transverso está ricamente vascularizado y es idóneo, por tanto, como lecho receptor de injertos.

- *Ventajas fisiopatológicas.*

La denervación periarticular practicada durante el abordaje quirúrgico suprime uno de los factores implicados, frecuentemente, en el dolor

lumbosacro, la irritación de las carillas articulares.

- *Ventajas técnicas.*

Representa una técnica de mayor simplicidad, menor pérdida sanguínea, posibilidad de practicar laminectomía asociada, un levantamiento precoz del paciente, así como un menor índice de complicaciones frente a las técnicas de artrodesis anterior.

- *Ventajas frente a la iatrogenia.*

Frente a las técnicas de artrodesis posterior, no se realiza una cruentación de las láminas, evitando así un posible engrosamiento hipertrófico de las mismas, y precipitar un síndrome de estenosis postartrodesis.

4. Instrumentación vertebral en el manejo de los trastornos degenerativos de la columna lumbosacra.

4.1. Desarrollo de la fijación interna.⁹

El uso de la instrumentación en la estabilización de la columna ha evolucionado, desde los trabajos iniciales de King⁶ en los años 40, hasta la disponibilidad actual en el mercado de múltiples sistemas de fijación de la columna vertebral.

King et al informaron de una disminución del índice de pseudoartrosis a un 10% en L5-S1 utilizando tornillos transfacetarios, eludiendo la inmovilización postoperatoria y disminuyendo el reposo en cama. Boucher¹⁰ en 1959 describió el uso de tornillos para la fijación transfacetaria, atravesando la lámina y la articulación cigapofisaria, y anclando éstos, a través del pedículo, en el cuerpo vertebral inferior. A este método se le puede asociar una artrodesis posteolateral¹¹ con un índice de fusión de un 98%. Se trata de una técnica en la que la rigidez del sistema disminuye muy poco, después de 5.000 ciclos de carga, según han demostrado biomecánicamente Heggenes et al¹².

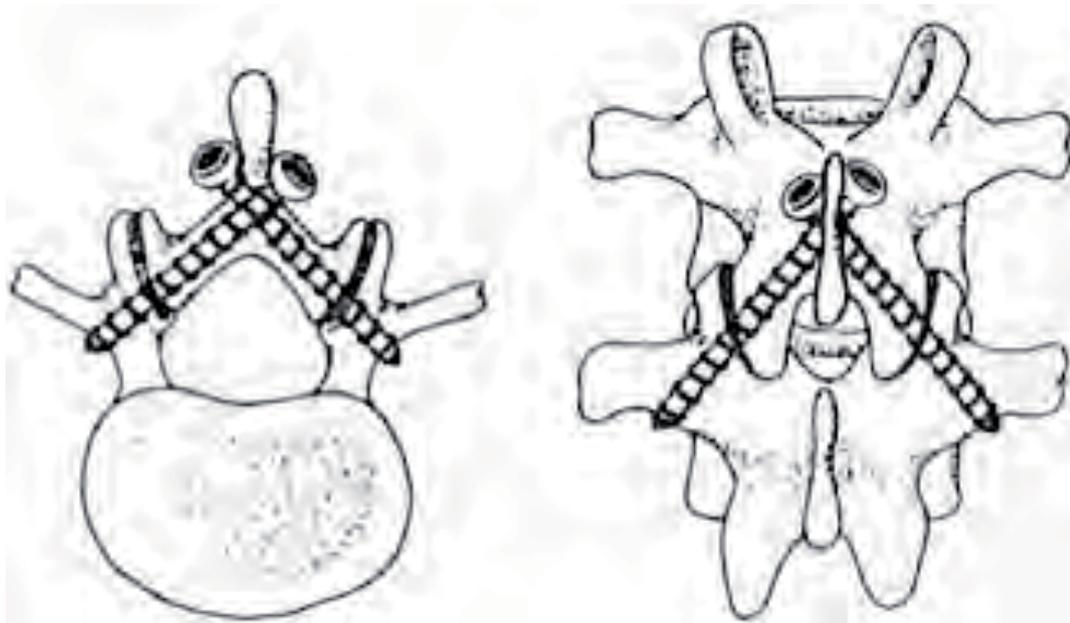


Fig. 1.12. Técnica translamino-articular de Boucher. 1954.

Desde hace varias décadas, el tornillo pedicular es el método estándar de fijación para conseguir la fusión ósea de un segmento lumbar. Sin embargo, hasta su aceptación mayoritaria, han sido muchos los sistemas que han sido diseñados con diferentes grados de eficacia. Bradford et al¹³ describieron una fijación sublaminar a placas de acero inoxidable en la artrodesis lumbar y lumbosacra, con un índice de fusión del 84 %. Kostuik et al¹⁴ describieron la técnica con cables sublaminares mediante su fijación a barras de Luque, con un índice de fusión del 86% . Estos métodos, que no difieren significativamente de las técnicas no instrumentadas en cuanto al índice de fusión, invaden el canal espinal con alambres, con el consiguiente riesgo de lesión neurológica, y han sido sobrepasadas por técnicas más eficaces y seguras.

También están los sistemas de instrumentación con barras de Knodt y de Harrington, que utilizan ganchos sublaminares. La instrumentación en distracción de estos dos sistemas no es recomendable, en columna lumbar, porque produce cifosis o deformidad en espalda plana, no siendo posible controlar correctamente las deformidades en el plano sagital. Las técnicas como el alambrado de las apófisis espinosas, placas sobre espinosas, cableado sublaminar (fig. 1.13) y ganchos han demostrado ser eficaces en la corrección de deformidades, pero son menos útiles en la columna lumbar, porque los elementos posteriores son frecuentemente retirados en procedimientos de descompresión.

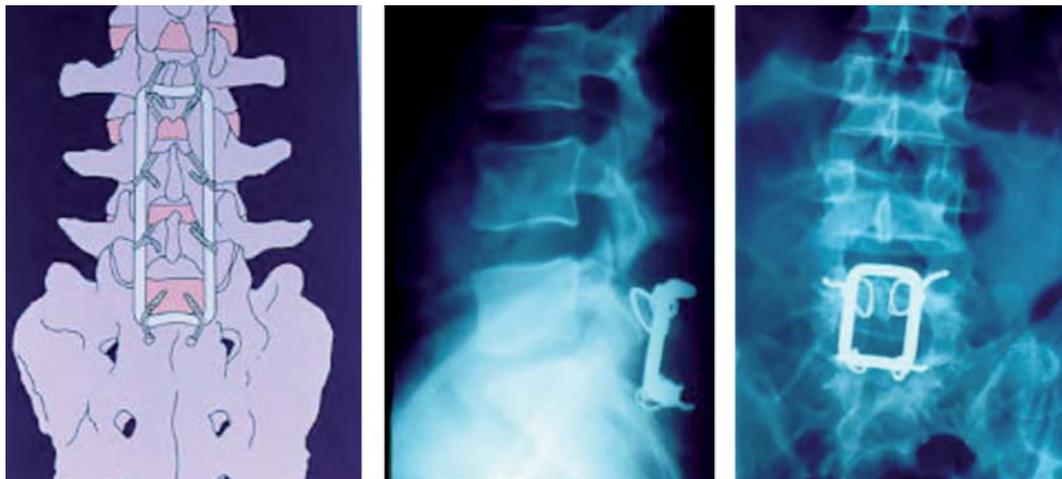


Fig 1.13. Sistema de cableado sublaminar de Dove (1986), con rectángulo de Hartshill.

Estas razones llevaron al desarrollo de los sistemas de fijación pedicular, que pueden ser fijados a la vértebra en ausencia de elementos posteriores. Gurr en 1988 y Vanden et al en 1993^{15,16}, demostraron una superioridad biomecánica de los sistemas de fijación pedicular, valorando

la rigidez axial, en torsión y flexo-extensión, respecto a otros sistemas de fijación en elementos posteriores de la vértebra. Otras ventajas de la fijación pedicular suponen: la fijación al elemento más fuerte de la vértebra para ser utilizado en una instrumentación, el pedículo; la de proporcionar estabilidad a través de las tres columnas; la posibilidad de preservar la lordosis lumbar fisiológica; y permitir instrumentar segmentos más cortos, siendo así más conservadores. Por el contrario, se han apuntado desventajas de la instrumentación pedicular como las roturas del tornillo pedicular en un 15%, por efecto voladizo, básicamente en los primeros implantes, así como lesiones neurológicas por colocación incorrecta.

La primera experiencia con sistema de tornillos pediculares fue presentada por Roy- Camille et al¹⁷ en 1970, aplicada por primera vez en 1963 (fig. 1.14). Se trata de un sistema semirrígido, debido a que está fijado por una placa comprimida contra la columna lumbar por tornillos pediculares, que permite algún movimiento de la construcción en sentido cráneo-caudal y en rotación.

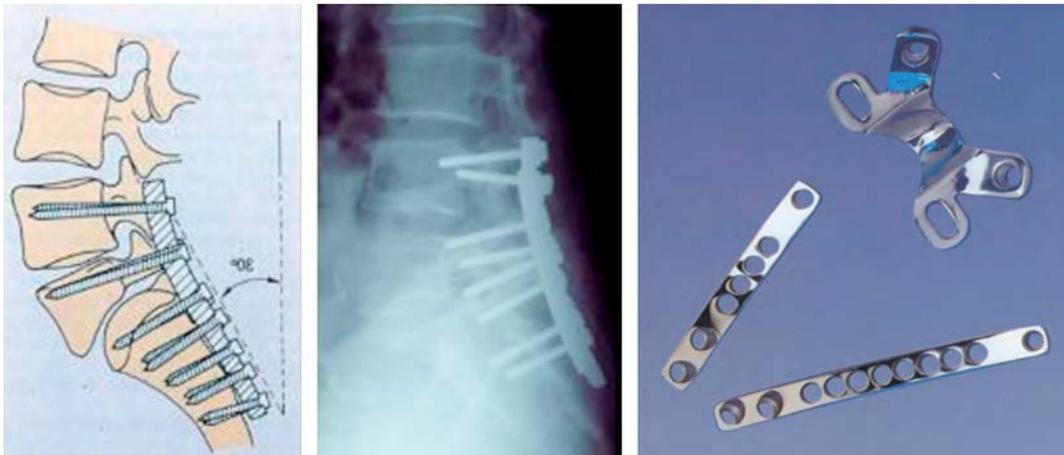


Fig. 1.14. Instrumentación pedicular de Roy- Camille.

Una década más tarde (1986), Steffee et al¹⁸ presentaron el sistema VSP (variable screw placement), sistema rígido de tornillos bloqueados en la placa, que permite menos movilidad de la construcción. (Fig. 1.15).

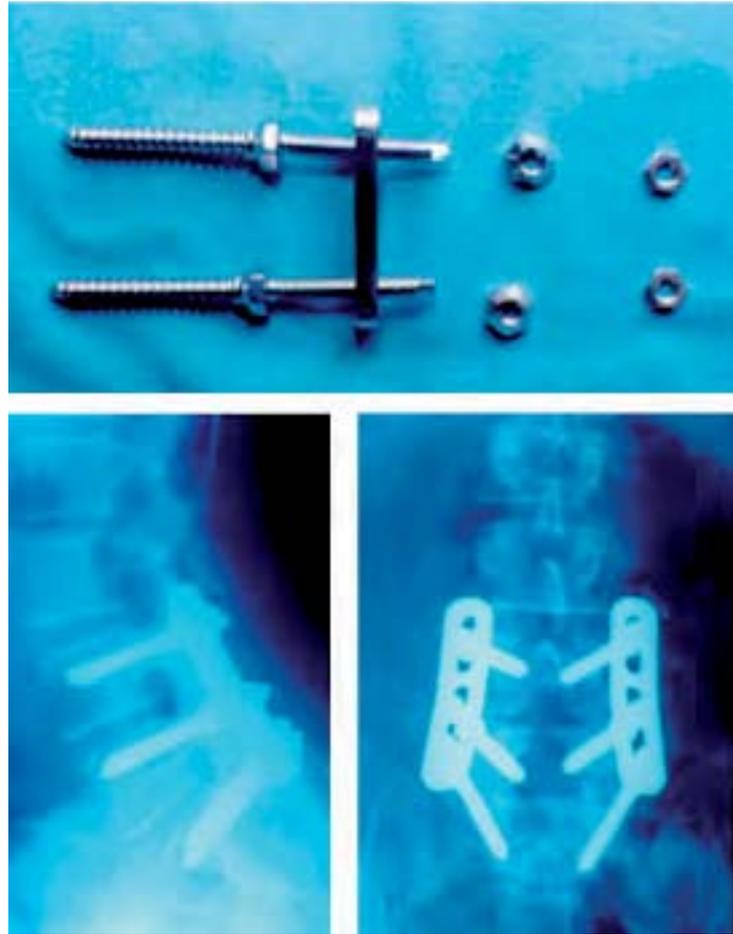


Fig. 1.15. Sistema de placas variables de Steffee para columna vertebral. Arriba, imagen de montaje con 2 tornillos y placa. Las placas y las tuercas deben apretarse y el tornillo, que se proyecta por arriba de la placa, debe cortarse. Abajo, caso clínico con imágenes radiológicas postoperatorias. El sistema consta de placas en diversas longitudes y configuraciones de los orificios para los tornillos. Las placas pueden moldearse según la longitud y el contorno sagital de la estructura.

Los diseños semirrígidos pueden disminuir el riesgo de fallo de la instrumentación, porque el estrés sobre la raíz del tornillo puede exceder los límites de la resistencia del material del tornillo, cuando tornillo y placa son rígidamente ensamblados. Sin embargo, los sistemas rígidamente ejercen una mayor fuerza correctiva, que supone menos movilidad y, en consecuencia, menos dolor y mayores índices de fusión.

Zdeblick et al¹⁹ pusieron de manifiesto en 1993, en artrodesis posterolateral de columna lumbar, unos índices de fusión mayores cuando la artrodesis es practicada con una instrumentación asociada: un 77% frente a un 65% en la no instrumentada; y estos índices de fusión ascienden hasta el 95% cuando la instrumentación es más rígida.

Actualmente, las construcciones con tornillos pediculares y barras se han convertido en los sistemas más frecuentemente usados como implantes de fijación, ofreciendo las ventajas de un mayor ajuste en los tres planos del espacio; mayor facilidad para contornear; mayor espacio para colocar los injertos; y una rigidez excelente, especialmente cuando se combina con conexiones cruzadas entre las barras. Hoy en día, son múltiples los sistemas disponibles, entre ellos los pioneros Cotrel-Dubousset(CD) y el Texas Scottish Rite Hospital(TSRH).

Aunque la utilización de la fijación interna se ha estandarizado en la artrodesis lumbar posterolateral, para aumentar los índices de fusión, sus indicaciones básicas, en la patología degenerativa de la columna lumbar, serían las siguientes⁹:

- Espondilolistesis degenerativa, sobre todo en L4-5, después de una descompresión.
- La escoliosis degenerativa lumbar con estenosis de canal, después de una descompresión, dado que sólo una fijación pedicular permitiría una reconstrucción estable en los planos frontal y sagital.
- La cirugía de revisión, por falta de fusión; y, sobre todo, en casos de síndrome de espalda plana por pérdida de la lordosis lumbar.
- La extensión de la fusión al nivel adyacente degenerado, dado que estos segmentos, al igual que los que padecen una pseudoartrosis, presentan altos niveles de estrés que hace que sea indispensable una fijación estable.
- La inestabilidad iatrogénica, sobre todo, cuando se realiza una artrectomía bilateral superior al 50% o una artrectomía total unilateral.
- La fusión multisegmentaria.

4.2. La utilización de la columna anterior como soporte en la fusión vertebral.

A pesar del desarrollo de los sistemas de fijación pedicular, la fijación quirúrgica de la columna lumbar continua controvertida, apareciendo diferentes tipos de técnicas que se apoyan en la fusión anterior, ya sea a través de un acceso por vía posterior o por vía anterior. Hipotéticamente, el soporte de la columna anterior disminuye el movimiento de los segmentos inestables y descarga la instrumentación posterior, incrementando su efectividad.

Los abordajes anteriores permiten, a su vez, tratar casos complejos de enfermedad degenerativa en la que, a menudo, es necesaria la cirugía anterior para realizar osteotomías, liberaciones anteriores, discectomías o corporectomías, no excluyéndose la posibilidad de una instrumentación posterior, para así controlar mejor la alineación sagital y coronal, mientras se consigue la fusión intersomática anterior.

Por otra parte, se ha observado que la fusión posterolateral no controla el llamado dolor discogénico que, teóricamente, precisa de una inmovilidad absoluta. Igualmente, ocurre que, después de una fusión posterolateral sólida, puede persistir una movilidad residual en el disco intervertebral, incluso utilizando instrumentación pedicular. Weatherley et al²⁰ describieron cinco casos de fusión posterolateral sólida, con persistencia de dolor lumbar y discografía positiva del disco bajo fusión, que desapareció después de realizar una fusión anterior intersomática.

A su vez, estudios biomecánicos han demostrado que la fusión intersomática, no sólo elimina el movimiento del espacio discal, sino que es dos veces más rápida en consolidar que la fusión posterolateral. Esto ha hecho que en la actualidad se tienda a utilizar la fusión intersomática, sobre todo en la patología degenerativa discal.

4.2.1. La artrodesis lumbar intersomática posterior.

Las principales ventajas del (*PLIF-posterior lumbar interbody fusion*) son:

- Permite la escisión discal total.
- Restaura la altura del espacio discal y contribuye a mejorar la descompresión foraminal.
- Presenta un mayor índice de fusiones.

Sus mayores inconvenientes son:

- El índice de pseudoartrosis, por colapso, reabsorción y hundimiento de los injertos, en un 3 al 10 % de los casos, dependiendo en parte de la resistencia de los injertos colocados.
- El PLIF requiere efectuar una artrectomía, siendo las carillas articulares el soporte del 20 % de las cargas axiales, por lo que se ha recomendado el uso de la fijación posterior para solventar, en parte, este inconveniente.
- Un alto riesgo de lesión de estructuras neurales, provocado por la retracción que se requiere para colocar los injertos, o bien los implantes intersomáticos. (Figuras 1.16 y 1.17).

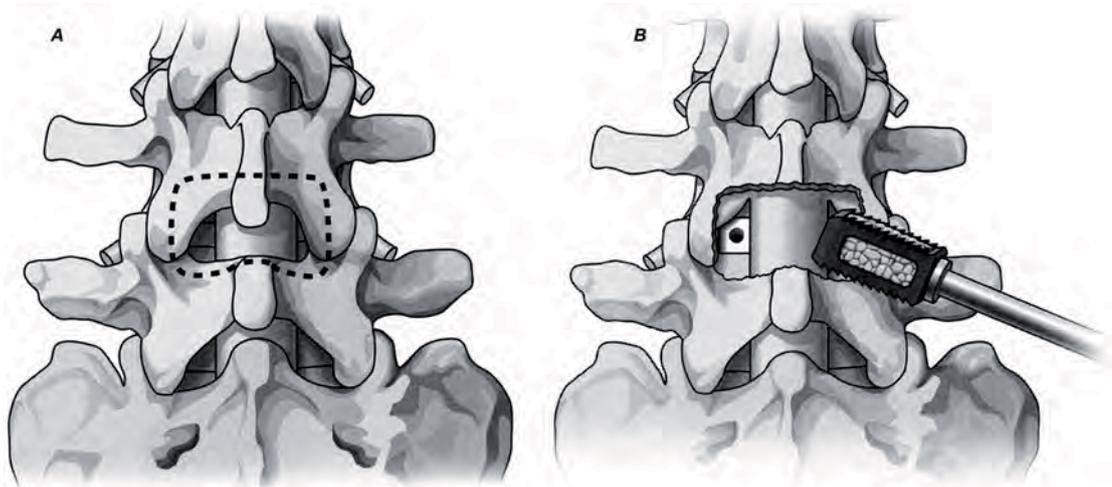


Fig. 1.16. A. Ilustración dibujando los elementos óseos que, normalmente, se resecan para poder colocar con seguridad los injertos y/o implantes intersomáticos bilateralmente. B. Implante, relleno de injerto óseo esponjoso autólogo, antes de su inserción en el espacio intervertebral.

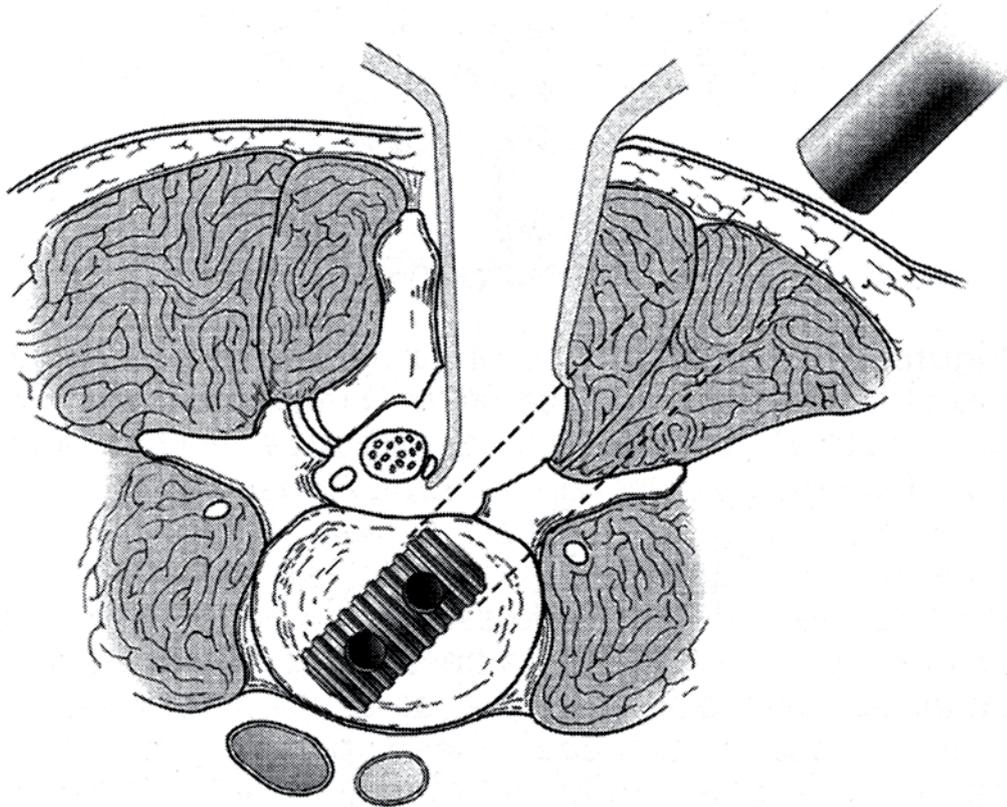


Fig. 1.17. Diagrama en el que se muestra una modificación en el abordaje posterior intersomático. La facetectomía y hemilaminectomía unilaterales, precedidas a una manipulación de la duramadre y la raíz nerviosa superior, que se desplazan medial y lateralmente, para la inserción posterior de un implante intersomático.

4.2.2. Artrodesis lumbar intersomática anterior.

Estas técnicas presentan la ventaja de ser la forma más directa de eliminar el disco intervertebral disfuncional, permitiendo hacer una exéresis completa; mejoran la estabilidad de la fusión; evitan el traumatismo sobre la musculatura paravertebral posterior, así como de las estructuras posteriores, que pueden ser causa potencial de dolor en un futuro; eluden la intrusión, así como la cicatrización del canal espinal; es posible combinarla con la cirugía por vía posterior, en un mismo acto anestésico, en la mayoría de pacientes; presentan ventajas biomecánicas, frente a la fijación posterior pedicular, en pacientes con enfermedad degenerativa asociada a osteoporosis; y a su vez, requiere menor tiempo operatorio, la pérdida sanguínea es comparativamente menor que en la vía posterior, y precisa de menor estancia hospitalaria.

Como se ha comentado anteriormente, puede persistir el dolor lumbar a pesar de una buena fusión posterior²⁰, y éste es el principal fundamento de la artrodesis intersomática anterior (*ALIF- Anterior Lumbar Interbody Fusion*).

El abordaje puede ser por vía transperitoneal o extraperitoneal, con el consiguiente riesgo de lesión vascular de hasta un 18%, en alguna serie, así como de eyaculación retrógrada y esterilidad en el hombre, por la posibilidad de lesión del plexo sacro, cuando se expone el disco L5-S1.

4.2.3. El papel de los implantes intersomáticos.

Aunque tradicionalmente se ha empleado el aloinjerto cilíndrico de diáfisis femoral para la ALIF, los principales autores prefieren el uso de cajas de titanio. Las cajas son implantes vacíos y fenestrados que, rellenas de hueso esponjoso, mantienen bien la altura intersomática y son inmunes a la reabsorción y a la rotura. El implante intersomático incorpora también el concepto de distracción-compresión. El espacio intersomático a distracción tensa el anulus al ser insertado el implante. Al ser eliminada la distracción la tensión del anulus se mantiene sobre el soporte que proporciona el implante. Así mismo, la distracción aplicada por el implante en el espacio discal aumenta el volumen del orificio de conjunción, descomprimiendo estructuras neurales.

Tipos de implantes intersomáticos:

- *Cilindros horizontales*. Ejemplos son el cilindro roscado tipo BAK (de los cirujanos ortopédicos Bagby and Kuslich²¹), (fig. 1.18) o el cilindro roscado de Ray²², que pueden utilizarse tanto en la ALIF como en el PLIF.
- *Cajas cuadrangulares de titanio o fibra de carbono*, generalmente empleadas en el PLIF, requieren una fijación transpedicular suplementaria.
- *Los anillos de fibra de carbono*, similares a los anillos corticales femorales.
- *Cestas de malla de fibra de titanio*, diseñadas por Harms²³, utilizadas por vía anterior y, en especial, en la técnica posterior transforaminal (*TLIF- Transforaminal Lumbar Interbody Fusion*).

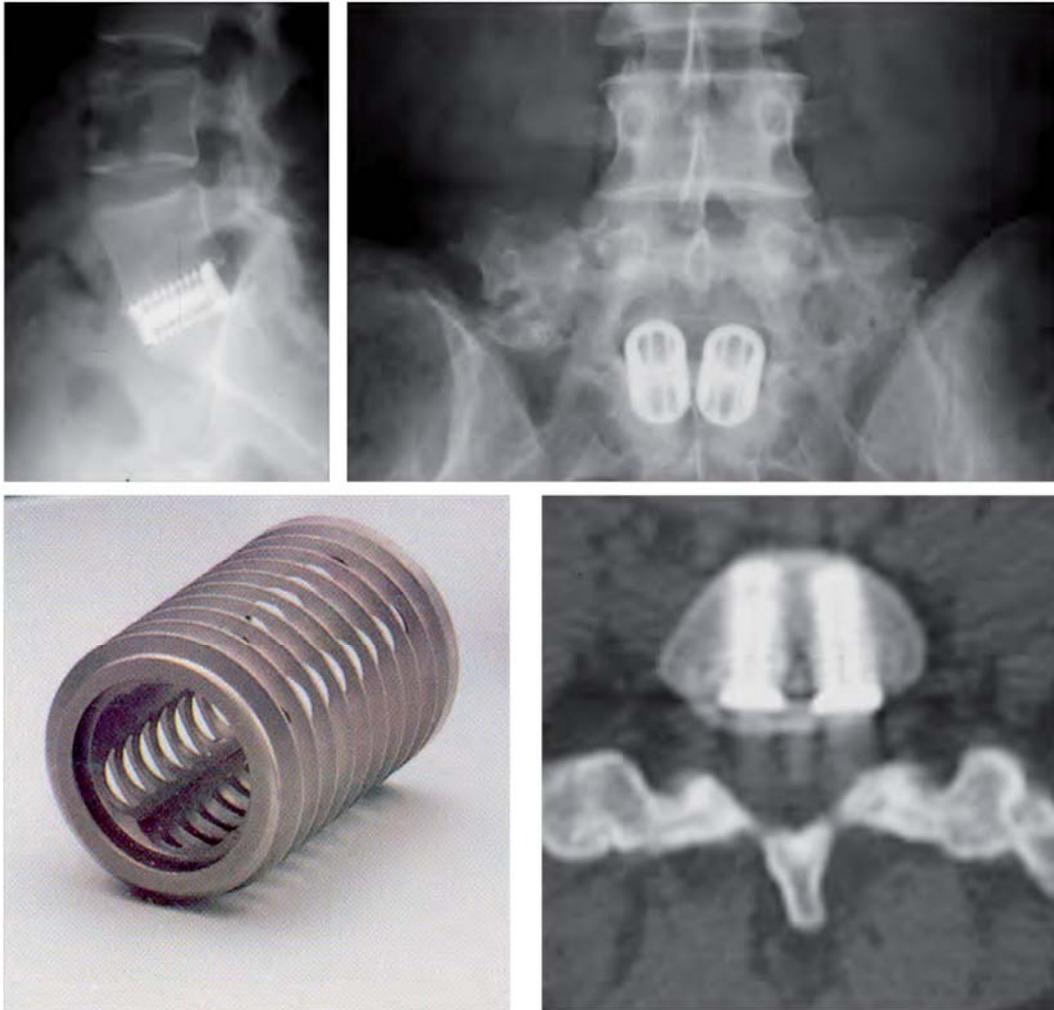


Fig. 1.18. Imágenes radiológicas de implantes intersomáticos, cilíndricos. Abajo a la izquierda, detalle del implante de Bagby y Kuslich. Su cámara principal se rellena de injerto óseo autólogo troceado. Su forma troncocónica, sus grandes orificios, en sentido cráneo-caudal, y su rosca, que terraja el hueso durante su inserción, llevan al injerto aportado en su interior a un contacto íntimo con el hueso de los cuerpos vertebrales.

La utilización de las cajas intersomáticas ha elevado el índice de fusión entre el 84 y el 100%, según las series analizadas y la técnica empleada²⁴. Uno de los graves inconvenientes de los implantes intersomáticos es la dificultad para su ablación, en el caso de que pudiera ocurrir una infección tardía.

4.2.4. Fusión Circunferencial.

También llamada combinada o fusión 360°. Sus indicaciones quirúrgicas clásicas han sido el tratamiento de los tumores, infecciones, fracturas, grandes deformidades y la espondilolistesis. Recientemente, ha sido introducida su indicación en el tratamiento del dolor discogénico.

Implica una técnica de injerto intersomático ALIF (vía anterior), combinado con un sistema de fijación pedicular por vía posterior, ambos abordajes en un solo tiempo quirúrgico o en dos, con un intervalo de una semana aproximadamente. Otra posibilidad, avalada por otros autores, es el abordaje posterior único mediante un PLIF combinado con una artrodesis intertransversa, asociado o no, a una fijación pedicular. (Fig. 1.19).

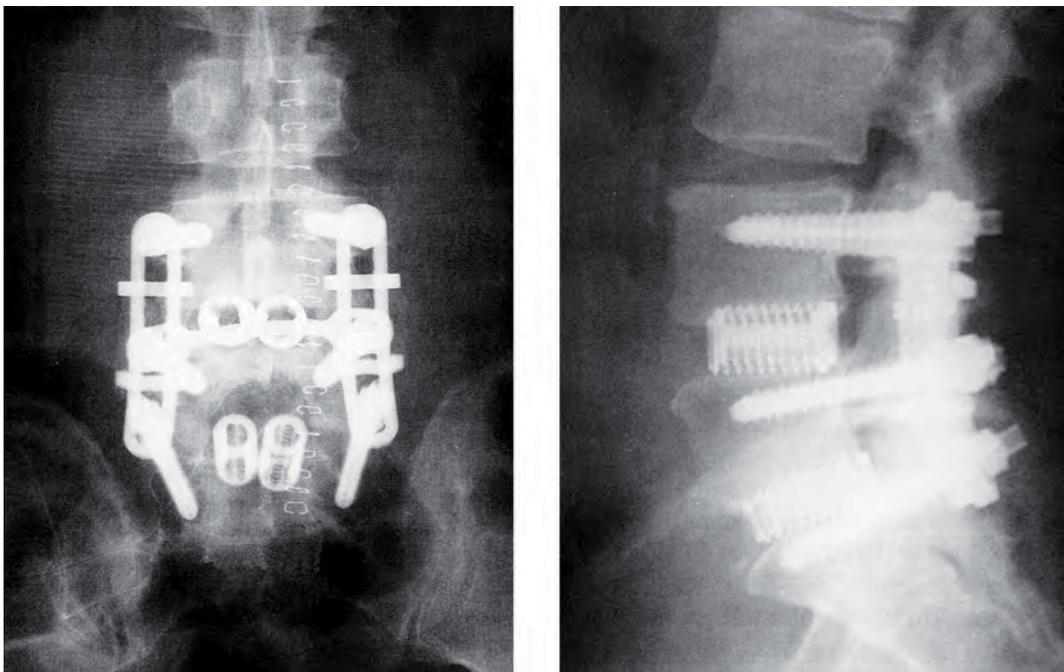


Fig. 1.19. Radiología postoperatoria de artrodesis circunferencial.

Las indicaciones actuales de este procedimiento son:

- El síndrome de la columna fallida, especialmente, en los casos de pseudoartrosis. Barrick²⁵ publicó un 90% de buenos resultados a los cinco años en la reintervención por vía anterior, de fracasos en el tratamiento del dolor lumbar, en 18 pacientes con una fusión posterolateral aparentemente sólida.

- Cuando se considera que el dolor lumbar es de origen discógeno.
- Cuando se espera un alto riesgo de pseudoartrosis, como en el caso de grandes fumadores, fusiones multisegmentarias, osteoporosis, grandes deformidades, y la extensión de la fusión a niveles contiguos por aparición de la patología del nivel adyacente.

4.2.5. Fusión intersomática posterior por vía transforaminal.

Técnica quirúrgica descrita por Harms²³ en 1993 que mediante la apertura unilateral del agujero de conjunción, apoyándose en la distracción del espacio discal con un sistema de fijación pedicular y barra, realizando una artrectomía parcial, permite la discectomía por vía posterior, y la colocación de injerto óseo autólogo utilizando las cestas de Harms. La reconstrucción de la estabilidad segmentaria se realiza mediante la fijación pedicular dorsal, a compresión, sobre los espaciadores intersomáticos de apoyo anterior. (Fig. 1.20).

Se trata de un sistema de reparto de cargas. Proporciona soporte para la columna anterior y una banda de tensión posterior, aportando así los beneficios de una artrodesis en 360°, y mejorando los porcentajes de fusión. Ayuda a recuperar la anatomía normal del segmento afecto y recupera, o al menos mantiene, la lordosis lumbar normal. La distracción del espacio discal y la recuperación de su altura permite restaurar la altura del agujero de conjunción, mejorando la estenosis del mismo. De forma indirecta, puede mejorar la estenosis central debida al pliegue del ligamento amarillo, o a la compresión del anillo fibroso posterior del disco.

El TLIF (*Transforaminal Lumbar Interbody Fusion*) no expone ni manipula la duramadre y, con ello, intenta solventar las desventajas del PLIF (*Posterior Lumbar Interbody Fusion*), que son las grandes resecciones de estructuras posteriores y la movilización amplia de estructuras neurales, para la realización de la discectomía y la colocación de los injertos estructurales, o los implantes intersomáticos, con el consiguiente riesgo de lesiones neurológicas, fibrosis peridural y aracnoiditis.

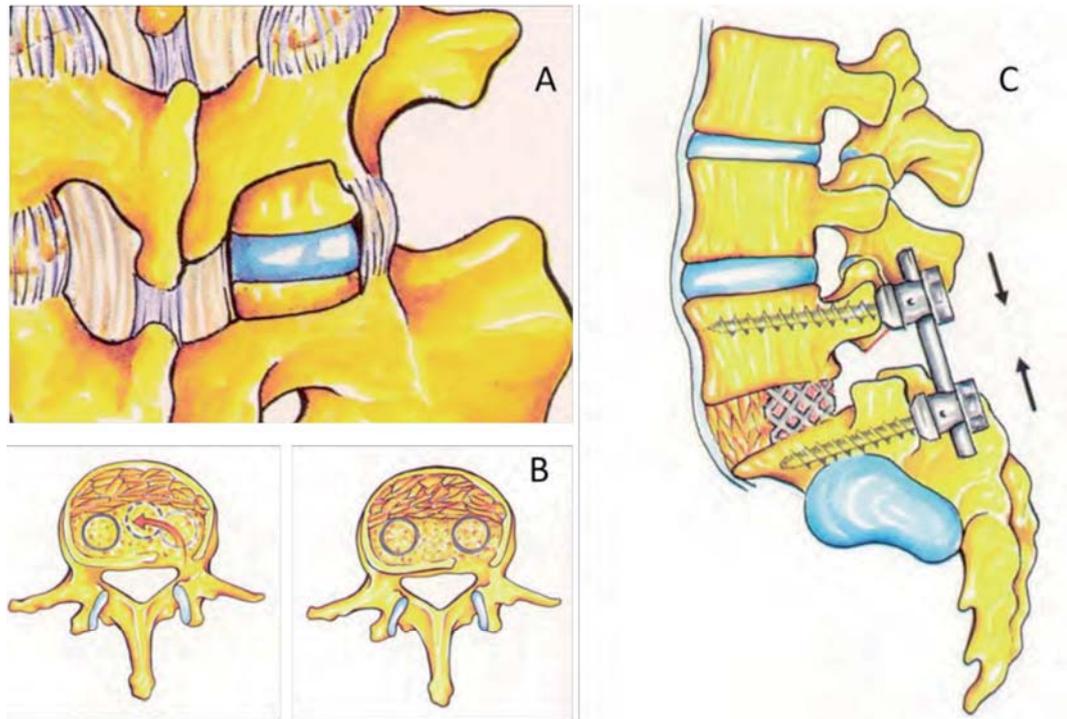


Fig. 1.20. Esquema de la técnica de fusión intersomática por vía transforaminal de Harms. **A.** Visión del disco intervertebral a través de la artrectomía parcial unilateral. **B.** Detalle de la colocación de las cestas rellenas de injerto óseo troceado, como se aprecia, en la porción más posterior del espacio intervertebral, permitiendo hacer fulcro para la compresión de la instrumentación posterior, y reconstrucción de la lordosis segmentaria, **C,** mientras se recupera la altura del espacio intervertebral.

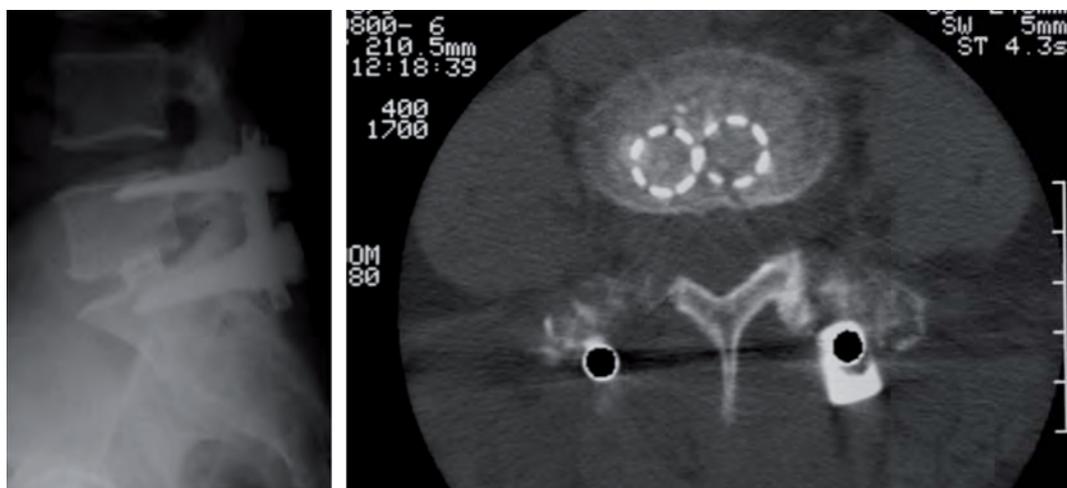


Fig. 1.21. Imagen radiológica postoperatoria de TLIF realizada en el espacio L5-S1.

Es un procedimiento de elección en el tratamiento del síndrome de dolor de origen discogénico y en la estenosis del receso lateral, con o sin asociación, a degeneración discal y listesis degenerativa.

4.3. Valoración actual de la artrodesis lumbar.

La artrodesis lumbar, y las diferentes técnicas quirúrgicas desarrolladas para su consecución, es un procedimiento ampliamente difundido y uno de los más realizados en cirugía ortopédica.

En el momento actual, se han conseguido unos elevados índices de fusión con el desarrollo de las técnicas anteriormente expuestas. Sin embargo, hay estudios que ponen en evidencia que la mayor complejidad de una técnica quirúrgica no asegura un mejor resultado clínico. En un estudio prospectivo, multicéntrico y randomizado del grupo de estudio sueco de la columna lumbar^{26,27}, se analizaron tres grupos de pacientes a los que se les practicó, respectivamente, una fusión posterolateral, no instrumentada; una fusión posterolateral instrumentada con el sistema VSP de Steffee; y una fusión circunferencial, ya mediante un ALIF, ya mediante un PLIF. El índice de fusión respectivamente fue del 72%, 87% y un 91%. El estudio pone de manifiesto que todas las técnicas quirúrgicas fueron competentes en la disminución del dolor o la mejoría de la discapacidad, no habiendo diferencias significativas entre los tres grupos. El porcentaje de buenos resultados fue del 60%, 68% y 60%, respectivamente. Sin embargo, las técnicas más exigentes, en los grupos 2 y 3 consumieron más recursos en términos de tiempo quirúrgico, transfusiones sanguíneas y días de estancia hospitalaria después de la cirugía. A su vez, el índice de complicaciones postoperatorias precoces se elevó de un 6% en el grupo 1, a un 31% en el grupo 3, pasando por un 16% del grupo 2. El porcentaje de complicaciones totales, a los dos años de seguimiento, también aumentó con la complejidad de las técnicas quirúrgicas en los tres grupos, siendo del 12%, 22% y 40%, respectivamente. Igualmente, el índice de reintervenciones fue del 6% en el grupo no instrumentado, 22% en el grupo con instrumentación VSP y 17% en el grupo de fusión circunferencial.

En un reciente estudio prospectivo de Grob et al²⁸, con un seguimiento medio de dos años, se comparan los resultados de la artrodesis interarticular posterior con tornillo translaminaar, cuyo coste está calculado en 50 \$; y la artrodesis mediante fusión intersomática transforaminal asociada a fijación posterior con tornillos transpediculares (TLIF – Técnica de Harms), cuyo coste en material está calculado por los autores en 3.000 \$. Según los autores no existen diferencias significativas entre los dos grupos, ya sea en el índice de complicaciones, como en el resultado clínico valorado con el Core Outcome Measures Index. Básicamente, las diferencias se establecen en el mayor coste económico de la segunda técnica quirúrgica.

Es decir, que con la intención de aumentar el índice de fusiones, la mayor complejidad de la técnicas de artrodesis circunferencial aumenta la co-

morbilidad de la cirugía, sin representar un aumento en los porcentajes de satisfacción clínica del enfermo y alivio del dolor, de una forma significativa.

Otro de los temas pendientes de resolver, respecto a la fusión vertebral, es lo que se ha llegado a llamar la patología degenerativa del nivel adyacente a la fusión, o tal como la denominó Lee en 1988²⁹: degeneración acelerada del segmento adyacente a una fusión lumbar.

5. La patología del segmento adyacente.

5.1. Definición.

La patología del segmento adyacente es una entidad que ha ido adquiriendo relevancia, conforme se ha extendido el uso de la artrodesis en el tratamiento de la patología degenerativa lumbar. Hace referencia a la degeneración rápida que aparece por encima, y por debajo, del nivel tratado mediante una fusión vertebral.

Lee²⁹ fue el primero en describir esta patología en 1988, presentando una serie de 18 pacientes que habían desarrollado nuevos síntomas, en el nivel adyacente a una fusión vertebral después de un periodo libre de sintomatología de unos 8 años de promedio (1-38 años). La lesión más frecuentemente encontrada fue la artritis degenerativa hipertrófica de las articulaciones interapofisarias y la estenosis del canal, seguidas de la degeneración discal severa y la espondilolistesis degenerativa.

5.2. Prevalencia.

Son múltiples los trabajos que hacen referencia a la prevalencia de estos cambios degenerativos (tabla 1.1): Kumar et al³⁰ encontraron un 36% de pacientes afectados a los cinco años de seguimiento, siendo la retrolistesis la lesión más frecuente, y relacionaron estos cambios con la alineación sagital postoperatoria; Rahm et al³¹ encontraron cambios degenerativos en el segmento adyacente a una fusión en el 35% de los pacientes intervenidos; Lehman et al³² observaron cambios degenerativos en el 45% de pacientes sometidos a una artrodesis lumbar 30 años antes. Etebar et al³³ hallaron una prevalencia del 14 % a los cuatro años de seguimiento, de los cuales, el 83% eran mujeres postmenopáusicas sometidas a una fusión rígida para el tratamiento de una inestabilidad degenerativa. Estos autores establecen en su trabajo los siguientes factores de riesgo: la edad avanzada, superior a 60 años; el sexo femenino; la postmenopausia; la osteopenia/osteoporosis; la inestabilidad preoperatoria del segmento adyacente; las fusiones “flotantes” (es decir, fusiones sin continuidad con el sacro o con la columna torácica); los segmentos de fusión largos; y la pérdida del balance sagital o coronal.

A su vez, se trata de una patología que en muchos casos precisa reintervención. Ghiselli et al³⁴ estimaron estadísticamente el índice de degeneración sintomática en el nivel adyacente, con necesidad de una reintervención quirúrgica, en un 16'5% a los cinco años y en un 35% a los diez años. Gillet et al³⁵ observaron un índice de reintervenciones del 20%

entre los cinco y los catorce años de seguimiento después de una artrodesis lumbar.

Autor	Tipo de Artrodesis	Prevalencia	Patología del segmento adyacente más frecuente.	Tiempo de latencia	Factor correlacionado.
Rahn		35%	Degeneración	2 años	Edad avanzada, Fusión anterior.
Kumar	PLIF + PLF(360°)30%; PLF 64%	36%	Retrolistesis	5 años	Índice Sagital.
Lehmann	No especificada	45%	Inestabilidad segmentaria	30 años	
Etebar	PLF	14%	Listesis degenerativa	4 años	83% Mujeres postmenopausicas.

Tabla 1.1. Comparativa de estudios sobre prevalencia de la patología del nivel adyacente.

Se ha visto que ésta patología reúne las siguientes peculiaridades: aumenta con el paso del tiempo, y es mayor en los pacientes operados que en los que siguen su curso natural; es mayor en la fusión vertebral que en otras intervenciones de columna, por ejemplo, la laminectomía; es mayor en la fusión instrumentada que sin instrumentar; es más rápida en las fusiones anteriores; mayor cuantos más niveles fusionados; y está relacionada con la alteración del balance sagital.

5.3. Etiopatogenia.

Las causas de esta patología las encontramos: en la inevitable historia natural de la enfermedad discal; la sobrecarga biomecánica que la fusión comporta en los niveles adyacentes; o una combinación de las anteriores.

5.3.1. La historia natural de la degeneración discal.

La degeneración discal es un hecho constatado y forma parte de *la evolución natural* del disco intervertebral. Estudios como el de Boden et al³⁶ ponen de manifiesto, en Resonancia Magnética (RMN) practicada a personas asintomáticas, un 21% de patología degenerativa de predominio discal en menores de 60 años; este porcentaje se incrementa al 57%, con un 36% de patología discal y un 21% en forma de estenosis espinal, en mayores de 60 años; las degeneraciones discales aumentan hasta un 90% en individuos de 60 a 90 años. Wiesel et al³⁷, en un estudio de columna lumbar realizado con Tomografía Axial Computerizada (TAC) a personas asintomáticas, encontraron un 34% de degeneración discal independientemente de la edad, disminuyendo a un 19'5% en menores de

40 años, mientras aumentaba hasta el 50% en el grupo de mayores de 40 años.

5.3.2. La fusión vertebral.

La fusión produce los siguientes efectos sobre el nivel adyacente:

- *Aumenta la movilidad del segmento adyacente*, tal como ha sido puesto de manifiesto en estudios in vitro.

Dekutoski et al³⁸ observaron en columna de canino la aparición de un aumento de la movilidad, en el segmento adyacente a una fusión, de un 48% en extensión, 79% en flexión y un 94% en inclinación lateral. (Fig. 1.22).

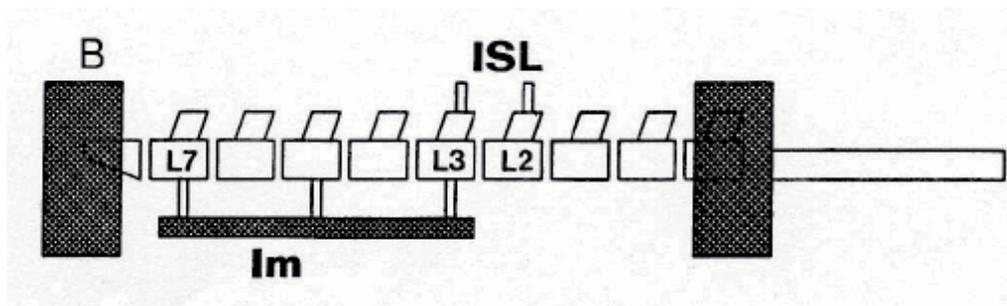


Fig. 1.22. Representación esquemática de la configuración del ensayo in vitro. Visión lateral del espécimen, la localización del ISL (instrumented spatial linkage), para medir el grado de movilidad espacial, montado en las apófisis espinosas y la localización de la instrumentación rígida conectando los cuerpos de L3-L5-L7.

Shono et al³⁹, a su vez, constataron que la instrumentación influye y cambia los patrones de movimiento de los segmentos adyacentes, de tal manera que, en las cargas en flexión, el segmento adyacente superior muestra una mayor magnitud de movimiento rotacional, y el adyacente inferior una traslación con cizallamiento. Estos cambios son más acusados cuanto mayor es el número de segmentos fusionados, y cuanto mayor es la rigidez del sistema. (Fig. 1.23).

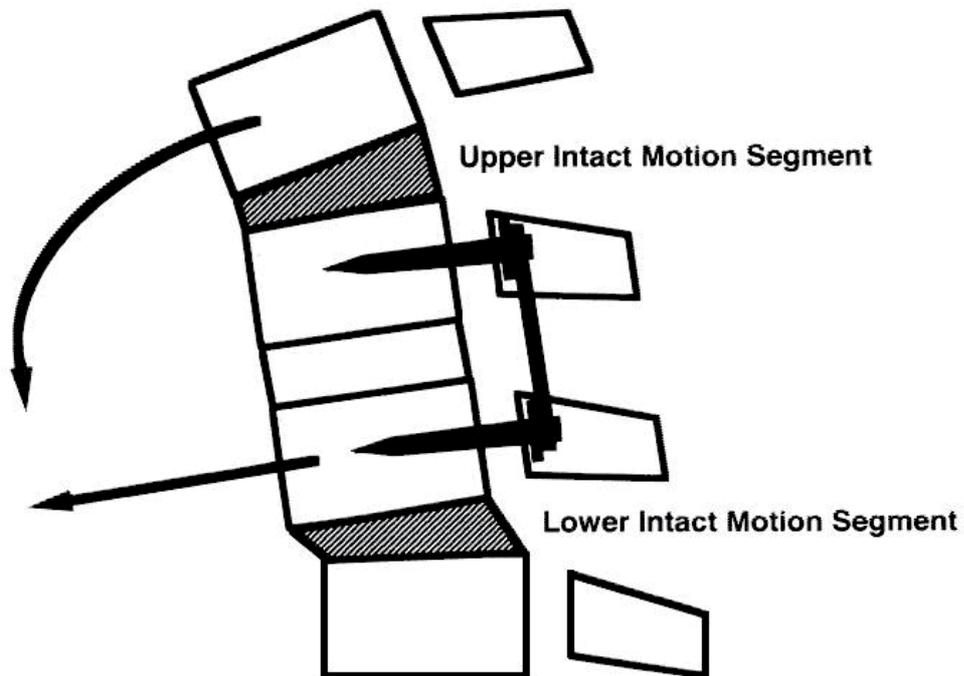


Fig. 1.23. Cambio en los patrones de movimiento. Shono et al. Espécimen sometido a una carga en flexión. El segmento adyacente superior a una fijación muestra una mayor movilidad rotacional, mientras que el segmento adyacente inferior muestra un mayor movimiento de traslación- cizallamiento, comparado con un espécimen intacto, no instrumentado.

- Aumenta la sobrecarga de las carillas articulares del segmento adyacente.

Ha et al⁴⁰ observaron que la inmovilización lumbosacra produce, sobre el segmento adyacente, unos cambios en los patrones de contacto de las carillas, comprobándose un área de estrés y pinzamiento (“impingement”) en las carillas articulares a 30° de extensión. (Fig. 1.24).

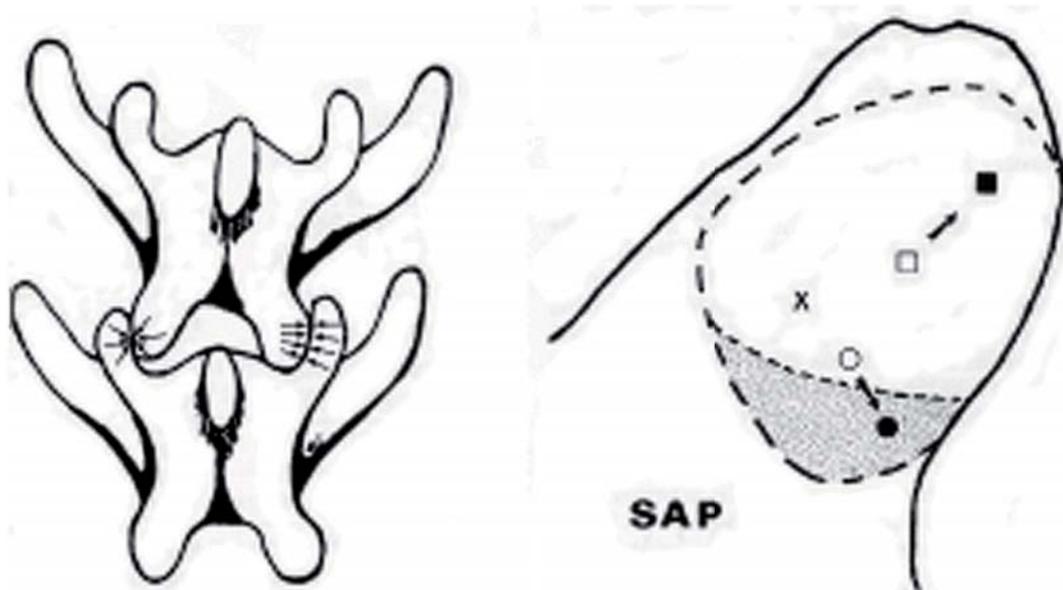


Fig. 1.24. Detalle de las áreas de impingement, al cambiar los patrones de contacto de las superficies articulares de las facetas, en el nivel adyacente a una instrumentación rígida.

Nagata et al⁴¹ informaron que la carga y el movimiento de las facetas es mayor con el aumento de los niveles fusionados y, que esta carga, disminuye cuando nos alejamos del segmento fusionado.

Lee et al⁸ explicaron esta sobrecarga en las carillas articulares por un cambio en los centros de rotación en el nivel adyacente. La fusión posterior y la fusión anterior, con respecto a la posterolateral, producen un cambio más acusado en el centro de rotación del nivel adyacente superior; la primera trasladándolo craneal y posteriormente; mientras que la segunda craneal y anteriormente, respecto al centro de rotación preoperatorio. La fusión posterolateral tan sólo desplaza cranealmente el centro de rotación (fig. 1.25).

- La fusión, a su vez, produce una disminución de la presión intradiscal (PID) en el segmento instrumentado, pero *aumenta la presión intradiscal del segmento adyacente superior.*

Traslado del Centro de Rotación en diferentes tipos de Artrodesis de columna lumbar

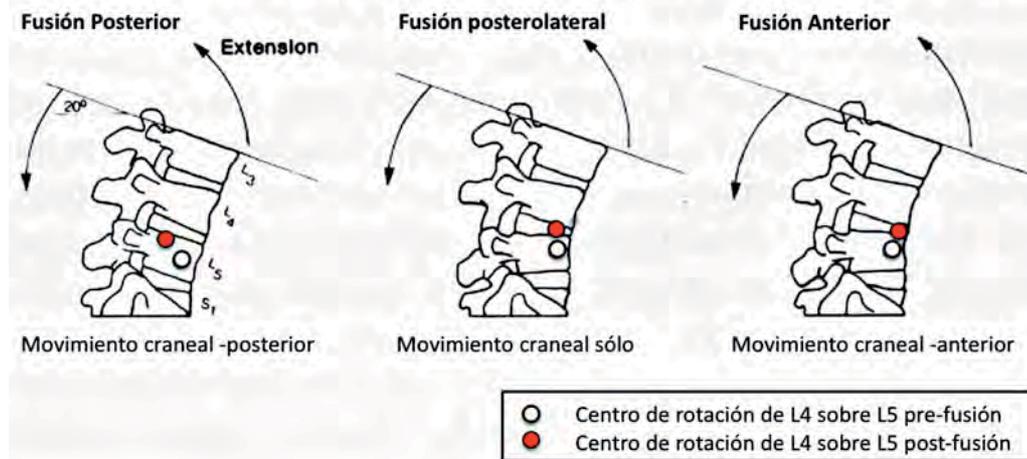


Fig. 1.25. Esquema donde se observa cómo al poner el espécimen en extensión, volviendo a la posición de partida, después de haberlo sometido a una flexión de 20° bajo carga constante, el centro de rotación se traslada: en la fusión posterior se traslada en sentido craneal y posterior; en la fusión anterior craneal y anteriormente; mientras que en la fusión posterolateral bilateral sólo se traslada cranealmente.

Cunnigahm et al⁴² observaron aumentos de la PID de un 45% en el segmento suprayacente. Se ha visto también que la PID, en los segmentos adyacentes no fusionados, aumenta más cuando la fusión es doble, tanto con la instrumentación pedicular (Weinhoffer 1995)⁴³ como con la fusión intersomática anterior (Chow, 1996)⁴⁴. Weinhoffer et al encontraron un incremento de la presión, en el segmento adyacente superior a una instrumentación bisegmentaria (L4-S1), del 85%, cuando el incremento con una fijación monosegmentaria (L5-S1), en consonancia con el trabajo de Cunnigahm et al, era de un 30%.

A su vez, se ha visto que este incremento de presión en el nivel suprayacente, no sólo es superior cuando se incrementa el número de segmentos fusionados, sino que también es superior cuando la fusión es circunferencial (ALIF+PLF o PLIF+PLF), respecto a la fusión posterolateral aislada (Sudo, 2006)⁴⁵.

- El *índice sagital postoperatorio* también influye.

Oda et al⁴⁶ observaron, en un trabajo in vivo sobre un modelo animal, que la fusión posterolateral en cifosis produce unos cambios degenerativos, en las facetas de los segmentos adyacentes

proximales, significativamente superiores a los sufridos cuando la fusión es realizada con una correcta alineación sagital.

Kumar et al³⁰ encontraron que el grupo de pacientes que en la radiología postoperatoria tenían una línea de plomada de C7 correcta, con una inclinación normal del sacro, presentaban una baja incidencia de degeneración del nivel adyacente. Por el contrario, esta incidencia de patología adyacente fue alta, incluso con una línea de plomada correcta, cuando el sacro estaba vertical.

Sudo et al⁴⁷ descubrieron que la presión intradiscal en el nivel adyacente superior también aumenta mucho más en extensión, cuando la fusión posterolateral está en cifosis, respecto a una fijación posterolateral bien alineada.

Los aspectos biomecánicos que hemos analizado se traducen en un aumento de la presión intradiscal y de las fuerzas de compresión en el disco intervertebral adyacente. Estudios experimentales han demostrado que estos factores, el aumento de la presión intradiscal y de las fuerzas de compresión, alteran los mecanismos que permiten el aporte nutricional del disco; aumenta el acumulo de lactato, así como los niveles de colágeno tipo 1, disminuye la cantidad de proteoglicanos, condroitín sulfato y el colágeno tipo 2; el ambiente tisular del disco se desvía de su equilibrio fisiológico causando cambios biológicos, con pérdida de celularidad y desorganización en la arquitectura tisular y, consecuentemente, cambios en las propiedades materiales y biomecánicas del mismo. Estos procesos conducen a la aparición de una degeneración discal significativa^{48,49}.

6. El Papel de la estabilización dinámica.

Con el fin de prevenir la degeneración del disco adyacente, así como mejorar los resultados en el tratamiento quirúrgico del dolor discogénico, han aparecido tanto las prótesis de disco como diferentes técnicas, conocidas con el nombre de estabilización dinámica, cuya meta es estabilizar preservando la movilidad del segmento. La estabilización dinámica no persigue la fusión de los segmentos patológicos, dado que no basa el tratamiento en el concepto de inestabilidad. Por el contrario, lo que pretende es modificar la transmisión de cargas, limitando los patrones de movimiento del segmento.

Aunque el primer dispositivo aprobado por la FDA en Estados Unidos, dentro de la categoría de sistemas de estabilización dinámica, lo fue para el uso como dispositivo estabilizador de la fusión, con el tiempo fue utilizándose sin buscar la artrodesis lumbar. En parte, el fundamento procede de la fusión no instrumentada en la que muchas veces, sin lograr una unión completa de la masa de fusión, el resultado clínico era bueno. Por otra parte, un metanálisis de 2005 de estudios retrospectivos mostró que, a pesar del incremento del éxito radiológico en los índices de fusión por encima del 95%, no se ha demostrado un aumento del éxito clínico más allá del 70%, conque podría hablarse de una naturaleza impredecible en el desarrollo clínico de los procedimientos de fusión vertebral⁵⁰.

El disco normal consiste en un gel homogéneo de colágeno y proteoglicanos. La degeneración discal altera las propiedades isotrópicas del disco perdiendo su homogeneidad, apareciendo áreas de colágeno condensado y fragmentado, fluido y gas. Las cargas de transmisión sobre el platillo se convierten en irregulares, pudiéndose focalizar sobre los cartílagos y el hueso trabecular subcondral, en determinadas posiciones de movimiento, y llevar al adelgazamiento del platillo y su posterior destrucción. De la misma manera, la pérdida de altura del espacio discal, reduce la tensión del anillo, condicionando la desestructuración y fisuración de la estructura anular. A partir de ahora, las cargas a través del disco dependen, en gran manera, de la posición del segmento vertebral. Este fenómeno podría explicar la asociación entre la composición discal de ciertos individuos y el dolor postural^{51 52}.

Mcnally et al⁵³ publicaron que son los cambios en las propiedades del disco, secundarias a la degeneración, los responsables de la transmisión de picos anómalos de presión a través del disco y del platillo vertebral, y que podrían justificar el dolor lumbar. El disco degenerado no se comporta como un elemento compuesto por un núcleo fluido y un anillo laminar,

concéntrico y elástico, en el que las cargas compresivas son resistidas, principalmente, por una presión hidrostática en el núcleo, y ésta, a su vez, resistida por un aro de alta tensión en el anillo. Estos autores, midiendo presiones a lo largo del eje horizontal y vertical del disco, obtuvieron un perfil de distribución de estrés, en función de los cambios degenerativos que presentaba el disco, así como de las cargas aplicadas al segmento. Estos autores observaron que la mayoría de los discos se comportan como compartimentos de colección de fluidos, separados por muros elásticos semirrígidos, y que el número y volumen de los distintos compartimentos, así como sus propiedades mecánicas, varía con la aplicación de cargas y la historia de carga previa.

Estos autores⁵⁴ también observaron, en un estudio realizado sobre pacientes con discos que presentaban imágenes en Resonancia Magnética de degeneración, una correlación entre aquellos discos que mostraron una discografía dolorosa y aquellos que presentaban unos perfiles de distribución de presión anómalos. Estos discos presentaban, en su mayoría, una despresurización del núcleo y picos focales de carga, especialmente, en el anillo posterolateral. Observaron, a su vez, una importante variabilidad en los patrones de distribución de estrés en discos que mostraban el mismo grado de degeneración en las pruebas de imagen.

Mulholland et al⁵¹ describieron que el mecanismo primario del dolor lumbar crónico es la anormal distribución de cargas a través del espacio discal en un disco degenerado. El rango de movilidad del segmento, normalmente, no está aumentado siguiendo a la degeneración discal, y la movilidad, en sí misma, no es causa de dolor. Sin embargo, la movilidad cualitativamente anormal, en dirección, grado o traslación, podría producir dolor secundariamente a una distribución anómala de las cargas en el espacio discal, más que a unos niveles absolutos de carga.

Por tanto, el dolor discogénico lumbar podría guardar relación, no con una imagen radiológica (Rx, TAC) o de Resonancia Magnética de inestabilidad segmentaria o degeneración discal, sino con estos patrones anómalos de transmisión de presión intradiscal obtenidos mediante perfilometría y que apoyan las tesis de la estabilización dinámica. De esta manera, descargando el disco y las facetas, modificando la transmisión de cargas y limitando los patrones anómalos de movimiento del segmento degenerado controlaríamos el dolor^{51,52}. Estos cambios se consiguen con los sistemas de estabilización dinámica.

La estabilización dinámica no supone una restauración de la movilidad, como por ejemplo, la restauración de movimiento que, teóricamente, se pretende conseguir después de una prótesis total de disco. Por definición, la estabilización dinámica proporciona una estabilidad al segmento

intervenido, produciendo así cierto grado de restricción en el rango de movimiento y una alteración en los patrones de transmisión de carga. Los cambios precisos generados dependerán del diseño del implante⁵⁵.

La estabilización dinámica se está utilizando, actualmente, en cuatro tipos de enfermedades raquídeas lumbares: en la espondilolistesis tras laminectomía, como alternativa a la fusión; como protección del disco degenerado por encima de una fusión, con el fin de evitar la progresión de la enfermedad del segmento adyacente; para proteger el disco de una ulterior degeneración tras una discectomía; y para el tratamiento del dolor discogénico; y en el caso de los espaciadores interespinosos, la indicación princeps es la estenosis de canal con clínica de claudicación neurógena intermitente.

7. Sistemas de estabilización dinámica^{55 56 57}.

Diversos sistemas y técnicas quirúrgicas han aparecido en las últimas décadas, sistematizables de la siguiente forma:

7.1. Ligamentos interespinosos.

7.1.1. Ligamentoplastia de Senegas.

Senegas et al⁵⁸ describieron en 1988 la ligamentoplastia interespinosa con dacron, en el contexto de la técnica de recalibrado del canal lumbar por estenosis, para evitar la inestabilidad segmentaria secundaria. (Fig. 1.26).

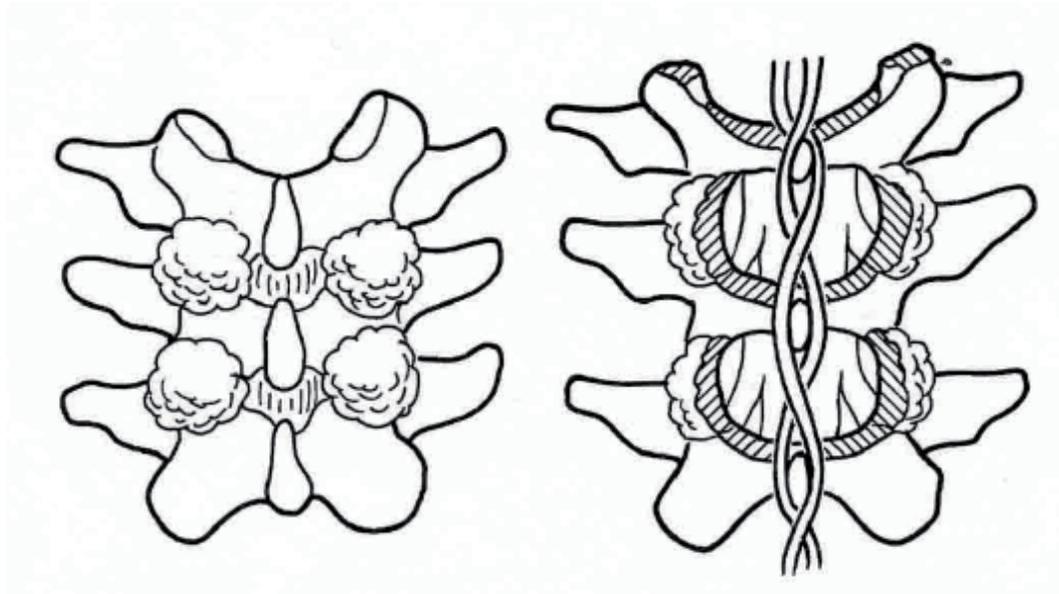


Fig. 1.26. Esquema de la técnica de Senegas. Recalibrado central por laminectomía cefálica y lateral con facetectomía, asociado a ligamentoplastia con dacron.

7.1.2. Sistema Loop (Spinology Inc., StillwaterMinn®).

Es un sistema de fijación interespinosa consistente en un cable de polietileno trenzado, que mediante dos piezas aparejadas, se fija a la apófisis espinosa sin necesidad de nudos⁵⁹. (Fig. 1.27).

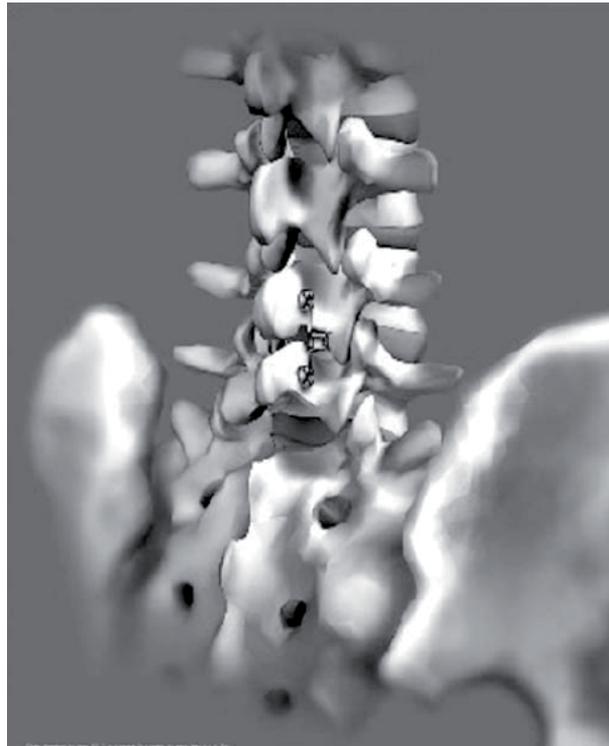


Fig. 1.27. El sistema Loop utiliza un cable de polietileno trenzado que es pasado a través de 2 brazaletes metálicos implantados en la base de las apófisis espinosas. Un seguro de cierre fija la construcción después de aplicar la tensión adecuada al cable.

7.2. Dispositivos de distracción interespinosa.

También llamados *espaciadores interespinosos*, son sistemas que colocados entre ambas apófisis espinosas contribuyen a disminuir la presión intradiscal, mantener la distracción facetaria y reducir la movilidad del segmento instrumentado.

El espaciador interespinoso se fundamenta en el alivio sintomático posicional, que experimentan los pacientes afectados de claudicación neurógena intermitente, originado en posición de flexión lumbar relativa, que se debe a la tracción de la columna posterior, y en la que aumenta el

diámetro del canal y del agujero de conjunción. A su vez, lámina y articulaciones posteriores se apartan entre sí, y el ligamento amarillo hipertrófico se estira y se aparta de los elementos neurales. Estos cambios favorecen la liberación parcial de la estenosis del receso lateral, del canal central y del foramen.

7.2.1. Sistema Wallis (Abbot Spine® , Inc., Austin,TX).

Sistema de estabilización dinámica interespinoso que pretende tratar el dolor lumbar, relacionado con la inestabilidad segmentaria lumbar, limitando la extensión con el bloque interespinoso; y la flexión, gracias a la banda de tensión alrededor de las apófisis espinosas creada con un ligamento artificial de dacron. Desarrollado en dos fases: inicialmente, en la década de 1980, fue hecho de titanio; posteriormente, fue rediseñado y comercializado por Abbot Spine® a partir del año 2001, con un espaciador hecho de poli-éter-éter-centona(PEEK). El bloque presenta dos ranuras opuestas, proximal y distal, para albergar las apófisis espinosas de las dos vértebras adyacentes. Los cordones iniciales han sido sustituidos por bandas planas que aumentan la superficie de contacto con las apófisis espinosas. Estas bandas quedan sujetas mediante un broche de cierre, para su sujeción al espaciador, una vez han sido pasadas alrededor de la correspondiente apófisis. Todos los espaciadores tienen la misma anchura, y sólo la altura se incrementa con el tamaño del mismo. (Figuras 1.28 y 1.29).

El bloque interespinoso reduce la carga que se transmite a través del disco y las facetas en, aproximadamente, un 50% ⁶⁰.

Senegas et al⁶⁰ han establecido las indicaciones, especialmente, en la discectomía por hernia discal voluminosa que comporta una pérdida importante de material discal; en la segunda discectomía, tras una recidiva herniaria; discectomía por herniación de un disco transicional con sacralización de L5; enfermedad discal degenerativa, en el nivel adyacente a una fusión previa; y lesiones tipo Modic I aisladas que comportan un dolor lumbar crónico. Está contraindicado en el segmento L5-S1, debido al tamaño insuficiente de la apófisis de S1. Por la misma razón, está contraindicado en las insuficiencias constitucionales de las apófisis espinosas de la columna lumbar.

Estos autores comunican un 74% de mejoría en el dolor lumbar y un 92% en la radiculalgia, en el tratamiento de la recidiva herniaria mediante discectomía asociada a implante Wallis, frente a un 52% de mejoría en lumbalgia, y un 87% en la radiculalgia de la discectomía simple aislada.

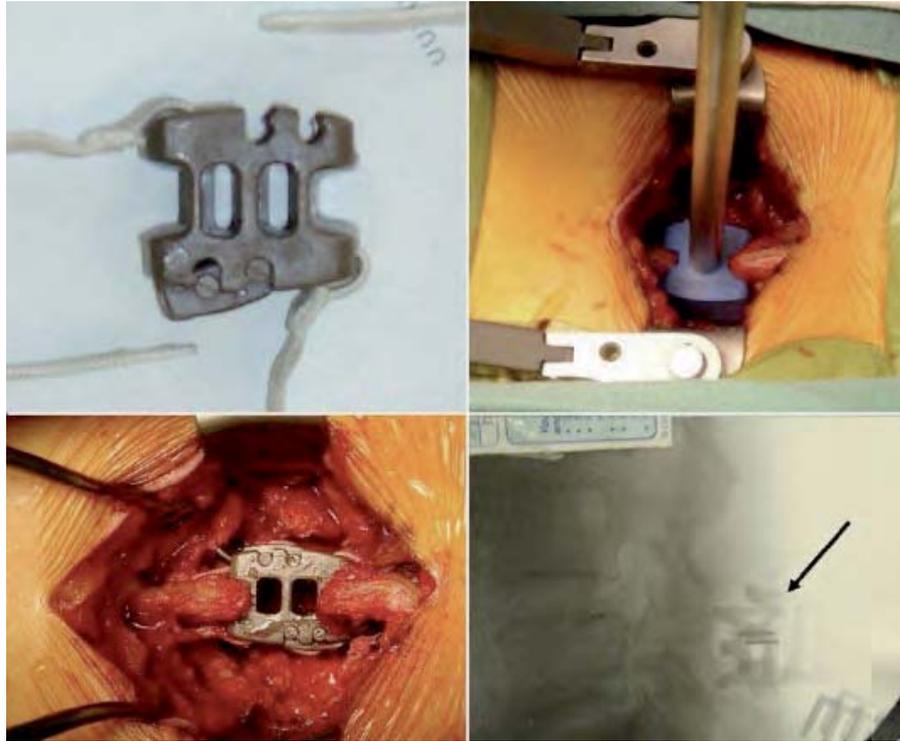


Fig. 1.28. Detalle del sistema diseñado por Senegas et al, compuesto inicialmente por un bloqueador interespinosos de titanio que actualmente ha sido sustituido por PEEK (poli-éter-éter-cetona), asociado a un ligamento artificial hecho de dacron.

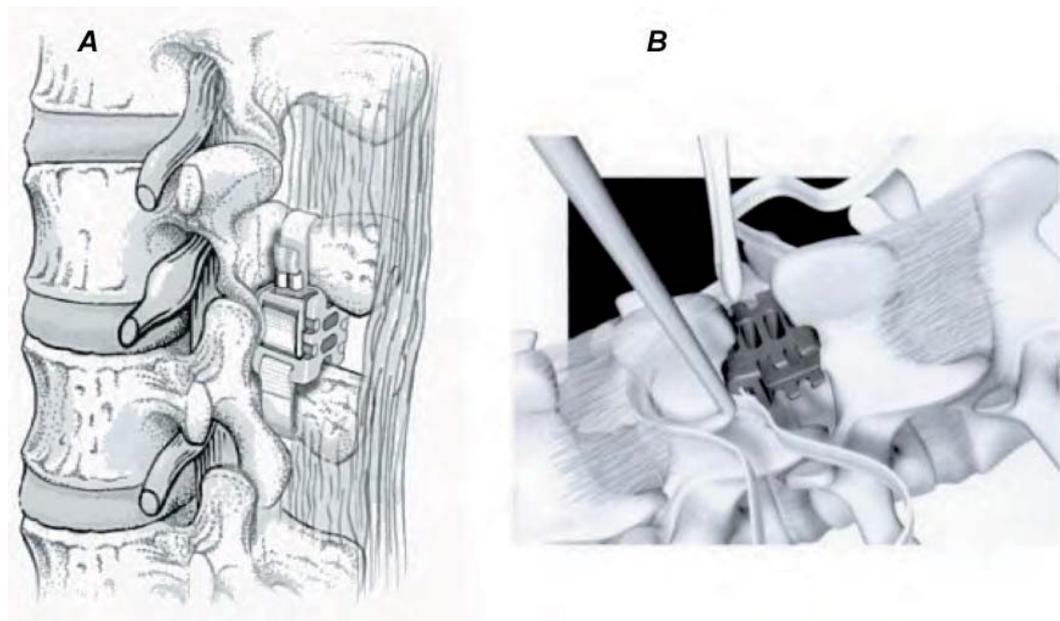


Fig. 1.29. **A.** Implante Wallis en su posición. **B.** Pase de las bandas a través de las apófisis espinosas.

7.2.2. X-Stop Interspinous Process Decompression System (MedTronic®, Minneapolis).

X-Stop consiste en un espaciador oval de titanio con dos aletas laterales para prevenir la migración lateral. Es el más utilizado, y del que se tiene mayor experiencia clínica documentada en la bibliografía, como dispositivo de distracción interspinosa. Se ha indicado, especialmente, en el tratamiento de la claudicación neurógena intermitente por estenosis segmentaria lumbar.

El tratamiento quirúrgico tradicional de la claudicación neurógena intermitente por estenosis del canal lumbar, que no mejora con tratamiento conservador, ha sido la laminectomía con posible fusión, si el paciente presenta inestabilidad preoperatoria o iatrogénica. Evitar las posibles complicaciones quirúrgicas de estas técnicas tradicionales, con el uso de una técnica más simple, que es posible abordar con anestesia local más sedación y un mini-abordaje, es el principal argumento de los defensores de este espaciador interspinoso. El dispositivo de distracción interspinosa recrea la posición asintomática, en flexión, de los pacientes afectados de claudicación neurógena intermitente. El espaciador se coloca a través del ligamento interspinoso mediante una incisión de 5 a 8 mm, sin lesionar el ligamento supraespinoso y con una mínima agresión del músculo paravertebral. (Fig. 1.30).

Los mejores resultados se han conseguido en pacientes cuyos síntomas se liberan con la posición sentada. De hecho, estos implantes no están indicados en la estenosis fija que no se libera con los cambios de posición o con déficits neurológicos establecidos, siendo más tributaria de una laminectomía con foraminotomía para descomprimir el canal medular.

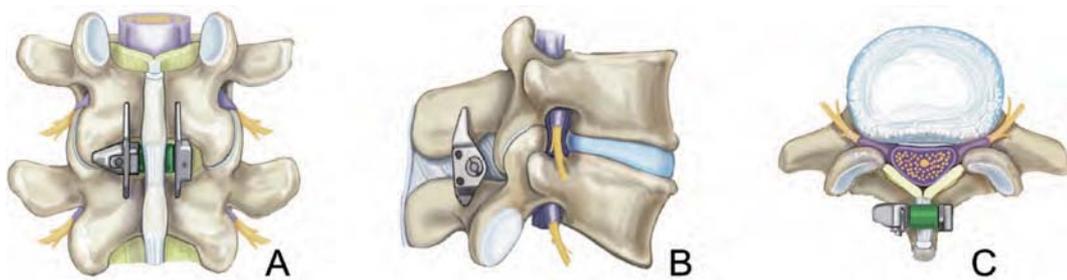


Fig. 1.30. Esquema del X-STOP in situ. Visión posterior (A), Lateral (B) y Axial (C), mostrando su colocación entre las dos apófisis espinosas. Las aletas laterales previenen la migración lateral y anterior, mientras que el ligamento supraespinoso previene la migración posterior. (Zucherman, 2005).

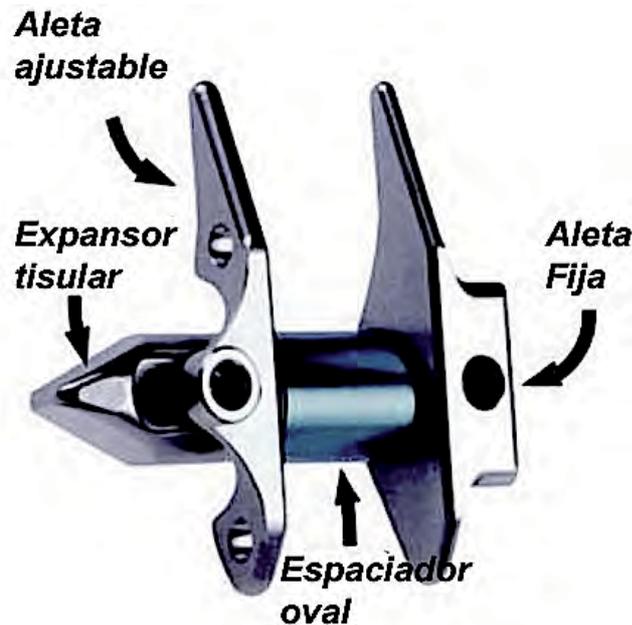


Fig. 1.31. Imagen ilustrativa del XTOP con su aleta universal ajustable sobre el sistema, una vez ha sido introducido el espaciador, a través del espacio interespinoso, con la ayuda de la forma cónica del expansor tisular. La aletas, una vez fijadas, evitarán la migración del dispositivo.

El sistema X-STOP reduce el área de contacto, la presión media y la fuerza sobre las carillas articulares, en el espacio del implante, en un 50%. No hay diferencias significativas en estos parámetros, sobre las carillas articulares del segmento adyacente, entre especímenes intactos e implantados, con la excepción del área de contacto articular, que sí aumenta⁶¹.

Swanson et al⁶² informan de una reducción de la presión intradiscal, tanto en el anillo posterior como en el núcleo, hasta un 60% en el espacio instrumentado, sin modificar la presión intradiscal de los niveles adyacentes.

Richards JC et al⁶³ midieron el canal y los forámenes neurales en columna de cadáver en flexión y extensión usando RMN, antes y después de la colocación de un implante interespinoso, objetivando en extensión un aumento de las dimensiones del canal y de los forámenes.

Por otra parte, en un estudio prospectivo sobre el tratamiento de la estenosis de canal lumbar⁶⁴, sólo un 54% obtuvieron mejoría clínica significativa, y un 29% no mejoró nada y precisó de infiltraciones caudales al año, en comparación con los resultados clínicos más alentadores de

Zukerman et al⁶⁵, que en un trabajo prospectivo, aleatorio y multicéntrico, con casos control y un seguimiento de dos años, en pacientes afectados de claudicación neurógena intermitente por estenosis de canal, observó una respuesta clínica satisfactoria en el 73% de pacientes intervenidos con X-STOP, frente a un 36% de resultados satisfactorios en el grupo control.

7.2.3. U- Interespinal (Surgi C®).

La "U" interespinal fue diseñada por el cirujano Jacques Samani, en 1994. También llamada Coflex, ha sido concebida para ser insertada entre dos apófisis espinosas adyacentes, previa escisión de los ligamentos supra e interespinal. Se le atribuyen propiedades biomecánicas como la limitación, en forma leve, tanto de la rotación axial como la flexión lateral. Tsai et al⁶⁶ concluyeron, en un estudio biomecánico en cadáver, que el coflex devolvía, al segmento desestabilizado tras una amplia laminectomía, a un estado similar al intacto en términos de flexo-extensión y rotación axial. Es un dispositivo de titanio, cuyo cuerpo en forma de U, posee dos aletas en cada lado. Aporta un soporte flexible a la columna posterior y está diseñado para permitir la flexión lumbar, siendo restrictivo en la movilidad en extensión y rotación. Puede ser aplicado desde L1 a L5, alguna vez en S1, dado que necesita del apoyo sobre la apófisis espinosa. Está disponible en cinco tamaños que oscilan de los 8 a los 16 mm. Hasta el momento, las indicaciones que han sido documentadas son las siguientes:

- Estenosis de canal con o sin inestabilidad. Sin embargo, la hernia discal o la estenosis con inestabilidad severa no son una indicación.
- Inestabilidad intraoperatoria.
- En el nivel adyacente a una fijación rígida. Como prevención de la patología del nivel adyacente.
- Inestabilidad segmentaria en pacientes mayores o con osteoporosis, como alternativa a la fusión.

Las contraindicaciones comprenden: la inestabilidad segmentaria severa, la espondilolistesis degenerativa severa de 2º grado o mayor, la cifosis, la escoliosis severa y la espondilolistesis ístmica.

El dispositivo se implanta después de realizar la cirugía descompresiva, en el caso de estenosis de canal. Se escinde el ligamento interespinal. No es precisa la resección del ligamento supraespinal. El implante no

debe ser implantado en excesiva distracción para evitar dolor postoperatorio debido a cifosis secundaria.

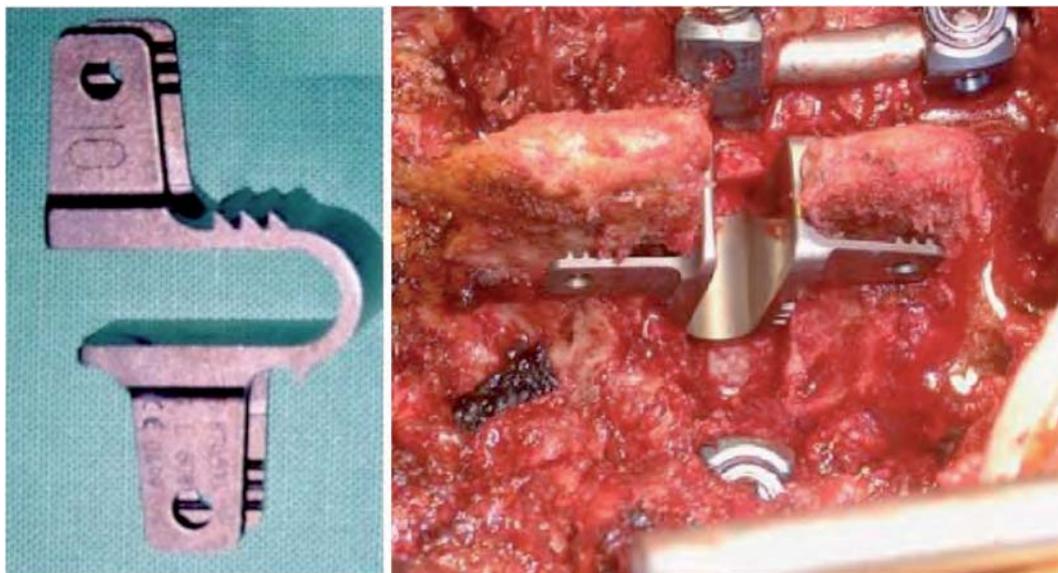


Fig. 1.32. U- Interespinal. A la derecha, imagen después de su implantación en un nivel adyacente a una fusión.

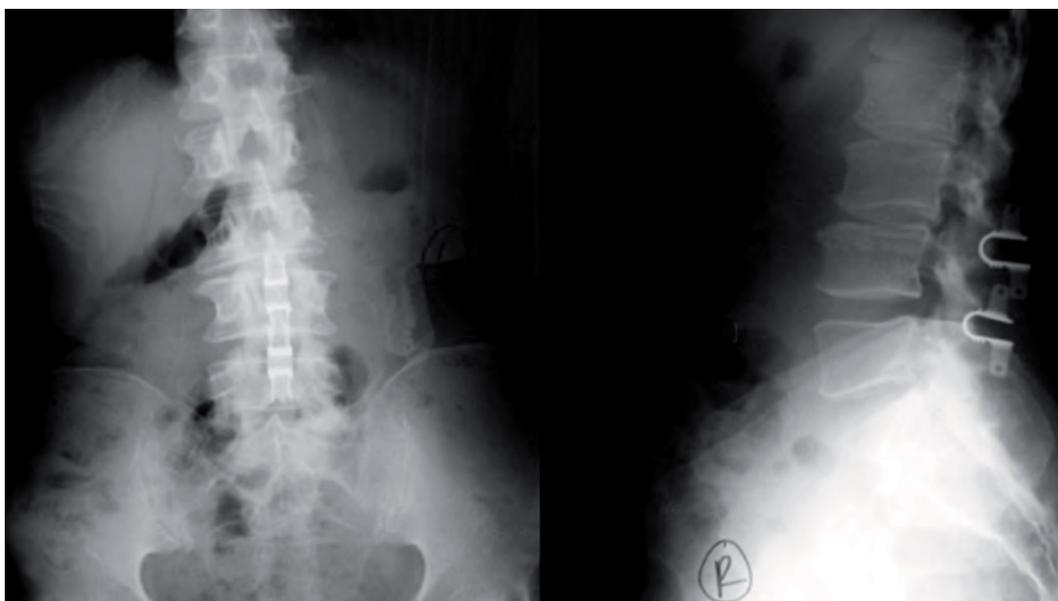


Fig. 1.33. Radiografías de columna lumbar con sendos implantados en los niveles L3-4, L4-5.

7.2.4. Sistema DIAM (Device for Intervertebral Assisted Motion).

Justificación biomecánica. Con el avance de la degeneración discal la carga aumenta sobre los elementos posteriores de la columna. Con esto, el soporte de la columna anterior a la transmisión de cargas se pierde y se transmite a las articulaciones interapofisarias, así como el centro de movimiento se traslada dorsalmente. Esto acelera la degeneración facetaria y genera dolor de origen facetario.

El DIAM es un cojín de silicona, con una malla externa de poliéster, que se inserta entre ambas apófisis espinosas. El dispositivo es fijado a las apófisis espinosas, craneal y caudal, mediante dos cables de poliéster. Basa su efecto terapéutico en la absorción de cargas a través de la columna posterior, manteniendo, a su vez, una distracción sobre el agujero de conjunción. Restablece la altura de la columna posterior y comparte la transmisión de cargas, teóricamente, tanto de los elementos anteriores como de los posteriores. Su resistencia a la flexión se establece por el estiramiento de los cables de sujeción del DIAM, así como del estiramiento de las estructuras músculo-ligamentosas posteriores. Durante la extensión, comparte las cargas mediante su capacidad de compresibilidad ^{56 57}.

Caserta et al⁶⁷ informan de buenos resultados en el tratamiento de la hernia discal recidivada, comentando la posibilidad de usarlo también, con buenos resultados, en el tratamiento de la patología degenerativa discal, la estenosis de canal y la inestabilidad de bajo grado. También lo consideran una buena opción, en asociación a la artrodesis lumbar, en el nivel adyacente superior, dado que reduce el estrés mecánico, como elemento de prevención de la patología del nivel adyacente, cuando hay signos degenerativos incipientes en éste nivel.



Fig. 1.34. Visión intraoperatoria de una fusión L5-S1 combinada con una estabilización dinámica L4-5 con el sistema DIAM⁶⁷.

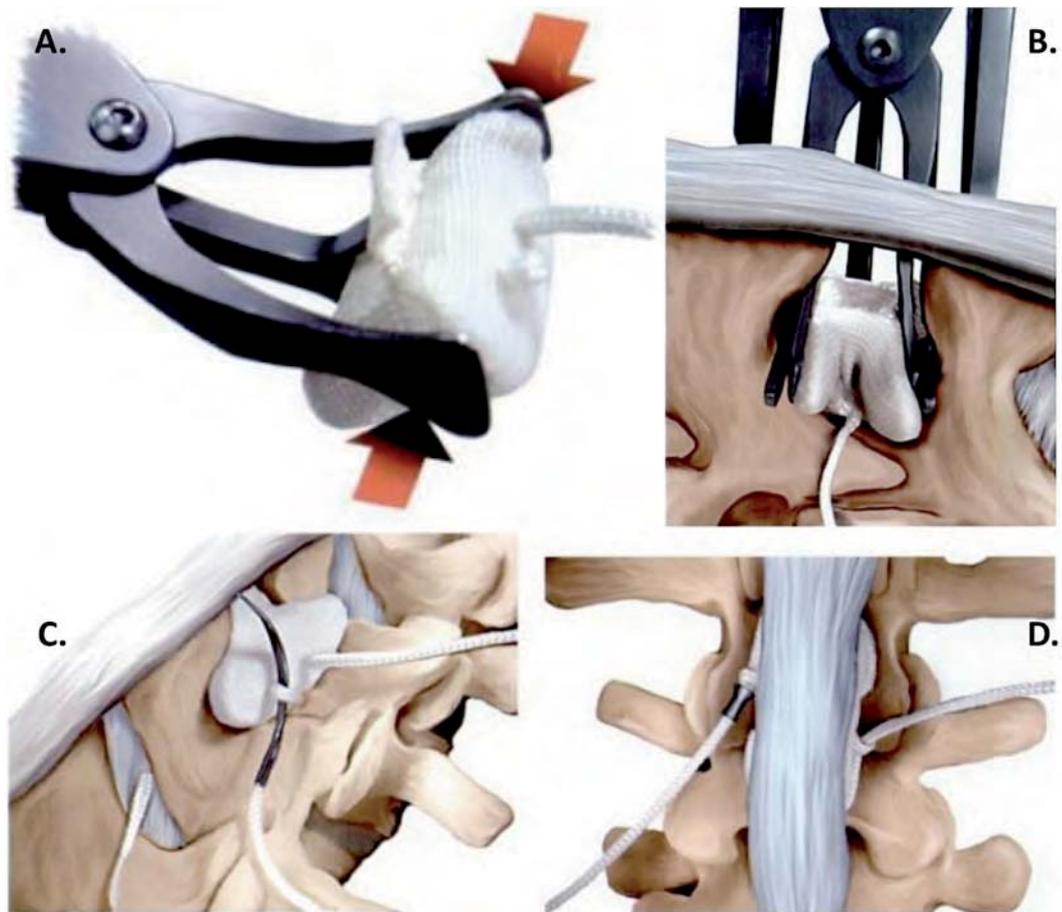


Figura 1.35. Sistema DIAM. A. Visión del dispositivo con núcleo de silicona, malla y amarres de poliéster, cogido con pinzas de agarre, que al comprimirlas producen el pliegue de las aletas del dispositivo, facilitando su inserción lo más anterior posible, B. C y D. Con los amarres de poliéster, se fija el DIAM a las apófisis espinosas, al tiempo que se le da tensión longitudinal al sistema.

7.3. Ligamentos entre tornillos pediculares.

7.3.1. Ligamento de Graf.

Es uno de los primeros sistemas de estabilización dinámica desarrollados y más comúnmente usados, con resultados comparables a la fusión⁶⁸. El sistema consiste en un ligamento de poliéster trenzado no elástico, que es lazado bajo tensión alrededor de unos tornillos pediculares, bloqueando la movilidad del segmento en lordosis completa. El concepto se basa en que, una vez bloqueadas las facetas articulares, impediríamos la rotación.

El sistema permitiría una flexión limitada y, en consecuencia, un control del dolor.

Aunque clínicamente ha demostrado buenos resultados, se ha observado, no obstante, por estudio de presión intradiscal mediante perfilometría^{53,68}, que la ligamentoplastia de Graf transfiere las cargas desde la parte anterior del disco al anillo posterior, y podría ser la causa de un fracaso tardío (fig. 1.36 D).

Igualmente, el procedimiento aumenta de forma significativa la estenosis del receso lateral, especialmente, si existe una degeneración preexistente en las articulaciones facetarias o un engrosamiento del ligamento amarillo, debido a la marcada lordosis del segmento instrumentado. Se atribuye a esta causa la clínica de compresión radicular encontrada, hasta en un 25% de los casos, en el estudio de Grevitt et al⁶⁸ (fig. 1.36 C). Sin embargo, Gardner et al⁶⁹ en su revisión de casos operados, realizada con siete años de seguimiento, presentan unos buenos resultados que alcanzan el 77%.

Kanayama et al⁷⁰ estudiaron la repercusión sobre el segmento adyacente de dos grupos de pacientes: uno sometido a ligamentoplastia de Graf y otro a una fusión posterolateral en el segmento L4-5. Los autores observaron un índice de reintervenciones, por degeneración del segmento adyacente, del 5,6% en el primer grupo, frente a un 18,5% en el grupo de fusión; concluyendo así, que en casos bien seleccionados, a parte de mantener la movilidad lumbar del segmento y la alineación sagital, este tipo de estabilización dinámica contribuye a disminuir el riesgo de degeneración del segmento adyacente, en comparación con la artrodesis lumbar posterolateral.

Gardner et al establecen las siguientes indicaciones para el procedimiento:

- El síndrome de inestabilidad lumbar con o sin afectación neurológica.
- La estabilización de un disco degenerado y sintomático, adyacente por encima o por debajo de una fusión.
- Como alternativa a la fusión, en la estabilización de un disco sintomático, adyacente a una espondilolisis, que es reparada en el mismo acto quirúrgico.
- La estabilización de tres o más niveles discales degenerados, como alternativa a una fusión multisegmentaria.
- La estabilización híbrida, combinando la ligamentoplastia de Graf con la fusión, en casos donde uno de los niveles presenta una degeneración discal muy severa o una espondilolistesis, no susceptible de estabilización con Ligamento de Graf.

Así mismo, estos últimos autores abogan por una artrectomía parcial profiláctica o la extracción del ligamento amarillo hipertrófico, en aquellos paciente donde se sospeche una tendencia a la estenosis del receso lateral y del foramen, para evitar el posible compromiso radicular secundario, ya descrito por otros autores^{68,71}.

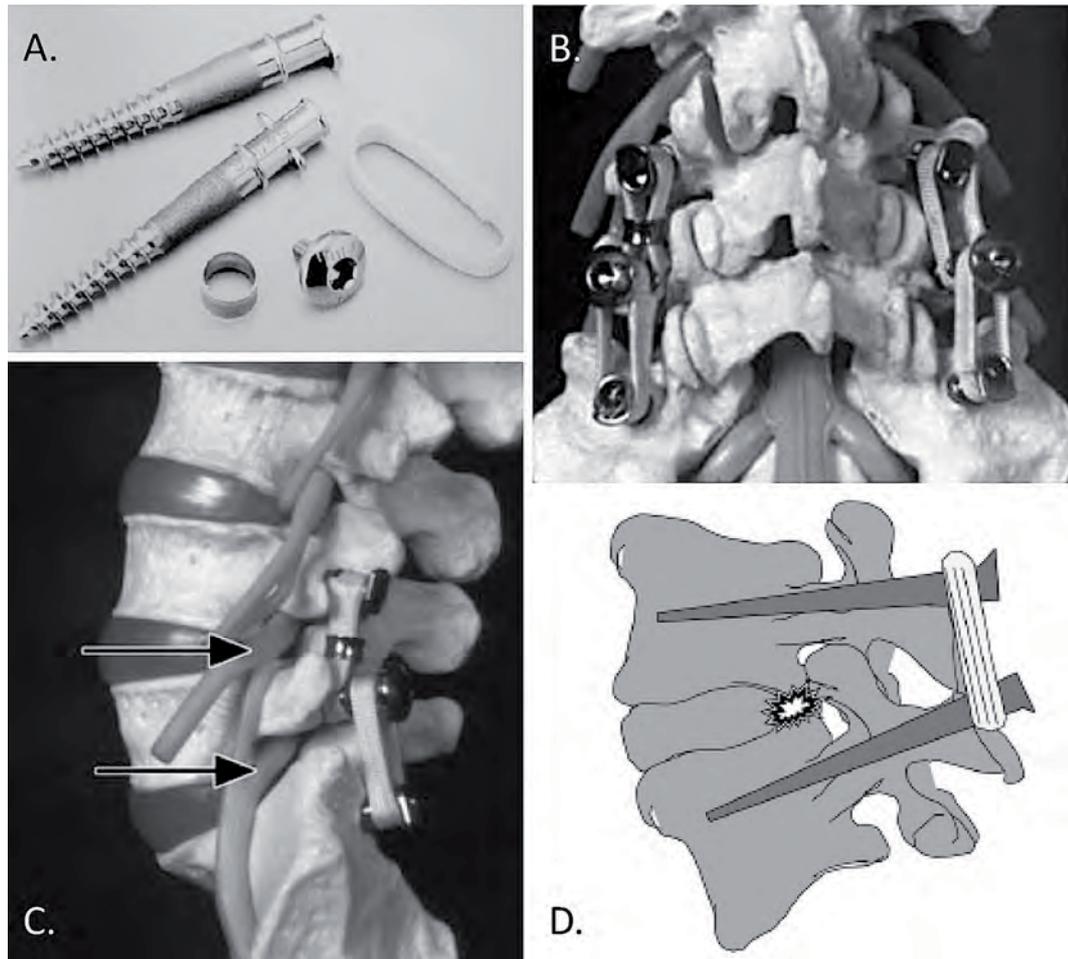


Fig. 1.36. Ligamento de Graf. A. Imagen mostrando la instrumentación del sistema, compuesto por tornillos pediculares de aleación de titanio de 5 a 7 mm de \varnothing y unas bandas anulares trenzadas de poliéster. B. Las bandas ejercen una fuerza compresiva entre los tornillos pediculares, bloqueando las articulares posteriores del segmento instrumentado en lordosis. C. Las flechas indican el lugar donde la raíz nerviosa puede sufrir la compresión. D. Esquema ilustrativo de cómo el sistema incrementa las cargas en el aspecto posterior del disco del segmento instrumentado⁷².

7.3.2. Sistema FASS (Fulcrum-Assisted Soft Stabilization).

Presentado en 2005 por Sengupta et al⁷², es un sistema similar al ligamento de Graf; pero añade un fulcro delante del ligamento artificial que conecta los dos tornillos pediculares. Los ligamentos aplicarían una fuerza compresiva posterior, mientras que el fulcro convertiría esta fuerza compresiva posterior en una distracción anterior, que descargaría el espacio discal. Esta combinación de elementos mantendría o restauraría la lordosis, al mismo tiempo que actuaría compartiendo la carga soportada por el disco y las articulaciones interapofisarias. Aunque no hay experiencia clínica en su colocación, ha demostrado, en estudios experimentales in vitro, una disminución del 50% en la presión intradiscal del segmento instrumentado.

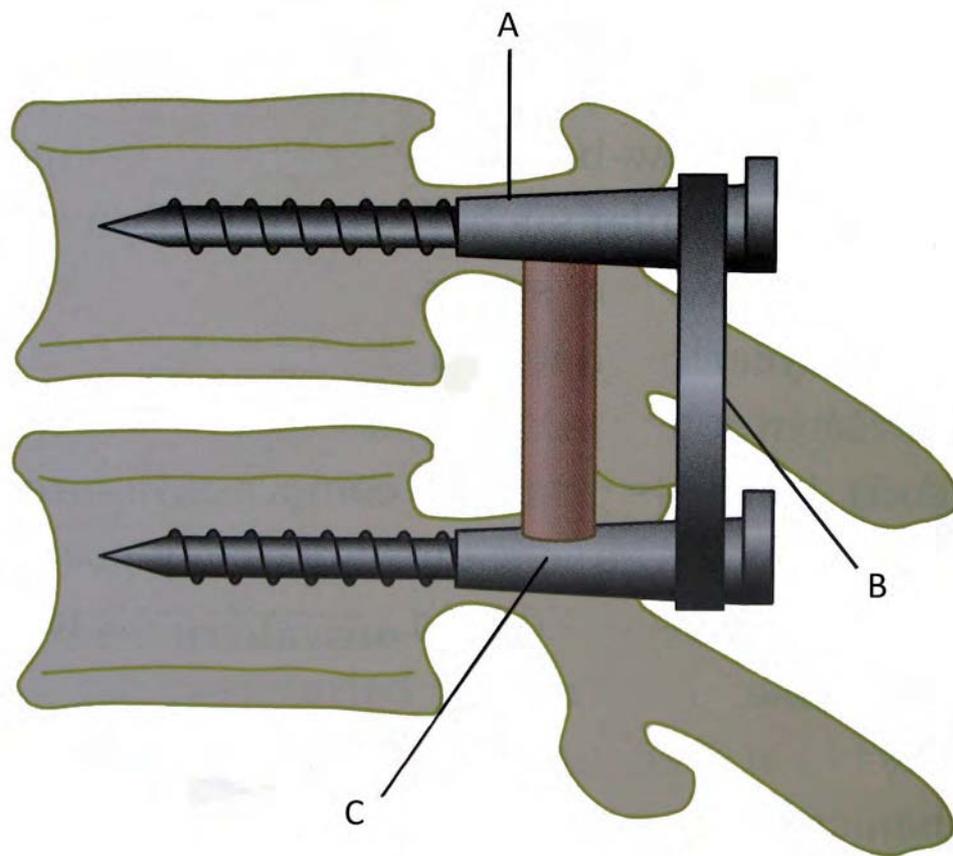


Fig. 1.37. Esquema representativo del sistema FASS, compuesto de unos tornillos pediculares de titanio, **A**; un ligamento hecho con bandas elásticas de poliuretano, **B**; y un fulcro de politetrafluoroetileno flexible, **C**.

7.3.3. DYNESYS (DYnamic NEutralization SYstem for the Spine).

Sistema de estabilización dinámica diseñado por Gilles Dubois y utilizado, por primera vez, en Francia en 1994⁷³.

El sistema consta de unos tornillos pediculares de aleación de titanio, unas cuerdas de poliéster (tereftalato-polietileno) y unos espaciadores de policarbonato de uretano. Los tornillos anclan el sistema Dynesys® al pedículo y el cuerpo vertebral; los espaciadores modulares se fijan entre las cabezas de los tornillos pediculares; y las cuerdas conectan las cabezas de los tornillos pediculares a través de un conducto ubicado en el centro del espaciador. Los cordones de poliéster estabilizan y soportan fuerzas de tensión, mientras que los espaciadores resisten fuerzas de compresión (fig. 1.38).

Teóricamente, estabiliza los elementos posteriores, de tal manera, que descarga las facetas articulares, así como la parte posterior del disco⁷⁴, a la vez que permite algún grado de movimiento, restringiendo la flexión sobre un 30%, y permitiendo de 1 a 3° de movilidad del segmento instrumentado^{73, 75}.

Por otra parte, no afecta la movilidad del segmento adyacente, según los estudios biomecánicos de Schmoelz et al⁷⁵, y los estudios comparativos con RMN, pre y postoperatoria a la implantación del Dynesys®, de Beastall et al⁷⁶.

Los trabajos retrospectivos de revisión clínica de pacientes intervenidos con DYNESYS® son contradictorios. El grupo de investigadores desarrollador del Dynesys® presentó en 2002 su trabajo de revisión clínica sobre 83 pacientes⁷³. Las indicaciones quirúrgicas incluían una serie de condiciones de patología degenerativa, como la estenosis de canal, la discopatía, la hernia discal, la espondilolistesis y la cirugía de revisión. Se observó aflojamiento radiológico de los tornillos pediculares en siete casos, con retirada de uno de ellos. Una intervención quirúrgica precoz fue requerida en cuatro casos, mientras que una cirugía de revisión tardía fue requerida, en cinco casos en el mismo segmento, y en siete casos por patología del segmento adyacente. Los autores concluyeron que el sistema era seguro, y una alternativa efectiva en el tratamiento de la patología degenerativa lumbar inestable. Schnake et al⁷⁷ concluyen, en su trabajo de revisión sobre 28 pacientes, que en pacientes de edad avanzada con estenosis de canal con espondilolistesis degenerativa, la estabilización dinámica con Dynesys®, asociada a descompresión de canal, presenta unos buenos resultados clínicos, similares al tratamiento quirúrgico convencional, sin los posibles problemas asociados al injerto óseo, propios de la artrodesis. Por el

contrario, Grob et al⁷⁸, en su revisión de 31 pacientes intervenidos con este sistema, observaron unos resultados bastante pobres en el tratamiento del dolor lumbar y el dolor radicular, con unos buenos resultados inferiores al 50%, así como unos índices de reintervención relativamente altos.

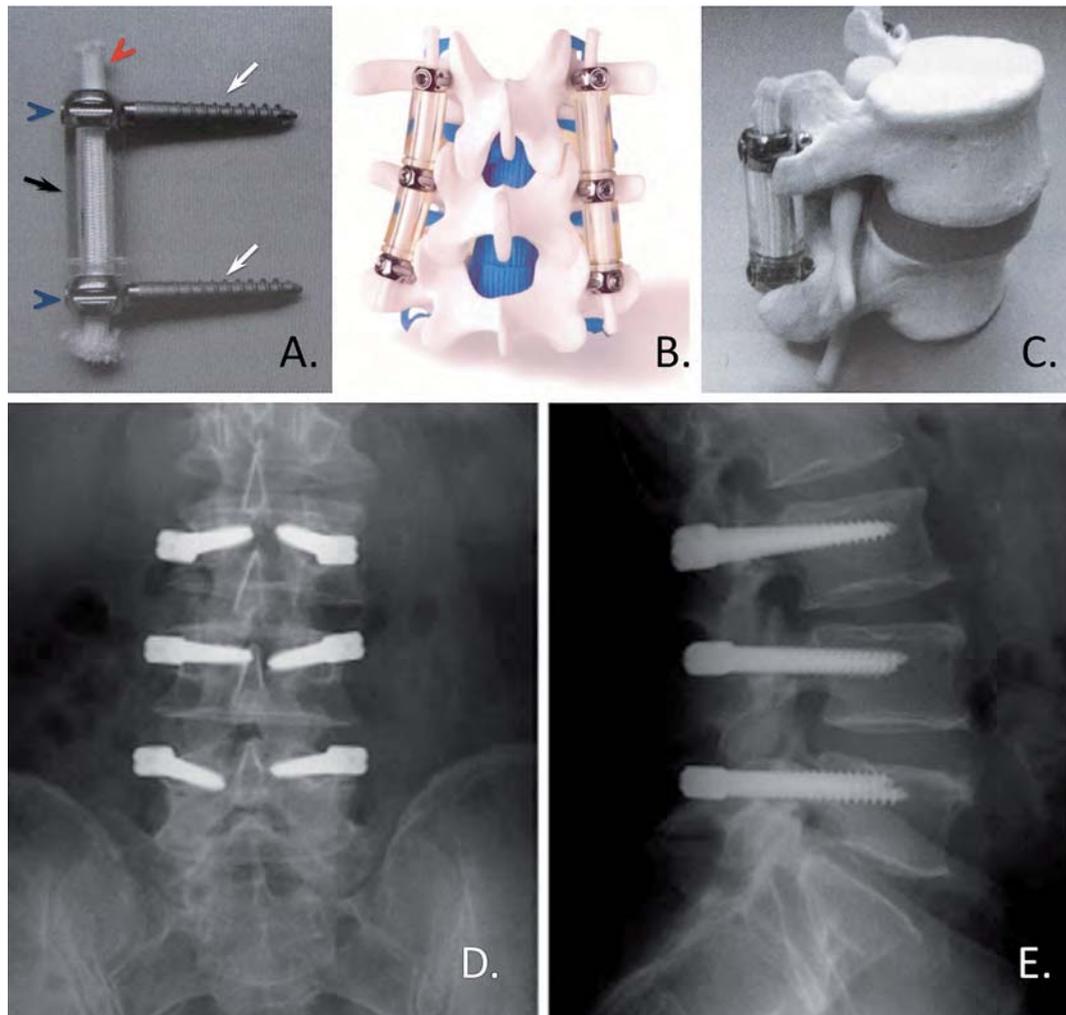


Fig. 1.38. El sistema Dynesys® (Zimmer Spine, Minneapolis, Minnesota) consta de, A, tornillos de aleación de titanio (flechas blancas) conectados por cuerdas tereftalato-polietileno (cabeza de flecha roja), que transcurren a través del anima de espaciador cilíndrico de policarbonato de uretano (flecha negra). Las cuerdas son tensionadas y aseguradas a cada tornillo con un tornillo prisionero (cabezas de flecha azules). Los tornillos pediculares son insertados de forma tradicional (aunque se aconseja intentar un punto de inserción lo más lateral posible, en un intento de evitar la lesión de las articulaciones facetarias). B, visión posterior. C, visión lateral. El sistema es similar, en apariencia, a cualquier sistema estándar de fusión de tornillos- barra, con la diferencia de mantener la movilidad del segmento. D y E, imagen del resultado radiológico del implante.

7.4. Sistemas híbridos.

Estos sistemas se componen de unos tornillos pediculares y unas conexiones que combinan una parte rígida, para permitir una fusión del segmento instrumentado, con una porción elástica, que se coloca en el segmento adyacente superior, para permitir cierto grado de movimiento y, de esta forma, realizar una estabilización dinámica en éste otro nivel. Son sistemas que permiten el tratamiento de la patología degenerativa lumbar, con diferentes estadios de degeneración y en niveles contiguos.

7.4.1. Sistema Isolock®, SCIENT'X®.

Consta de un sistema de tornillos pediculares de titanio al que se pueden conectar barras rígidas, o bien semirrígidas. Las barras semirrígidas presentan una articulación que permite tres grados limitados de movimiento: uno de traslación axial, de 0,8 mm, mediante una conexión elástica; dos para rotación en sentido frontal y sagital, de $\pm 4^\circ$. Una vez montado el sistema, se ha calculado que permite $\pm 2^\circ$ de movimiento en flexión y extensión, en el plano sagital, así como $\pm 0,2$ mm de movimiento en sentido axial cuando hay una compresión (fig. 1.39).

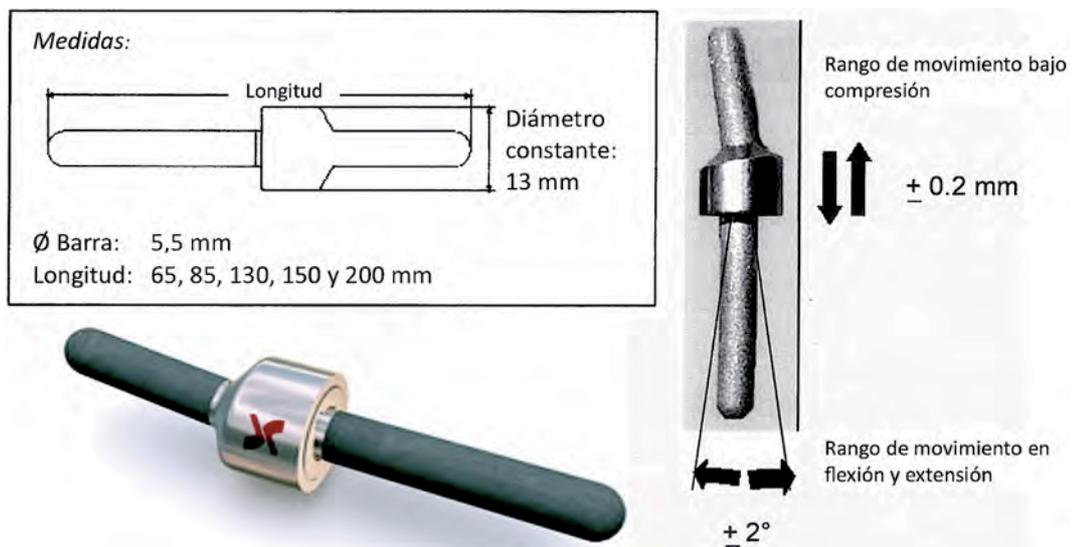


Fig. 1.39. Sistema Isolock®. Arriba y a la derecha, esquema representativo de las dimensiones de las barras y de su capacidad de movimiento. Abajo a la izquierda, imagen de las barras.

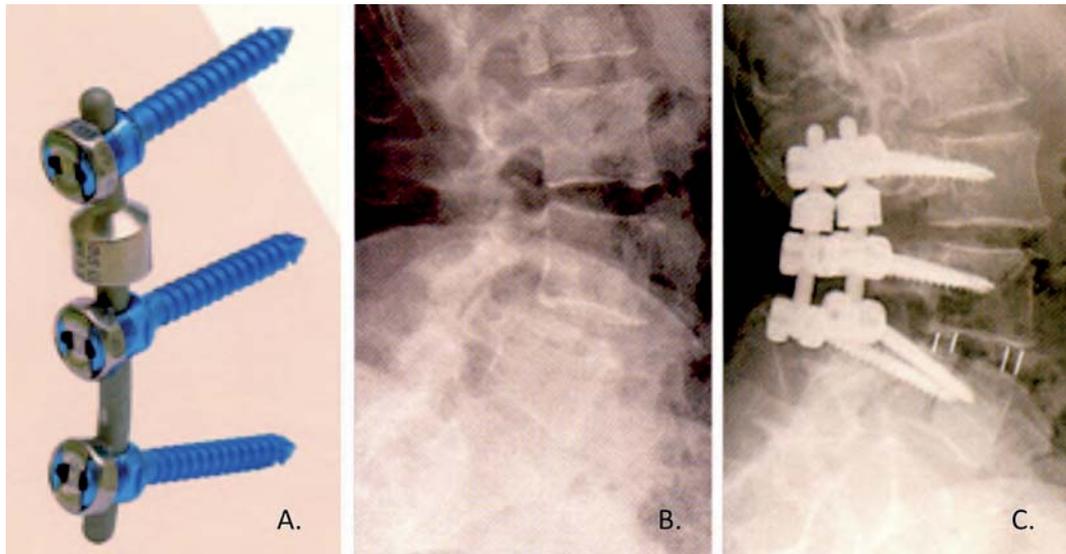


Fig. 1.40. Sistema ISOLock®. A, Imagen de las barras y el montaje con los tornillos pediculares. B, Espondilolistesis degenerativa de L4. C, Imagen radiológica postoperatoria después de efectuar artrodesis circunferencial L4-5 y estabilización, con barra semirrígida, en el nivel suprayacente L3-4.

7.4.2. El implante DTO™ de Zimmer®.

Presentado en el 2008, combina la estabilización dinámica del sistema Dynesys® con la fijación rígida del sistema OPTIMA™. Mediante el diseño de un cabezal más amplio en el tornillo pedicular (tornillo de hibridación- fig. 1.41 B) se permite la fijación, tanto de la barra como del cordón de poliéster, consiguiéndose la hibridación de ambos sistemas.

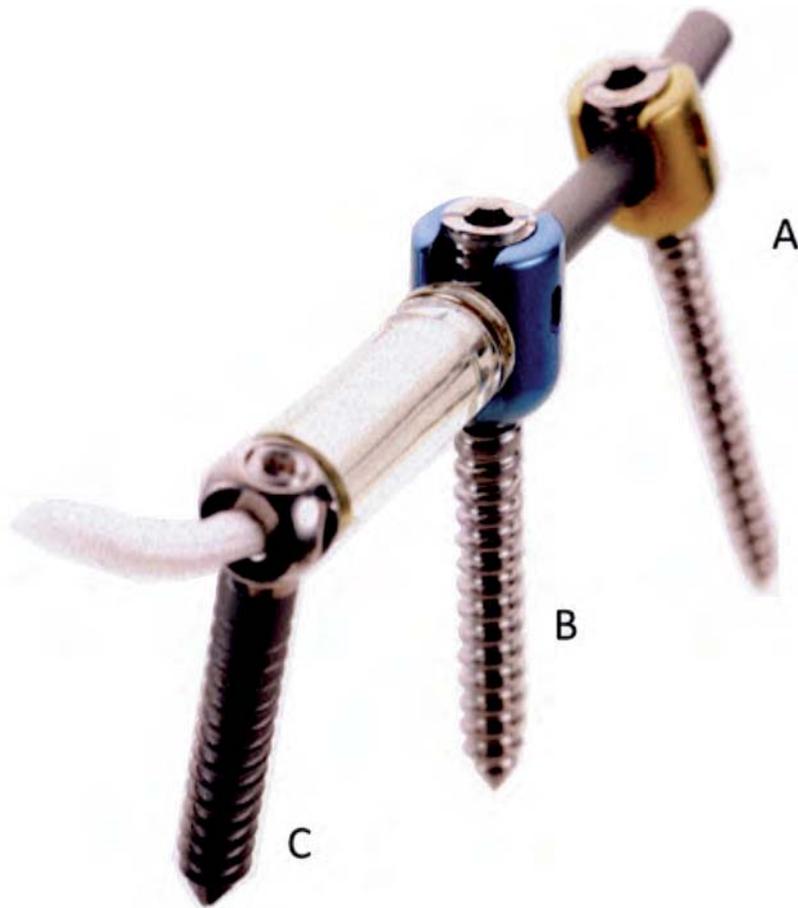


Fig. 1.41. Detalle del implante DTO® (Zimmer Spine, Minneapolis, Minnesota), que consta de tres tipos de tornillos pediculares: **A**, tornillo para fijación a barra de titanio, propio de una fijación rígida; **B**, Tornillo de hibridación del sistema, con cabezal más amplio para permitir la conexión del cordón de poliéster y la barra de titanio; y **C**, tornillo pedicular propio del sistema Dynesys®, para la fijación del cordón de poliéster.



II. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.

1. Hipótesis.

Se sabe que después de una instrumentación rígida se produce una disminución de la presión intradiscal en el segmento instrumentado, pero que, por el contrario, la presión se incrementa en el disco adyacente superior, hasta un 40% en el trabajo de Cunningham et al⁴². Se sabe también que este aumento de presión intradiscal es superior cuando este disco es adyacente a una fijación rígida doble^{43, 44}, siendo hasta un 85% superior en el trabajo de Weinhofer et al; y que también aumenta más cuanto más rígida es la fijación⁴⁵.

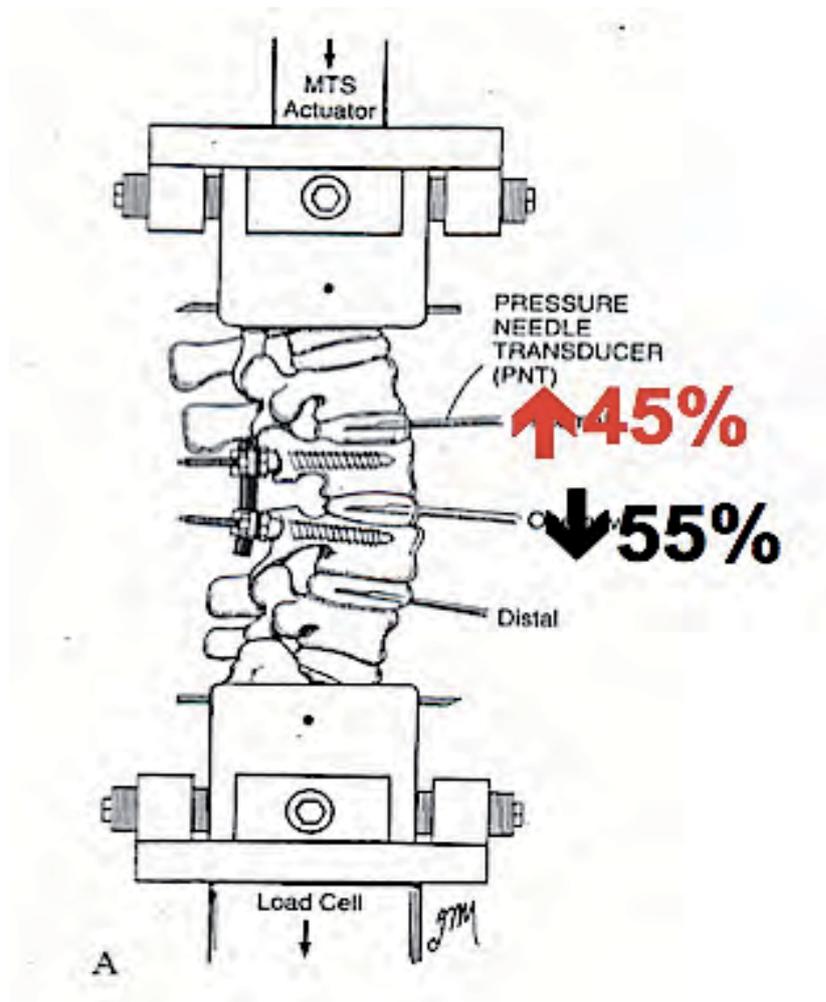


Fig. 2.1. Trabajo de Cunningham.

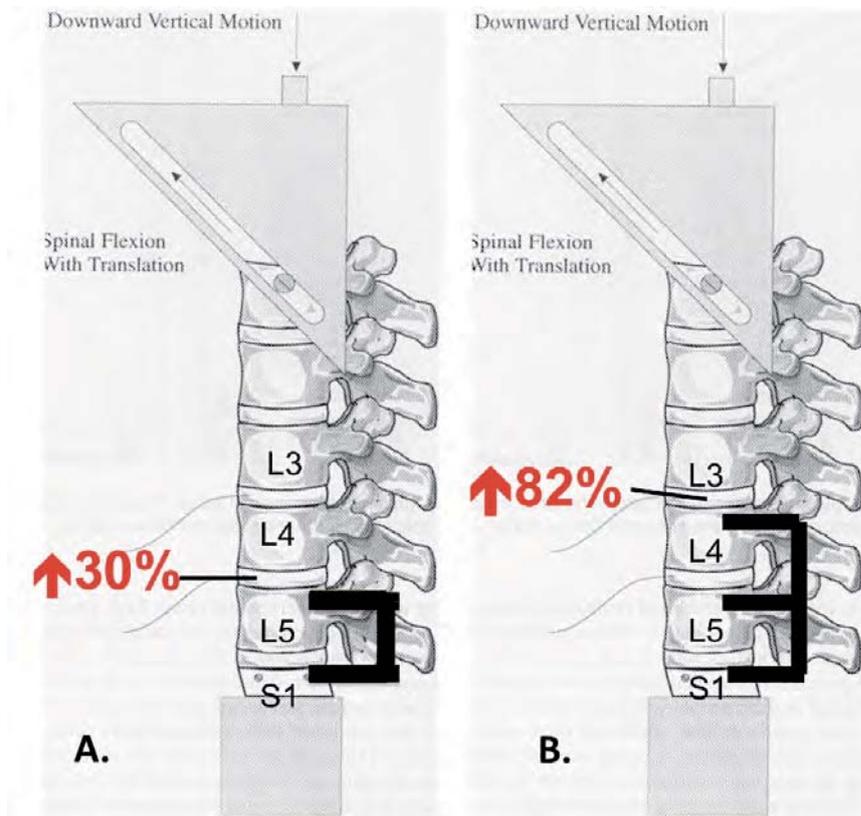


Fig. 2.2. Trabajo de Weinhofer. A: con instrumentación monosegmentaria. B: con instrumentación bisegmentaria.

2. Objetivo.

Nuestro objetivo con el presente estudio es saber, si el hecho de añadir una estabilización dinámica a una fijación rígida comportará un incremento de presión importante en el segmento adyacente superior a esta fijación, que denominaremos híbrida, o por el contrario, el sistema de estabilización dinámica contribuirá a absorber las cargas, evitando así, los incrementos observados por los mencionados autores tras una fijación rígida bisegmentaria.

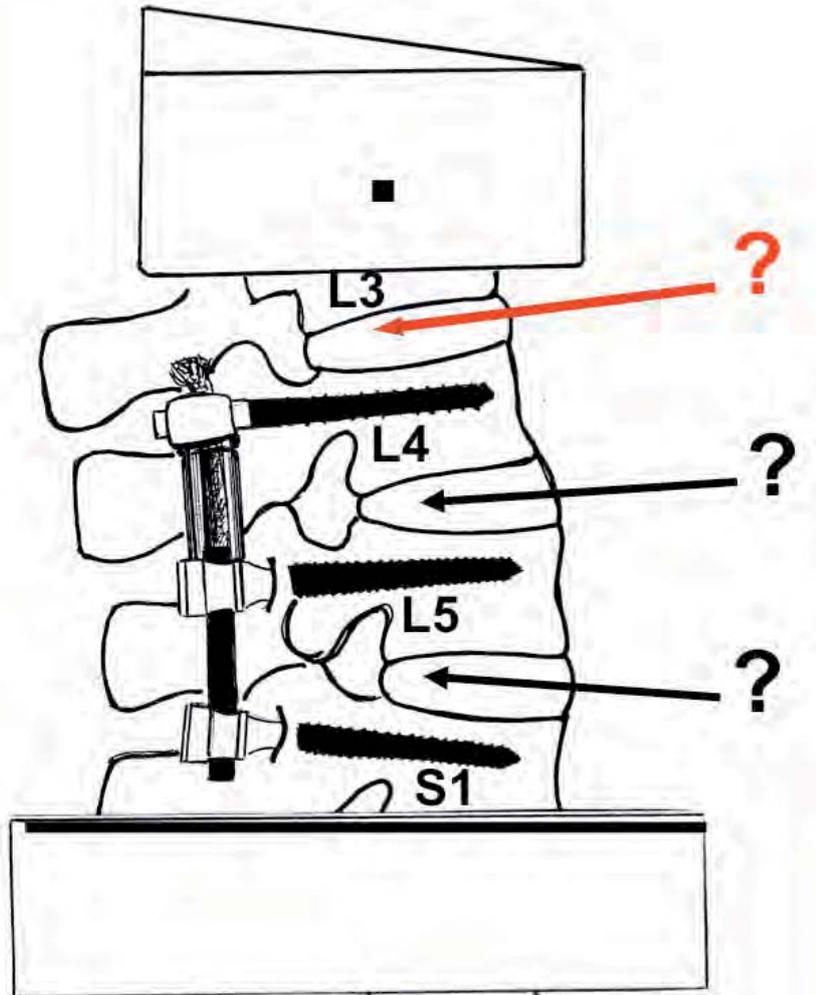


Fig. 2.3. Especimen de columna lumbar L3-S1 de cadáver. Se ha practicado una hibridación con una fijación rígida L5-S1 y una estabilización dinámica L4-5, con el sistema Dynesys® ¿Añadir una estabilización dinámica, por encima de una fijación rígida, repercutirá significativamente sobre la presión intradiscal en el nivel adyacente superior?

The image features a complex, abstract background. A central, roughly circular area is dominated by vibrant orange and red tones, with a textured, almost crystalline appearance. This central area is surrounded by a lighter, greyish-white border that also exhibits a textured, wavy pattern. The overall effect is one of depth and movement, reminiscent of a microscopic view or a digital simulation. A white rectangular box is positioned in the lower-middle section of the image, containing the text 'III. MATERIAL Y MÉTODOS.' in a bold, black, sans-serif font.

III. MATERIAL Y MÉTODOS.

1. Material y metodología.

Se utilizaron seis especímenes de columna lumbar humana, obtenidos de necropsias, a los que se les practicó la retirada de la musculatura, respetando los ligamentos común vertebral anterior, interespinoso, supraespinoso y las articulaciones interapofisarias. Las columnas se seccionaron a través del disco L2-3, dejando un espécimen con cuatro vértebras (L3 a S1) y tres discos móviles (L3-L4, L4-L5, L5-S1).

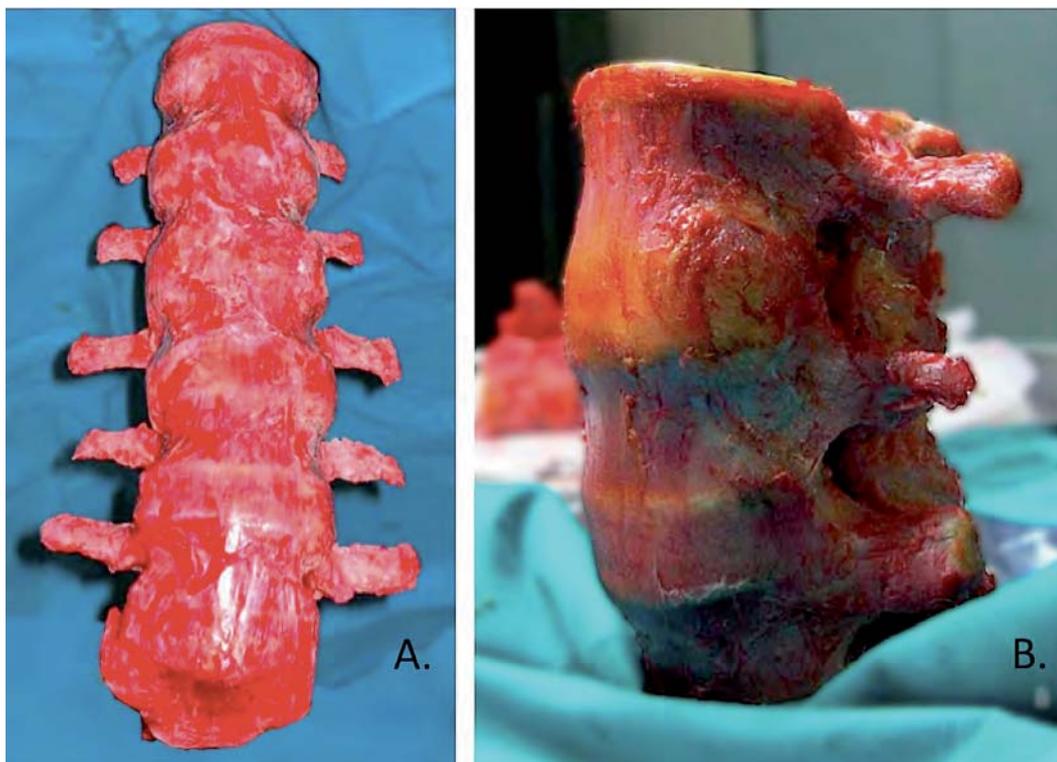


Fig. 3.1. A. Columna lumbar esqueletizada después de la retirada de la musculatura para vertebral. B. Columna lumbar amputada a nivel sacro y a través del disco L2-3.

La conservación de los especímenes se realizó mediante congelación a -70° C. Veinticuatro horas antes del ensayo se procedió al descongelado de los especímenes y su conservación en cámara a 4° C. El siguiente paso fue la fijación de los extremos de cada espécimen, a través de las vértebras L3 y S1, a unas cazoletas de policloruro de vinilo (PVC) (fig. 3.2. y 3.3) con ayuda de tres tornillos, y el posterior relleno con resina sintética epóxido Araldit rápido® de Ceys® (fig. 3.4.).

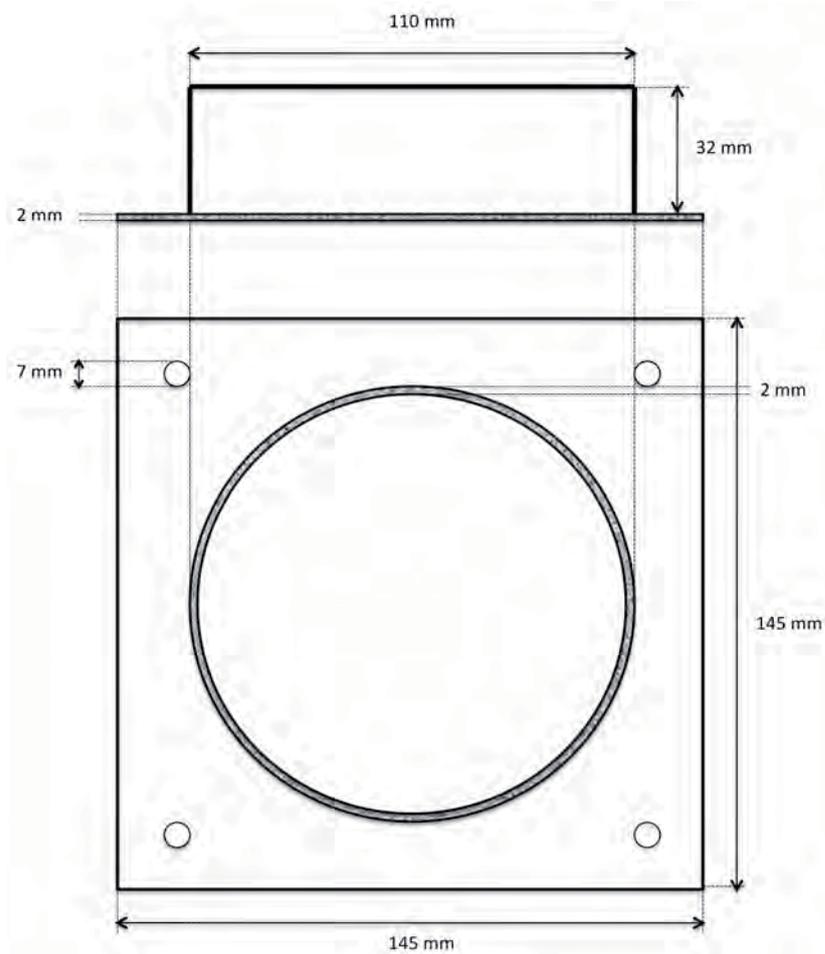


Fig. 3.2. Dibujo de las cazoletas de PVC con sus dimensiones, en alzada y planta.



Fig. 3.3. Imagen de las cazoletas de PVC con la disposición de los tornillos de fijación.

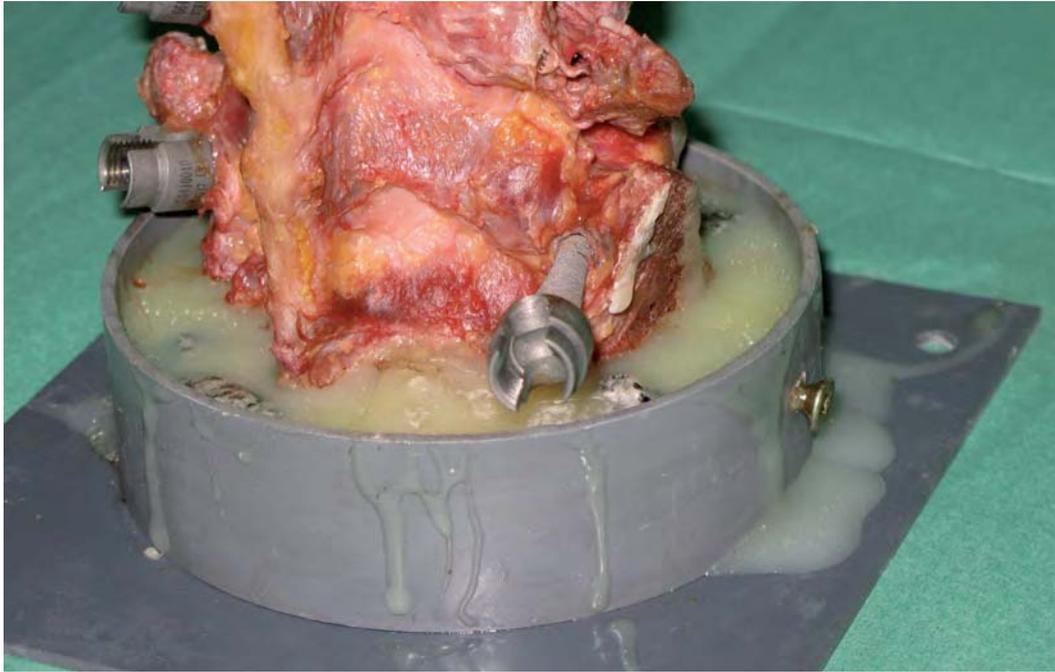


Fig. 3.4. Imagen ilustrativa de la fijación conseguida a las cazoletas con la combinación de atornillado y la resina sintética Araldite Rapid®.

Posteriormente, se realizaron radiografías con proyecciones de frente y de perfil. Se practicó también una discografía previa para valorar la integridad de los discos intervertebrales.

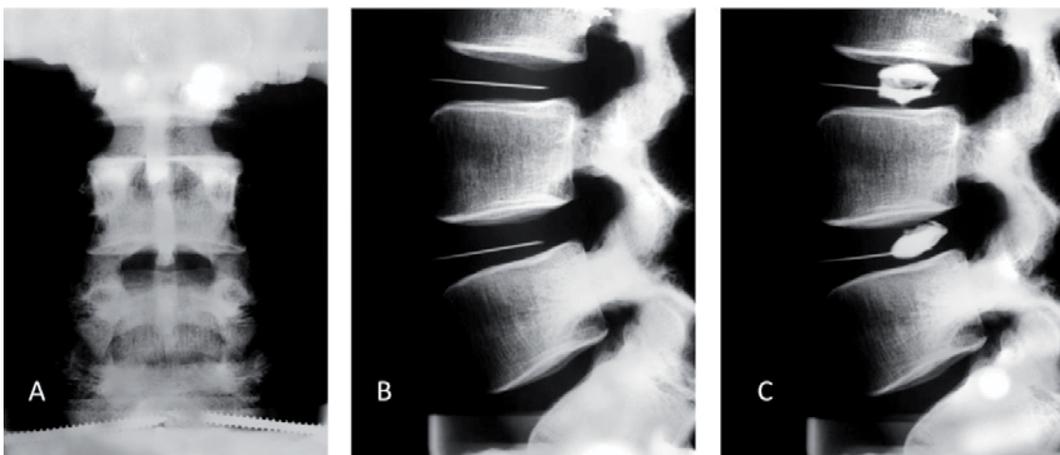


Fig. 3.5. Imagen del estudio radiológico practicado, previo al ensayo biomecánico. A. Proyección de frente. B. Proyección de perfil, con introducción de agujas espinales intradiscales, previo a la discografía, C.

Los ensayos fueron realizados en el Laboratorio del Centro de Diseño de Aleaciones Ligeras y Tratamientos de Superficie de la Universidad Politécnica de Cataluña.



Fig. 3.6. Laboratorio del Centro de Diseño de Aleaciones Ligeras y Tratamientos de Superficie de la Universidad Politécnica de Cataluña.

2. Sistemas de Instrumentación vertebral utilizados.

2.1. Sistema de instrumentación rígida.

Utilizamos el sistema Diapasón® (Stryker Howmedica®, Cestas, Francia) en el segmento L5-S1. Se trata de un material de instrumentación rígida que utiliza tornillos pediculares monoaxiales troncocónicos autoterrajantes de titanio, y barras de fijación también de titanio (fig. 3.7).

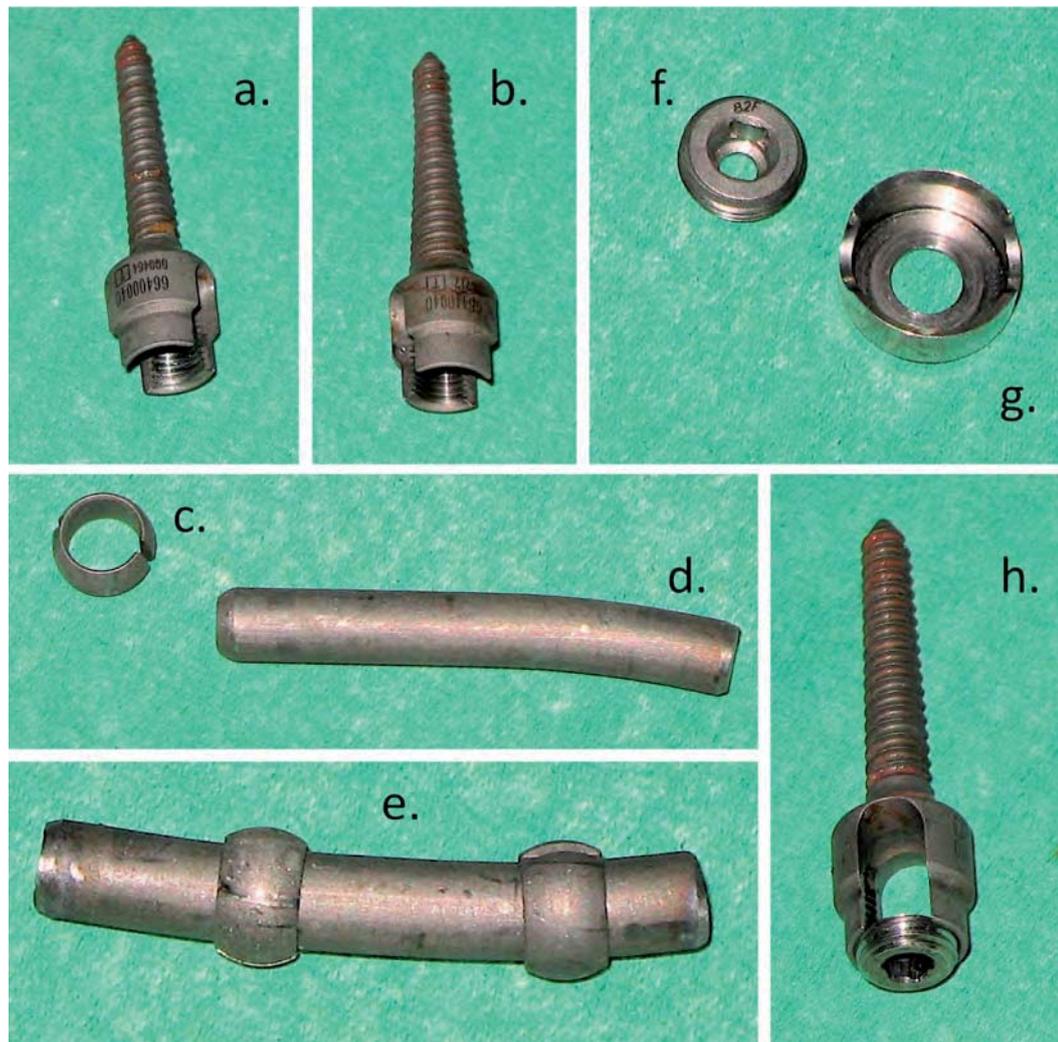


Fig. 3.7. Sistema de instrumentación rígida Diapasón®: **a.** Tornillo Lumbar de 40 mm de longitud x 6,7 mm Ø; **b.** Tornillo sacro L 40 mm x 8 mm Ø; **c.** Anilla de bloqueo de barra; **d.** Barra de conexión; **e.** Barra de conexión con las anillas bola ensambladas en el punto en el que quedará fijada la barra al tornillo; **f.** y **h.** Tornillo de bloqueo de barra al tornillo; y **g.** Tapa de cierre.

2.2. Sistema de instrumentación dinámica.

Para la neutralización dinámica empleamos, en el segmento L4-L5, el sistema Dynesys® (Centerpulse Orthopedics Ltd., Winterthur, Suiza): que comprende tornillos pediculares autoterrajantes de aleación de titanio (Protasul 100); unas cuerdas de politereftalato de etileno (Sulene-PET); y unos espaciadores de policarbonato-uretano (Sulene-PCU). Los espaciadores se colocan, bilateralmente, entre las cabezas de los tornillos pediculares, al tiempo que las cuerdas corren a lo largo del hueco central de los espaciadores, estabilizando la construcción mediante el tensado

con una pinza dinamométrica, y su fijación con un tornillo prisionero (fig. 3.8).

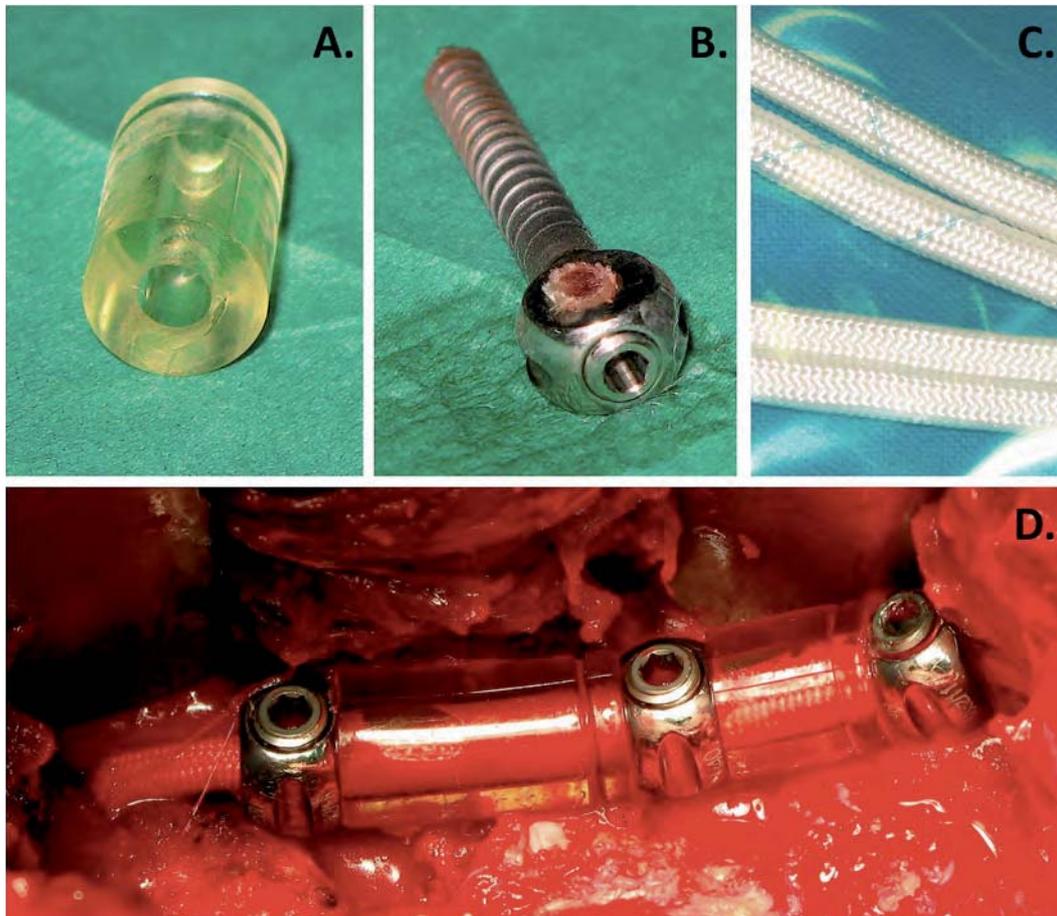


Fig. 3.8. Sistema de estabilización dinámica Dynesys®: A. Espaciadores de policarbonato-uretano; B. Tornillo pedicular; C. Cuerdas de politereftalato de etileno (PET). D. Imagen preoperatoria del ensamblaje del sistema.

2.3. Captación de la presión intradiscal.

Para la medición de la presión intradiscal se utilizaron tres microcaptadores de presión con rango de sensibilidad 0- 500 psi/ 0- 3.4kPa (Precision Measurement Company, modelo 060S, Ann Arbor, MI).

Para el procesamiento de la señal, el equipo de ingenieros de CM4 ingeniería S.A. fabricó una caja (fig. 3.9) para alojar los amplificadores de señal, así como el puente de Wheatstone (ver en sección 3 de Material y métodos), que se conectó a un ordenador donde se instaló un programa informático, especialmente diseñado por el mismo equipo de CM4, para el registro e interpretación de las presiones captadas por los microcaptadores.

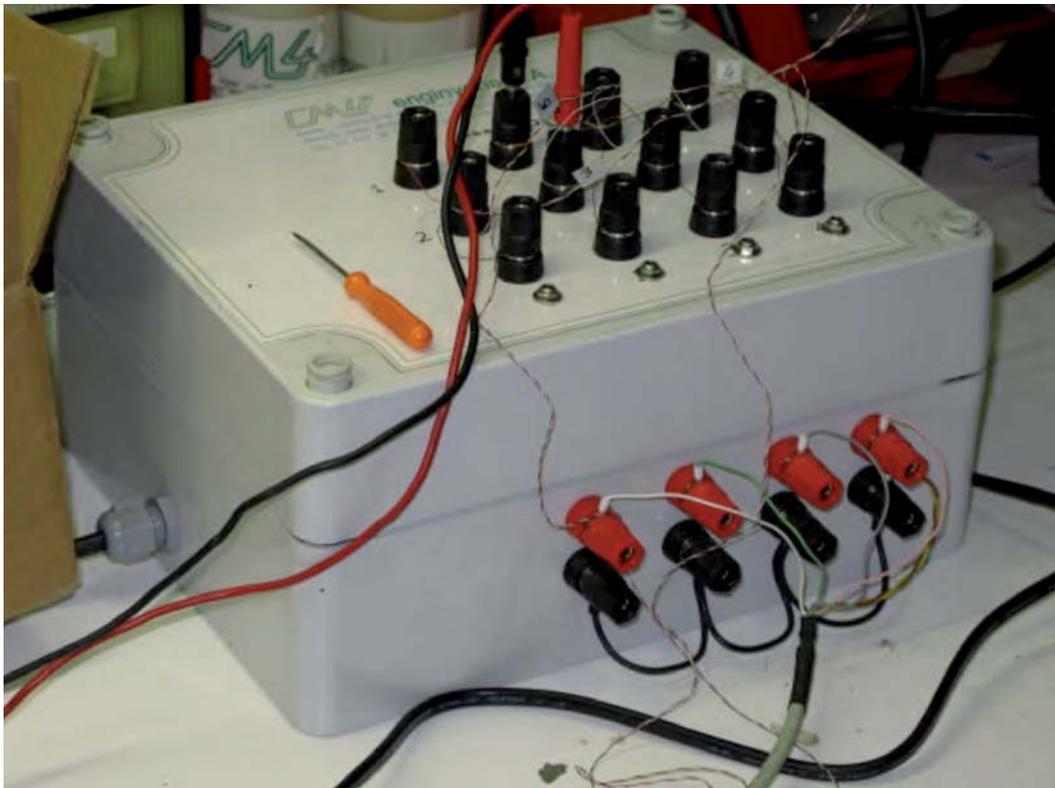


Fig. 3.9. Imagen de la caja de recepción y amplificación de señal. En la parte superior, bornes de conexión de los microcaptadores al puente de Wheatstone. En su cara frontal, bornes de salida del amplificador y conexión al ordenador.

Los ensayos fueron practicados con una máquina universal de tracción-compresión de 100 kN (Zwick®, Z100, Ulm, Alemania) con servo-sistema

de control de fuerza y desplazamiento (fig. 3.6). Se obtuvieron, al mismo tiempo, los valores de fuerza, tiempo y presión intradiscal.

3. Captación de la Presión intradiscal.

3.1. Definición de Extensimetría.

La Extensimetría es una técnica experimental para la medición de esfuerzos y deformaciones basándose en el cambio de la resistencia eléctrica de un material sometido a tensiones. Ofrece resultados mucho más precisos que los algoritmos de simulación por elementos finitos recientemente introducidos. Debido a que las señales que se generan son muy débiles, con frecuencia inferiores a 1 mv (milivoltio), se requiere un amplificador analógico de elevadas prestaciones, así como un filtro antialiasing cuando se realiza un registro digitalizado de la señal.

Ésta técnica se basa en el uso de galgas extensiométricas, que son sensores basados en el efecto de variación de resistencia o piezorresistivo. Un esfuerzo deforma la galga produciendo una variación en su resistencia eléctrica (fig. 3.10).

Los materiales que suelen utilizarse para fabricar las galgas son aleaciones metálicas, como el constantán, o elementos semiconductores como el silicio y el germanio. Es por ello que pueden clasificarse en dos tipos: las metálicas y las semiconductoras. La galga, a su vez, es colocada sobre un soporte no conductor, que puede ser de poliamida, resina epoxi, o bien fibra de vidrio reforzada con epoxi.

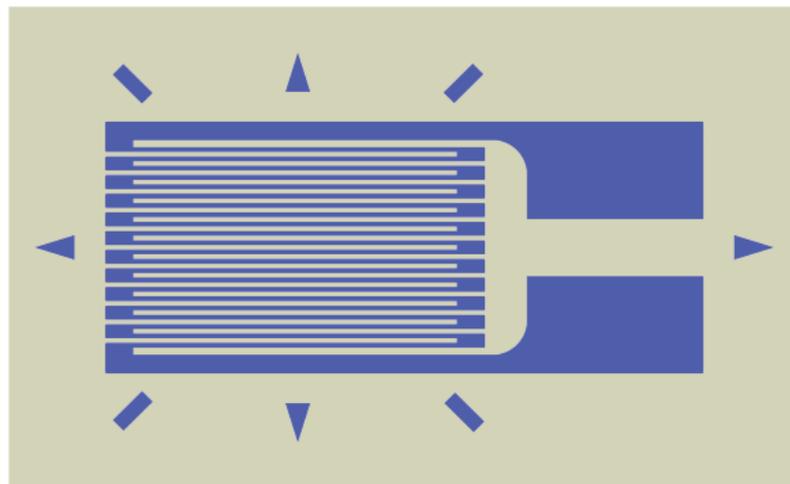


Fig. 3.10. Esquema de galga extensiométrica cuyo núcleo lo constituye una resistencia.

El registro que nosotros interpretaremos será una diferencia de voltaje y, para ello, utilizaremos un puente de Wheatstone.

3.2. ¿Qué es un puente de Wheatstone?

Un **puente de Wheatstone** es un instrumento eléctrico que se utiliza para medir resistencias desconocidas mediante el equilibrio de los brazos del puente. Estos brazos están constituidos por cuatro resistencias que forman un circuito cerrado. La sustitución de una de las resistencias por un sensor, al variar su resistencia, da lugar a una salida de voltaje proporcional a la variación. En la salida del puente se coloca habitualmente un amplificador de señal.

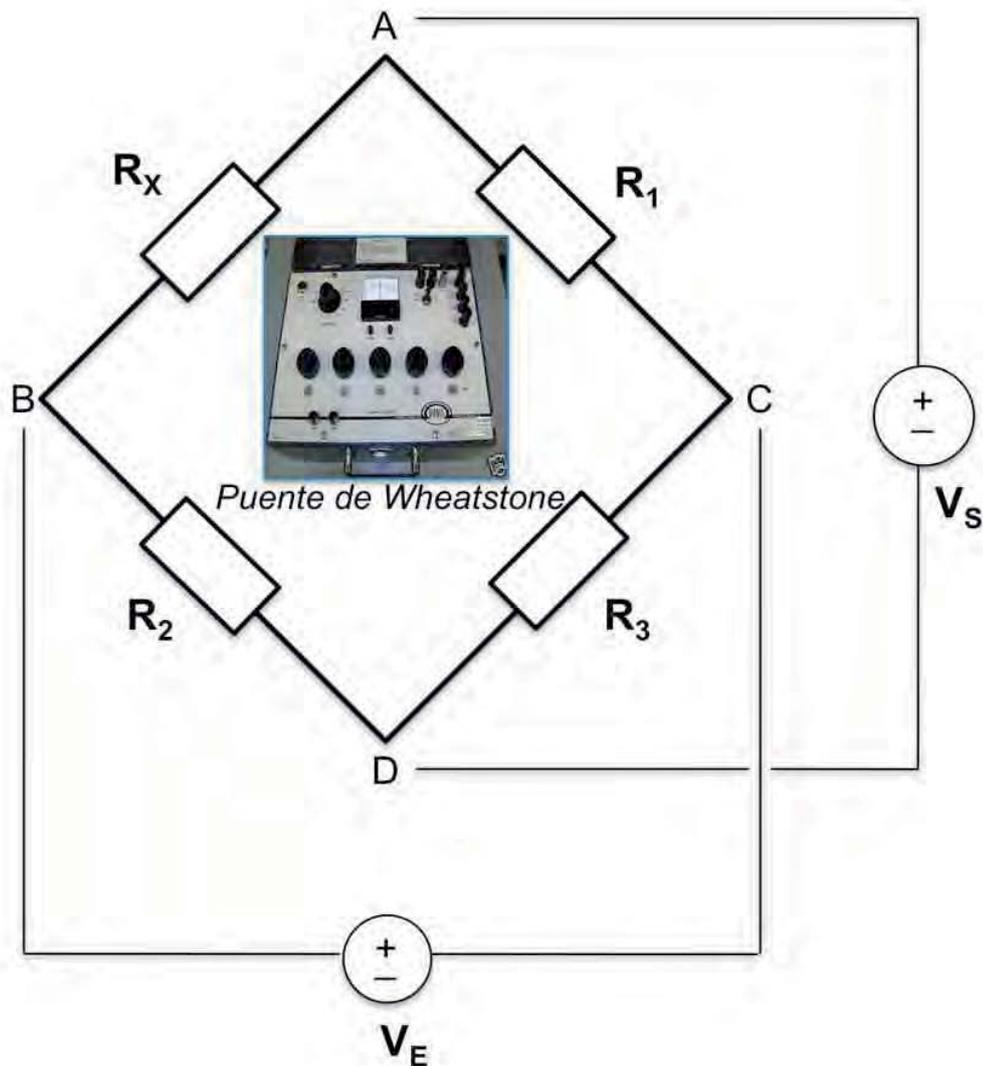


Fig. 3.11. Puente de Wheatstone. Esquema representativo y, en el fondo del esquema, imagen ilustrativa de un aparato eléctrico que cumple esta función.

Siguiendo el puente de Wheatstone esquematizado en la figura 3.11., tenemos representadas con la R las cuatro resistencias, donde R_x es la resistencia incógnita (la constituye la galga extensiométrica), cuya variación queremos determinar. R_1 , R_2 y R_3 son resistencias de valores conocidos e iguales. B y C son los puntos entre los que se establece la alimentación eléctrica del puente (V_E o tensión de entrada). A y D son los puntos entre los que medimos el equilibrio de Resistencias, la tensión de salida o $V_S = V_A - V_D$.

Si la relación de las dos resistencias del brazo conocido (R_2 / R_3) es igual a la relación de las dos resistencias del brazo desconocido (R_x / R_1), el voltaje de salida entre los puntos medios será nulo y, por tanto, no circulará corriente alguna entre esos dos puntos A y D. En condición de equilibrio del puente se cumple que:

$$R_1 = R_2 = R_3 = R_x = 0, \text{ por consiguiente, } V_A - V_D = 0 \text{ voltios.}$$

Si el puente está construido, de tal manera que R_x es igual a R_2 , R_1 es igual R_3 en condición de equilibrio.

$$\text{Dado que } \frac{R_2}{R_3} = \frac{R_x}{R_1} \text{ también se cumple: } R_x = \frac{R_1 \times R_2}{R_3}$$

Si los valores de R_1 , R_2 y R_3 se conocen con mucha precisión, igualmente el valor R_x puede ser determinado con precisión. Cuando la galga es sometida a un estrés y varía su resistencia, mínimos cambios en el valor de R_x romperán el equilibrio y tendremos como resultado que $V_A - V_D \neq 0$. Este diferencial de tensión será claramente detectado por el amplificador.

Esta diferencia de potencial es proporcional a la variable que nosotros queremos medir con la galga extensiométrica.

$V_A - V_D = K \times \text{presión}$, donde K es la constante de calibración que nos da el fabricante. (Ver hoja de Calibración fig. 3.14).

3.3. Diseño del puente de Wheatstone para nuestro ensayo.

Centrándonos en nuestro experimento, tenemos los siguientes datos que hacen que tengamos que hacer modificaciones en el esquema anterior. Si valoramos nuestra hoja de calibración (Ver hoja de Calibración fig. 3.14), suministrada por el fabricante de nuestras galgas extensiométricas, Precision Measurement CompanyTM, tenemos que tener en cuenta varias cosas y hacer varias modificaciones en nuestro puente de Wheatstone:

- Estos microcaptadores de presión trabajan con una resistencia de 350Ω (ohmios), por lo cual, las tres resistencias restantes las tenemos que equilibrar a 350Ω .

$$R_1 = R_2 = R_3 = R_x = 350 \Omega$$

- El microcaptador modelo 060S 0-500 PSI, es una galga extensiométrica metálica con un elemento sensible de acero inoxidable. Su diámetro máximo es de 0,060 in. (pulgadas) (1,5 milímetros) y un grosor de 0,012 in. (0,3 milímetros). (Figuras 3.15 y 3.16). Está fabricado con tres cables conductores de un metro de longitud cada uno de aleación de cobre y plomo, con un recubrimiento protector de teflón. Estos cables los necesitamos tan largos para tener autonomía a la hora de trabajar sobre el espécimen, pero por contra generan una resistencia intrínseca que tiene que quedar compensada, motivo por el cual poseen tres cables y no dos (ver figura 3.12). De esta manera, el montaje definitivo de nuestro puente de Wheatstone queda tal como se observa en la figura 3.13.

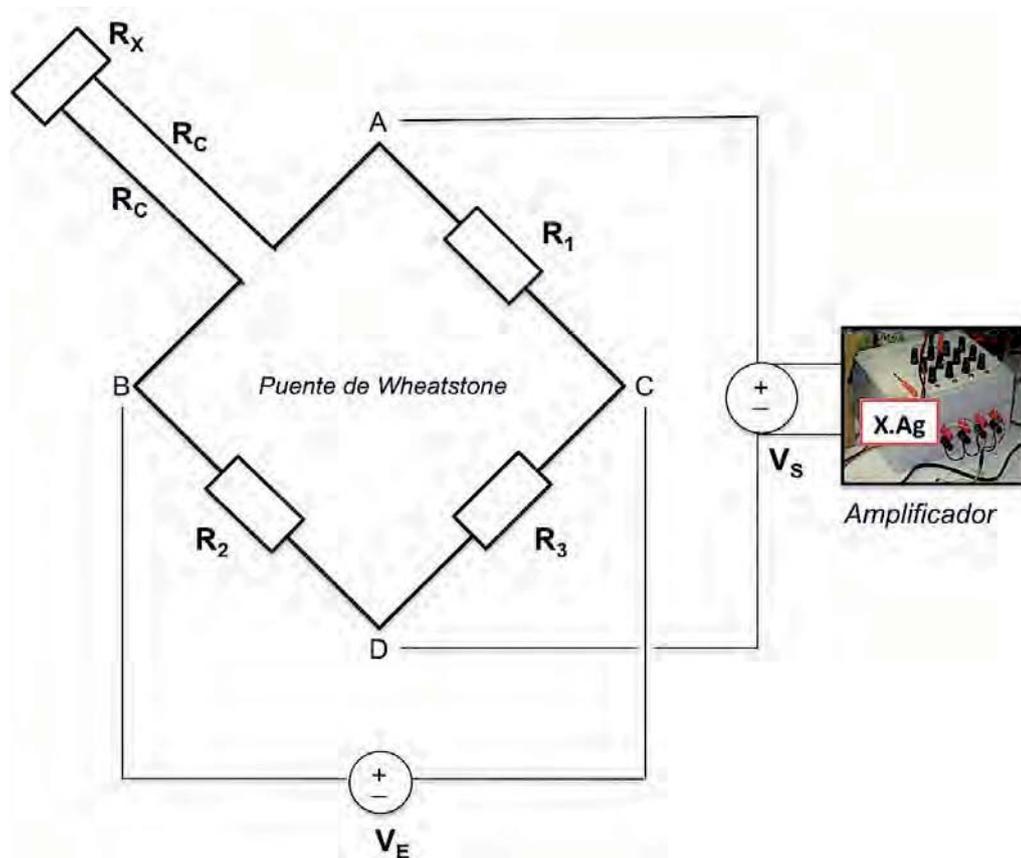


Fig. 3.12. Puente de Wheatstone en el que se ha efectuado una conexión sólo con dos hilos.

En el supuesto representado en el diagrama de la figura 3.12, una conexión estándar de 2 hilos no hubiera servido:

La resistencia establecida en el brazo A- B del puente,

$$R_{A-B} \Rightarrow R_{\text{Cable}} + R_X + R_{\text{Cable}} = 2 R_{\text{Cable}} + R_X$$

La resistencia establecida en el brazo B- D del puente,

$$R_{B-D} \Rightarrow R_2$$

Si $R_X = R_2 \Rightarrow R_{A-B} \neq R_{B-D} \Rightarrow$ mucho desequilibrio.

Para evitar este desequilibrio, se utilizan estos microcaptadores de tres hilos, y se establece un puente tal como se muestra en el esquema de la figura 3.13, que es el que construimos para la realización de nuestro trabajo experimental.

Siguiendo este nuevo esquema de la figura 3.13,

La resistencia establecida en el brazo A- B del puente,

$$R_{A-B} \Rightarrow R_C^1 + R_X + R_C^3 = 2 R_C + R_X$$

La resistencia establecida en el brazo B- D del puente,

$$R_{B-D} \Rightarrow R_C^3 + R_C^2 + R_2 = 2 R_C + R_2$$

Si $R_X = R_2 \Rightarrow R_{A-B} = R_{B-D} \Rightarrow$ Puente equilibrado.

Cabe destacar que denominamos R_X a la resistencia que contiene el microcaptador, que utilizaremos para medir la presión; por ello, la denominamos con la X , pero en el momento en el que realizamos el montaje y equilibrado del puente, su valor es conocido (hoja de calibración, fig. 3.14) y es idéntico a las otras tres resistencias que cierran el puente.

Otro dato a tener en cuenta es la constante Ag del amplificador.

$V_{\text{Salida}} = V_A - V_D$ es la señal que tenemos a la entrada del amplificador,

mientras que $V_{\text{Salida}} = (V_A - V_D) \cdot Ag$ es la que tenemos a su salida.

Teniendo en cuenta que $V_{Salida} = K \times presión$,

implica que $K \times presión = (V_A - V_D) \cdot Ag$ y, por tanto,

$$presión = \frac{(V_A - V_D) \cdot Ag}{K}$$

Introduciendo estas constantes conocidas, tanto Ag del amplificador como K del microcaptador, teniendo un diferencial de tensión conocido, podemos calibrar el sistema y la señal percibida será concebida por el ordenador como un dato de presión, en megapascales (MPa) que es la unidad internacional de presión que hemos adoptado para el estudio.

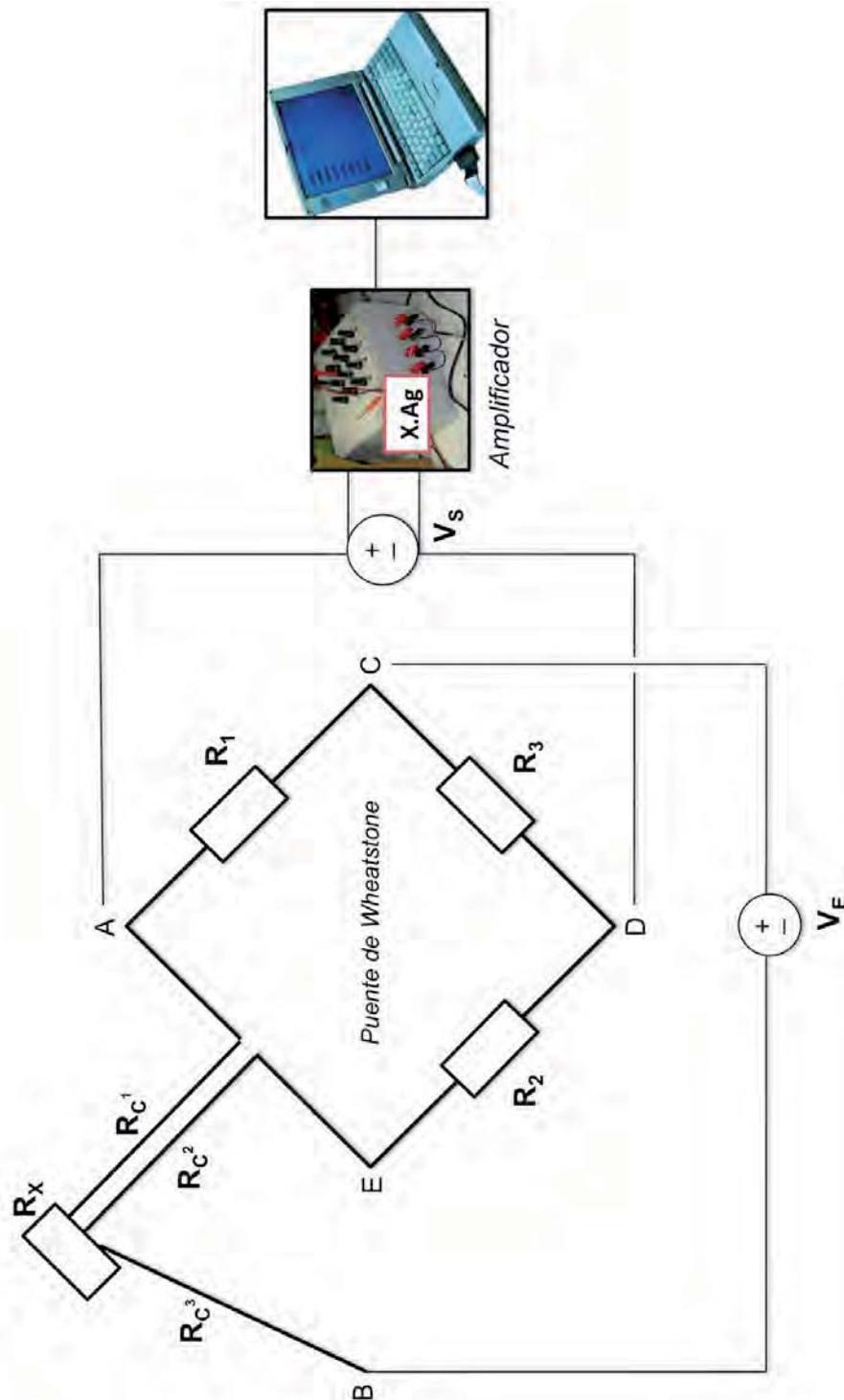
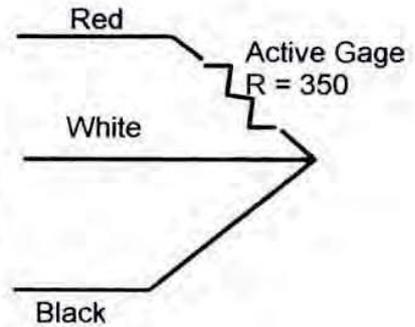


Fig. 3.13. Puente de Wheatstone en el que se ha efectuado una conexión con tres hilos C^1 , C^2 y C^3 , cuyas resistencias son iguales entre sí, $\Rightarrow R_C^1 = R_C^2 = R_C^3$. V_E es la tensión de entrada establecida entre los puntos B y C. V_S es el diferencial de tensión de salida que se establece entre los puntos A y D. La salida del puente se conecta a un amplificador de señal y éste, a su vez, a un ordenador.

Precision Measurement Company

Miniature Pressure Transducer Calibration			
Model:	060S		
Serial Number:	6692		
Capacity:	500	PSI	*
1/4 Bridge Active Gage	R = 350	Ohms	



Operating Characteristics		
Zero Balance:	-0.3	mv/V
Shunt Resistor Red-White =	n/a	
Recommended Excitation Voltage:	1-5v	

Calibration Data		
% Max Rated Load	$\mu\epsilon$ @ Gage Factor=2.0	Output mv/V
0%	0	0.000
50%	635	0.318
* 100%	1275	0.638
50%	655	0.328
0%	12	0.006

Calibration =	2.5600 $\mu\epsilon$ /psi	0.001280 mv/V/psi
Non-Linearity =	0.392%	
Hysteresis =	1.569%	

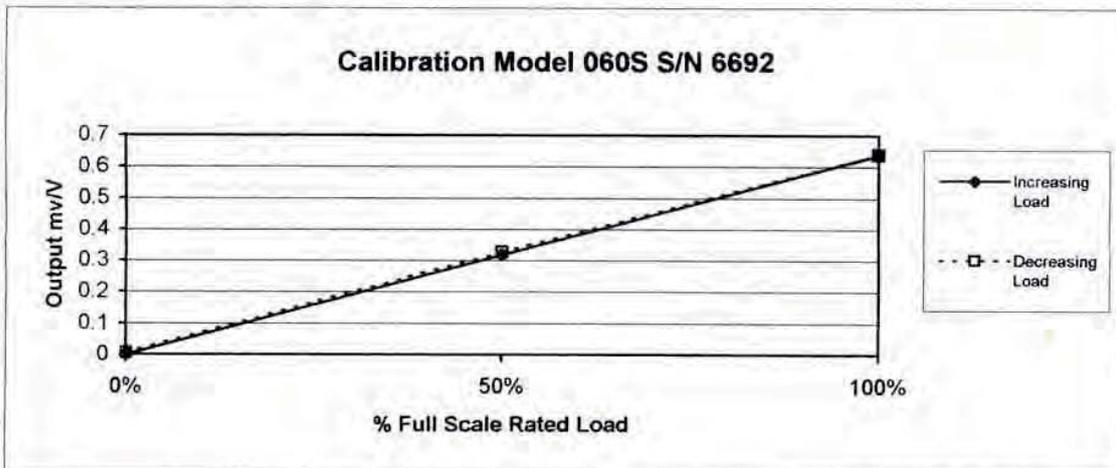


Fig. 3.14. Hoja de Calibración. Hoja suministrada por el fabricante Precision Measurement Company™ con las constantes de calibración de los captadores de presión.

3.4. Equivalencias y datos tomados sobre la hoja de calibración:

1 PSI = 6894,75 Pa = 0,00689475 MPa. Por tanto, 500 PSI= 3,447375 MPa = al 100% de la carga máxima para la que estos microcaptadores están preparados*. Sobre esta hoja de calibración el 100% equivale a 0,638 mv/v, por tanto, 0,1 mv/ v = 0,540765 MPa. (Fig. 3.14).

3.4.1. Medidas de presión.

PSI es **Pounds per Square Inch** (libras por pulgada al cuadrado) Unidad de presión comúnmente utilizada en el mundo anglosajón.

Pascal es la unidad de presión del Sistema Internacional de Unidades. Se define como la presión que ejerce una fuerza de 1 newton (N) sobre una superficie de 1 metro cuadrado. **Megapascal**, unidad que se utiliza para grandes presiones, normalmente en poca superficie.

$$1 \text{ MPa} = 1 \text{ N} / \text{mm}^2$$

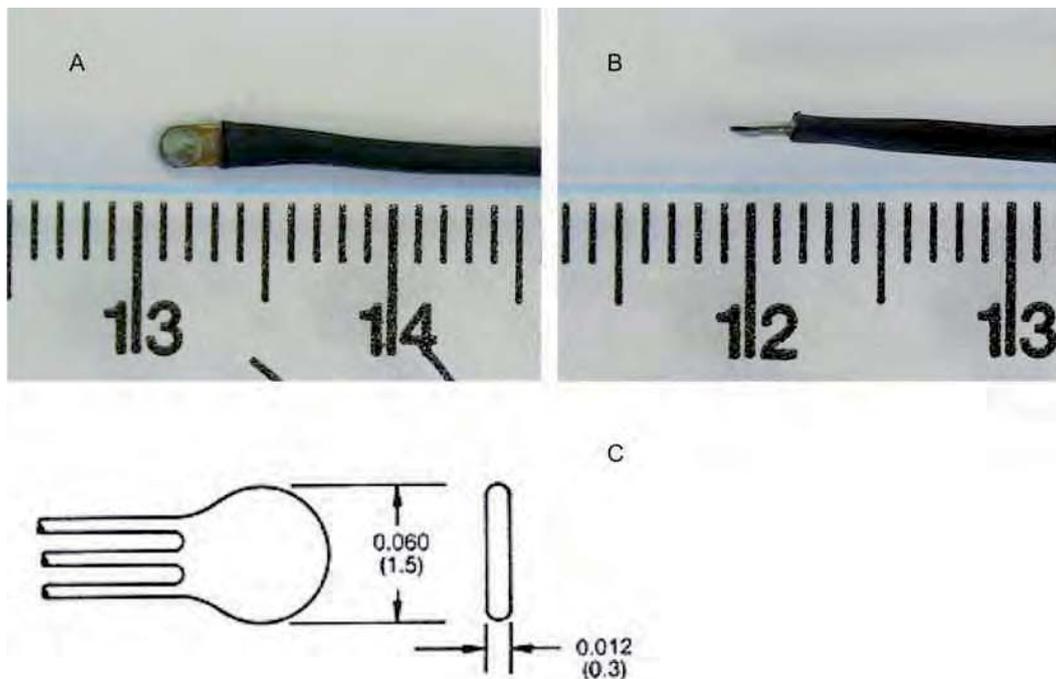


Fig. 3.15. Imagen que revela el pequeño tamaño de los microcaptadores de presión de Precision Measurement Company™, Modelo 060S con rango de presión 0-500 PSI. **A.** Vista de frente. **B.** Vista de perfil. **C.** Plano de las dimensiones, en frente (1,5 mm \varnothing) y en perfil (0,3 mm de grosor), disponible en la pagina Web del fabricante (<http://www.pmctransducers.com/transducers.html>).

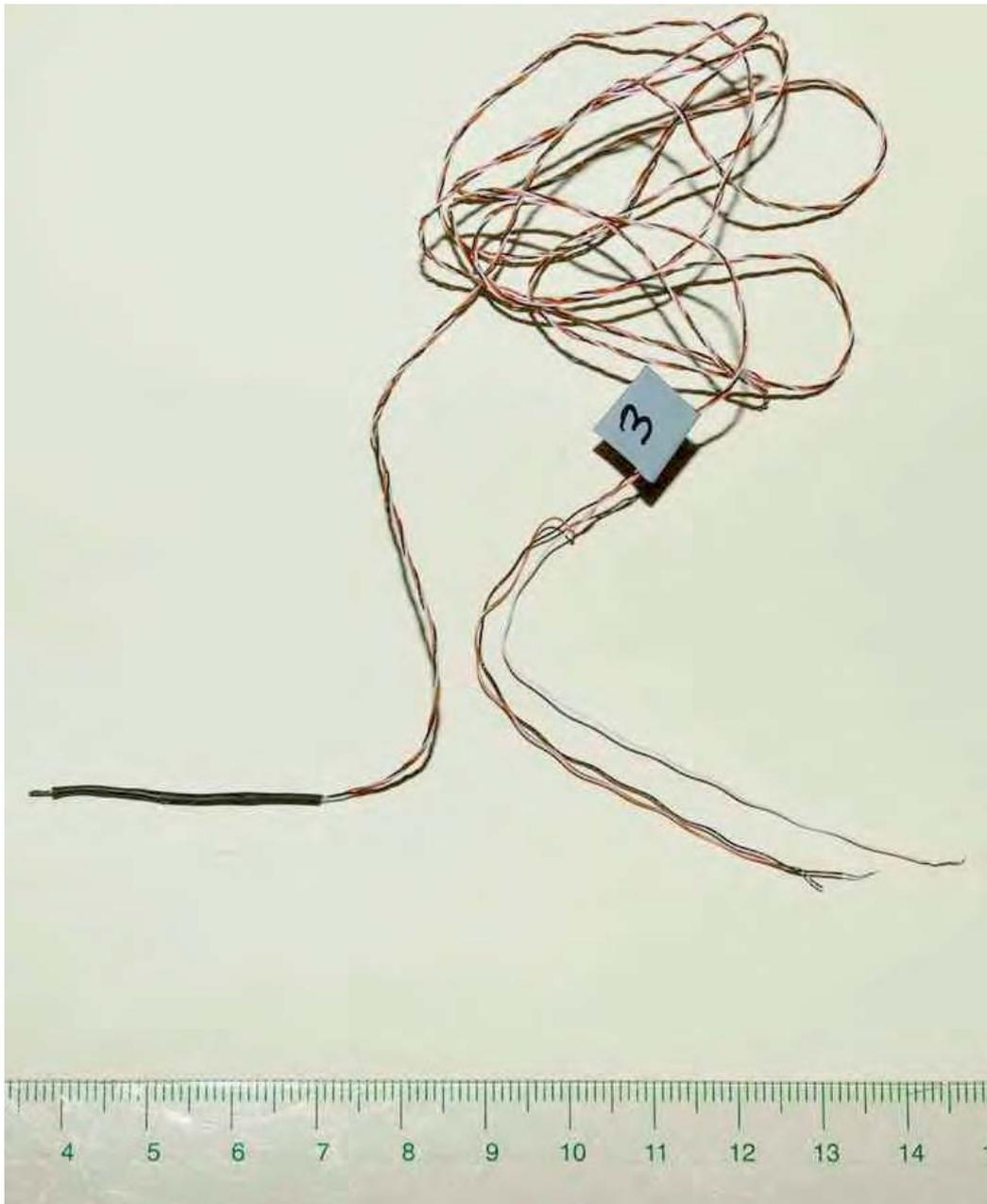


Fig. 3.16. Microcaptador de Precision Measurement Company™ donde se aprecian los tres cables, blanco, rojo y negro, de un metro de longitud, de aleación de cobre y plomo. Cada uno de estos cables ofrece, por sí mismo, una resistencia que hay que compensar con las modificaciones arriba expuestas, en el Puente de Wheatstone.

4. Protocolo de ensayo.

Se implantaron cuatro tornillos pediculares Diapasón® en los pedículos de las vértebras L5 y S1; y dos tornillos de instrumentación Dynesys® en los pedículos de la vértebra L4 (fig. 3.17).

Antes de iniciar el registro de presiones se realizó una carga inicial de 300 N durante 15 minutos, con el fin de reducir la hiperhidratación del disco intervertebral del cadáver.

Posteriormente, se colocaron los microcaptadores de presión en los núcleos pulposos de los discos L3-L4, L4-L5 y L5-S1 (fig. 3.18).

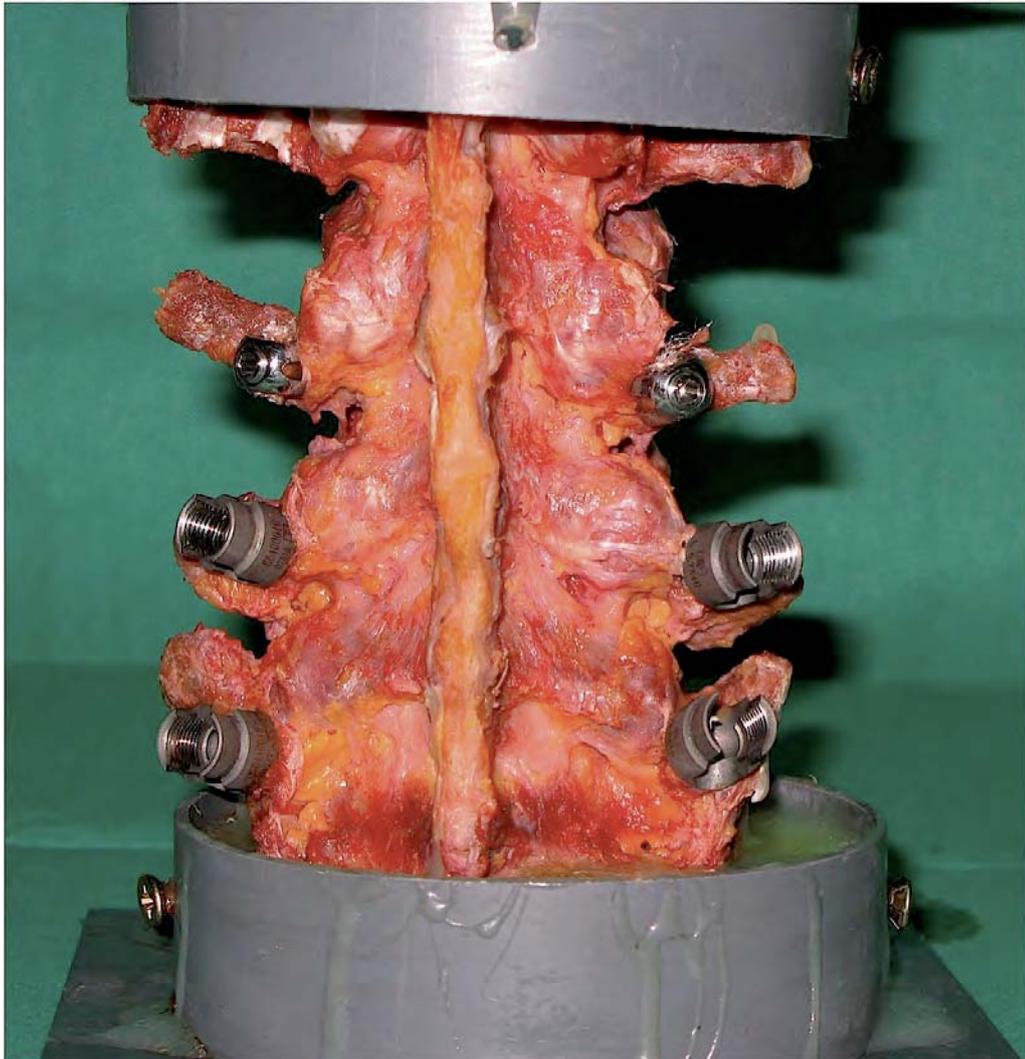


Fig. 3.17. Espécimen. Visión posterior con los tornillos pediculares implantados.

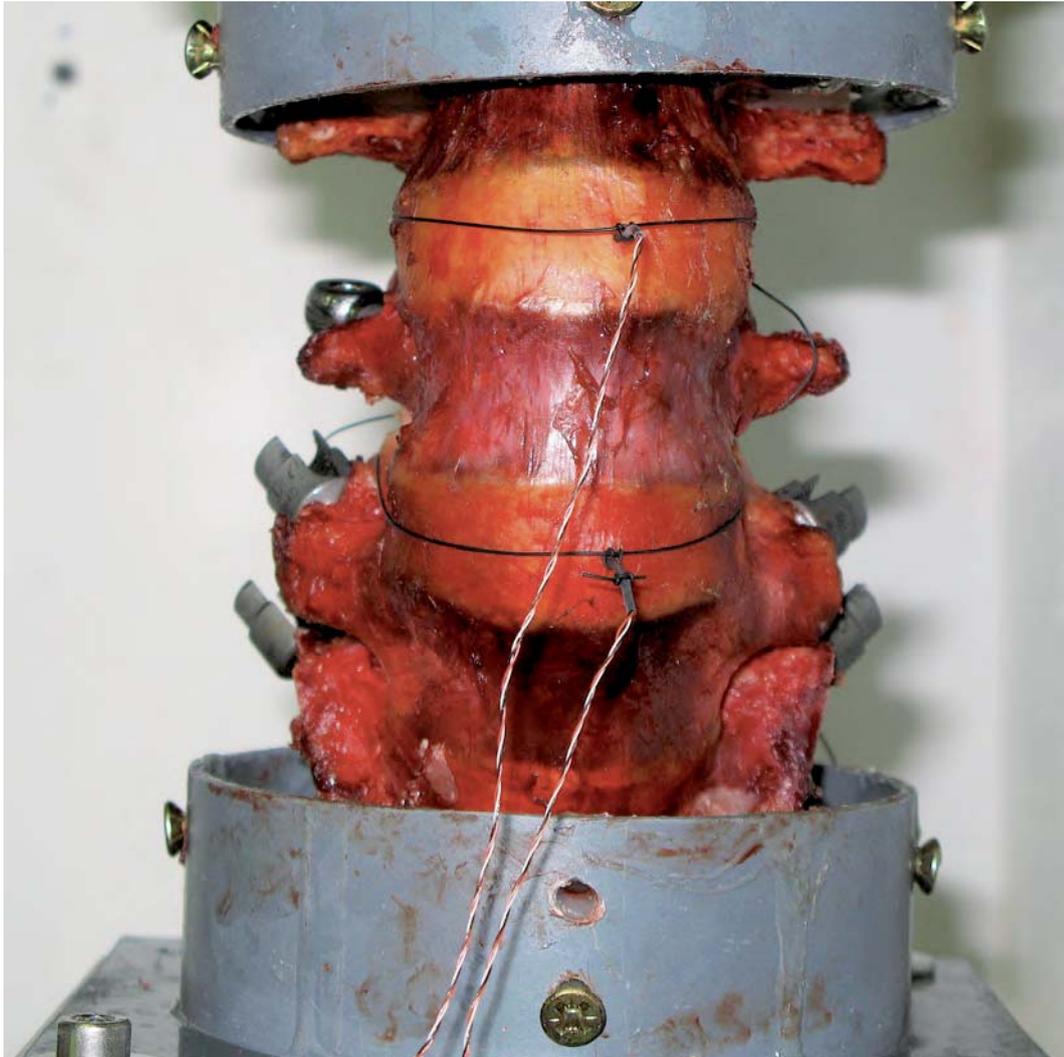


Fig. 3.18. Espécimen con microcaptadores en los discos móviles.

4.1. Ensayo sin instrumentación.

En primer lugar, sin ningún tipo de fijación, se registraron las presiones intradiscales de los tres discos mientras se realizaban ciclos de carga progresiva, hasta 750 N. Primero en carga axial, después en flexión mediante la inclinación anterior de la cazoleta superior 12 ° y, finalmente, en extensión mediante la inclinación posterior de la cazoleta superior 12°.

4.2. Ensayo con instrumentación monosegmentaria L5- S1.

Se practicó una primera fijación de tipo rígido con el sistema Diapasón® en el segmento L5-S1, mediante la conexión de dos barras de titanio a los cabezales de los tornillos del sistema implantados, previamente, en los pedículos de la quinta vértebra lumbar y la primera sacra.

Se realizó, posteriormente, un segundo testado del espécimen siguiendo la misma secuencia de cargas y registros mencionados en el apartado anterior.

4.3. Ensayo con instrumentación híbrida bisegmentaria L4-S1.

El segmento L4-L5 se estabilizó con el sistema Dynesys®.

En primer lugar, se realizó una hibridación de conexión en el tornillo pedicular de L5 entre las barras de titanio del sistema Diapasón® y los cordones PET del Dynesys®. Este proceso se consigue mediante la retirada de la pieza bloqueadora de barra y su nueva colocación haciendo presa, a la vez, tanto de la barra como de los cordones de poliéster (fig. 3.19).

La colocación de los elementos del Dynesys® se realizó siguiendo la técnica específica del sistema:

- Medición exacta del espacio entre los tornillos pediculares implantados en las cuarta y quinta vértebras lumbares, después de la aplicación de una fuerza de distracción estándar con una pinza dinamométrica proporcionada por el sistema Dynesys® (fig. 3.20).
- Corte de los espaciadores de policarbonato-uretano a las distancia medida con una guillotina de precisión (fig. 3.21).
- El cordón de poliéster se pasa a través del ánima de los espaciadores de policarbonato-uretano, debiendo ser tensado. Para ello, se utiliza un dispositivo proporcionado por el sistema Dynesys® y que permite una tensión estándar. Una vez obtenida esta tensión, el cordón es fijado al tornillo pedicular que tenemos en la cuarta vértebra lumbar mediante un tornillo prisionero (fig. 3.22).

Se practicó una nueva recogida de datos con un nuevo ciclo de cargas siguiendo la misma secuencia de las dos fases previas.

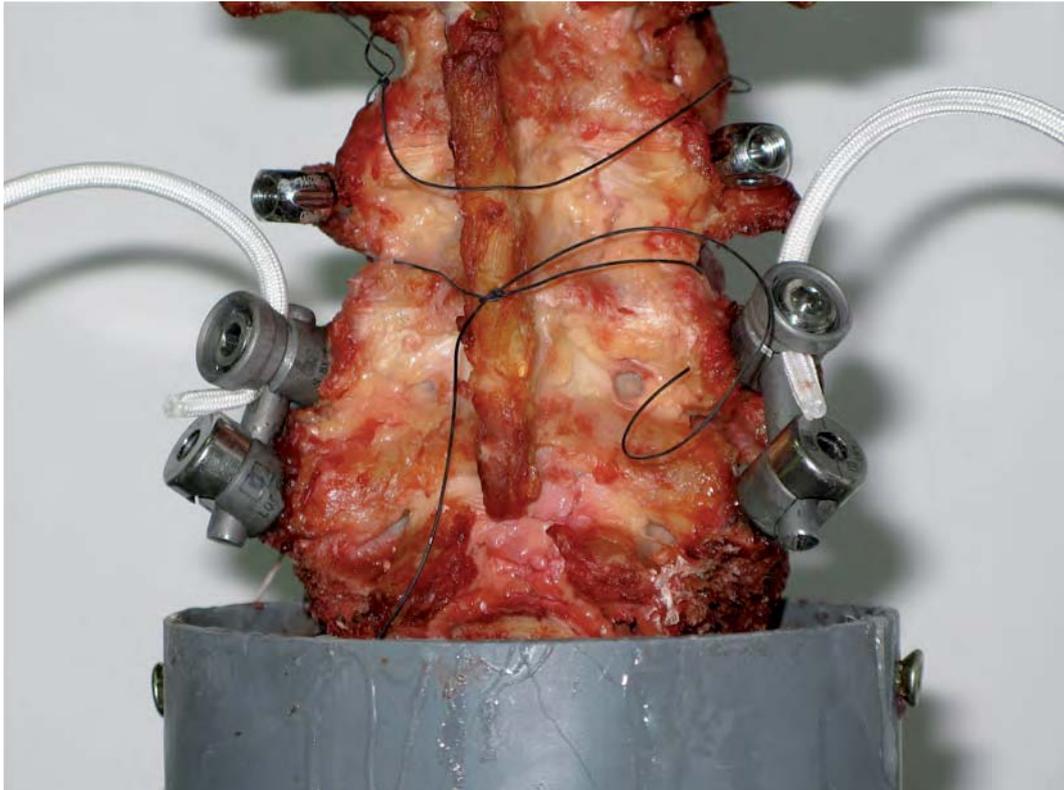


Fig. 3.19. Espécimen con la fijación rígida diapasón L5-S1. En la conexión sobre los tornillos pediculares de L5, ya se han dejado fijados los cordones de politereftalato de etileno del sistema Dynesys®.

5. Procedimientos después del ensayo.

Después del ensayo se realizaron nuevas radiografías, de frente y perfil, de las muestras, comprobando la correcta colocación de los tornillos pediculares, así como la discografía para valorar el estado de los discos intervertebrales (fig. 3.24).

Se efectuó el cálculo de los promedios de presión intradiscal en los tres discos, en las condiciones de columna sin instrumentar, con instrumentación rígida L5-S1 y doble instrumentación híbrida L4-S1, en las distintas modalidades de carga axial, flexión y extensión, cuando ésta era de 750 N.

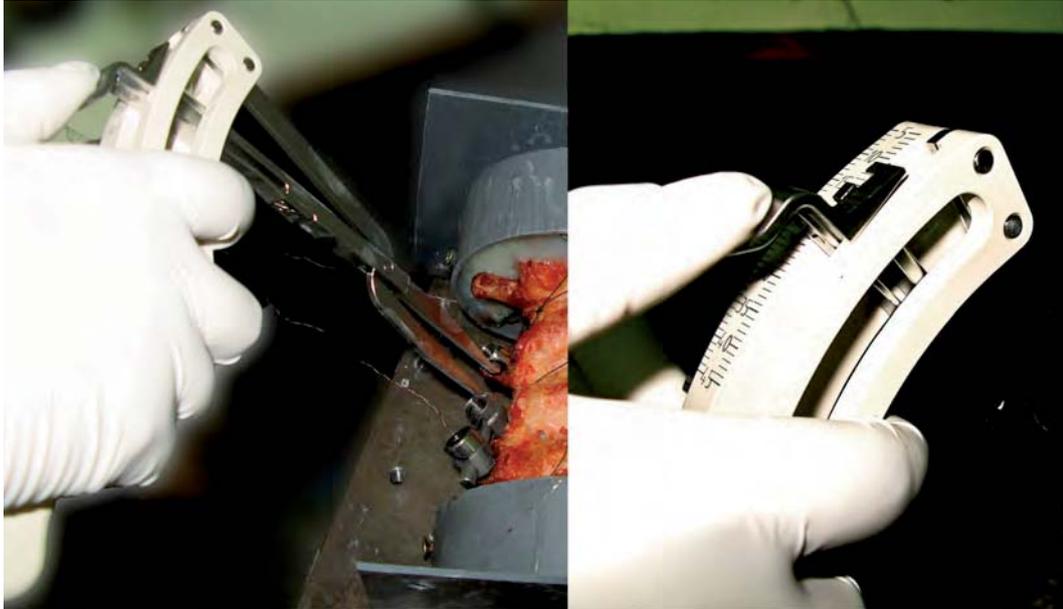


Fig. 3.20. A la izquierda, medición con la pinza dinamométrica del sistema Dynesys® entre los cabezales de los tornillos pediculares (Dynesys® en el pedículo de L4 y Diapasón® en el pedículo de L5). A la derecha, escala de medición con la obtención de la distancia en milímetros que tiene que tener el espaciador de policarbonato-uretano.



Fig. 3.21. Guillotina de precisión para el corte de los espaciadores de policarbonato-uretano a la distancia medida previamente.

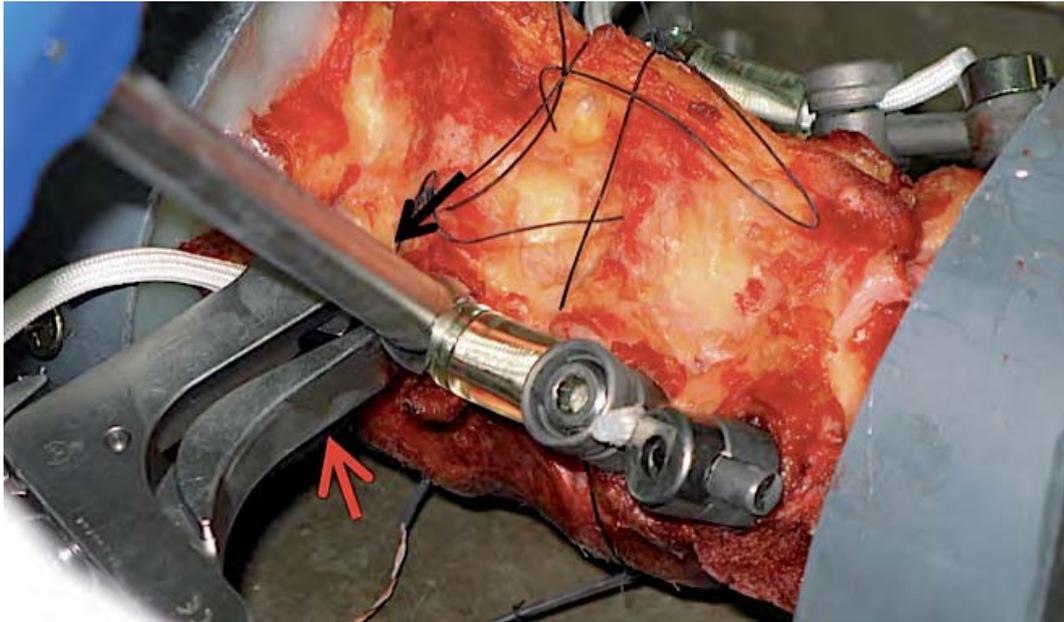


Fig. 3.22. Tensado del cordón de politereftalato de etileno mediante la pinza tensora (flecha roja); y fijación del cordón al tornillo mediante un tornillo prisionero (flecha negra).

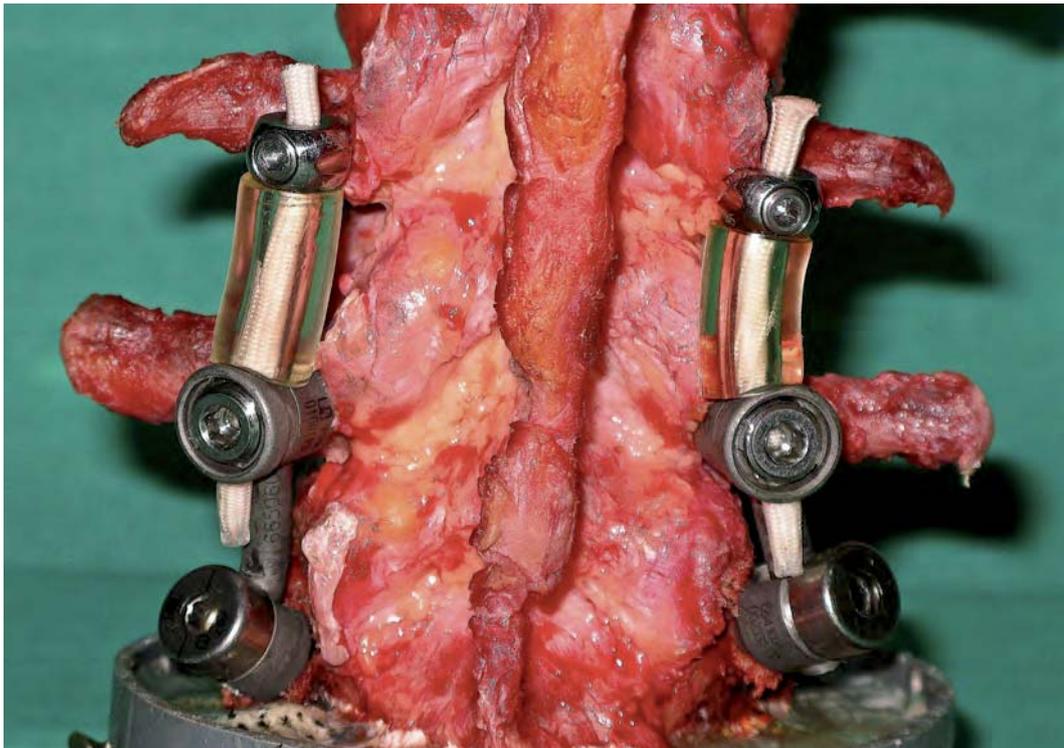


Fig. 3.23. Instrumentación híbrida definitiva.

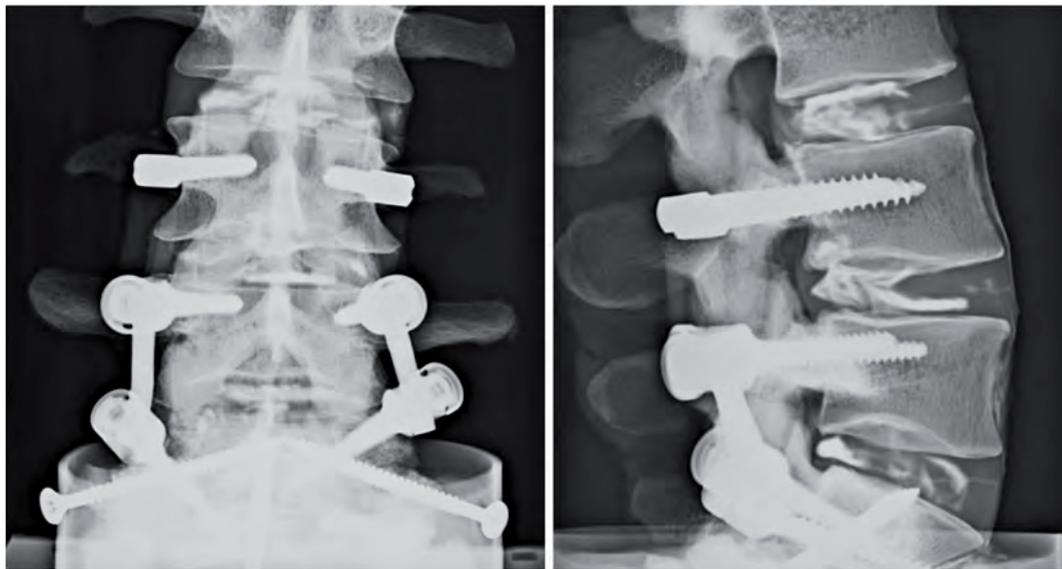
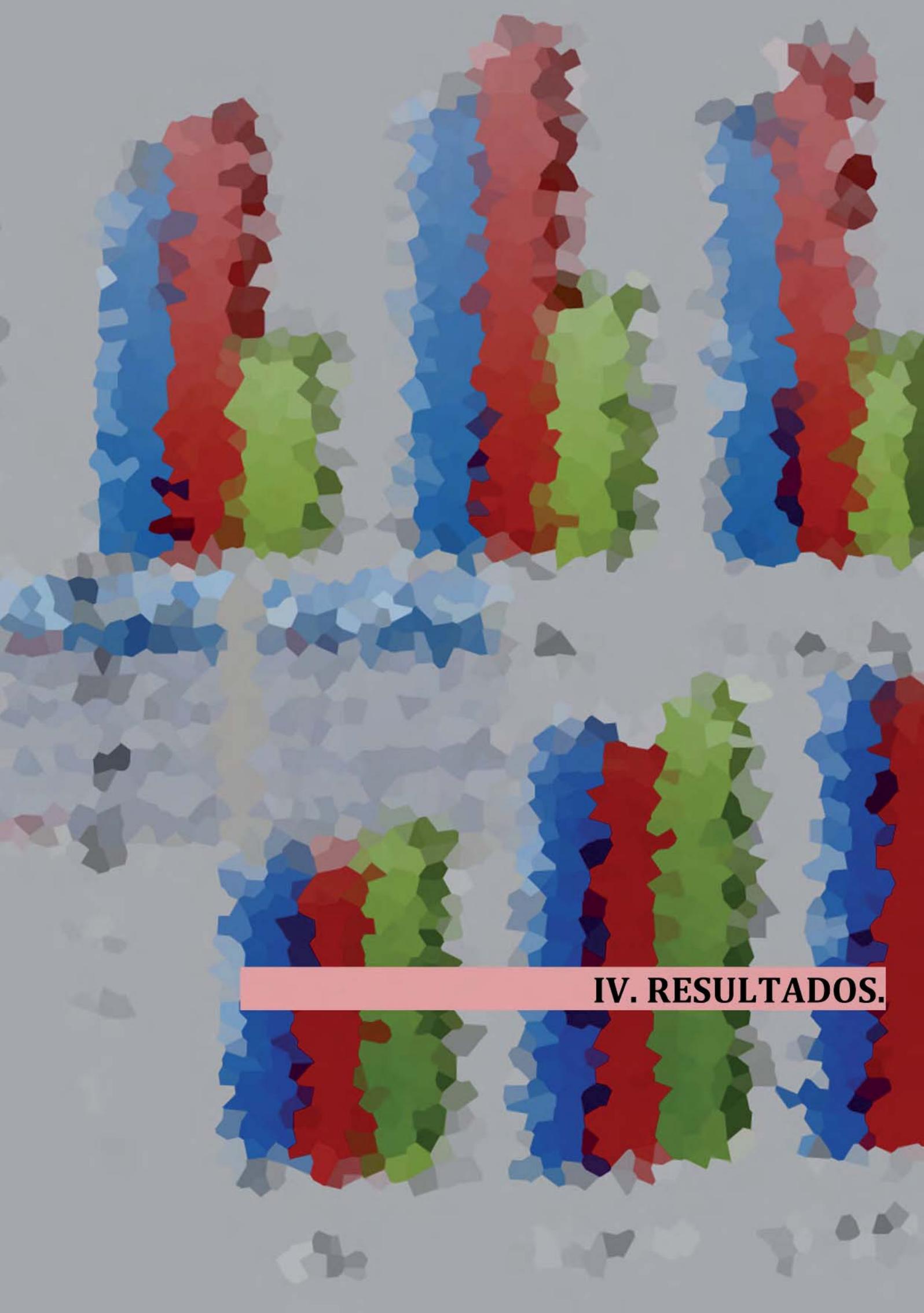


Fig. 3.24. Radiología del espécimen después del ensayo.



IV. RESULTADOS.

1. Resultados.

Los resultados de presión intradiscal, en MPa, obtenidos en los discos L3-4, L4-5 y L5-S1, en las modalidades de carga axial, flexión y extensión; y en las condiciones de espécimen sin fijación, fijación rígida L5-S1 y doble fijación híbrida, se exponen, respectivamente, en las tablas 4.1, 4.3 y 4.5.

En el apartado 3 de gráficos se representan en histogramas, las diferencias de los promedios de presión intradiscal obtenidos en los tres discos, en las tres modalidades de instrumentación y en las tres condiciones de carga.

En el apartado 4 se reflejan los estudios de contraste estadístico de las medias de presión intradiscal en los discos L3-4 y L4-5, en las condiciones de carga axial, flexión y extensión, aplicándose las pruebas de t-student y U de Mann Whitney.

En el disco L3-4 (tabla 4.1) se observaron unos rangos de presión sobre la columna intacta, cuando la fuerza era de 750 Newtons, que oscilaron entre 0,48 y 0,97 MPa en el espécimen sometido a una carga axial, con una media de 0,703 MPa (desviación estándar: 0,183); 0,64 -1,19 MPa en flexión, con 0,999 MPa de media (D.E.: 0,239); y 0,65 -1,63 MPa en extensión, con una media de 1,111 MPa (D.E.: 0,329).

Al instrumentar el segmento L5-S1 con el sistema rígido Diapasón®, la presión intradiscal media en el disco L3-4, en las tres modalidades de carga, axial, flexión y extensión fue, respectivamente, 0,725 MPa (0,495-0,955) (D.E.: 0,185), 0,978 MPa (0,675- 1,223) (D.E.: 0,186) y 1,108 MPa (0,720- 1,375) (D.E.: 0,242). En los estudios de contraste estadístico entre estas medias de presión intradiscal y las observadas en la columna intacta, en el disco L3-4, no se observan diferencias estadísticas, tal como se refleja en el apartado 4.

Al prolongar la fijación con la hibridación del sistema dinámico Dynesys® en el segmento L4-L5, la presión intradiscal media en el disco L3-4, en las tres modalidades de carga, axial, flexión y extensión fue, respectivamente, 0,775 MPa (0,510-0,960) (D.E.: 0,184), 1,079 MPa (0,780-1,303) (D.E.: 0,187) y 1,219 MPa (0,715- 1,688) (D.E.: 0,316). El incremento de la media de presión intradiscal fue de 0,0717 MPa, 0,079 Mpa y 0,109 Mpa respectivamente, siendo esta diferencia porcentual de 10,85% en carga axial, 11,12% en flexión y 10,70% en extensión (tabla 4.2). En los estudios de contraste estadístico entre estas medias de presión intradiscal y las observadas en la columna intacta, en el disco L3-4, no se observan diferencias estadísticas, con una $p > 0,05$, tal como se refleja en el apartado 4.

En el disco L4-5 (tabla 4.3) se observaron unos rangos de presión sobre la columna intacta, cuando la fuerza era de 750 Newtons, que oscilaron entre 0,4150 y 1,145 MPa en el espécimen sometido a una carga axial, con una media de 0,845 MPa (desviación estándar: 0,274); 0,565- 1,205 MPa en flexión, con 0,990 MPa de media (D.E.: 0,259); y 0,540- 1,605 MPa en extensión, con una media de 0,995 MPa (D.E.: 0,347).

Al instrumentar el segmento L5-S1 con el sistema rígido Diapasón®, la presión intradiscal media en el disco L4-5, en las tres modalidades de carga, axial, flexión y extensión fue, respectivamente, 0,972 MPa (0,530- 1,260) (D.E.: 0,277), 1,147 MPa (0,755- 1,350) (D.E.: 0,256) y 1,133 MPa (0,725- 1,600) (D.E.: 0,294). En los estudios de contraste estadístico entre estas medias de presión intradiscal y las observadas en la columna intacta, en el disco L4-5, no se observan diferencias estadísticas, con $p > 0,05$ tal como se refleja en el apartado 4.

Al prolongar la fijación con la hibridación del sistema dinámico Dynesys® en el segmento L4-L5, la presión intradiscal media en el disco L4-5, en las tres modalidades de carga, axial, flexión y extensión fue, respectivamente, 0,499 MPa (0,215- 0,715) (D.E.: 0,194), 0,547 MPa (0,299- 0,629) (D.E.: 0,196) y 0,478 MPa (0,165- 0,855) (D.E.: 0,250). El descenso medio de la presión intradiscal fue de -0,346 MPa, -0,443 Mpa y -0,516 Mpa respectivamente, siendo esta diferencia porcentual de -42,11% en carga axial, -45,29% en flexión y -50,28% en extensión. En los estudios de contraste estadístico entre estas medias de presión intradiscal y las observadas en la columna intacta, en el disco L4-5, se observan diferencias estadísticas, con $p = 0,03$ en carga axial, $p = 0,007$ en flexión y $p = 0,016$ en extensión, tal como se refleja en el apartado 4.

En el disco L5-S1 (tabla 4.5) se observaron unos rangos de presión sobre la columna intacta, cuando la fuerza era de 750 Newtons, que oscilaron entre 0,335 y 1,013 MPa en el espécimen sometido a una carga axial, con una media de 0,779 MPa (desviación estándar: 0,251); 0,675- 1,105 MPa en flexión, con 0,977 MPa de media (D.E.: 0,174); y 0,543- 0,999 MPa en extensión, con una media de 0,726 MPa (D.E.: 0,359).

Al instrumentar el segmento L5-S1 con el sistema rígido Diapasón®, la presión intradiscal media en el disco L5-S1, en las tres modalidades de carga, axial, flexión y extensión fue, respectivamente, 0,270 MPa (0,025- 0,505) (D.E.: 0,181), 0,362 MPa (0,145- 0,325) (D.E.: 0,119) y 0,282 MPa (0,253- 0,285) (D.E.: 0,063).

Al prolongar la fijación con la hibridación del sistema dinámico Dynesys® en el segmento L4-L5, la presión intradiscal media en el disco L5-S1, en las tres modalidades de carga, axial, flexión y extensión fue, respectivamente, 0,249 MPa (0,079- 0,460) (D.E.: 0,142), 0,340 MPa

(0,228- 0,505) (D.E.: 0,106) y 0,226 MPa (0,239- 0,495) (D.E.: 0,158). El descenso medio de la presión intradiscal fue de -0,529 MPa, -0,637 Mpa y -0,501 Mpa respectivamente, siendo esta diferencia porcentual de -68,24% en carga axial, -64,94% en flexión y -43,60% en extensión (tabla 4.6).

2. Tablas de resultados.

Disco L3-4. Columna Intacta, no instrumentada.

ESPECIMEN	AXIAL	FLEXION	EXTENSIÓN
1	0,9700	1,3100	1,6300
2	0,4850	0,6450	0,6500
3	0,5350	0,9350	0,9500
4	0,7000	0,8650	1,0050
5	0,8450	1,0440	1,2130
6	0,6850	1,1971	1,2160
Media.	0,7033	0,9994	1,1107
Varianza.	0,0335	0,0571	0,1081
Desviación estándar.	0,1830	0,2389	0,3288

Disco L3-4. Instrumentación rígida Diapasón® L5-S1

ESPECIMEN	AXIAL	FLEXION	EXTENSIÓN
1	0,9550	0,9200	1,3750
2	0,4950	0,6750	0,7200
3	0,5310	1,0500	1,1350
4	0,8000	0,9250	0,9250
5	0,8700	1,0748	1,2480
6	0,7000	1,2232	1,2426
Media.	0,7252	0,9780	1,1076
Varianza.	0,0341	0,0345	0,0588
Desviación estándar.	0,1848	0,1858	0,2424

Disco L3-4. Doble Instrumentación híbrida Diapasón® + Dynesys®

ESPECIMEN	AXIAL	FLEXION	EXTENSIÓN
1	0,9600	0,9460	1,6880
2	0,5100	0,7800	0,7150
3	0,6000	1,1340	1,1350
4	0,7700	1,1130	1,1700
5	0,9200	1,1980	1,2680
6	0,8900	1,3030	1,3400
Media.	0,7750	1,0790	1,2193
Varianza.	0,0339	0,0351	0,1001
Desviación estándar.	0,1840	0,1874	0,3164

Tabla 4.1. Registro de presiones intradiscales, en Megapascales (MPa), obtenidas en el disco L3-4, de los 6 especímenes en carga axial, flexión y extensión hasta un máximo de 750 Newtons.

ESPECIMEN	Diferencia AXIAL	Diferencia FLEXION	Diferencia EXTENSIÓN
1	0,0100	0,3640	0,0580
2	0,0250	0,1350	0,0650
3	0,0650	0,1990	0,1850
4	0,0700	0,2480	0,1650
5	0,0750	0,1540	0,0550
6	0,2050	0,1059	0,1240
Media.	0,0717	0,0796	0,1087
Varianza.	0,0053	0,0497	0,0033
Desviación estándar.	0,0731	0,2230	0,0576

ESPECIMEN	Diferencia AXIAL	Diferencia FLEXION	Diferencia EXTENSIÓN
1	1,03%	27,79%	3,56%
2	5,15%	20,93%	10,00%
3	12,15%	21,28%	19,47%
4	10,00%	28,67%	16,42%
5	8,88%	14,75%	4,53%
6	29,93%	8,84%	10,20%
Media.	10,85%	11,12%	10,70%
Varianza.	1,09%	4,08%	0,40%
Desviación estándar.	10,43%	20,20%	6,32%

⊕ Diferencia Global porcentual entre ambas condiciones de **10,89%**

Tabla 4.2. Disco L3-4. Diferencias de presión intradiscal en disco L3-4 entre la Columna Intacta, no instrumentada, y la doble instrumentación híbrida Diapasón®-Dynesys®. Tabla superior, diferencia en MPa. Tabla inferior, diferencia porcentual.

Disco L4-5. Columna Intacta, no instrumentada.

ESPECIMEN	AXIAL	FLEXION	EXTENSIÓN
1	1,145	1,205	1,605
2	0,4150	0,5650	0,5400
3	1,0600	1,0650	1,0400
4	0,6500	0,7850	0,8800
5	0,8340	1,1250	0,9100
6	0,9680	1,1980	0,9940
Media.	0,8453	0,9905	0,9948
Varianza.	0,0749	0,0672	0,1203
Desviación estándar.	0,2736	0,2592	0,3469

Disco L4-5. Instrumentación rígida Diapasón® L5-S1

ESPECIMEN	AXIAL	FLEXION	EXTENSIÓN
1	1,2600	1,3500	1,6000
2	0,5300	0,7550	0,7250
3	1,1850	1,2500	1,1250
4	0,7900	0,8950	0,9800
5	0,9340	1,3400	1,2800
6	1,1340	1,2900	1,0900
Media.	0,9722	1,1467	1,1333
Varianza.	0,0769	0,0653	0,0863
Desviación estándar.	0,2773	0,2556	0,2938

Disco L4-5. Doble Instrumentación híbrida Diapasón® + Dynesys®

ESPECIMEN	AXIAL	FLEXION	EXTENSIÓN
1	0,6750	0,8590	0,3450
2	0,2150	0,2990	0,1650
3	0,7150	0,6290	0,8550
4	0,3500	0,3856	0,4960
5	0,4600	0,5640	0,6690
6	0,5820	0,5478	0,3400
Media.	0,4995	0,5474	0,4783
Varianza.	0,0378	0,0384	0,0627
Desviación estándar.	0,1944	0,1959	0,2505

Tabla 4.3. Registro de presiones intradiscales (MPa) obtenidas en el disco L4-5, de los 6 especímenes en carga axial, flexión y extensión hasta un máximo de 750 Newtons.

ESPECIMEN	Diferencia AXIAL	Diferencia FLEXION	Diferencia EXTENSIÓN
1	-0,4700	-0,3460	-1,2600
2	-0,2000	-0,2660	-0,3750
3	-0,3450	-0,4360	-0,1850
4	-0,3000	-0,3994	-0,3840
5	-0,3740	-0,5610	-0,2410
6	-0,3860	-0,6502	-0,6540
Media.	-0,3458	-0,4431	-0,5165
Varianza.	0,0082	0,0199	0,1590
Desviación estándar.	0,0908	0,1411	0,3988

ESPECIMEN	Diferencia AXIAL	Diferencia FLEXION	Diferencia EXTENSIÓN
1	-41,05%	-28,71%	-78,50%
2	-48,19%	-47,08%	-69,44%
3	-32,55%	-40,94%	-17,79%
4	-46,15%	-50,88%	-43,64%
5	-44,84%	-49,87%	-26,48%
6	-39,88%	-54,27%	-65,79%
Media.	-42,11%	-45,29%	-50,28%
Varianza.	0,32%	0,86%	6,14%
Desviación estándar.	5,63%	9,27%	24,78%

⊗ Diferencia Global porcentual entre ambas condiciones de -45,89%

Tabla 4.4. Disco L4-5. Diferencias de presión intradiscal en disco L4-5 entre la Columna Intacta, no instrumentada, y la doble instrumentación híbrida Diapasón®-Dynesys®. Tabla superior, diferencia en MPa. Tabla inferior, diferencia porcentual.

Disco L5-S1. Columna Intacta, no instrumentada.

ESPECIMEN	AXIAL	FLEXION	EXTENSIÓN
1	1,0130	1,1050	0,9987
2	0,8970	0,9776	0,9543
3	0,9750	1,1400	1,0500
4	0,3350	0,6750	0,5430
5	0,7830	1,0740	0,1120
6	0,6695	0,8930	0,6997
Media.	0,7788	0,9774	0,7263
Varianza.	0,0632	0,0301	0,1285
Desviación estándar.	0,2515	0,1736	0,3585

Disco L5-S1. Instrumentación rígida Diapasón® L5-S1

ESPECIMEN	AXIAL	FLEXION	EXTENSIÓN
1	0,4250	0,4554	0,3890
2	0,3084	0,3975	0,2640
3	0,5050	0,3250	0,2850
4	0,0250	0,1450	0,2530
5	0,1250	0,4720	0,3030
6	0,2319	0,3780	0,1980
Media.	0,2701	0,3622	0,2820
Varianza.	0,0326	0,0142	0,0040
Desviación estándar.	0,1807	0,1190	0,0634

Disco L5-S1. Doble Instrumentación híbrida Diapasón® + Dynesys®

ESPECIMEN	AXIAL	FLEXION	EXTENSIÓN
1	0,3360	0,4338	0,2998
2	0,2980	0,2799	0,1050
3	0,4600	0,5050	0,4950
4	0,1250	0,2900	0,1557
5	0,0790	0,2280	0,2387
6	0,1980	0,3034	0,0590
Media.	0,2493	0,3400	0,2255
Varianza.	0,0203	0,0112	0,0251
Desviación estándar.	0,1424	0,1058	0,1584

Tabla 4.5. Registro de presiones intradiscales (MPa) obtenidas en el disco L5-S1, de los 6 especímenes en carga axial, flexión y extensión hasta un máximo de 750 Newtons.

ESPECIMEN	Diferencia AXIAL	Diferencia FLEXION	Diferencia EXTENSIÓN
1	-0,6770	-0,6712	-0,6989
2	-0,5990	-0,6977	-0,8493
3	-0,5150	-0,6350	-0,5550
4	-0,2100	-0,3850	-0,3873
5	-0,7040	-0,8460	-0,1267
6	-0,4715	-0,5896	-0,6407
Media.	-0,5294	-0,6374	-0,5008
Varianza.	0,0325	0,0229	0,1180
Desviación estándar.	0,1804	0,1512	0,3435

ESPECIMEN	Diferencia AXIAL	Diferencia FLEXION	Diferencia EXTENSIÓN
1	-66,8%	-60,7%	-70,0%
2	-66,8%	-71,4%	-89,0%
3	-52,8%	-55,7%	-52,9%
4	-62,7%	-57,0%	-71,3%
5	-89,9%	-78,8%	-113,1%
6	-70,4%	-66,0%	-91,6%
Media.	-68,24%	-64,94%	-43,60%
Varianza.	1,49%	0,80%	60,95%
Desviación estándar.	12,22%	8,94%	78,07%

⊕ Diferencia Global porcentual entre ambas condiciones de -58,9%

Tabla 4.6. Disco L5-S1. Diferencias de presión intradiscal en disco L5-S1 entre la Columna Intacta, no instrumentada, y la doble instrumentación híbrida Diapasón®-Dynesys®. Tabla superior, diferencia en MPa. Tabla inferior, diferencia porcentual.

3. Gráficos comparativos.

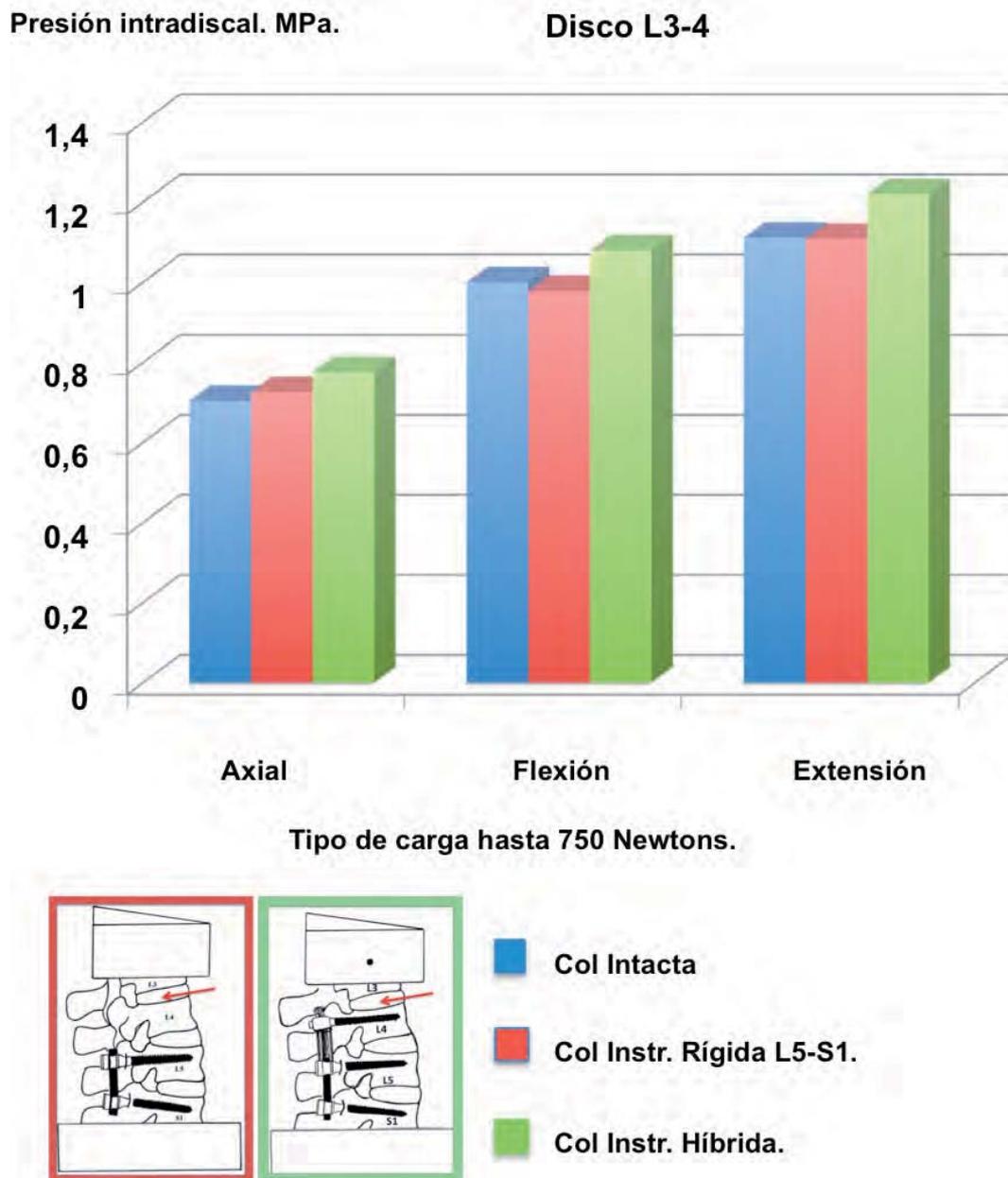


Fig. 4.1. Histograma comparativo de presiones (MPa) obtenidas en el disco L3-4, al aplicar 750 N en carga axial, en flexión y extensión; así como de las tres condiciones a las que fue sometido el espécimen, sin fijación, fijación rígida de L5-S1 y doble fijación híbrida.

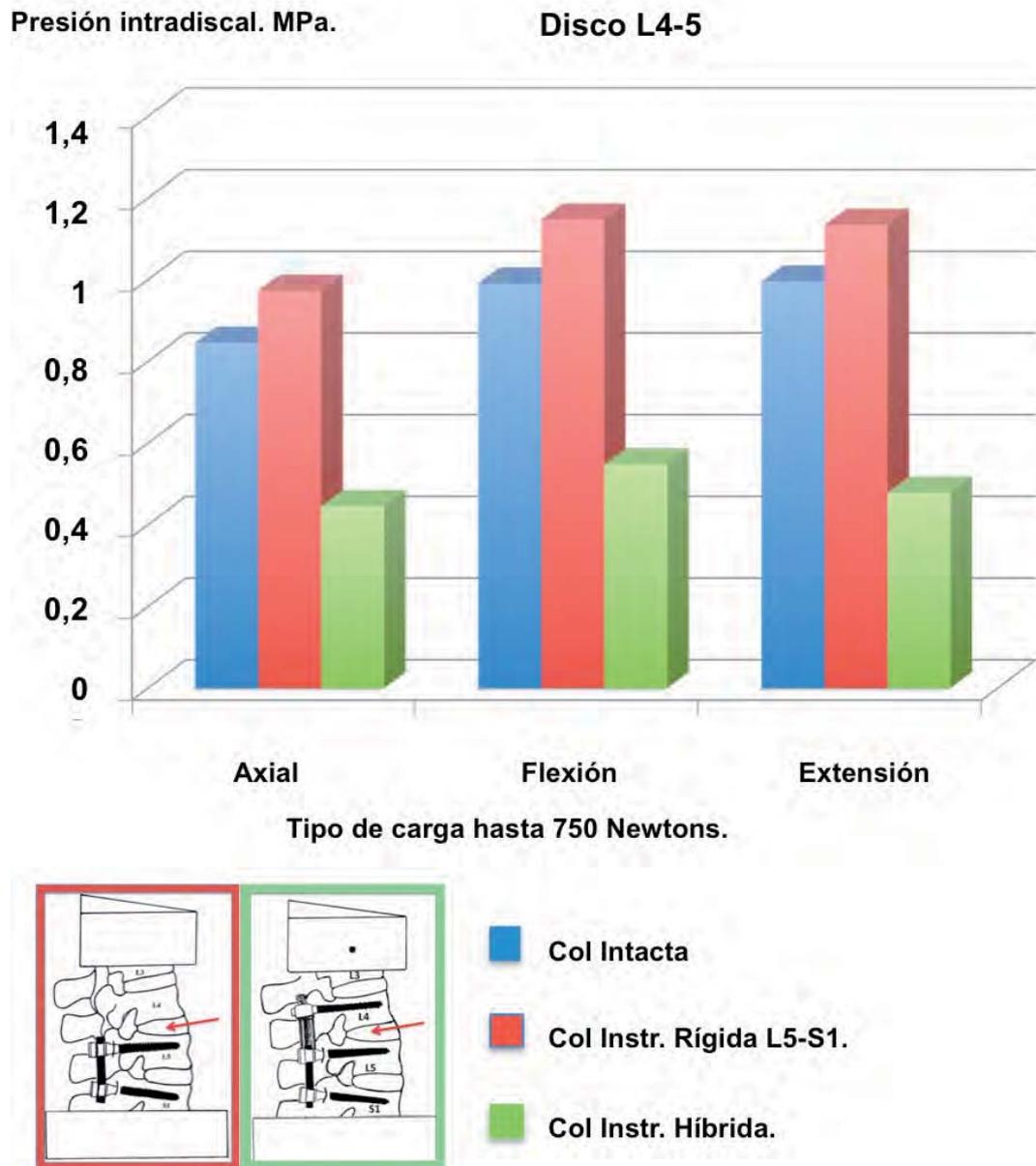


Fig. 4.2. Histograma comparativo de presiones (MPa) obtenidas en el disco L4-5.

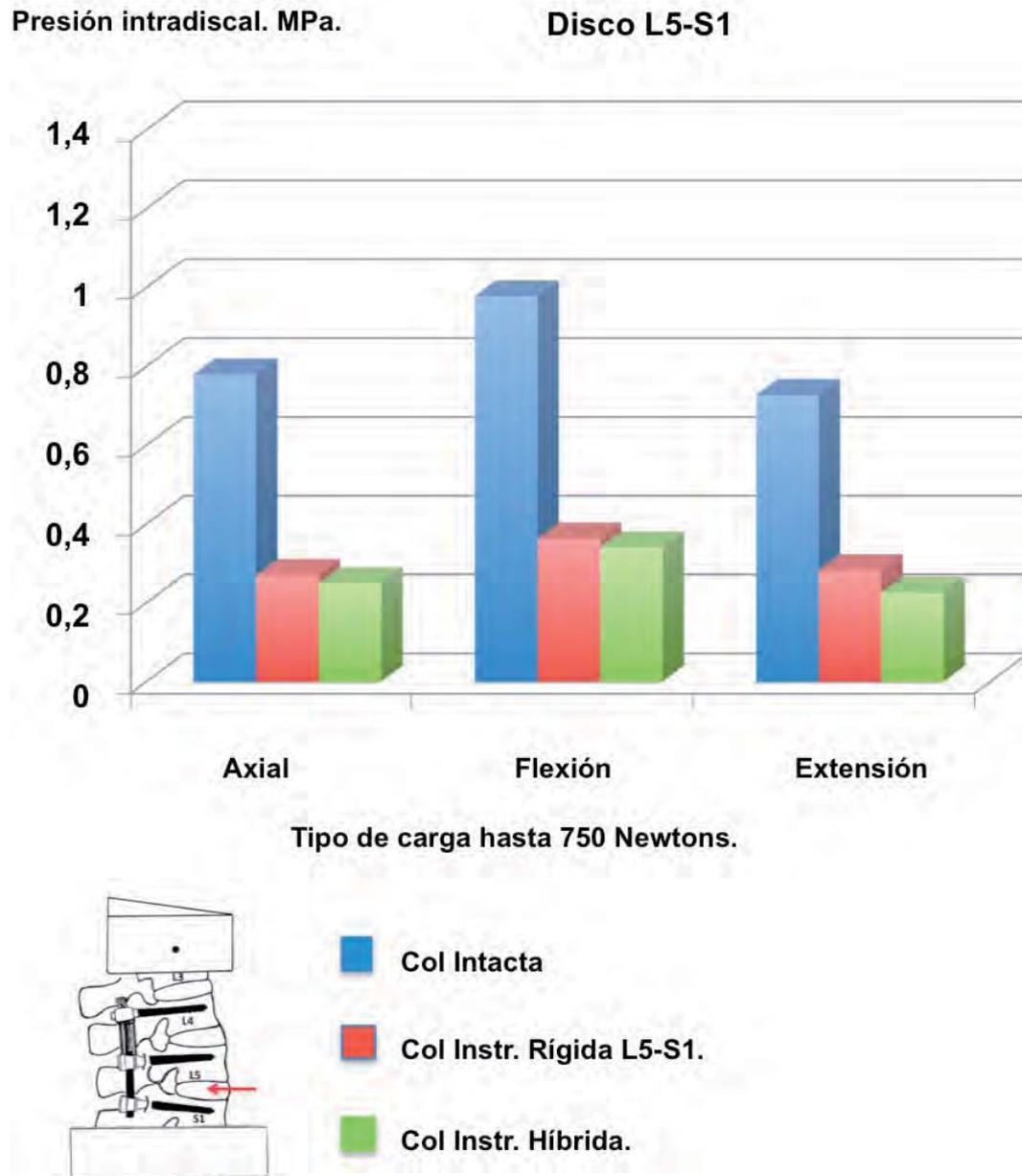


Fig. 4.3. Histograma comparativo de presiones (MPa) obtenidas en el disco L5-S1.

4. Estudios de contraste estadístico: comparación de medias.

4.1. Presión intradiscal Disco L3-L4.

4.1.1. Espécimen sometido a carga Axial.

4.1.1.1 Comparación de medias: 1= columna intacta; 2= columna instrumentada con sistema híbrido Diapasón (L5-S1)+ Dynesys (L4-5).

Prueba de comparación de medias de t-student. Estadística paramétrica.

	Instr.	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
Presión intradiscal	1	6	0,703333	0,1830483	0,074729
L3-4	2	6	0,775000	0,1840380	0,075133

1= Col. Intacta
2= Doble instrumentación Híbrida Diapasón+ Dynesys



Prueba de Levene*

Prueba T para la igualdad de medias

	Prueba de Levene*		Prueba T para la igualdad de medias				95% Intervalo de confianza*		
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típico de la diferencia	Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	0,048	0,831	-0,676	10	0,514	-0,071667	0,1059691	-0,3077805	0,1644471
No se han asumido varianzas iguales			-0,676	10,000	0,514	-0,071667	0,1059691	-0,3077814	0,1644481

*Prueba de Levene para la igualdad de varianzas.

*95% Intervalo de confianza para la diferencia.

Estadística no paramétrica con U de Mann Whitney.

	PID L3-4
U de Mann-Whitney	14,000
W de Wilcoxon	35,000
Z	-0,641
Sig. asintót. (bilateral)	0,522
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,589 ^a
a. No corregidos para los empates.	
b. Variable de agrupación: instrumentación	

Tanto t -student como U de Mann Whitney presentan una $p > 0,05$.
No podemos afirmar que existan diferencias estadísticamente significativas entre las medias de ambos grupos.

4.1.1.2. Comparación de medias: 1= columna intacta; 3= columna instrumentada con sistema rígido monosegmentario Diapasón (L5-S1).

Prueba de comparación de medias de t-student. Estadística paramétrica.

	Instr.	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
Presión intradiscal	1	6	0,703333	0,183048	0,074729
L3-4	3	6	0,725167	0,184776	0,075434

1= Col. Intacta
3= Instrumentación Rígida L5-S1. Diapasón.

	Prueba de Levene*		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típico de la diferencia	95% Intervalo de confianza*	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	0,061	0,810	-0,206	10	0,841	-0,021833	0,1061829	-0,2584235	0,2147569
No se han asumido varianzas iguales			-0,206	9,999	0,841	-0,021833	0,1061829	-0,2584264	0,2147597

*Prueba de Levene para la igualdad de varianzas.
*95% Intervalo de confianza para la diferencia.

Estadística no paramétrica con U de Mann Whitney.

	PID L3-4
U de Mann-Whitney	16,500
W de Wilcoxon	37,500
Z	-0,241
Sig. asintót. (bilateral)	0,810
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,818 ^a
a. No corregidos para los empates.	
b. Variable de agrupación: instrumentación	

Tanto t -student como U de Mann Whitney presentan una $p > 0,05$.
No podemos afirmar que existan diferencias estadísticamente significativas entre las medias de ambos grupos.

4.1.2. Espécimen sometido a carga en Flexión.

4.1.2.1 Comparación de medias: 1= columna intacta; 2= columna instrumentada con sistema híbrido Diapasón (L5-S1)+ Dynesys (L4-5).

Prueba de comparación de medias de t-student. Estadística paramétrica.

	Instr.	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
Presión intradiscal L3-4	1	6	0,999358	0,2389043	0,0975323
	2	6	1,079000	0,1874076	0,0765088

1= Col. Intacta
2= Doble instrumentación Híbrida Diapasón+Dynesys.

	Prueba de Levene*		Prueba T para la igualdad de medias				95% Intervalo de confianza*		
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típico de la diferencia	Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	0,368	0,557	-0,642	10	0,535	-0,0796418	0,1239602	-0,3558425	0,1965588
No se han asumido varianzas iguales			-0,642	9,463	0,536	-0,0796418	0,1239602	-0,3579800	0,1986964

*Prueba de Levene para la igualdad de varianzas.
*95% Intervalo de confianza para la diferencia.

Estadística no paramétrica con U de Mann Whitney.

	PID L3-4
U de Mann-Whitney	14,000
W de Wilcoxon	35,000
Z	-0,641
Sig. asintót. (bilateral)	0,522
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,589 ^a
a. No corregidos para los empates.	
b. Variable de agrupación: instrumentación	

Tanto *t*-student como *U* de Mann Whitney presentan una $p > 0,05$. No podemos afirmar que existan diferencias estadísticamente significativas entre las medias de ambos grupos.

4.1.2.2. Comparación de medias: 1= columna intacta; 3= columna instrumentada con sistema rígido monosegmentario Diapasón (L5-S1).

Prueba de comparación de medias de *t*-student. Estadística paramétrica.

	Instr.	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
Presión intradiscal L3-4	1	6	0,999358	0,2389043	0,0975323
	3	6	0,978000	0,1858275	0,0758638

1= Col. Intacta
3= Instrumentación Rígida L5-S1. Diapasón.

	Prueba de Levene*				Prueba T para la igualdad de medias				
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típico de la diferencia	95% Intervalo de confianza*	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	0,461	0,513	0,173	10	0,866	0,0213582	0,1235631	-0,2539577	0,2966740
No se han asumido varianzas iguales			0,173	9,429	0,866	0,0213582	0,1235631	-0,2562345	0,2989508

*Prueba de Levene para la igualdad de varianzas.

*95% Intervalo de confianza para la diferencia.

Estadística no paramétrica con *U* de Mann Whitney.

	PID L3-4
U de Mann-Whitney	18,000
W de Wilcoxon	39,000
Z	0,000
Sig. asintót. (bilateral)	1,000
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	1,000 ^a
a. No corregidos para los empates.	
b. Variable de agrupación: instrumentación	

Tanto *t*-student como *U* de Mann Whitney presentan una $p > 0,05$. No podemos afirmar que existan diferencias estadísticamente significativas entre las medias de ambos grupos.

4.1.3. Espécimen sometido a carga en Extensión.

4.1.3.1. Comparación de medias: 1= columna intacta; 2= columna instrumentada con sistema híbrido Diapasón(L5-S1)+ Dynesys (L4-5).

Prueba de comparación de medias de t-student. Estadística paramétrica.

	Instr.	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media	
Presión intradiscal L3-4	1	6	1,110667	0,3287757	0,1342221	1= Col. Intacta 2= Doble instrumentación Híbrida Diapasón+Dynesys.
	2	6	1,219333	0,3163780	0,1291608	

	Prueba de Levene*				Prueba T para la igualdad de medias				
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típico de la diferencia	95% Intervalo de confianza*	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	0,063	0,806	-0,583	10	0,573	-0,1086667	0,1862742	-0,5237115	0,3063782
No se han asumido varianzas iguales			-0,583	9,985	0,573	-0,1086667	0,1862742	-0,5237946	0,3064612

*Prueba de Levene para la igualdad de varianzas.
*95% Intervalo de confianza para la diferencia.

Estadística no paramétrica con U de Mann Whitney.

	PID L3-4
U de Mann-Whitney	13,000
W de Wilcoxon	34,000
Z	-0,801
Sig. asintót. (bilateral)	0,423
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,485 ^a
a. No corregidos para los empates.	
b. Variable de agrupación: instrumentación	

Tanto t-student como U de Mann Whitney presentan una $p > 0,05$. No podemos afirmar que existan diferencias estadísticamente significativas entre las medias de ambos grupos.

4.1.3.2. Comparación de medias: 1= columna intacta; 3= columna instrumentada con sistema rígido monosegmentario Diapasón (L5-S1).

Prueba de comparación de medias de t-student. Estadística paramétrica.

	Instr.	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media	
Presión intradiscal L3-4	1	6	1,110667	0,3287757	0,1342221	
	3	6	1,107600	0,2423911	0,0989557	1= Col. Intacta 3= Instrumentación Rígida L5-S1. Diapasón.

	Prueba de Levene*		Prueba T para la igualdad de medias					95% Intervalo de confianza*	
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típico de la diferencia	Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	0,309	0,590	0,018	10	0,986	0,0030667	0,1667568	-0,3684906	0,3746239
No se han asumido varianzas iguales			0,018	9,196	0,986	0,0030667	0,1667568	-0,3729424	0,3790757

*Prueba de Levene para la igualdad de varianzas.

*95% Intervalo de confianza para la diferencia.

Estadística no paramétrica con U de Mann Whitney.

	PID L3-4
U de Mann-Whitney	16,000
W de Wilcoxon	37,000
Z	-0,320
Sig. asintót. (bilateral)	0,749
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,818 ^a
a. No corregidos para los empates.	
b. Variable de agrupación: instrumentación	

Tanto *t*-student como *U* de Mann Whitney presentan una $p > 0,05$. No podemos afirmar que existan diferencias estadísticamente significativas entre las medias de ambos grupos.

4.2. Presión intradiscal Disco L4-L5.

4.2.1. Espécimen sometido a carga Axial.

4.2.1.1 Comparación de medias: 1= columna intacta; 2= columna instrumentada con sistema híbrido Diapasón (L5-S1)+ Dynesys (L4-5).

Prueba de comparación de medias de t-student. Estadística paramétrica.

	Instr.	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
Presión intradiscal	1	6	0,845333	0,2736419	0,1117138
L4-5	2	6	0,499500	0,1943695	0,0793510

1= Col. Intacta
2= Doble instrumentación Híbrida Diapasón+Dynesys

	Prueba de Levene*		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típico de la diferencia	95% Intervalo de confianza*	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	0,622	0,449	2,524	10	0,030	0,3458333	0,1370276	0,0405168	0,6511498
No se han asumido varianzas iguales			2,524	9,022	0,033	0,3458333	0,1370276	0,0359686	0,6556981

*Prueba de Levene para la igualdad de varianzas.
*95% Intervalo de confianza para la diferencia.

Estadística no paramétrica con U de Mann Whitney.

	PID L3-4
U de Mann-Whitney	6,000
W de Wilcoxon	27,000
Z	-1,922
Sig. asintót. (bilateral)	0,055
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,065 ^a
a. No corregidos para los empates.	
b. Variable de agrupación: instrumentación	

Tanto t-student como U de Mann Whitney presentan una $p < 0,05$
Podemos afirmar que existen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de ambos grupos.

4.2.1.2. Comparación de medias: 1= columna intacta; 3= columna instrumentada con sistema rígido monosegmentario Diapasón (L5-S1).

Prueba de comparación de medias de t-student. Estadística paramétrica.

	Instr.	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
Presión intradiscal	1	6	0,845333	0,2736419	0,1117138
L4-5	3	6	0,972167	0,2773045	0,1132091

1= Col. Intacta
3= Instrumentación Rígida L5-S1. Diapasón

	Prueba de Levene*				Prueba T para la igualdad de medias				
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típico de la diferencia	95% Intervalo de confianza*	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	0,011	0,918	-0,797	10	0,444	-0,1268333	0,1590480	-0,4812144	0,2275477
No se han asumido varianzas iguales			-0,797	9,998	0,444	-0,1268333	0,1590480	-0,4812229	0,2275562

*Prueba de Levene para la igualdad de varianza.

*95% Intervalo de confianza para la diferencia.

Estadística no paramétrica con U de Mann Whitney.

	PID L3-4
U de Mann-Whitney	13,000
W de Wilcoxon	34,000
Z	-0,801
Sig. asintót. (bilateral)	0,423
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,485 ^a
a. No corregidos para los empates.	
b. Variable de agrupación: instrumentación	

Tanto *t*-student como *U* de Mann Whitney presentan una $p > 0,05$. No podemos afirmar que existan diferencias estadísticamente significativas entre las medias de ambos grupos.

4.2.2. Espécimen sometido a carga en flexión.

4.2.2.1 Comparación de medias: 1= columna intacta; 2= columna instrumentada con sistema híbrido Diapasón (L5-S1)+ Dynesys (L4-5).

Prueba de comparación de medias de *t*-student. Estadística paramétrica.

	Instr.	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media	
Presión intradiscal L4-5	1	6	0,990500	0,2592248	0,1058281	1= Col. Intacta 2= Doble instrumentación Híbrida Diapasón+Dynesys.
	2	6	0,547400	0,1959136	0,0799814	

	Prueba de Levene*		Prueba T para la igualdad de medias					95% Intervalo de confianza*	
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típico de la diferencia	Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	1,081	0,323	3,340	10	0,007	0,4431000	0,1326522	0,1475325	0,7386675
No se han asumido varianzas iguales			3,340	9,307	0,008	0,4431000	0,1326522	0,1445209	0,7416791

*Prueba de Levene para la igualdad de varianzas.

*95% Intervalo de confianza para la diferencia.

Estadística no paramétrica con *U* de Mann Whitney.

	PID L3-4
U de Mann-Whitney	3,000
W de Wilcoxon	24,000
Z	-2,402
Sig. asintót. (bilateral)	0,016
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,015 ^a
a. No corregidos para los empates.	
b. Variable de agrupación: instrumentación	

Tanto *t*-student como *U* de Mann Whitney presentan una $p < 0,05$. Podemos afirmar que existen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de ambos grupos.

4.2.2.2. Comparación de medias: 1= columna intacta; 3= columna instrumentada con sistema rígido monosegmentario Diapasón (L5-S1).

Prueba de comparación de medias de t-student. Estadística paramétrica.

	Instr.	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
Presión intradiscal L4-5	1	6	0,990500	0,2592248	0,1058281
	3	6	1,146667	0,2556104	0,1043525

1= Col. Intacta
3= Instrumentación Rígida L5-S1. Diapasón.

	Prueba de Levene*		Prueba T para la igualdad de medias				95% Intervalo de confianza*		
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típico de la diferencia	Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	0,004	0,950	-1,051	10,000	0,318	-0,1561667	0,1486238	-0,4873211	0,1749878
No se han asumido varianzas iguales			-1,051	9,998	0,318	-0,1561667	0,1486238	-0,4873299	0,1749966

*Prueba de Levene para la igualdad de varianzas.

*95% Intervalo de confianza para la diferencia.

Estadística no paramétrica con U de Mann Whitney.

	PID L3-4
U de Mann-Whitney	9,000
W de Wilcoxon	30,000
Z	-1,441
Sig. asintót. (bilateral)	0,150
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,180 ^a
a. No corregidos para los empates.	
b. Variable de agrupación: instrumentación	

Tanto *t*-student como *U* de Mann Whitney presentan una $p > 0,05$. No podemos afirmar que existan diferencias estadísticamente significativas entre las medias de ambos grupos.

4.2.3. Espécimen sometido a carga en Extensión.

4.2.3.1. Comparación de medias: 1= columna intacta; 2= columna instrumentada con sistema híbrido Diapasón(L5-S1)+ Dynesys (L4-5).

Prueba de comparación de medias de t-student. Estadística paramétrica.

	Instr.	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
Presión intradiscal L4-5	1	6	0,994833	0,3468720	0,1416099
	2	6	0,478333	0,2504537	0,1022473

1= Col. Intacta

2= Doble instrumentación Híbrida Diapasón+Dynesys.



Prueba de Levene*

Prueba T para la igualdad de medias

	Prueba de Levene*				Prueba T para la igualdad de medias			95% Intervalo de confianza*	
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típico de la diferencia	Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	0,041	0,843	2,957	10	0,014	0,5165000	0,1746650	0,1273221	0,9056779
No se han asumido varianzas iguales			2,957	9,099	0,016	0,5165000	0,1746650	0,1220360	0,9109640

*Prueba de Levene para la igualdad de varianzas.

*95% Intervalo de confianza para la diferencia.

Estadística no paramétrica con U de Mann Whitney.

	PID L3-4
U de Mann-Whitney	2,000
W de Wilcoxon	23,000
Z	-2,562
Sig. asintót. (bilateral)	0,010
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,009 ^a
a. No corregidos para los empates.	
b. Variable de agrupación: instrumentación	

Tanto *t*-student como *U* de Mann Whitney presentan una $p < 0,05$. Podemos afirmar que existen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de ambos grupos.

4.2.3.2. Comparación de medias: 1= columna intacta; 3= columna instrumentada con sistema rígido monosegmentario Diapasón (L5-S1).

Prueba de comparación de medias de *t*-student. Estadística paramétrica.

	Instr.	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
Presión intradiscal L4-5	1	6	0,994833	0,3468720	0,1416099
	3	6	1,133333	0,2937629	0,1199282

1= Col. Intacta
3= Instrumentación Rígida L5-S1. Diapasón.

	Prueba de Levene*		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típico de la diferencia	95% Intervalo de confianza*	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	0,012	0,915	-0,746	10	0,473	-0,1385000	0,1855698	-0,5519752	0,2749752
No se han asumido varianzas iguales			-0,746	9,736	0,473	-0,1385000	0,1855698	-0,5535000	0,2765000

*Prueba de Levene para la igualdad de varianzas.
*95% Intervalo de confianza para la diferencia.

Estadística no paramétrica con *U* de Mann Whitney.

	PID L3-4
U de Mann-Whitney	12,000
W de Wilcoxon	33,000
Z	-0,961
Sig. asintót. (bilateral)	0,337
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,394 ^a
a. No corregidos para los empates.	
b. Variable de agrupación: instrumentación	

Tanto *t*-student como *U* de Mann Whitney presentan una $p > 0,05$. No podemos afirmar que existan diferencias estadísticamente significativas entre las medias de ambos grupos.

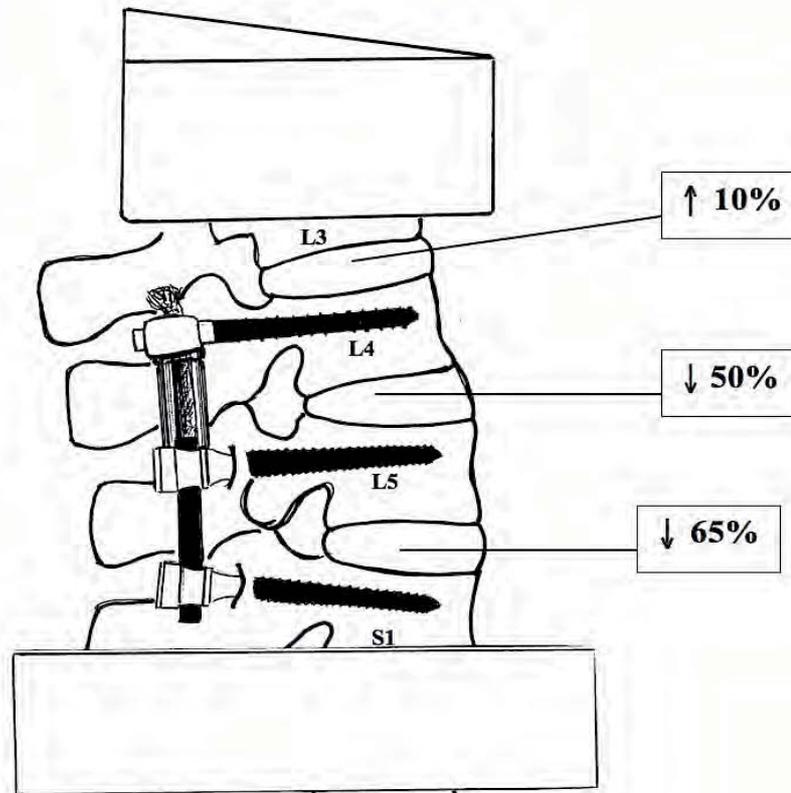


Fig. 4.4. Representación esquemática de los cambios observados en la presión intradiscal al aplicar la instrumentación híbrida, respecto a la columna intacta. En el disco L3-4 observamos un incremento de presión intradiscal del 10% sin significación estadística, $p > 0,05$. En el disco L4-5, con estabilización dinámica Dynesys®, encontramos un descenso del 50%, con significación estadística $p < 0,05$. En el disco L5-S1, con fijación rígida Diapasón®, hallamos un descenso del 65% en la presión intradiscal.



V. DISCUSIÓN.

Discusión.

En relación al método experimental diseñado, consideramos que la columna de cadáver es el mejor método para investigar la biomecánica de la columna. Hemos seguido métodos de preparación de los especímenes y de aplicación de fuerzas ampliamente contrastados en la literatura. Las propiedades mecánicas de la columna lumbar de cadáver reflejan las propiedades in vivo de la columna, siempre que se efectúe la precompresión axial de 300 Newtons, al menos durante 15 minutos, antes de iniciar el ensayo, para deshidratar los discos que han quedado hiperhidratados por la muerte tisular y la congelación⁷⁹.

Los tejidos de la columna vertebral tienen unas características viscoelásticas y no presentan una respuesta lineal a las cargas y deformaciones aplicadas. Por ello, para simular la función real in vivo, se han empleado cargas fisiológicas entre 100 y 750 Newtons⁸⁰.

Por su parte, el microcaptador utilizado para la medición de la presión intradiscal es un material fiable, ya empleado por otros autores en sus investigaciones⁸¹.

Los rangos de presiones obtenidas han sido similares a los obtenidos por Wilke et al⁸², quienes midieron la presión intradiscal con un dispositivo implantado en el núcleo pulposo del disco L4-L5 sano, en un voluntario sometido a diferentes actividades de la vida diaria (fig. 5.1).

Los incrementos en la presión intradiscal de los segmentos adyacentes ya han sido descritos por diversos investigadores:

Cunningham et al⁴² informaron de aumentos de hasta un 40% en el segmento adyacente a una fusión rígida, siendo mayor cuanto más rígido era el sistema de fijación empleado. A su vez, vieron un descenso en la presión del nivel intervenido de hasta un 55%, dato observado por otros autores. Siempre existe una movilidad residual en el nivel instrumentado que permite obtener registros de presión intradiscal⁸³.

Chow et al⁴⁴ y Weinoffer et al⁴³ publicaron aumentos en los valores de presión intradiscal en el segmento adyacente mucho mayores, de hasta un 82 %, cuando la fijación rígida era doble, abarcando dos segmentos.

Recientemente, Nunley et al⁸⁴ observaron, igual que Chow et al, incrementos de hasta un 46% en la presión intradiscal del disco L3-4, adyacente a una doble fusión rígida L4-S1, cuando el espécimen era sometido a una carga en flexión, respecto a la columna intacta. Sin embargo, los autores no encontraron diferencias estadísticas significativas

en la presión intradiscal del nivel adyacente L3-4 después una doble prótesis de disco L4-5, L5-S1; un procedimiento híbrido (prótesis total de disco en L4-5 y fusión rígida L5-S1); o una doble fusión L4-S1.

Position	Pressure (MPa)
Lying supine	0.10
Lying on the side	0.12
Lying prone	0.11
Lying prone, extended back, supporting on elbows	0.25
Laughing heartily, lying laterally	0.15
Sneezing, lying laterally	0.38
Peaks by turning around	0.70–0.80
Relaxed standing	0.50
Standing, performing vasalva maneuver	0.92
Standing, bent forward	1.10
Sitting relaxed, without backrest	0.46
Sitting actively straightening the back	0.55
Sitting with maximum flexion	0.83
Sitting bent forward with tight supporting the elbows	0.43
Sitting slouched into the chair	0.27
Standing up from a chair	1.10
Walking barefoot	0.53–0.65
Walking with tennis shoes	0.53–0.65
Jogging with hard street shoes	0.35–0.95
Jogging with tennis shoes	0.35–0.85
Climbing stairs, one stair at a time	0.50–0.70
Climbing stairs, two stairs at a time	0.30–1.20
Walking down stairs, one stair at a time	0.38–0.60
Walking down stairs, two stairs at a time	0.30–0.90
Lifting 20 kg, bent over with round back	2.30
Lifting 20 kg as taught in back school	1.70
Holding 20 kg close to the body	1.10
Holding 20 kg, 60 cm away from the chest	1.80
Pressure increase during night (over a period of 7 hr)	0.10–0.24

Fig. 5.1. Wilke et al, valores de presión intradiscal en diferentes posiciones y ejercicios.

Handa et al⁸⁵ estudiaron la influencia de la presión hidrostática en el metabolismo celular del disco intervertebral humano observando que,

tanto presiones demasiado altas como demasiado bajas afectan, negativamente, la síntesis de proteoglicanos, aumentan los niveles en la matriz intersticial de metaloproteinasas y, de esta manera, aceleran la degradación del disco.

El concepto de estabilización dinámica se define como un sistema que altera, favorablemente, el movimiento y la transmisión de carga del segmento móvil, sin la intención de fusionar el segmento. Según este concepto, estos sistemas ejercen un control del movimiento anormal y una transmisión de cargas más fisiológica, alivian el dolor y previenen la degeneración de los segmentos adyacentes^{51, 71}.

Desconocemos si un disco dañado puede recuperarse una vez se logra la normalización de la movilidad y la transmisión de cargas. Kroeber y Guehring^{48,49} estudiaron en un modelo experimental en conejos, los efectos de la descompresión por distracción sobre el disco intervertebral, previamente degenerado mediante compresión mecánica axial, obteniendo datos biológicos y anatomopatológicos reveladores de una regeneración discal, con recuperación de la celularidad y reorganización de la arquitectura laminar del anillo fibroso. Estos resultados en experimentación animal quedan pendientes de ser comprobados en estudios prospectivos de casos y controles, en pacientes intervenidos con los nuevos sistemas de neutralización dinámica de la columna lumbar.

Schmoelz et al⁷⁴ analizaron las variaciones de la presión intradiscal, en el segmento instrumentado con el sistema Dynesys®, comparándolas con las experimentadas por este segmento sometido a una fijación rígida, no observando diferencias significativas.

Beastall et al⁷⁶ fueron los primeros en valorar la influencia biomecánica del sistema Dynesys® mediante la comparación de imágenes de resonancia magnética posicional, obtenidas de pacientes antes de la cirugía y a los 9 meses de implantarles la instrumentación. Encontraron una reducción de la movilidad lumbar global de un 35'4%, y del segmento instrumentado de un 71'6% después de la cirugía. A su vez, observaron una reducción del movimiento del segmento craneal adyacente en un 5'5%. Tampoco observaron una afectación significativa de la lordosis en posición neutra. Estos hallazgos demuestran que la estabilización dinámica tipo Dynesys® no es una instrumentación agresora sobre los segmentos adyacentes.

Stoll et al⁷³ en un estudio prospectivo y multicéntrico evaluaron los resultados con el sistema de neutralización dinámica Dynesys®. Los 83 pacientes fueron intervenidos por inestabilidad lumbar segmentaria, combinada, principalmente, con estenosis de canal (60,2%), discopatía (8,4%), hernia discal (8,4%) y cirugía de revisión (6,0%). Con la

neutralización dinámica del segmento lumbar afecto observaron, tanto en estadios iniciales como en estadios avanzados de la degeneración discal, una desaparición del dolor y una mejora de los déficits neurológicos de las condiciones de inestabilidad de la columna lumbar, con resultados comparables a los obtenidos por la cirugía convencional.

En la práctica clínica se observan numerosos casos de inestabilidad segmentaria en la que se plantea una artrodesis del segmento afecto, tal como es el caso de la espondilolistesis de L5, y en las que el segmento adyacente superior L4-L5 presenta cambios degenerativos que, instintivamente, hacen que el cirujano se cuestione la realización de una actuación profiláctica (fig. 5.2). Creemos que el sistema de hibridación prolongando la fusión vertebral con una estabilización dinámica al nivel suprayacente es una buena opción para preservar y proteger este nivel. Aunque estudios en experimentación animal, como los de Kroeber y Guehring^{47,48}, han demostrado una recuperación de los discos sometidos a descarga por distracción, queda pendiente de su corroboración en estudios clínicos.



Fig. 5.2. Caso clínico de paciente de 30 años con espondilolistesis ístmica L5-S1, con discografía L4-5 positiva. Derecha, instrumentación híbrida Diapasón® L5-S1, Dynesys® L4-5.

El otro dato que nos queda por demostrar, clínicamente, es si esta actuación (efectuar una doble instrumentación híbrida), repercute sobre el

nivel adyacente superior (disco L3-4), tal como se había demostrado en estudios biomecánicos con las instrumentaciones bisegmentarias rígidas^{43,44}.

Nuestro estudio muestra la hibridación de un sistema de fijación rígido y un sistema de estabilización dinámica; con buena integración de ambos sistemas; unos resultados que evidencian la disminución de la presión intradiscal en un 50% en el disco instrumentado con el estabilizador dinámico Dynesys®; y no hemos evidenciado unos aumentos estadísticamente significativos de la presión intradiscal, tan sólo un 10%, en el nivel suprayacente a la fijación dinámica. Este aumento de PID, en el nivel adyacente superior, es significativamente inferior al obtenido por otros autores, como Weinhoffer con incrementos de un 82% de PID, tras la realización de una doble instrumentación rígida^{43,44}.



VI. CONCLUSIONES.

Conclusiones:

1. La presión intradiscal del disco suprayacente al implante híbrido no se incrementa significativamente respecto a la columna no instrumentada.
2. La estabilización dinámica aporta protección al disco situado por encima de una fusión rígida.

VII. BIBLIOGRAFÍA.

Referencias Bibliográficas.

1. Hibbs RA. An operation for progressive spinal deformities: a preliminary report of three cases from the service of the orthopaedic hospital. 1911. Clin Orthop Relat Res 2007; 460: 17-20.
2. Albee FH. Transplantation of a portion of the tibia into the spine for Pott's disease: a preliminary report 1911. Clin Orthop Relat Res 2007; 460: 14-6.
3. Goel VK, Gilbertson LG. Basic science of spinal instrumentation. Clin Orthop Relat Res 1997: 10-31.
4. Stevenson S. Biology of bone grafts. Orthop Clin North Am 1999; 30: 543-52.
5. Roca Burniol J. Tratamiento quirúrgico del dolor lumbar. Editorial JIMS 1987; Capítulo 8: 159-85.
6. King D. Internal fixation for lumbosacral fusion. J Bone Joint Surg Am 1948; 30A: 560-5.
7. McBride, ED. A mortised transfacet bone block for lumbosacral fusion. J Bone Joint Surg Am 1949; 31A: 385-93.
8. Lee CK, Langrana NA. Lumbosacral spinal fusion. A biomechanical study. Spine 1984; 9: 574-81.
9. Bridwell KH, DeWald RL. Indications for internal fixation and fusion in the degenerative lumbar spine. The Textbook of Spinal Surgery. Lippincott -Raven 1997; 2: 1581-600.
10. Boucher HH. A method of spinal fusion. J Bone Joint Surg Br 1959; 41-B: 248-59.
11. Reich SM, Kuflik P, Neuwirth M. Translaminar facet screw fixation in lumbar spine fusion. Spine 1993; 18: 444-9.
12. Heggeness MH, Esses SI. Translaminar facet joint screw fixation for lumbar and lumbosacral fusion. A clinical and biomechanical study. Spine 1991; 16: S266-9.
13. Ogilvie JW, Bradford DS. Sublaminar fixation in lumbosacral fusions. Clin Orthop Relat Res 1991: 157-61.

14. Kostuik JP, Errico TJ, Gleason TF. Luque instrumentation in degenerative conditions of the lumbar spine. *Spine* 1990; 15: 318-21.
15. Gurr KR, McAfee PC, Shih CM. Biomechanical analysis of anterior and posterior instrumentation systems after corpectomy. A calf-spine model. *J Bone Joint Surg Am* 1988; 70: 1182-91.
16. Vanden Berghe L, Mehdian H, Lee AJ, Weatherley CR. Stability of the lumbar spine and method of instrumentation. *Acta Orthop Belg* 1993; 59: 175-80.
17. Roy-Camille R, Roy-Camille M, Demeulenaere C. [Osteosynthesis of dorsal, lumbar, and lumbosacral spine with metallic plates screwed into vertebral pedicles and articular apophyses]. *Presse Med* 1970; 78: 1447-8.
18. Steffee AD, Biscup RS, Sitkowski DJ. Segmental spine plates with pedicle screw fixation. A new internal fixation device for disorders of the lumbar and thoracolumbar spine. *Clin Orthop Relat Res* 1986: 45-53.
19. Zdeblick TA. A prospective, randomized study of lumbar fusion. Preliminary results. *Spine* 1993; 18: 983-91.
20. Weatherley CR, Prickett CF, O'Brien JP. Discogenic pain persisting despite solid posterior fusion. *J Bone Joint Surg Br* 1986; 68: 142-3.
21. Kuslich SD, Ulstrom CL, Griffith SL, Ahern JW, Dowdle JD. The Bagby and Kuslich method of lumbar interbody fusion. History, techniques, and 2-year follow-up results of a United States prospective, multicenter trial. *Spine* 1998; 23: 1267-78; discussion 79.
22. Ray CD. Threaded fusion cages for lumbar interbody fusions. An economic comparison with 360 degrees fusions. *Spine* 1997; 22: 681-5.
23. Harms J, Jeszenszky D. Fusión intersomática posterior en columna lumbar con técnica transforaminal unilateral. *Tec Quir Ortop Traumatol (Ed Esp)* 1998; 7: 193-204.
24. Roca Burniol J, Ubierna Garcés MT, Iborra M. Evaluación y tratamiento de la discografía degenerativa y de la inestabilidad vertebral lumbar. *Patologías del Raquis, Curso Básico Fundación SECOT 2001; Capítulo 8: 131-54.*
25. Barrick WT, Schofferman JA, Reynolds JB, et al. Anterior lumbar fusion improves discogenic pain at levels of prior posterolateral fusion. *Spine* 2000; 25: 853-7.

26. Fritzell P, Hagg O, Wessberg P, Nordwall A. Chronic low back pain and fusion: a comparison of three surgical techniques: a prospective multicenter randomized study from the Swedish lumbar spine study group. *Spine* 2002; 27: 1131-41.
27. Fritzell P, Hagg O, Nordwall A. Complications in lumbar fusion surgery for chronic low back pain: comparison of three surgical techniques used in a prospective randomized study. A report from the Swedish Lumbar Spine Study Group. *Eur Spine J* 2003; 12: 178-89.
28. Grob D, Bartanusz V, Jeszenszky D, et al. A prospective, cohort study comparing translaminar screw fixation with transforaminal lumbar interbody fusion and pedicle screw fixation for fusion of the degenerative lumbar spine. *J Bone Joint Surg Br* 2009; 91: 1347-53.
29. Lee CK. Accelerated degeneration of the segment adjacent to a lumbar fusion. *Spine* 1988; 13: 375-7.
30. Kumar MN, Baklanov A, Chopin D. Correlation between sagittal plane changes and adjacent segment degeneration following lumbar spine fusion. *Eur Spine J* 2001; 10: 314-9.
31. Rahm MD, Hall BB. Adjacent-segment degeneration after lumbar fusion with instrumentation: a retrospective study. *J Spinal Disord* 1996; 9: 392-400.
32. Lehmann TR, Spratt KF, Tozzi JE, et al. Long-term follow-up of lower lumbar fusion patients. *Spine* 1987; 12: 97-104.
33. Etebar S, Cahill DW. Risk factors for adjacent-segment failure following lumbar fixation with rigid instrumentation for degenerative instability. *J Neurosurg* 1999; 90: 163-9.
34. Ghiselli G, Wang JC, Bhatia NN, Hsu WK, Dawson EG. Adjacent segment degeneration in the lumbar spine. *J Bone Joint Surg Am* 2004; 86-A: 1497-503.
35. Gillet P. The fate of the adjacent motion segments after lumbar fusion. *J Spinal Disord Tech* 2003; 16: 338-45.
36. Boden SD, Davis DO, Dina TS, Patronas NJ, Wiesel SW. Abnormal magnetic-resonance scans of the lumbar spine in asymptomatic subjects. A prospective investigation. *J Bone Joint Surg Am* 1990; 72: 403-8.
37. Wiesel SW, Tsourmas N, Feffer HL, Citrin CM, Patronas N. A study of computer-assisted tomography. I. The incidence of positive CAT scans

in an asymptomatic group of patients. *Spine* 1984;9:549-51.

38. Dekutoski MB, Schendel MJ, Ogilvie JW, Olsewski JM, Wallace LJ, Lewis JL. Comparison of in vivo and in vitro adjacent segment motion after lumbar fusion. *Spine* 1994; 19: 1745-51.

39. Shono Y, Kaneda K, Abumi K, McAfee PC, Cunningham BW. Stability of posterior spinal instrumentation and its effects on adjacent motion segments in the lumbosacral spine. *Spine* 1998; 23: 1550-8.

40. Ha KY, Schendel MJ, Lewis JL, Ogilvie JW. Effect of immobilization and configuration on lumbar adjacent-segment biomechanics. *J Spinal Disord* 1993; 6: 99-105.

41. Nagata H, Schendel MJ, Transfeldt EE, Lewis JL. The effects of immobilization of long segments of the spine on the adjacent and distal facet force and lumbosacral motion. *Spine* 1993; 18: 2471-9.

42. Cunningham BW, Kotani Y, McNulty PS, Cappuccino A, McAfee PC. The effect of spinal destabilization and instrumentation on lumbar intradiscal pressure: an in vitro biomechanical analysis. *Spine* 1997; 22: 2655-63.

43. Weinoffer SL, Guyer RD, Herbert M, Griffith SL. Intradiscal pressure measurements above an instrumented fusion. A cadaveric study. *Spine* 1995; 20: 526-31.

44. Chow DH, Luk KD, Evans JH, Leong JC. Effects of short anterior lumbar interbody fusion on biomechanics of neighboring unfused segments. *Spine* 1996; 21: 549-55.

45. Sudo H, Oda I, Abumi K, Ito M, Kotani Y, Minami A. Biomechanical study on the effect of five different lumbar reconstruction techniques on adjacent-level intradiscal pressure and lamina strain. *J Neurosurg Spine* 2006; 5: 150-5.

46. Oda I, Cunningham BW, Buckley RA, et al. Does spinal kyphotic deformity influence the biomechanical characteristics of the adjacent motion segments? An in vivo animal model. *Spine* 1999; 24: 2139-46.

47. Sudo H, Oda I, Abumi K, et al. In vitro biomechanical effects of reconstruction on adjacent motion segment: comparison of aligned/kyphotic posterolateral fusion with aligned posterior lumbar interbody fusion/posterolateral fusion. *J Neurosurg* 2003; 99: 221-8.

48. Guehring T, Omlor GW, Lorenz H, et al. Disc distraction shows

evidence of regenerative potential in degenerated intervertebral discs as evaluated by protein expression, magnetic resonance imaging, and messenger ribonucleic acid expression analysis. *Spine* 2006; 31: 1658-65.

49. Kroeber M, Unglaub F, Guehring T, et al. Effects of controlled dynamic disc distraction on degenerated intervertebral discs: an in vivo study on the rabbit lumbar spine model. *Spine* 2005; 30: 181-7.

50. Gibson JN, Waddell G. Surgery for degenerative lumbar spondylosis: updated Cochrane Review. *Spine* 2005; 30: 2312-20.

51. Mulholland RC, Sengupta DK. Rationale, principles and experimental evaluation of the concept of soft stabilization. *Eur Spine J* 2002; 11 Suppl 2: S198-205.

52. Nockels RP. Dynamic stabilization in the surgical management of painful lumbar spinal disorders. *Spine* 2005; 30: S68-72.

53. McNally DS, Adams MA. Internal intervertebral disc mechanics as revealed by stress profilometry. *Spine* 1992; 17: 66-73.

54. McNally DS, Shackelford IM, Goodship AE, Mulholland RC. In vivo stress measurement can predict pain on discography. *Spine* 1996; 21: 2580-7.

55. Bono C, Pryor J. Lumbar Posterior Motion-Sparing Technology: Dynamic Rodding. *Spinal Arthroplasty: The preservation of motion* Saunders Elsevier 2007; 17A: 333-43.

56. Kim DH, Cammisa FP, Fessler RG. Dynamic reconstruction of the spine. Thieme Medical Publishers 2006.

57. Falicov A, Kwon B. Lumbar Posterior Motion-Sparing Technology: Dynamic Stenosis Management. *Spinal Arthroplasty: The preservation of motion* Saunders Elsevier 2007; 17B: 345-58.

58. Senegas J, Etchevers JP, Vital JM, Baulny D, Grenier F. [Recalibration of the lumbar canal, an alternative to laminectomy in the treatment of lumbar canal stenosis]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1988; 74: 15-22.

59. Garner MD, Wolfe SJ, Kuslich SD. Development and preclinical testing of a new tension-band device for the spine: the Loop system. *Eur Spine J* 2002; 11 Suppl 2: S186-91.

60. Senegas J. Mechanical supplementation by non-rigid fixation in

degenerative intervertebral lumbar segments: the Wallis system. *Eur Spine J* 2002; 11 Suppl 2: S164-9.

61. Wiseman CM, Lindsey DP, Fredrick AD, Yerby SA. The effect of an interspinous process implant on facet loading during extension. *Spine* 2005; 30: 903-7.

62. Swanson KE, Lindsey DP, Hsu KY, Zucherman JF, Yerby SA. The effects of an interspinous implant on intervertebral disc pressures. *Spine* 2003; 28: 26-32.

63. Richards JC, Majumdar S, Lindsey DP, Beaupre GS, Yerby SA. The treatment mechanism of an interspinous process implant for lumbar neurogenic intermittent claudication. *Spine (Phila Pa 1976)* 2005;30:744-9.

64. Siddiqui M, Smith FW, Wardlaw D. One-year results of X Stop interspinous implant for the treatment of lumbar spinal stenosis. *Spine* 2007; 32: 1345-8.

65. Zucherman JF, Hsu KY, Hartjen CA, et al. A multicenter, prospective, randomized trial evaluating the X STOP interspinous process decompression system for the treatment of neurogenic intermittent claudication: two-year follow-up results. *Spine (Phila Pa 1976)* 2005; 30: 1351-8.

66. Tsai KJ, Murakami H, Lowery GL, Hutton WC. A biomechanical evaluation of an interspinous device (Coflex) used to stabilize the lumbar spine. *J Surg Orthop Adv* 2006; 15: 167-72.

67. Caserta S, La Maida GA, Misaggi B, et al. Elastic stabilization alone or combined with rigid fusion in spinal surgery: a biomechanical study and clinical experience based on 82 cases. *Eur Spine J* 2002; 11 Suppl 2: S192-7.

68. Grevitt MP, Gardner AD, Spilsbury J, et al. The Graf stabilisation system: early results in 50 patients. *Eur Spine J* 1995; 4: 169-75; discussion 35.

69. Gardner A, Pande KC. Graf ligamentoplasty: a 7-year follow-up. *Eur Spine J* 2002; 11 Suppl 2: S157-63.

70. Kanayama M, Hashimoto T, Shigenobu K, et al. Adjacent-segment morbidity after Graf ligamentoplasty compared with posterolateral lumbar fusion. *J Neurosurg* 2001; 95: 5-10.

71. Sengupta DK. Dynamic stabilization devices in the treatment of low

back pain. *Orthop Clin North Am* 2004; 35: 43-56.

72. Sengupta DK, Mulholland RC. Fulcrum assisted soft stabilization system: a new concept in the surgical treatment of degenerative low back pain. *Spine* 2005; 30: 1019-29; discussion 30.

73. Stoll TM, Dubois G, Schwarzenbach O. The dynamic neutralization system for the spine: a multi-center study of a novel non-fusion system. *Eur Spine J* 2002; 11 Suppl 2: S170-8.

74. Schmoelz W, Huber JF, Nydegger T, Claes L, Wilke HJ. Influence of a dynamic stabilisation system on load bearing of a bridged disc: an in vitro study of intradiscal pressure. *Eur Spine J* 2006; 15: 1276-85.

75. Schmoelz W, Huber JF, Nydegger T, Dipl I, Claes L, Wilke HJ. Dynamic stabilization of the lumbar spine and its effects on adjacent segments: an in vitro experiment. *J Spinal Disord Tech* 2003; 16: 418-23.

76. Beastall J, Karadimas E, Siddiqui M, et al. The Dynesys lumbar spinal stabilization system: a preliminary report on positional magnetic resonance imaging findings. *Spine* 2007; 32: 685-90.

77. Schnake KJ, Schaeren S, Jeanneret B. Dynamic stabilization in addition to decompression for lumbar spinal stenosis with degenerative spondylolisthesis. *Spine* 2006; 31: 442-9.

78. Grob D, Benini A, Junge A, Mannion AF. Clinical experience with the Dynesys semirigid fixation system for the lumbar spine: surgical and patient-oriented outcome in 50 cases after an average of 2 years. *Spine* 2005; 30: 324-31.

79. Adams MA. Mechanical testing of the spine. An appraisal of methodology, results, and conclusions. *Spine* 1995; 20: 2151-6.

80. Dolan P, Earley M, Adams MA. Bending and compressive stresses acting on the lumbar spine during lifting activities. *J Biomech* 1994; 27: 1237-48.

81. Rao RD, David KS, Wang M. Biomechanical changes at adjacent segments following anterior lumbar interbody fusion using tapered cages. *Spine* 2005; 30: 2772-6.

82. Wilke HJ, Neef P, Caimi M, Hoogland T, Claes LE. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine* 1999; 24: 755-62.

83. Molz FJ, Partin JI, Kirkpatrick JS. The acute effects of posterior fusion instrumentation on kinematics and intradiscal pressure of the human lumbar spine. *J Spinal Disord Tech* 2003; 16: 171-9.

84. Nunley PD, Jawahar A, Mukherjee DP, et al. Comparison of pressure effects on adjacent disk levels after 2-level lumbar constructs: fusion, hybrid, and total disk replacement. *Surg Neurol* 2008; 70: 247-51; discussion 51.

85. Handa T, Ishihara H, Ohshima H, Osada R, Tsuji H, Obata K. Effects of hydrostatic pressure on matrix synthesis and matrix metalloproteinase production in the human lumbar intervertebral disc. *Spine* 1997; 22: 1085-91.