

DEPARTAMENTO DE ANATOMÍA Y EMBRIOLOGÍA
HUMANA

ANATOMÍA FUNCIONAL DEL TRONCO. VALORACIÓN
DINÁMICA MEDIANTE TÉCNICAS NO INVASIVAS DE LA
REGIÓN LUMBO-PÉLVICA EN PERSONAS SANAS Y
PACIENTES CON HISTORIA DE DOLOR LUMBAR

DANIEL SÁNCHEZ ZURIAGA

UNIVERSITAT DE VALENCIA
Servei de Publicacions
2006

Aquesta Tesi Doctoral va ser presentada a València el dia 20 de Juliol de 2006 davant un tribunal format per:

- D. Agustín Castañeyra Perdomo
- D. Javier Jorge Barreiro
- D. Carlos Barrios Pitarque
- D. José Sánchez Frutos
- D. Francisco José Pérez Moltó

Va ser dirigida per:

D^a. M^a Angeles Sarti Martínez

©Copyright: Servei de Publicacions
Daniel Sánchez Zuriaga

Depòsit legal:

I.S.B.N.:978-84-370-6583-0

Edita: Universitat de València

Servei de Publicacions

C/ Artes Gráficas, 13 bajo

46010 València

Spain

Telèfon: 963864115

VNIVERSITAT DE VALÈNCIA

Facultat de Medicina i Odontologia



**ANATOMÍA FUNCIONAL DEL TRONCO.
VALORACIÓN DINÁMICA MEDIANTE TÉCNICAS
NO INVASIVAS DE LA REGIÓN LUMBO-PÉLVICA
EN PERSONAS SANAS Y PACIENTES CON
HISTORIA DE DOLOR LUMBAR**

TESIS DOCTORAL

PRESENTADA POR:

Daniel Sánchez Zuriaga

DIRIGIDA POR:

Prof. Dra. M^aÁngeles Sarti Martínez

Valencia, 2006



VNIVERSITAT DE VALÈNCIA

Departament d'Anatomia i Embriologia Humana

**M^aÁNGELES SARTI MARTÍNEZ, PROFESORA TITULAR DE LA
UNIVERSITAT DE VALÈNCIA, DEPARTAMENTO DE ANATOMÍA Y
EMBRIOLOGÍA HUMANA.**

Informa:

Que el trabajo titulado "*Anatomía funcional del tronco. Valoración dinámica mediante técnicas no invasivas de la región lumbo-pélvica en personas sanas y pacientes con historia de dolor lumbar*" es fruto del trabajo personal de D. Daniel Sánchez Zuriaga, Licenciado en Medicina y Cirugía. Este trabajo ha sido desarrollado en su totalidad en la Unidad de Cinesiología del Departamento de Anatomía y Embriología Humana de la Universitat de València bajo mi dirección, y reúne todos los requisitos establecidos por la legislación vigente para su lectura y defensa.

Valencia, a 9 de junio de 2006.

Prof. Dra. M^a Ángeles Sarti Martínez

AGRADECIMIENTOS

- A Rosa y a mi familia, por haber estado ahí en todo momento.
- A M^aÁngeles Sarti, mi maestra y directora.
- A mis compañeros de la Unidad de Cinesiología: Manuel Monfort, Calixto Escribano, Francisco José Vera, A. Hans Bosch, Juan Francisco Lisón y M^aÁngeles Pamblanco, por haber llevado adelante todo el trabajo previo sin el cual esta tesis hubiera sido imposible. Y especialmente a M^a Ángeles Pamblanco, por su amistad, sus enseñanzas y su ayuda esenciales en el trabajo experimental.
- A Juan Hervás, de la Asociación Industrial de Óptica, Color e Imagen (AIDO), por su inestimable ayuda en el terreno informático.
- A los voluntarios que colaboraron desinteresadamente en las pruebas experimentales, y a los facultativos que colaboraron en su valoración.
- A M^aRosa Peris Sanchis, mi tutora.
- A los profesores Patricia Dolan y Michael Adams (Department of Anatomy, University of Bristol, Bristol, Reino Unido), por su generosa aportación a mi formación investigadora.

Esta tesis ha sido posible gracias a la financiación de las siguientes instituciones:

- Ministerio de Educación y Ciencia, a través de una beca de postgrado del Programa Nacional de Formación del Profesorado Universitario. Número de referencia AP2001-376.
- Instituto de Salud Carlos III, a través del proyecto de investigación del Programa de Promoción de la Investigación Biomédica y en Ciencias de la Salud del Ministerio de Sanidad y Consumo-Instituto de Salud Carlos III “Valoración Funcional de la Región Lumbo-Pélvica mediante un Sistema Multimedia” Referencia: FIS2001-0070-01.
- Comisión Interministerial de Ciencia y Tecnología, a través del proyecto de investigación “Sistema Multimedia para Difusión bajo Demanda en Tiempo Real de Señales Biomédicas Sincronizadas” Referencia: TIC 2001-2786-C02-02.

A Rosa y a mi familia

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....	7
MATERIAL Y MÉTODOS.....	23
Participantes.....	24
Instrumentos.....	31
Procedimiento.....	33
Tratamiento de los datos.....	35
Análisis estadísticos.....	39
RESULTADOS.....	43
DISCUSIÓN.....	52
CONCLUSIONES.....	64
ANEXO 1.....	67
ANEXO 2.....	75
BIBLIOGRAFÍA.....	84

Introducción

INTRODUCCIÓN

Los desórdenes de la región lumbar son uno de los problemas más frecuentes en la sociedad actual. Su prevalencia varía según las definiciones utilizadas y la población estudiada, pero en cualquier caso es muy alta. Se estima que entre el 58 y el 84% de la población experimentará un desorden de la región lumbar en algún momento de su vida. La prevalencia del trastorno se calcula entre el 4 y el 33% de la población general (Woolf y Pfleger, 2003). La incidencia anual de los desórdenes de la región lumbar es de unos 28 episodios por cada mil personas, con la mayor incidencia en el rango de edad entre los 25 y los 64 años (Woolf y Pfleger, 2003), es decir, justo en plena vida laboral. Por ello estos desórdenes tienen un enorme impacto socioeconómico en los países industrializados. En España el coste anual en 1998 de las bajas laborales debidas al dolor lumbar fue de unos doce mil millones de pesetas sólo en términos de trabajo perdido, sin contabilizar el gasto sanitario generado en la atención de estos pacientes (González y Condón, 2000). En EEUU el dolor lumbar es la segunda causa

más frecuente de atención médica, generando quince millones de visitas al año (Nachemson, 1992; Frymoyer y Durett, 1997).

Se considera dolor lumbar cualquier sensación dolorosa localizada por debajo de la duodécima costilla y por encima del pliegue glúteo inferior, con o sin dolor en la pierna (Anderson, 1986). Más recientemente el dolor lumbar ha sido englobado en la categoría “desórdenes de la región lumbar”, reconociéndole varias nuevas dimensiones desde el punto de vista epidemiológico. Un desorden de la región lumbar no sólo abarca unos síntomas concretos, sino que también incluye toda una serie de estados patológicos de las estructuras espinales a menudo difíciles de relacionar inequívocamente con los síntomas observados, y las consecuencias que producen en cuanto a la limitación laboral y en las actividades cotidianas (Adams y cols., 2002a).

Gran parte de las estructuras de la región lumbar tienen innervación nociceptiva, y han sido implicadas en la génesis del dolor lumbar (Bogduk, 1997a). La estimulación nociceptiva de los músculos de la espalda, los ligamentos interespinosos, la duramadre, las articulaciones cigapofisarias, las articulaciones sacroilíacas y el anillo fibroso externo del disco intervertebral puede producir dolor local y referido similar en calidad y distribución al que se observa típicamente en pacientes con desorden de la región lumbar (Adams y cols., 2002b).

Estas estructuras pueden resultar lesionadas por causas muy diversas. Las causas orgánicas primarias de desorden de la región lumbar y sus frecuencias relativas pueden clasificarse de la siguiente manera (Borenstein y cols., 1995a):

1) Causas poco comunes:

- **Infecciosas:** osteomielitis vertebral, discitis y sacroileítis purulentas, o el mismo herpes zóster cuando afecta a regiones metaméricas lumbares.

- **Tumorales e infiltrativas:** que a menudo actúan causando secundariamente alteraciones mecánicas, como alteraciones en las curvaturas fisiológicas. Por ejemplo, el osteoma osteoide causa frecuentemente escoliosis.

- **Endocrinológicas y metabólicas:** la osteoporosis, sobre todo, puede llevar a fracturas por aplastamiento de los cuerpos vertebrales.

- **Hematológicas:** hemoglobinopatías como la anemia falciforme pueden causar dolor lumbar, debido entre otros factores a la proliferación excesiva de la médula ósea con el consiguiente debilitamiento de la estructura trabecular del hueso o a infartos en la microcirculación vertebral. La proliferación de células mastocíticas en el esqueleto axial causa a veces dolor lumbar en la mastocitosis, mientras que son la osteoesclerosis y fibrosis secundarias a la sustitución de la médula ósea por tejido fibroso las que causan dolor lumbar en la mielofibrosis.

- **Neurológicas:** puede existir una alteración sistémica de la función nerviosa que lleve a lesiones de las estructuras óseas, como por ejemplo la artropatía de Charcot, propia de la sífilis terciaria, la diabetes y la siringo-miela.

2) Causas comunes: causas reumatológicas

Las enfermedades reumatológicas son causas comunes de dolor lumbar. Se caracterizan entre otras cosas por la afectación de las articulaciones sacroilíacas (Borenstein y cols., 1995b; Skyrme y cols., 2005a,b). Las articulaciones sacroilíacas están inervadas, y se ha

comprobado experimentalmente que su estimulación con inyecciones de medio de contraste produce un patrón determinado de dolor somático y referido (Fortin y cols., 1997). Uno de los estímulos que producen dolor a este nivel es la infiltración inflamatoria de las estructuras articulares: la sacroileítis. Esta sacroileítis puede presentarse aisladamente, en formas idiopáticas (Davis y Lentle, 1978) o como única manifestación de una espondiloartropatía leve (Dale y Vinje, 1985). También puede representar los primeros estadios de espondiloartropatías más extendidas (Wilkinson y Bywaters, 1958; Resnick y cols., 1976).

De éstas, la que más característicamente afecta a las estructuras anatómicas del esqueleto axial es la espondilitis anquilosante. En ella, tras un comienzo habitualmente en forma de sacroileítis, la infiltración inflamatoria se extiende a las estructuras de la columna vertebral. Se afecta inicialmente la unión formada por el anillo fibroso del cartílago discal y el borde del cuerpo vertebral, extendiéndose más tarde a las fibras más externas del anillo fibroso discal y a los ligamentos que rodean la vértebra, que acabarán osificándose (Lience, 1998; Taurog, 2005).

La condición física, el envejecimiento y los cambios estructurales de los tejidos espinales condicionan la resistencia a la flexión del raquis y quizá la activación de su musculatura (Adams y cols., 2002c). En estos trastornos de tipo reumatológico es la composición de las estructuras raquídeas la que cambia, lo cual sugiere la posibilidad de que se den en ellos comportamientos mecánicos alterados que se reflejen en alteraciones de los patrones de movimiento.

3) Causas muy comunes: causas mecánicas

Las causas más frecuentes de dolor lumbar son las de tipo mecánico. El dolor lumbar de origen mecánico puede ser definido como un dolor secundario al uso excesivo, la lesión o deformidad de una estructura anatómica lumbar. Bajo este epígrafe se incluyen entidades muy variadas, como desgarros musculares y ligamentarios, hernias discales, osteoartritis cigapofisaria, espondilolistesis o escoliosis lumbares. Se trata de alteraciones musculoesqueléticas locales, que no se asocian con complicaciones en otros sistemas, salvo el nervioso si se producen compresiones secundarias. Típicamente sus síntomas son exacerbados por ciertas actividades y aliviadas por otras. Por ejemplo, la flexión del tronco exagera los síntomas de las alteraciones discales o la espondilolistesis, pero alivia el dolor de la osteoartritis cigapofisaria (Borenstein y cols., 1995c; Skyrme y cols., 2005c).

El término inestabilidad se utiliza con frecuencia al tratar la patomecánica de algunos de estos trastornos. De manera general, inestabilidad sería la condición de un sistema en el cual la aplicación de una pequeña carga causa un desplazamiento excesivo (Bogduk, 1997b). Aplicando este concepto a la biomecánica de la región lumbar, la inestabilidad lumbar sería una pérdida significativa de la capacidad que el sistema estabilizador de la columna lumbar tiene para mantener las zonas neutras intervertebrales¹ dentro de límites fisiológicos, de tal manera que no haya ni disfunción neurológica, ni deformidad ni dolor (Panjabi, 1992). Es decir, cuanto mayor sea la inestabilidad, mayor será la zona neutra. Esto implica que la resistencia al desplazamiento entre las vértebras será mínima durante una parte mayor del rango de movimiento intervertebral: si

¹ Se entiende por zona neutra la parte del rango fisiológico de movimiento intervertebral en la cual la resistencia al desplazamiento es mínima.

entonces aplicáramos una carga, este desplazamiento sería excesivo. Esta hiper movilidad de unos segmentos lumbares sobre otros podría causar una alteración en los patrones de movimiento lumbar, que a su vez podría causar adaptaciones neuromusculares (Bogduk, 1997b).

La hernia discal es uno de los trastornos mecánicos relacionados con el dolor lumbar que puede aumentar la inestabilidad. La expulsión de material nuclear conlleva una descompresión del núcleo pulposo, que reduce la resistencia del disco a la flexión y puede provocar inestabilidad en el segmento afectado (Adams y cols., 2002d). Su asociación con el dolor lumbar no es clara. En realidad su síntoma clásico es el dolor radicular en el miembro inferior, la neuralgia ciática, debido al compromiso de un nervio espinal o sus raíces por parte del material discal extrudido (Borenstein y cols., 1995c; Skyrme y cols., 2005d). Sin embargo, es cierto que los pacientes con dolor radicular también suelen presentar dolor lumbar, y de hecho aproximadamente el 80% de los enfermos de hernia discal presentan dolor lumbar (Borenstein y cols., 1995c). Existe una correlación positiva entre la presencia de hernias discales y dolor lumbar (Boos y cols., 1995). Se acepta generalmente la asociación entre el dolor lumbar de un paciente y una hernia discal siempre que ésta sea demostrable con pruebas de imagen, especialmente resonancia magnética nuclear, y se asocie a un cuadro de radiculopatía coherente con el nivel de la hernia (Borenstein y cols., 1995c).

Otro trastorno lumbar clásicamente asociado con el concepto de inestabilidad es la espondilolistesis (Bogduk, 1997b), en la cual una vértebra sufre una traslación horizontal anterior excesiva sobre la vértebra inmediatamente inferior (Borenstein y cols., 1995c; Skyrme y cols., 2005e). Este desplazamiento excesivo se debe a una insuficiencia de los elementos de fijación que mantienen la posición relativa de las vértebras,

por ejemplo a causa de defectos en las superficies de las articulaciones cigapofisarias o en el istmo o pars interarticularis.

Se trata de una causa de dolor lumbar muy común en pacientes jóvenes, siendo éste dolor su manifestación clínica más común (Borenstein y cols., 1995c). El diagnóstico de espondilolistesis se confirma con una imagen radiográfica de desplazamiento anterior de una vértebra sobre la siguiente. La espondilolistesis se gradúa según el sistema de Meyerding (Meyerding, 1941), según el cual un deslizamiento anterior de la vértebra superior al 25% o menos de la superficie de la vértebra inferior es considerado un grado I, entre el 25 y el 50% grado II, entre el 50 y el 75% grado III, y un desplazamiento entre el 75% y el 100% de una vértebra sobre su inferior, llegando a no contactar las caras de los cuerpos vertebrales (espondiloptosis), grado IV.

Una de las tareas más difíciles asociadas al manejo de los desórdenes de la región lumbar es su valoración clínica. Los diagnósticos de desorden de la región lumbar y los esquemas de clasificación raramente se basan en indicadores cuantitativos. Somos incapaces de valorar fácilmente y diagnosticar desórdenes de la región lumbar. La tasación de la lesión varía alrededor de un 70% con los sistemas actuales (Frymoyer, 1991). En concreto, Spratt y cols. (1990) estimaron que en el 80-90% de los desórdenes músculo-esqueléticos que conllevan incapacidad se desconoce el diagnóstico preciso. Estos datos ponen de manifiesto la escasez de medios cuantitativos que documenten objetivamente la extensión del problema.

Las alteraciones de la espalda se han valorado y clasificado de distintas formas, que pueden agruparse en:

1) Valoraciones basadas en la anatomía: se clasifica a los pacientes de acuerdo a la estructura que se presume dañada o dolorosa. Se usan técnicas de imagen (resonancia magnética, tomografía computerizada, mielografía) para determinar la estructura comprometida. El diagnóstico pato-anatómico sólo se encuentra en el 10-15% de pacientes con desorden de la región lumbar (Nachemson, 1985; Woolf y Pflieger, 2003). En algunos estudios se ha observado que el 20-25% de individuos sanos y asintomáticos menores de 60 años pueden tener una imagen de hernia de disco al practicar una resonancia magnética (Boden y cols., 1990). Por tanto podemos decir que los diagnósticos basados en la anatomía son poco sensibles y poco específicos.

2) Sistema de clasificación de Québec: se desarrolló más recientemente (Spitzer y cols, 1987), basándose en el hecho de que las alteraciones estructurales no siempre se identifican en un desorden de la región lumbar, y reconociendo que los desórdenes de la espalda son dependientes del tiempo. Este esquema de clasificación se basa en los síntomas referidos por el paciente y permite tener en cuenta la historia clínica. Con él no es necesario disponer de un diagnóstico pato-anatómico temprano durante el curso del desorden de la región lumbar. Sin embargo, síntomas comunes proceden frecuentemente de diferentes problemas estructurales, y por tanto pueden hacer confuso el diagnóstico. En este caso, las alteraciones subyacentes no pueden ser cuantificadas correctamente. Los resultados de esta clasificación serían entonces únicamente una “medida grosera” que informa sobre la magnitud del problema (desorden de la región lumbar), pero que podría limitar la prescripción de modalidades de tratamiento óptimas y medidas de

precaución para evitar la reincidencia de la lesión. Éstas dependerán del conocimiento del diagnóstico pato-anatómico (Marras y cols., 1993).

3) Valoraciones funcionales del desorden de la región lumbar: que han aumentado en los últimos años. Intentan medir la función del sistema músculo-esquelético del tronco. Se recurre a ellas porque permiten disponer de un conjunto de medidas cuantificables que tienen en cuenta las diferentes fuerzas generadas en las estructuras del tronco, y ofrecen información sobre el estado neuromuscular de la región. Existen distintas metodologías, que pueden resumirse en lo siguiente.

Pruebas de fuerza. Tradicionalmente tratan de medir la fuerza que el sujeto genera bajo condiciones isométricas, isocinéticas e isodinámicas. En estas pruebas se requiere la realización de contracciones voluntarias máximas contra resistencia para supuestamente conseguir la máxima fuerza. A pesar de su uso incluso en estudios muy recientes (Kramer y cols., 2005; Larivière y cols., 2005; Reeves y cols., 2005) estas pruebas presentan algunos aspectos cuestionables. No existe ningún medio objetivo que constate la puesta en marcha de todas las unidades motoras de los grupos musculares (Kramer y cols., 2005); los protocolos de medida de fuerza habitualmente requieren ejecuciones de fuerza máximas, que pueden verse limitadas más que por la capacidad real que los sujetos tienen para ejercer fuerza por la tolerancia al dolor, tolerancia que varía ampliamente entre individuos (Hirsch y cols., 1991); al requerir esfuerzos máximos contra resistencia añaden una carga externa al tronco, por lo que la prueba en sí misma representa una situación de riesgo para la espalda (Battie y cols., 1989); por último, al ejecutar la prueba contra resistencia ya no se

refleja el patrón de esfuerzo coordinado del sistema de control neuromuscular en condiciones cotidianas o naturales (Marras y cols., 1995).

Pruebas dinámicas de movimientos naturales del tronco sin cargas externas. Estas pruebas utilizan movimientos de flexión y extensión del tronco, que han sido implicados en la génesis de los desórdenes de región lumbar (Dolan y Adams, 1993a, b). Se describen las respuestas neuromusculares a través del uso de técnicas electromiográficas (EMG), de aguja o de superficie, acopladas a la cinemática de las articulaciones y segmentos corporales implicados. Presentan una serie de ventajas importantes: evitan cargas añadidas, emulan movimientos naturales de la vida cotidiana y proporcionan el estado funcional natural del tronco.

Su fundamento reside en los mecanismos cinesiológicos subyacentes a la flexo-extensión del tronco. Es decir, la existencia, en personas sanas, de un patrón específico de activación del músculo erector spinae (fenómeno de flexión-relajación) acoplado a una interacción del movimiento lumbar y pélvico, también específica, durante la flexión y extensión del tronco. Esta interacción raquis-pelvis se conoce como “ritmo lumbo-pélvico” (Sihvonen y cols., 1991; Cailliet, 1994). Al final de la flexión y al inicio de la extensión del raquis el músculo erector spinae se relaja (fenómeno de flexión-relajación). Durante esta fase predomina el desplazamiento de la pelvis, mientras que al inicio de la flexión y al final de la extensión predomina el movimiento del raquis lumbar (Paquet y cols., 1994) (figura 1b). Los estudios clásicos de Floyd y cols. (1951, 1955) revelaron la ausencia del fenómeno de flexión-relajación en pacientes con dolor lumbar, resultado observado, posteriormente, en numerosos estudios (Triano y Schultz, 1987; Nouwen y cols., 1987; Sihvonen y cols., 1991;

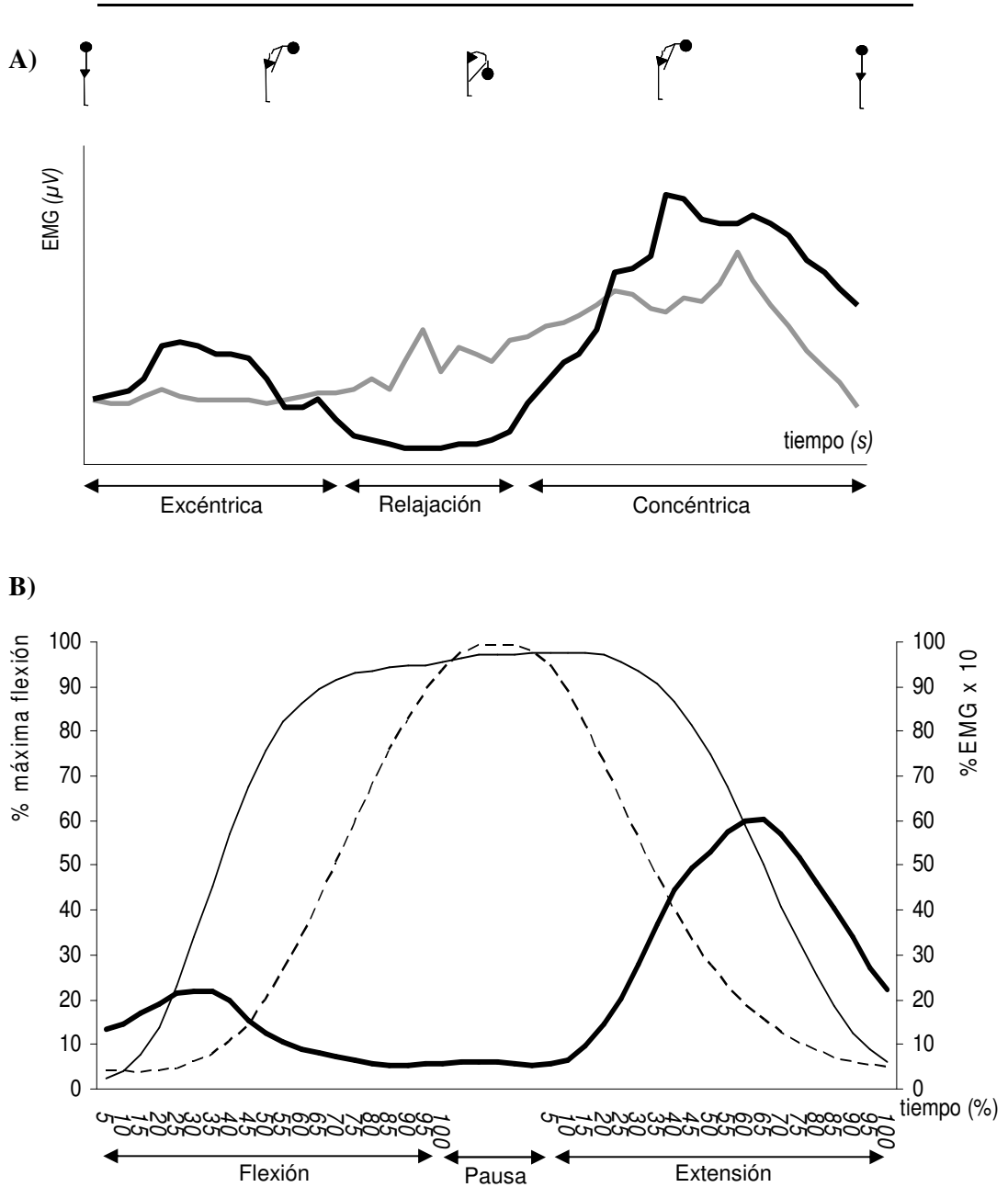


Figura 1. Flexo-extensión del tronco. **A)** Activación del erector spinae (paciente con dolor lumbar— / sujeto sin dolor—) **B)** Porcentajes de flexión de raquis lumbar (___) y la cadera (---), y activación del erector spinae (—) en relación al ritmo lumbo-pélvico en sujetos sin dolor lumbar.

Paquet y cols., 1994; Shirado y cols., 1995; Kaigle y cols., 1998; Heinonen y cols., 2005) (figura 1a). Algunos autores (Nouwen y cols., 1987; Sihvonen y cols., 1991; Shirado y cols., 1995; Paquet y cols., 1994) observaron en pacientes con dolor lumbar mayor actividad media del erector spinae hacia el final de la flexión. Nouwen y cols. (1987) observan además una disminución de la actividad media del erector spinae en la extensión, y Sihvonen y cols. (1991) y Shirado y cols. (1995) una disminución de la máxima amplitud de la EMG en la extensión.

El patrón del movimiento en términos de velocidad angular ha sido estudiado por algunos autores en pacientes con historia de dolor lumbar (Marras y cols., 1993, 1995, 1999; Paquet y cols., 1994; McGregor y cols., 1997). Estos autores observaron que la velocidad angular media del tronco o de la columna lumbar durante ciclos de flexo-extensión fue significativamente menor durante la flexión y extensión (Marras y cols., 1993, 1995, 1999; Paquet y cols., 1994) o mayor en el primer 25% del tiempo de la extensión (McClure y cols., 1997). Paquet y cols. (1994) han mostrado, en pacientes con historia de dolor lumbar, disminución del desplazamiento angular medio durante la flexión; mientras que Esola y cols. (1996) no encuentran diferencias en ninguno de los tiempos (0-25%-50%-75%-100%) de la flexión.

En general, estos estudios han mostrado que los patrones de movimiento (Marras y cols., 1993, 1995, 1999; Paquet y cols., 1994; Szpalski y cols., 1996; Esola y cols., 1996; McClure y cols., 1997; McGregor y cols., 1997; Kaigle y cols., 1998) y de activación del erector spinae (Triano y Schultz, 1987; Nouwen y cols., 1987; Sihvonen y cols., 1991; Paquet y cols., 1994; Shirado y cols., 1995; Kaigle y cols., 1998; Heinonen y cols., 2005) de los pacientes con historia de dolor lumbar son diferentes de los de los sanos (tabla 1). Sin embargo, los resultados no son

uniformes, por lo que es difícil extraer ideas concluyentes. Las razones aducidas para explicar esta falta de homogeneidad en los resultados han sido (Shirado y cols., 1995; McGregor y cols., 1997): la diversidad en los criterios de inclusión, que muestran una variación de las características de la historia de dolor y engloban pacientes con diagnósticos clínicos diferentes dentro de un mismo grupo; diferencias en las condiciones de las pruebas dinámicas de evaluación de la función de la espalda (cadencias de los movimientos, la propia técnica de medida); y diferencias en la homogeneidad de los grupos (condición física, edad, distribución de sexos).

Algunos autores (Szpalski y cols., 1996; McGregor y cols., 1997; Kaigle y cols., 1998) estudiaron no sólo pacientes con historia de dolor lumbar, sino con diagnósticos específicos de enfermedades del raquis. Sin embargo, no obtuvieron parámetros suficientemente sensibles para discriminar entre grupos diagnósticos específicos. Marras y cols. (1993, 1995, 1999) consiguieron, mediante la velocidad angular y la aceleración, distinguir entre grupos de pacientes con diagnósticos específicos. Sin embargo, tal y como aducen los propios autores, la complejidad de los modelos desarrollados es de difícil aplicación en la práctica cotidiana (Marras y cols., 1999). Heinonen y cols. (2005) estudiaron pacientes diagnosticados de espondilitis anquilosante: sin embargo, la comparación con otros grupos diagnósticos quedó fuera del propósito de su estudio.

Todo esto nos condujo a plantear el estudio de la región lumbopélvica durante ciclos estandarizados de flexión y extensión del tronco, con el objeto de obtener medidas cuantificables de la función de la espalda. En este estudio se registró la actividad del erector spinae en relación al movimiento del raquis lumbar y de la pelvis durante ciclos estandarizados

de flexión y extensión del tronco en grupos de pacientes con historia de dolor lumbar inespecífico y diagnósticos específicos de enfermedades de la región lumbo-pélvica que cursan, además, con dolor lumbar (hernia discal, espondilolistesis, espondilitis anquilosante y sacroileítis bilateral).

El **propósito** de este estudio ha sido: en primer lugar, la caracterización simultánea de la activación del erector spinae y del movimiento del raquis lumbar y de la cadera. En segundo lugar, la comparación de las características del movimiento lumbo-pélvico y la activación del erector spinae entre los distintos grupos de pacientes y los controles. En tercer lugar, averiguar si es posible distinguir, mediante estas medidas, entre los distintos grupos de pacientes con diagnósticos específicos y los controles.

Tabla 1. Resumen de las aportaciones de estudios previos que utilizaron pruebas dinámicas de movimientos naturales del tronco sin carga.

Estudio	Movimiento del tronco				Electromiografía erector spinae		
	Rango máximo	Tipo de patrón	Flexión	Extensión	FFR	Flexión	Extensión
Triano (1987)	Menor si no hay FFR	No se estudia			Ausente si incapacidad alta	Sólo estudia el FFR	
Nouwen (1987)	No se estudia				Ausente	Menos diferencia con extensión	Menor
Sihvonen (1991)	Igual	No se estudia			Ausente con dolor en el test	Mayor	Menor
Marras (1993, 1995, 1999)	Igual	Velocidad	Diferentes según el grupo diagnóstico y la combinación de ejercicios analizada.		No se estudia		
Paquet (1994)	Igual	Grados de flexión	Menor	Igual	Ausente en dolor de larga duración	Mayor en 25% final	Igual
Shirado (1995)	Menor	Tiempo hasta máxima flexión	Igual	Cadera acaba antes que tronco	Ausente	Igual	Menor
Szpalski (1996)	No se estudia	Velocidad	Igual	Menor (Estenosis durante 100%, degeneración discal al final)	No se estudia		
Esola (1996)	Igual	Ratio flexión lumbar/cadera y velocidad	Menor ratio lumbar/cadera en 60-90°	No se estudia	No se estudia		
McClure (1997)	Igual	Ratio flexión lumbar/cadera y velocidad	No se estudia	Mayor velocidad lumbar y ratio lumbar/cadera en 25% inicial	No se estudia		
McGregor (1997)	Menor	Velocidad	Menor (no se distinguen grupos específicos)		No se estudia		
Kaigle (1998)	Menor	Grados de flexión	Menor	Igual	Ausente	Mayor al final	Igual
Heinonen (2005)	Menor	No se estudia			Ausente si rango máximo menor	Igual	Igual

Resultados referidos a cambios observados en los sujetos con dolor lumbar respecto de los sujetos control. FFR: Fenómeno de flexión-relajación.

Material y métodos

MATERIAL Y MÉTODOS

Participantes

Criterios generales de selección: los distintos grupos de pacientes fueron seleccionados a través de criterios estrictos que cubren los tres principales aspectos del llamado desorden de la región lumbar (Adams y cols., 2002a):

1. síntomas presentes de dolor lumbar (episodios repetidos de dolor en la región lumbar durante el último mes)
2. un diagnóstico clínico de patología asociada al dolor, proporcionado por el especialista correspondiente (traumatólogo, reumatólogo). Este diagnóstico se basa en tres factores que siempre se consideran conjuntamente: la historia clínica, la realización de maniobras exploratorias y la valoración de las pruebas de imagen correspondientes.
3. discapacidad, entendida como la pérdida de tiempo de trabajo en los seis meses anteriores al registro directamente causada por el cuadro de dolor lumbar.

- Un sujeto era excluido si estaba implicado en procesos de reclamación de subvenciones o incapacidades de cualquier tipo relacionados con su patología lumbar, si presentaba cualquier antecedente de cirugía abdominal o de la espalda, o si no cumplía cada uno de los criterios, a excepción del grupo de dolor lumbar inespecífico, en el que algunos sujetos sólo cumplían el primer y tercer criterios.
- Todos los pacientes estudiados presentaban un cuadro de dolor lumbar, bien continuo o bien en forma de episodios agudos repetidos, de al menos un año de evolución. Por lo tanto puede decirse que todos padecían un cuadro de dolor lumbar crónico (Ahern y cols., 1986; Croft y cols., 1998).
- No se admitió a ningún paciente que padeciera un episodio de dolor agudo en el momento del test. Se evitó de esta manera que un cuadro de dolor intenso enmascarara las posibles diferencias entre grupos específicos (Esola y cols., 1996).

Todos los sujetos participaron de manera voluntaria en el estudio, no obteniendo ningún beneficio económico. Todos fueron informados sobre el estudio, obteniéndose entonces su consentimiento por escrito. El procedimiento fue aprobado por la Comisión Ética de la Facultad de Medicina de Valencia.

La edad, distribución por sexos y medidas antropométricas de todos los grupos, patológicos y controles, se resumen en la tabla 2.

Grupo de pacientes con historia de dolor lumbar inespecífico: se estudiaron 50 sujetos con un cuadro de dolor lumbar, remitidos por

especialistas en traumatología o reumatología de diversos centros de atención sanitaria.

Todos ellos cumplían el primer y tercer criterios antes citados, es decir, un cuadro de dolor localizado entre la duodécima costilla y el pliegue glúteo inferior con episodios repetidos en el mes anterior al estudio, que había ocasionado al paciente pérdida de tiempo de trabajo durante los seis meses anteriores.

En 41 de estos sujetos se había podido detectar una enfermedad lumbar subyacente, y cumplían por tanto también el segundo criterio. Estos 41 pacientes se subdividieron en cuatro subgrupos que se detallan a continuación.

Grupo de pacientes con hernia discal: se estudiaron 15 sujetos con diagnóstico de hernia discal lumbar, remitidos por especialistas en traumatología de diversos centros de atención sanitaria.

Todos ellos cumplían los criterios de selección generales primero y tercero. Además fueron diagnosticados previamente a someterse a este estudio de hernia discal lumbar, presentando cada una de las siguientes características clínicas:

- un cuadro clínico de neuralgia ciática.
- una imagen de resonancia magnética nuclear con una hernia discal desplazada hacia el mismo lado de los síntomas neurálgicos, en niveles L4-L5 o L5-S1.
- un resultado positivo en alguna de las pruebas exploratorias específicas de la irritación radicular.
- ausencia de signos de cualquier otra patología que pudiera justificar el cuadro clínico.

Grupo de pacientes con espondilolistesis: se estudiaron 15 sujetos con diagnóstico de espondilolistesis lumbar, remitidos por especialistas en traumatología y reumatología de diversos centros de atención sanitaria.

Además de cumplir todos ellos los criterios de selección generales primero y tercero, fueron diagnosticados de espondilolistesis lumbar a nivel L5-S1, a partir de las siguientes características clínicas:

- una imagen de radiografía simple de perfil de la columna lumbar, con una subluxación anterior del cuerpo de la quinta vértebra lumbar sobre el cuerpo de la primera vértebra sacra grados II o III de Meyerding (Meyerding, 1941).
- ausencia de signos de cualquier otra patología que pudiera justificar el cuadro clínico, como por ejemplo hernia discal lumbar. Todos los pacientes incluidos en este grupo mostraban imágenes de resonancia magnética nuclear sin signos de hernia discal lumbar.

Grupo de pacientes con sacroileítis bilateral / espondilitis anquilosante: se estudiaron 11 sujetos con diagnóstico de sacroileítis bilateral. De ellos, 7 fueron diagnosticados de espondilitis anquilosante. Todos fueron remitidos por especialistas en reumatología del Hospital de Requena (Valencia).

Todos ellos cumplían los criterios de selección generales primero y tercero. Además fueron diagnosticados de sacroileítis bilateral, a partir de las siguientes características clínicas:

- un cuadro de dolor sacroilíaco bilateral, percibido profundamente en los glúteos y en la región lumbar baja.
- dolor desencadenado a la compresión directa sobre la articulación sacroilíaca o ante maniobras de distensión articular.

- una imagen radiográfica de sacroileítis bilateral grado 2 (imágenes definitivas de pseudoensanchamiento con esclerosis o erosión a ambos lados de la articulación) o 3 (erosiones, esclerosis, ensanchamiento o estrechamiento, anquilosis parcial de la articulación) (Dale y Vinje, 1985).
- ausencia de cualquier otro síntoma o signo de cualquier otra patología que pudiera justificar el cuadro clínico.

Aunque los 11 sujetos cumplieron estos criterios, 7 de ellos fueron diagnosticados de espondilitis anquilosante de acuerdo con los criterios modificados de Nueva York (Taurog, 2005), al presentar cada una de las siguientes características clínicas:

- limitación de la flexión lumbar, medida a través del test de Schöber
- limitación de la amplitud de las dilataciones torácicas
- a la inspección, desaparición de la lordosis lumbar y aumento de la cifosis dorsal
- signos radiográficos de espondilitis en la columna lumbar: vértebras cuadradas, sindesmofitos²

Se utilizaron además tres grupos control, compuestos por sujetos sin ningún antecedente de desórdenes de la región lumbar. No hubo diferencias significativas entre los grupos a comparar en términos de edad, peso o altura, teniendo siempre el mismo porcentaje de hombres y mujeres en cada grupo comparado para eliminar cualquier posible diferencia debida al sexo.

² Una vértebra cuadrada es la imagen resultante de la pérdida de la concavidad de la superficie anterior de los cuerpos vertebrales, causada por la osteítis que afecta a las esquinas de los cuerpos vertebrales lumbares en la espondilitis anquilosante. Los sindesmofitos son calcificaciones finas y orientadas verticalmente de las fibras del anillo fibroso del disco intervertebral, así como de los ligamentos longitudinales anterior y posterior.

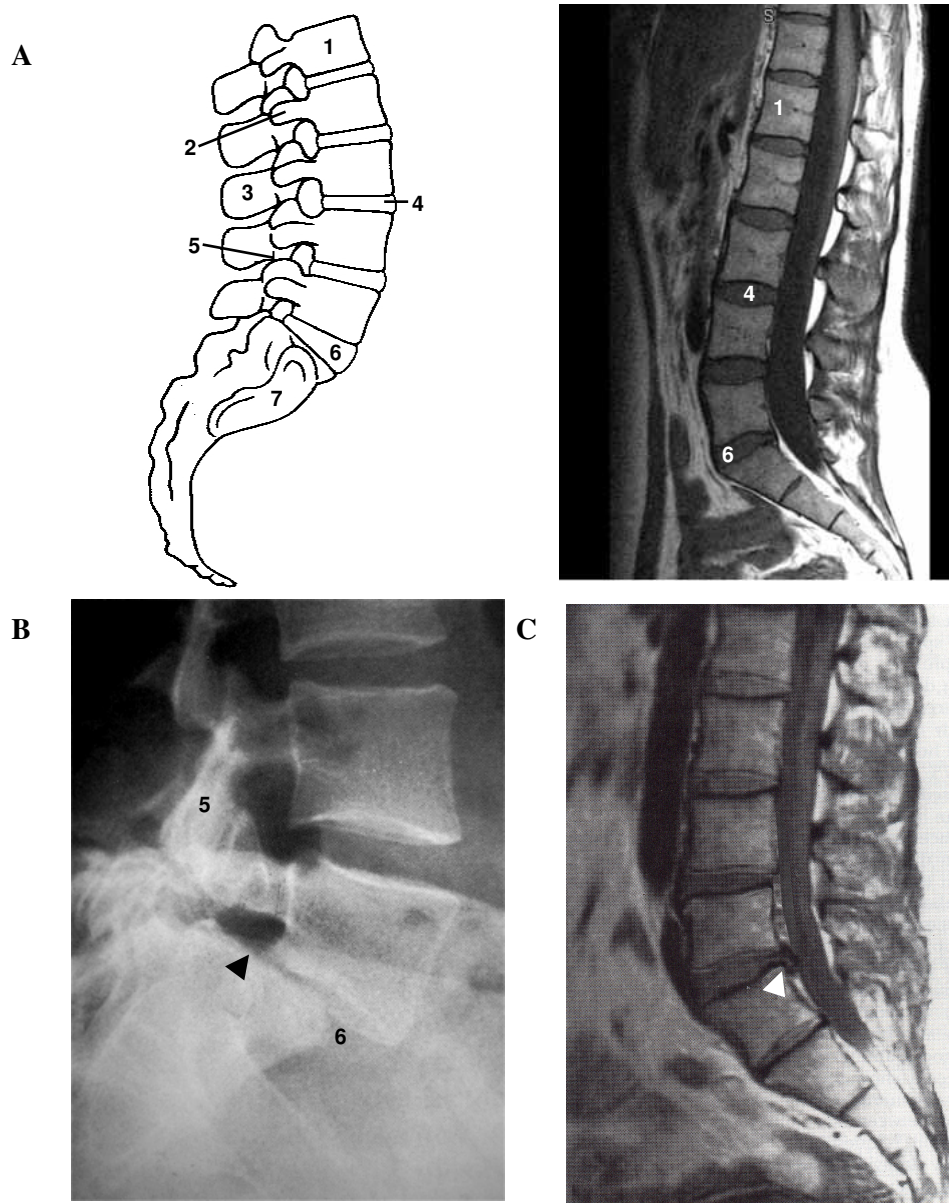


Figura 2. A) Columna vertebral lumbar normal, vista de perfil: esquema e imagen de resonancia magnética nuclear de un sujeto control. 1: cuerpo de la primera vértebra lumbar (L1); 2: apófisis costiforme L2; 3: apófisis espinosa L3; 4: disco intervertebral L3-L4; 5: articulación cigapofisaria L4-L5; 6: charnela lumbo-sacra; 7: articulación sacro-ilíaca. **B)** Sujeto grupo espondilolistesis: radiografía lateral con imagen de espondilolistesis grado II en L5-S1 (punta de flecha negra). **C)** Sujeto grupo hernia discal: resonancia magnética con imagen de hernia discal L4-L5 (punta de flecha blanca).

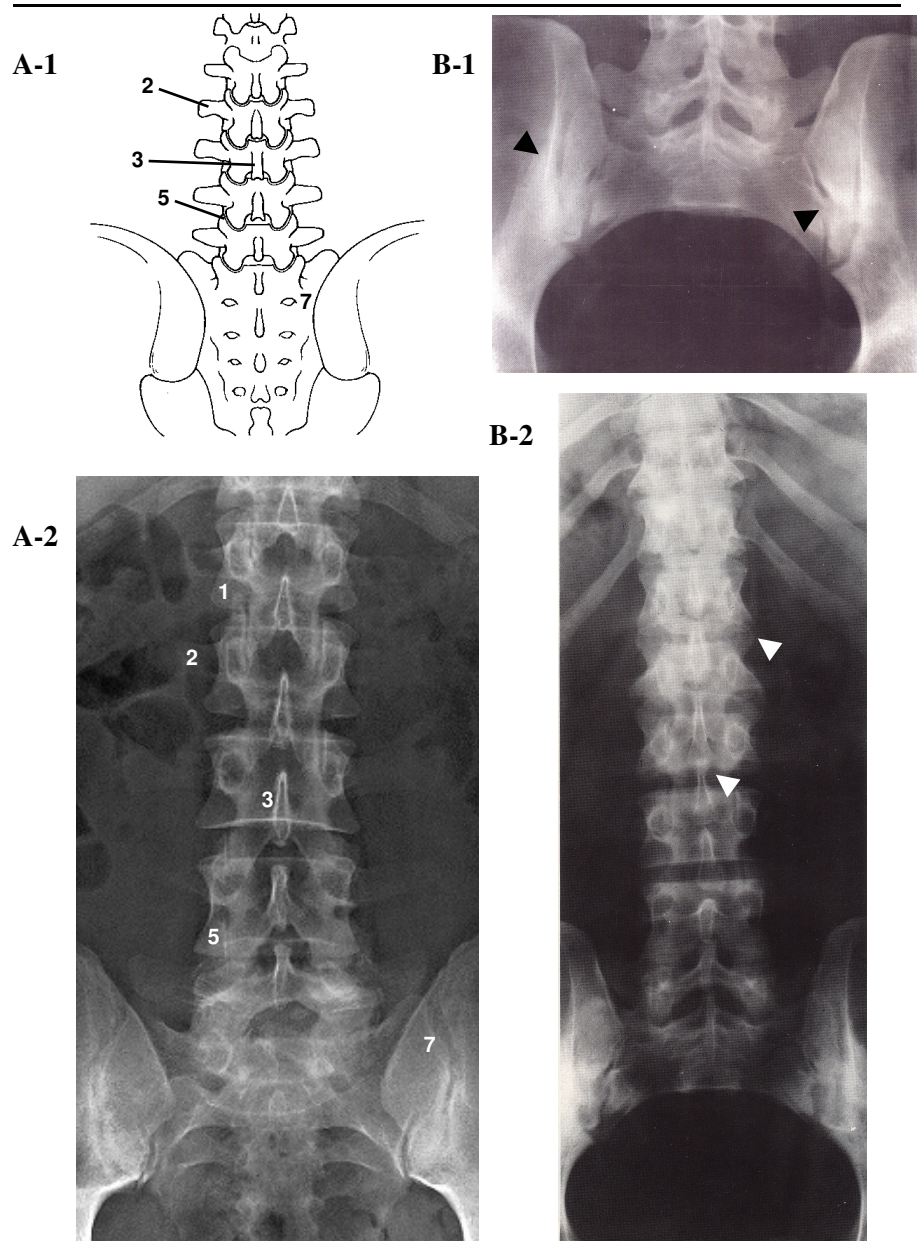


Figura 3. **A-1)** Esquema de una vista postero-anterior de una columna vertebral lumbar normal. **A-2)** Imagen de radiografía simple de un sujeto control. 1: cuerpo de la primera vértebra lumbar (L1); 2: apófisis costiforme L2; 3: apófisis espinosa L3; 5: articulación cigapofisaria L4-L5; 7: articulación sacro-ilíaca. **B-1)** Radiografía simple de un paciente con sacroileítis bilateral grado 3. Esclerosis periarticular, estrechamiento y anquilosis parcial (puntas de flecha negras). **B-2)** Radiografía simple de un paciente con espondilitis anquilosante. Sindesmofitos y calcificación de los ligamentos longitudinales (puntas de flecha blancas).

Tabla 2.

	Sexo (n)		Edad (años)	Peso (kilos)	Altura (metros)
	Masculino	Femenino			
Primer grupo control	24	26	39±14	72,3±12,1	1,7±0,1
Historia de dolor lumbar	24	26	43±15	75,1±14,2	1,6±0,1
Segundo grupo control	7	8	38±10	66,8±13,9	1,7±0,1
Hernia discal	7	8	41±8	71,2±8,9	1,7±0,1
Espondilolistesis	7	8	42±16	74,3±12,9	1,6±0,1
Tercer grupo control	6	1	41±7	76,3±10,4	1,7±0,1
Sacroileítis bilateral	2	2	38±9	81,7±10,8	1,7±0,1
Espondilitis anquilosante	6	1	45±9	80,1±17,2	1,6±0,1

Edad, peso y altura se expresan como media ± desviación estándar.

Instrumentos

Los ángulos de rotación en los tres planos del espacio (grados) de la columna lumbar y la pelvis se registraron por medio del electrogoniómetro 3-Space Isotrak (Polhemus Inc., Colchester, VT 05446, EEUU) (figuras 4a, 5 y 6). Éste utiliza un campo magnético de baja frecuencia generado por una fuente electromagnética, la cual se coloca en una plataforma de madera de altura ajustable a nivel de la cadera de cada participante. Los impulsos magnéticos son detectados por dos sensores. El primer sensor (L1) es adherido a la piel que cubre la apófisis espinosa de la primera vértebra lumbar, y proporciona datos sobre el desplazamiento angular en los tres

planos del espacio del tronco en su conjunto (cadera + columna lumbar). El segundo sensor (S1) se coloca a nivel de la primera vértebra sacra, y proporciona datos sobre la inclinación del sacro en la articulación coxo-femoral (flexión de la cadera).

Los datos detectados por los sensores se envían a un transmisor, que los transmite a su vez a un ordenador personal (PC₁) que es el que acaba almacenando los datos de movimiento. La frecuencia de muestreo de todos los datos de movimiento que recibe PC₁ está fijada en 25 Hz (figura 5).

Con la finalidad de verificar el funcionamiento del sistema y descartar la presencia de artefactos que pudieran interferir con las señales electromagnéticas, antes de llevar a cabo los ejercicios se colocaron los sensores sobre un listón de madera en varios ángulos conocidos respecto de la fuente. Para evitar la aparición de tales artefactos todos los elementos metálicos se alejaron en la medida de lo posible de los sensores y la fuente.

La actividad eléctrica del músculo erector espinal fue registrada utilizando el sistema telemétrico de electromiografía MESPEC 4000 (Mega Electronics, Kuopio, Finlandia) Este sistema consta de unos electrodos fijados a unos cables con preamplificadores, que se conectan a la unidad transmisora portátil. Ésta envía la señal a un receptor, que es el que está conectado a un segundo ordenador personal (PC₂) donde se almacenan los datos (figuras 4b, 5 y 6).

La sensibilidad del sistema EMG es de $\pm 1\mu\text{V}$. La señal cruda de EMG fue filtrada, con un filtro pasabanda (frecuencias de corte: 8 Hz paso alto, 1000 Hz paso bajo, con un filtro analógico Butterworth de seis polos), y amplificada (amplificación doble diferencial, impedancia de entrada $>10\text{ GOhms}$, relación de rechazo de modo común mayor de 110 dB, rango real de ganancia 375). Las señales analógicas que proporciona el sistema

MESPEC fueron convertidas en señales digitales a una frecuencia de 1000Hz con resolución de 12 bits (tarjeta A/D modelo PCI-6023-E, National Instruments). Para disminuir el ruido y los artefactos de movimiento la señal cruda de EMG se somete a un filtrado tipo wavelet (Conforto y cols., 1998).

Procedimiento

Las referencias superficiales de niveles vertebrales fueron tomadas mediante una palpación cuidadosa y entrenada de la columna vertebral. Se marcaron todas las vértebras desde C7 a L5 con el sujeto en flexión anterior. Después se confirmó la exactitud de este marcaje mediante referencias anatómicas. Se asumió que:

- El contorno superior de la cresta ilíaca se encuentra a la altura de la cuarta vértebra lumbar/ el espacio entre la tercera y la cuarta vértebras lumbares.
- La espina ilíaca postero-superior y los hoyuelos que la piel de la región lumbar presenta aproximadamente a su nivel marcan el nivel sacro.

Después de lijar suavemente la piel con lijas de electrocardiografía y limpiarla con alcohol, se colocaron bilateralmente dos electrodos de electromiografía de superficie de cloruro de plata (Ag/AgCl), pretratados con gel, desechables, con forma de disco (10 mm de diámetro), a nivel de la tercera vértebra lumbar a tres centímetros de su apófisis espinosa. Los electrodos se disponen paralelos a las fibras musculares subyacentes, con una distancia entre sus centros de 2 cm. El par de electrodos tiene un

electrodo de referencia, que está colocado lateralmente, a una distancia igual (5 cm) de cada uno de los dos electrodos del par.

Los sujetos permanecen descalzos en pie con sus pies separados a la anchura de la pelvis, las rodillas rectas y los brazos a los lados con las palmas de las manos dirigidas hacia dentro. Al principio y final de cada ciclo de flexión-extensión su mirada se fija en una marca de la pared colocada a nivel de los ojos, para prevenir cualquier artefacto en el registro EMG provocado por un cambio en la posición de la cabeza. La postura erguida, al principio y al final de cada ciclo de flexo-extensión, es estandarizada por medio de un sistema de picas de plástico diseñado en nuestro laboratorio. Ésta fue la posición inicial (Sarti y cols., 2001) (figura 6).

Para estandarizar al máximo la ejecución del movimiento y reducir la variabilidad entre los sujetos se instruye a los participantes para que ejecuten los movimientos limitándose en lo posible al plano sagital, y siguiendo estas instrucciones: doblar el cuello, hacer que la barbilla llegue a tocar el pecho y entonces doblarse hacia delante tratando de flexionar tanto como se pueda. Los sujetos permanecen un segundo con el tronco en flexión máxima y entonces vuelven a la posición erguida. Durante la flexión y la extensión deben deslizar sus manos sobre la cara anterior de los muslos para evitar el balanceo de los miembros superiores.

La cadencia de los movimientos es marcada con un metrónomo ajustado a un golpe por segundo. Tanto la flexión como la extensión del tronco se ejecutan cada una en cuatro segundos. Las series constan de cinco ciclos de flexo-extensión del tronco. Previamente se llevan a cabo ciclos de prueba para practicar el movimiento. Dos observadores supervisan los ciclos de flexo-extensión, que son repetidos cuando las

instrucciones no son seguidas correctamente (ejecución, cadencia, rango de movimiento).

Todas las pruebas se llevaron a cabo al menos dos horas después de que los sujetos se hayan levantado de la cama, para minimizar las variaciones diurnas en la mecánica de la columna (Adams y cols., 1990).

Diez sujetos repitieron el procedimiento dos semanas después. Estos datos fueron utilizados para comprobar la fiabilidad del método.

Tratamiento de los datos

Los ordenadores fueron equipados con la Aplicación Médica Multimedia. Se trata de una herramienta de software desarrollada por nuestro equipo y el Grupo de Sincronización de Señales de la Escuela Superior de Ingenieros de Telecomunicaciones de la Universidad Politécnica de Valencia, que sincroniza datos capturados por diferentes ordenadores en un sistema distribuido. Un protocolo de sincronización de relojes (SNTP) proporciona con precisión de milisegundos una referencia temporal global a todos los ordenadores, y entonces una marca de tiempo es añadida a cada nueva muestra capturada por cada uno de ellos. De esta manera se garantiza la relación temporal entre las diferentes señales (electromiográficas y electromagnéticas) que se generan en la captura (Guerri y cols., 2000)

Se utilizaron las señales electromiográficas registradas en el lado derecho, al no encontrar diferencias significativas entre ambos lados. Sobre la señal electromiográfica se llevaron a cabo una rectificación de onda completa y un filtrado envolvente lineal (ventana deslizante rectangular de 40 muestras), aplicándose a los datos resultantes un método de diezmo para

reducir a 25 Hz la frecuencia de muestreo de la señal EMG, con el fin de estandarizar las frecuencias de las señales de electromiografía y los datos del Isotrak (señales electromagnéticas).

Los datos almacenados en los ordenadores PC₁ y PC₂ fueron volcados en un tercer ordenador (PC₃) para su tratamiento y análisis (figura 5). De los cinco ciclos de flexo-extensión que se llevan a cabo, se seleccionaron para el análisis la EMG y las señales electromagnéticas de los tres ciclos centrales.

La posición de referencia para el ángulo de flexión fue la postura de bipedestación estandarizada que ha sido descrita previamente (posición inicial) (figura 6). En el tratamiento de los datos, se utilizaron los desplazamientos angulares en el plano sagital. Todas las medidas rotacionales (grados) que proporcionan los sensores tienen como origen de coordenadas la fuente, colocada sobre su soporte a la altura de la cadera. Restándole a los datos del sensor L1 (flexión del tronco) los datos del sensor S1 (flexión de la pelvis en la cadera / inclinación del sacro) se obtuvo el movimiento aislado de la columna lumbar en el plano sagital.

La duración exacta de la flexión y la extensión vino dada por el tiempo que tardó el tronco (columna lumbar + cadera) en completar el movimiento desde la posición cero a la posición de flexión máxima. Con el objeto de eliminar las diferencias de velocidad del movimiento entre los participantes, el tiempo de flexión y el tiempo de extensión fueron divididos en intervalos iguales de tiempo. En cada uno de estos intervalos se promediaron por una parte los grados de flexión y por otra las amplitudes de EMG. Se calculó la media de las tres repeticiones para cada uno de los dos tipos de datos. Entonces, para que pudieran ser comparados en una misma escala, los grados medios de flexión de la columna lumbar y la pelvis en cada intervalo fueron expresados como porcentajes de sus

respectivos valores máximos, y la media de los valores de EMG de cada intervalo se normalizó expresándola como porcentaje de la amplitud total de la electromiografía del ciclo completo de flexo-extensión.

■ **Cálculo de variables:**

1. Grados de máxima flexión del tronco, el raquis lumbar y la cadera
2. Porcentajes medios de actividad del erector spinae y porcentajes medios de flexión (lumbar y pelvis) en 20 intervalos en el movimiento de flexión y en el de extensión (cada intervalo es el 5% del tiempo de flexión y de extensión, respectivamente). Curvas normalizadas de activación muscular del erector spinae y del desplazamiento angular (raquis lumbar y pelvis) en el transcurso del ciclo de movimiento del tronco (flexión-pausa en máxima flexión-extensión) (anexo 2).
 - Tiempos relativos de la flexión y extensión en los que el raquis lumbar y la pelvis alcanzan el 90% de su máxima flexión.
 - Tiempo relativo del ciclo de movimiento en el que la flexión lumbar y pélvica son mayores del 90% de su máximo.
 - Fenómeno de flexión-relajación del erector spinae: inicio y final de la relajación muscular.
 - Posiciones (grados de flexión) de la columna lumbar y la pelvis (flexión de cadera)
 - Tiempos relativos de aparición en el rango de flexión (porcentaje de tiempo: flexión / extensión)
 - Duración de la relajación muscular (porcentaje de tiempo del ciclo de flexión-extensión)
 - Coeficientes EMG: flexión, extensión, flexo-extensión.

Los criterios utilizados para determinar el inicio y final de la relajación muscular fueron los siguientes:

- **Inicio** de la relajación muscular: primer intervalo durante la flexión en el cual el valor de la actividad mioeléctrica era menor que el valor en la posición cero, y a partir de ese intervalo inicial, la actividad electromiográfica oscilaba menos de un 20% intervalo a intervalo.
- **Final** de la relajación muscular: primer intervalo de la extensión en el cual la actividad aumentaba más de un 20% respecto a su intervalo precedente

Los criterios para calcular los coeficientes fueron los siguientes:

- Coeficiente de **flexión** (Paquet y cols., 1994): la actividad eléctrica media al final de la flexión (85-100% del tiempo de flexión) se dividió entre la actividad media en las etapas centrales de la flexión (45-60% del tiempo de flexión).
- Coeficiente de **extensión**: la actividad eléctrica media al principio de la extensión (0-15% del tiempo de extensión) se dividió entre la actividad media en las etapas centrales de la extensión (40-55% del tiempo de extensión).
- Coeficiente de **flexo-extensión** (Sihvonen y cols., 1991): la actividad eléctrica media durante la flexión se dividió entre la actividad eléctrica media durante la extensión.

3. Porcentajes medios de actividad del erector spinae y porcentajes medios de flexión del raquis lumbar y la pelvis en el 25%-50%-75%-100% del tiempo de los movimientos de flexión y de extensión. Patrones de movimiento (raquis lumbar y pelvis) y de activación muscular del erector

spinae en el transcurso del ciclo de movimiento del tronco (flexión-extensión) (anexo 1).

Análisis estadísticos

Para determinar la fiabilidad del método se calcularon los coeficientes de correlación intraclase a partir del análisis univariante de la varianza con medidas repetidas (Rankin y Stokes, 1998) y el error estándar de la medida (Sleivert y Wenger, 1994).

La normalidad de las variables fue confirmada por el test de Kolmogorov-Smirnov.

El test de t de Student para medidas independientes se utilizó para estudiar las diferencias entre las variables del primer grupo control y el grupo de pacientes con historia de dolor lumbar.

El test de ANOVA de un factor, con el test de Bonferroni como prueba post-hoc, se utilizaron para estudiar las diferencias entre las variables de:

- el segundo grupo control y los grupos con hernia discal y espondilolistesis
- el tercer grupo control y los grupos con sacroileítis bilateral y espondilitis anquilosante

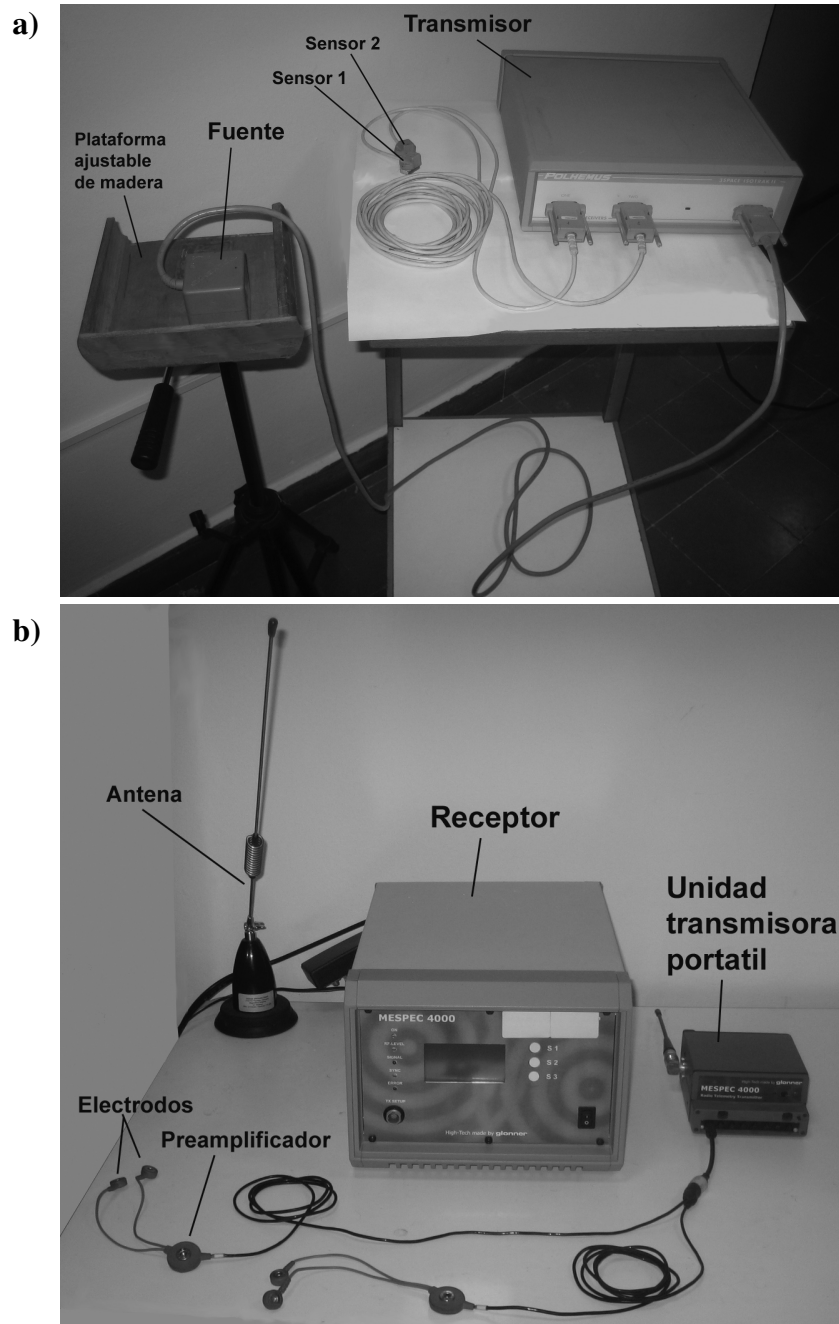


Figura 4. Instrumentos: a) Registro de movimiento: electrogoniómetro 3-Space Isotrak; b) Registro de electromiografía: MESPEC 4000

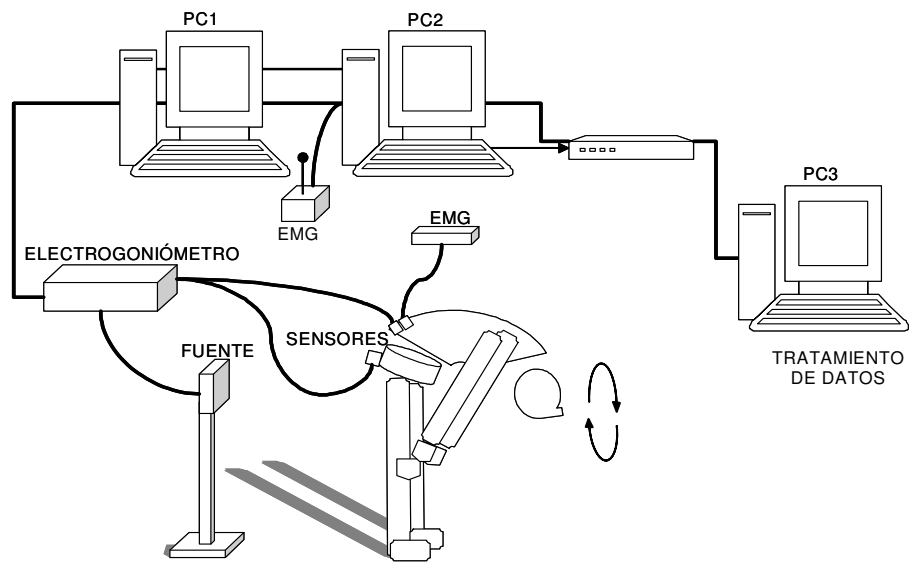


Figura 5. Sistema de captura y tratamiento de datos.

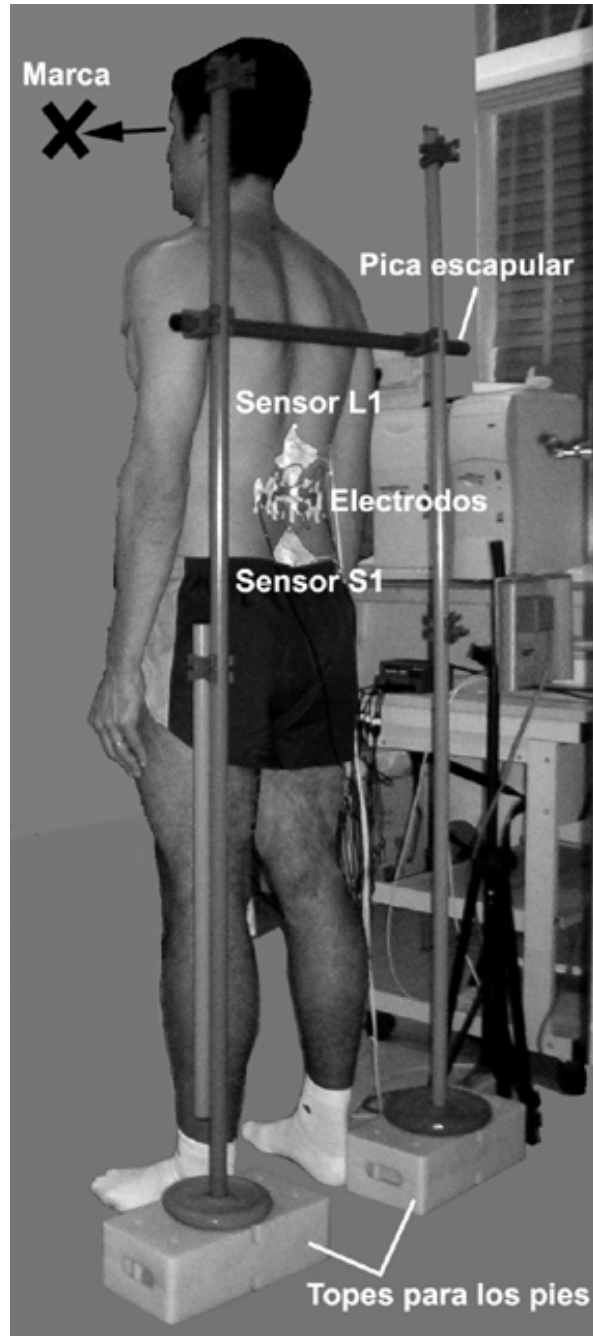


Figura 6. Posición inicial

Resultados

RESULTADOS

Los altos coeficientes de correlación intraclase y pequeños errores estándar de la medida presentados en las tablas 3 y 4 muestran, respectivamente, la repetibilidad de las medidas en el día y entre días (repetibilidad del método).

Tabla 3. Repetibilidad en el día

	Máxima flexión		Relajación muscular			
	Lumbar	Cadera	Inicio		Final	
			Lumbar	Cadera	Lumbar	Cadera
Prueba 1	54,5±13,2	59,7±14,4	44,6±12,7	15,9±13,8	53,5±12,7	38,3±0,2
Prueba 2	54,2±13,0	59,1±15,4	48,3±12,1	13,9±14,5	53,8±12,8	37,7±21,4
Prueba 3	54,5±13,1	60,0±15,2	44,5±11,0	13,5±14,4	53,5±12,3	39,9±20,4
CCI	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99
EEM	0,05	0,11	0,81	1,26	0,04	0,62

Valores medios de flexión en 10 controles asintomáticos (grados ± desviación estándar). Coeficiente de correlación intraclase (CCI) y error estándar de la medida (EEM).

Tabla 4. Repetibilidad entre días

	Máxima flexión		Relajación muscular			
	Lumbar	Cadera	Inicio		Final	
			Lumbar	Cadera	Lumbar	Cadera
Día 1	68,8±16,2	57,1±9,7	34,2±15,1	7,4±3,5	38,8±16,0	20,0±9,3
Día 2	65,1±15,4	63,0±9,8	29,6±10,4	9,6±8,1	33,9±12,0	23,5±8,3
CCI	0,99	0,99	0,99	0,97	0,99	0,99
EEM	0,62	0,68	1,30	1,04	1,35	1,01

Valores medios de flexión en 10 controles asintomáticos (grados \pm desviación estándar). Coeficiente de correlación intraclase (CCI) y error estándar de la medida (EEM).

- Las diferencias estadísticamente significativas entre:
 - los grados de máxima flexión del tronco, cadera y raquis lumbar para todos los grupos se muestran en la tabla 5.
 - los tiempos relativos de la flexión y extensión en los que el raquis lumbar alcanza el 90% de su máxima flexión y el tiempo relativo del ciclo de movimiento en el que la flexión lumbar es mayor del 90% de su máximo se presentan en la tabla 6 para todos los grupos.
 - las posiciones del raquis lumbar y de la pelvis (flexión de la cadera), esto es, los porcentajes de flexión, al inicio y final de la relajación muscular para todos los grupos se presentan en la tabla 7.
 - los tiempos relativos en la flexión y la extensión en los que aparece (inicio) y desaparece (final) la relajación muscular del erector spinae, así como la duración de la relajación, se muestran en la tabla 8 para todos los grupos.
 - los coeficientes de actividad eléctrica del erector spinae (flexión, extensión y flexo-extensión) se muestran en la tabla 9.

- los porcentajes de flexión del raquis lumbar y la cadera y de actividad eléctrica del erector spinae en el 25%-50%-75%-100% del tiempo de flexión y de extensión se muestran en la tabla 10 para los grupos con historia de dolor lumbar inespecífico, hernia discal y espondilolistesis, y en la tabla 11 para los grupos con sacroileítis bilateral y espondilitis anquilosante.
- el anexo 1 muestra la representación gráfica de los valores de las tablas 10 y 11.
- No se observaron diferencias significativas en los tiempos relativos en los que la pelvis alcanza el 90% de su máxima flexión (duración, inicio, final).
- La tabla 12 resume las aportaciones del presente estudio.

Tabla 5. Máxima flexión

	Tronco	Cadera	Lumbar
Control 1	117,8±16,4	60,5±18,4	58,8±14,4
Dolor inespecífico	98,1±19,7**	56,7±16,1	42,4±16,2**
Control 2	117,1 ± 12,4	59,4 ± 15,2	58,8 ± 8,5
Hernia discal	100,9 ± 14,6	56,7 ± 15,8	44,8 ± 9,0*
Espondilolistesis	98,4 ± 20,1*	54,8 ± 18,7	44,6 ± 17,4*
Control 3	117,9 ± 13,7	62,1 ± 17,6	57,2 ± 8,4
Espondilitis anquilosante	75,6±18,5**	48,4 ± 16,6	29,1±22,2*
Sacroileítis bilateral	108,2 ± 8,7*	57,4 ± 5,1	51,7 ± 12,0

Valores medios (grados de flexión) ± desviación estándar. *p<0,05 **p<0,01

Todos los resultados estadísticos se refieren a diferencias entre el grupo de pacientes y el grupo control correspondiente, excepto los resultados de la sacroileítis bilateral, que se refieren a diferencias con el grupo con espondilitis anquilosante.

Tabla 6. Flexión lumbar mayor del 90% de su máximo

	Duración total	Tiempos	
		Inicio	Final
Control 1	44,4±8,9	28,9±4,4	71,1±4,4
Dolor inespecífico	37,8±11,1**	33,3±8,9**	68,9±4,4**
Control 2	44,4±4,4	28,9±2,2	71,1±2,2
Hernia discal	37,8±8,8*	33,3±6,7	68,9±4,4*
Espondilolistesis	35,6±6,7**	35,6±6,7*	68,9±2,2*
Control 3	46,7±4,4	28,9±2,2	73,3±4,4
Espondilitis anquilosante	26,7±15,6*	44,4±15,6*	68,9±4,4
Sacroileítis bilateral	44,4±6,7*	31,1±4,4	73,3±2,2

Valores medios (porcentajes de tiempo) ± desviación estándar. *p<0,05 **p<0,01
 Todos los resultados estadísticos se refieren a diferencias entre el grupo de pacientes y el grupo control correspondiente, excepto los resultados de la sacroileítis bilateral, que se refieren a diferencias con el grupo con espondilitis anquilosante.

Tabla 7. Posturas al inicio y final de la relajación del erector spinae

	Inicio		Final	
	Lumbar	Cadera	Lumbar	Cadera
Control 1	88,3±6,0	35,6±25,6	98,7±2,1	75,8±19,4
Dolor inespecífico	85,3±11,3	47,5±29,5*	98,4±3,4	85,2±17,1*
Control 2	89,3±3,7	34,2±23,1	99,5±0,7	74,6±15,0
Hernia discal	84,5±14,3	56,6±37,6	94,0±17,6	84,4±27,4
Espondilolistesis	85,6±11,8	53,0±27,3	98,7±1,5	86,8±15,5
Control 3	89,1±2,8	25,5±18,7	99,8±0,4	73,2±18,4
Espondilitis anquilosante	90,3±7,4	58,7±32,4	98,0±2,1	92,7±8,3
Sacroileítis bilateral	84,5±2,6	28,4±12,4	98,4±1,8	67,3±15,5

Valores medios (porcentajes de máxima flexión) ± desviación estándar. *p<0,05

Tabla 8. Fase de relajación muscular

	Duración	Inicio	Final
Control 1	37,8 ± 8,9	26,7 ± 6,7	62,2 ± 6,7
Dolor inespecífico	31,1 ± 13,3**	31,1 ± 8,9	60,0 ± 6,7**
Control 2	37,8 ± 8,9	28,9 ± 4,4	64,4 ± 4,4
Hernia discal	26,7 ± 11,1*	33,3 ± 11,1	60,0 ± 8,8
Espondilolistesis	28,9 ± 13,3	31,1 ± 8,9	57,8 ± 6,7
Control 3	40,0 ± 6,7	26,7 ± 2,2	64,4 ± 4,4
Espondilitis anquilosante	15,6 ± 6,7**	40,0 ± 13,3*	53,3 ± 8,9†
Sacroileítis bilateral	44,4 ± 6,7**	24,4 ± 4,4*	66,7 ± 4,4*

Valores medios (porcentajes de tiempo) ± desviación estándar. †p<0,06 *p<0,05 **p<0,01
 Todos los resultados estadísticos se refieren a diferencias entre el grupo de pacientes y el grupo control correspondiente, excepto los resultados de la sacroileítis bilateral, que se refieren a diferencias con el grupo con espondilitis anquilosante.

Tabla 9. Coeficientes de actividad eléctrica del erector spinae

	Flexión	Extensión	Flexo-extensión
Control 1	0,66 ± 0,41	0,16 ± 0,12	0,35 ± 0,10
Dolor inespecífico	0,68 ± 0,43	0,33 ± 0,38**	0,39 ± 0,21
Control 2	0,66 ± 0,45	0,09 ± 0,06	0,34 ± 0,04
Hernia discal	0,69 ± 0,49	0,41 ± 0,22**	0,56 ± 0,35*
Espondilolistesis	0,57 ± 0,32	0,25 ± 0,23	0,37 ± 0,10
Control 3	0,63 ± 0,51	0,07 ± 0,02	0,32 ± 0,04
Espondilitis anquilosante	0,73 ± 0,24	0,51 ± 0,42*	0,45 ± 0,30
Sacroileítis bilateral	0,64 ± 0,34	0,08 ± 0,04*	0,28 ± 0,03

Valores medios ± desviación estándar. *p<0,05 **p<0,01
 Todos los resultados estadísticos se refieren a diferencias entre el grupo de pacientes y el grupo control correspondiente, excepto los resultados de la sacroileítis bilateral, que se refieren a diferencias con el grupo con espondilitis anquilosante.

Tabla 10. Patrón de movimiento y activación muscular

Tiempo	Cadera (% mxf)		Lumbar (% mxf)		% EMG		
	Control 1	Dolor inespecífico	Control 1	Dolor inespecífico	Control 1	Dolor inespecífico	
Flexión	25%	4,1 ± 8,9	6,4 ± 7,9	10,2 ± 11,1	-3,4 ± 42,3*	1,7 ± 0,6	1,5 ± 0,5
	50%	12,5 ± 14,1	16,9 ± 10,9	55,7 ± 12,5	46,4 ± 28,3*	1,8 ± 0,5	1,7 ± 0,5
	75%	41,8 ± 11,7	45,4 ± 12,9	88,2 ± 6,2	80,1 ± 18,3**	0,8 ± 0,5	1,1 ± 0,9
	100%	80,4 ± 5,1	80,0 ± 7,5	94,1 ± 5,6	90,3 ± 13,6	0,6 ± 0,3	0,8 ± 0,6*
Extensión	25%	78,7 ± 6,1	78,8 ± 7,3	96,7 ± 5,4	94,1 ± 12,2	1,1 ± 0,7	1,5 ± 0,9*
	50%	40,0 ± 13,6	43,2 ± 10,7	85,1 ± 8,3	76,3 ± 16,6**	4,2 ± 1,3	3,9 ± 1,2
	75%	15,6 ± 13,6	20,4 ± 10,7	49,8 ± 11,8	37,1 ± 28,2**	5,7 ± 0,8	5,0 ± 1,3**
	100%	6,2 ± 9,9	9,4 ± 11,4	14,2 ± 9,3	-1,6 ± 42,7*	3,4 ± 0,8	3,6 ± 1,1
Flexión	Control 2	Hernia discal	Control 2	Hernia discal	Control 2	Hernia discal	Hernia discal
	25%	6,6±8,3	4,5±6,5	11,0±4,6	10,6±7,4	1,9±0,5	1,9±1,1
	50%	11,7±12,1	14,9±12,0	54,7±9,6	54,2±13,3	1,9±0,4	1,8±0,6
	75%	40,4±11,7	44,7±13,0	88,7±4,0	83,8±9,4	0,7±0,4	1,6±1,3*
Extensión	100%	80,4±5,4	81,4±5,1	95,2±2,0	93,1±4,6	0,5±0,3	1,0±0,7*
	25%	77,6±5,6	78,9±6,0	98,2±0,8	96,3±2,0	0,9±0,4	1,8±0,9**
	50%	40,2±10,0	40,2±9,8	85,9±6,6	78,3±7,7	4,5±0,9	3,4±1,5
	75%	18,9±11,6	17,0±7,7	47,2±6,7	41,9±11,4	5,6±0,6	4,4±1,2**
100%	10,3±9,7	7,1±6,2	13,5±6,6	12,8±8,3	3,5±0,8	3,1±1,0	
Flexión	Control 2	Listesis	Control 2	Listesis	Control 2	Listesis	Listesis
	25%	6,6±8,3	5,0±4,3	11,0±4,6	2,0±9,3*	1,9±0,5	1,5±0,5
	50%	11,7±12,1	18,7±10,1	54,7±9,6	46,0±12,1	1,9±0,4	2,0±0,4
	75%	40,4±11,7	45,2±14,6	88,7±4,0	79,4±11,1*	0,7±0,4	1,1±0,7
Extensión	100%	80,4±5,4	78,2±11,0	95,2±2,0	91,4±7,5	0,5±0,3	0,7±0,4
	25%	77,6±5,6	76,1±11,6	98,2±0,8	94,9±6,1	0,9±0,4	1,4±0,5
	50%	40,2±10,0	43,4±14,8	85,9±6,6	75,0±12,4*	4,5±0,9	4,3±1,0
	75%	18,9±11,6	20,8±11,3	47,2±6,7	39,3±13,5	5,6±0,6	4,9±0,7
100%	10,3±9,7	6,8±4,9	13,5±6,6	4,1±12,8	3,5±0,8	3,5±0,7	
Flexión	Hernia discal	Listesis	Hernia discal	Listesis	Hernia discal	Listesis	Listesis
	25%	4,5±6,5	5,0±4,3	10,6±7,4	2,0±9,3*	1,9±1,1	1,5±0,5
	50%	14,9±12,0	18,7±10,1	54,2±13,3	46,0±12,1	1,8±0,6	2,0±0,4
	75%	44,7±13,0	45,2±14,6	83,8±9,4	79,4±11,1	1,6±1,3	1,1±0,7
Extensión	100%	81,4±5,1	78,2±11,0	93,1±4,6	91,4±7,5	1,0±0,7	0,7±0,4
	25%	78,9±6,0	76,1±11,6	96,3±2,0	94,9±6,1	1,8±0,9	1,4±0,5
	50%	40,2±9,8	43,4±14,8	78,3±7,7	75,0±12,4	3,4±1,5	4,3±1,0
	75%	17,0±7,7	20,8±11,3	41,9±11,4	39,3±13,5	4,4±1,2	4,9±0,7
100%	7,1±6,2	6,8±4,9	12,8±8,3	4,1±12,8	3,1±1,0	3,5±0,7	

Valores medios ± desviación estándar. *p<0,05 **p<0,01 Máxima flexión (mxf)

Tabla 11. Patrón de movimiento y activación muscular

Tiempo	Cadera (% mxf)		Lumbar (% mxf)		% EMG		
	Control 3	Espondilitis anquilosante	Control 3	Espondilitis anquilosante	Control 3	Espondilitis anquilosante	
Flexión	25%	4,3±7,7	11,1±5,7	-33,9±86,4	1,9±0,5	1,4±0,5	
	50%	7,7±12,1	56,3±9,5	21,2±58,7	1,9±0,4	1,7±0,3	
	75%	37,3±12,3	47,6±19,5	89,7±3,2	58,8±37,4	0,5±0,2	1,2±0,8
	100%	80,2±6,5	79,3±10,8	94,9±1,8	74,4±30,6	0,4±0,2	1,1±0,9
Extensión	25%	77,9±6,3	81,5±2,5	98,2±0,9	82,0±29,6	0,8±0,5	1,8±0,8*
	50%	38,7±11,0	46,5±8,9	86,6±8,6	64,2±31,0	4,6±0,8	3,2±0,4
	75%	15,5±12,6	23,7±15,1	47,5±8,7	15,7±44,9	5,8±0,6	4,4±1,7
	100%	8,3±9,5	15,7±24,3	12,4±6,7	-32,7±79,8	3,6±0,7	3,8±1,6
		Sacroileítis bilateral		Sacroileítis bilateral		Sacroileítis bilateral	
	Control 3		Control 3		Control 3		
Flexión	25%	4,3±7,7	7,4±6,4	11,1±5,7	13,0±5,1	1,9±0,5	1,6±0,2
	50%	7,7±12,1	15,4±10,3	56,3±9,5	54,1±10,9	1,9±0,4	1,7±0,3
	75%	37,3±12,3	42,3±9,3	89,7±3,2	87,8±4,4	0,5±0,2	0,5±0,2
	100%	80,2±6,5	81,3±1,9	94,9±1,8	94,9±1,4	0,4±0,2	0,4±0,1
Extensión	25%	77,9±6,3	80,0±3,1	98,2±0,9	98,7±1,4	0,8±0,5	0,6±0,3
	50%	38,7±11,0	42,7±9,5	86,6±8,6	88,7±3,3	4,6±0,8	3,8±1,8
	75%	15,5±12,6	18,6±10,9	47,5±8,7	52,9±4,3	5,8±0,6	6,7±1,1
	100%	8,3±9,5	8,4±7,4	12,4±6,7	17,2±5,1	3,6±0,7	4,0±1,3
		Espondilitis anquilosante		Espondilitis anquilosante		Espondilitis anquilosante	
		Sacroileítis bilateral		Sacroileítis bilateral		Sacroileítis bilateral	
Flexión	25%	7,4±6,4	8,0±12,7	13,0±5,1	-33,9±86,4	1,6±0,2	1,4±0,5
	50%	15,4±10,3	21,6±12,3	54,1±10,9	21,2±58,7	1,7±0,3	1,7±0,3
	75%	42,3±9,3	47,6±19,5	87,8±4,4	58,8±37,4	0,5±0,2	1,2±0,8
	100%	81,3±1,9	79,3±10,8	94,9±1,4	74,4±30,6	0,4±0,1	1,1±0,9
Extensión	25%	80,0±3,1	81,5±2,5	98,7±1,4	82,0±29,6	0,6±0,3	1,8±0,8*
	50%	42,7±9,5	46,5±8,9	88,7±3,3	64,2±31,0	3,8±1,8	3,2±0,4
	75%	18,6±10,9	23,7±15,1	52,9±4,3	15,7±44,9	6,7±1,1	4,4±1,7*
	100%	8,4±7,4	15,7±24,3	17,2±5,1	-32,7±79,8	4,0±1,3	3,8±1,6

Valores medios ± desviación estándar. *p<0,05 Máxima flexión (mxf)

Tabla 12. Hallazgos para todos los grupos

		Dolor	Hernia Discal	Listesis	SI	Espondilitis anquilosante
Máxima flexión	Tronco	↓		↓		↓ ⁽¹⁾
	Lumbar Cadera	↓	↓	↓		↓
90% flexión lumbar máxima	Tiempo flexión	después		después		después
	Tiempo extensión	antes	antes	antes		
	Tiempo total	↓	↓	↓		↓ ⁽¹⁾
Relajación muscular	Tiempo	Inicio				después ⁽¹⁾
		Final	antes			antes ⁽¹⁾
		Total	↓	↓		↓ ⁽¹⁾
	Inicio-L					
	Inicio-C	↑				
Final-L						
Final-C	↑					
Frecuencia		90%	87%	100%	100%	75%
Patrón movimiento	Lumbar	Flexión ↓75%inicial Extensión ↓75%final		Flexión ↓25%inicial ⁽²⁾ ↓50%-75% Extensión ↓25%-50%		
	Cadera					
Patrón de actividad mioeléctrica	Flexión	↑25%final	↑50%final			
	Extensión	↑25%inicial ↓50%-75%	↑25%inicial ↓50%-75%			↑25%inicial ⁽¹⁾ ↓50%-75% ⁽¹⁾
Coefficientes de actividad mioeléctrica	Flexión					
	Extensión	↑	↑			↑ ⁽¹⁾
	Flexo-extensión		↑			

Mayor (↑), Menor (↓), Sacroileítis bilateral (SI), Flexión de cadera (C), Flexión lumbar (L)
 Se hace referencia al resultado en el grupo de encabezamiento de cada columna en su comparación con controles. (1) diferencias también significativas entre el grupo con espondilitis anquilosante y el grupo con sacroileítis bilateral. (2) diferencias también significativas entre el grupo con hernia discal y el grupo con espondilolistesis (listesis).

Discusión

DISCUSIÓN

HISTORIA DOLOR LUMBAR INESPECÍFICO. HERNIA DISCAL Y ESPONDILOLISTESIS

Características del movimiento

- **Máxima flexión y tiempo que el raquis lumbar permanece en una flexión mayor del 90%**

La máxima amplitud de flexión lumbar fue significativamente menor que en los grupos controles de este estudio, resultado observado en pacientes con historia de dolor lumbar inespecífico (Triano y Schultz, 1987; Shirado y cols., 1995; McGregor y cols), hernia discal (McGregor y cols., 1997; Marras y cols., 1993, 1995, 1999) y espondilolistesis (Kaigle y cols., 1998; McGregor y cols., 2001). Sin embargo, otros autores (Sihvonen y cols., 1991; Paquet y cols., 1994; Esola y cols., 1996; McClure y cols., 1997) no lo han observado. En pacientes, el comportamiento mecánico de los tejidos espinales se altera a causa de la lesión, disminuyendo su elasticidad y por tanto, el rango de flexión (Heinonen y cols., 2005). Además, se han referido las llamadas “conductas de evitación” durante la

flexión por miedo a provocar o exacerbar el dolor (Leinonen y cols., 2000). Por otra parte, la amplitud de la flexión del tronco depende de la flexibilidad de los individuos y su determinación está influida por factores tales como la motivación, la forma de ejecución de los movimientos o las referencias anatómicas utilizadas, así como los instrumentos de medida (Sihvonen y cols., 1991). Por todo ello, se ha cuestionado la validez de los grados de máxima flexión lumbar como referente específico para discriminar entre pacientes y controles (McGregor y cols., 1997; Marras y cols., 1993).

El tiempo relativo del ciclo durante el cual los pacientes de este estudio mantuvieron el raquis lumbar con una flexión mayor del 90%, fue significativamente menor que en los controles, alcanzando el 90% de la máxima flexión lumbar significativamente más tarde durante la flexión y antes durante la extensión. Estos resultados constatan la sugerencia (Paquet y cols., 1994; Kaigle y cols., 1998) de que los pacientes alcanzan más tarde que los controles la máxima flexión.

El momento flexor, durante la inclinación anterior del tronco, es la principal fuente de daño para el tejido conectivo de las estructuras espinales (Adams y cols., 2002d), y aumenta con el grado de flexión. Cuando la columna lumbar se aproxima a su máxima flexión, pequeñas oscilaciones del grado de flexión causan grandes variaciones en el momento flexor (Dolan y Adams, 1993a). Por todo ello, podríamos argumentar que los resultados referidos son quizá parte de una estrategia para proteger las estructuras espinales dañadas al disminuir la máxima flexión y el tiempo en el que la flexión del raquis permanece en rangos de flexión próximos a su límite.

- **Patrones de movimiento**

En el grupo de *historia de dolor lumbar*, los porcentajes de flexión lumbar fueron significativamente menores en el 75% inicial del tiempo de flexión y el 75% final del tiempo de extensión. Únicamente Paquet y cols. (1994) han mostrado, en pacientes con historia de dolor lumbar, disminución del desplazamiento angular medio durante la flexión, ya que Esola y cols. (1996) no encuentran diferencias en ninguno de los tiempos (0-25%-50%-75%-100%) de la flexión. Por tanto, los resultados en la literatura no son concluyentes, quizá debido a que los criterios de inclusión en función de las características del dolor y las metodologías son muy distintos (Shirado y cols., 1995; McGregor y cols., 1997).

En el grupo de *espondilolistesis* de nuestro estudio los porcentajes de flexión lumbar también fueron significativamente menores que en los controles (flexión: 50%-75% del tiempo, extensión: 25%-50% del tiempo). Nuestros resultados podrían ser el reflejo, en el movimiento global del raquis lumbar, de las explicaciones de otros estudios realizados con técnicas invasivas sobre segmentos de movimiento lumbar (Pearcy y Shepherd., 1985; Okawa y cols., 1998; Takayanagi y cols., 2001; Otani y cols., 2005). Esto es, con el objeto de reducir los componentes de translación y rotación anterior vertebral, propios de la flexión lumbar (Bogduk, 1997c) y exacerbados en pacientes con espondilolistesis (Dick y Elke, 1997), los segmentos vertebrales afectados se reestabilizarían, mecanismo que se traduce en la disminución de la amplitud de flexión (Kirkaldy-Willis y Farfan, 1982). Esta disminución se observa igualmente en el 25% inicial de la flexión lumbar en nuestros pacientes, siendo aquí significativamente menor no sólo respecto a los controles, sino también respecto al grupo con hernia discal. Esto podría interpretarse como un inicio más “prudente” del movimiento de flexión. En resumen, en la

espondilolistesis se tiende a mantener el raquis en posiciones más lordóticas para reducir los componentes de rotación y traslación anterior en las vértebras afectadas (Dick y Elke, 1997). No hemos podido comparar estos resultados al no haber encontrado estudios que determinaran el patrón del movimiento global del raquis lumbar específicamente en un grupo de pacientes con esta afección espinal.

En el grupo de *hernia discal*, el análisis estadístico no mostró diferencias significativas en el patrón de movimiento.

Activación muscular

- **Frecuencia de aparición del fenómeno de flexión-relajación**

El fenómeno de flexión-relajación apareció en el 90% (46/50) de los pacientes en el grupo de historia de dolor lumbar inespecífico, en el 87% (13/15) en el de hernia discal y en el 100% (15/15) en el de espondilolistesis, es decir, en porcentajes similares o incluso mayores al 82% referido en el trabajo clásico de Floyd y Silver (1955). La desaparición del fenómeno de flexión-relajación es frecuente en pacientes con dolor lumbar (Nouwen y cols., 1987; Sihvonen y cols., 1991; Paquet y cols., 1994; Shirado y cols., 1995; Kaigle y cols., 1998), y se ha asociado a la existencia de dolor durante las pruebas (Sihvonen y cols., 1991), al número de episodios dolorosos previos, a sus características (intensidad del dolor, duración de las crisis), así como al grado de incapacidad producida por el mismo (Triano y Schultz, 1987; Paquet y cols., 1994, Shirado y cols., 1995). Nuestros pacientes, por el contrario, no tenían dolor agudo ni sus molestias se agudizaron durante las pruebas. Quizá por ello la frecuencia de aparición del fenómeno de flexión-relajación fue elevada.

En los grupos de *dolor lumbar inespecífico* y de *hernia discal* la morfología de la curva de activación del erector spinae era aparentemente normal. Sin embargo, el tiempo de la relajación muscular durante el ciclo de movimiento fue significativamente menor. Esta variable es inédita hasta el momento presente, por lo que no la hemos podido comparar con estudios previos.

- **Patrón de activación del erector spinae**

En la flexión, la participación del erector spinae fue significativamente mayor en el último 25% en el grupo con *historia de dolor lumbar inespecífico* y en el último 50% en el grupo con *hernia discal*; en la extensión, en el 25% inicial del tiempo en los dos grupos. En pacientes con historia de dolor inespecífico se han relatado resultados similares en la flexión y extensión (Nouwen y cols., 1987) o sólo durante la flexión (Paquet y cols., 1994). Al igual que en la espondilolistesis, no hemos encontrado trabajos específicos en pacientes con hernia discal para contrastar estos resultados, sino que éstos formaban parte de grupos de dolor lumbar inespecífico. A pesar de esto, podríamos explicar nuestros resultados de la siguiente manera. La resistencia a la flexión disminuye cuando las estructuras del raquis están dañadas (Adams y cols., 1980; Kaigle y cols., 1998), por lo que el aumento de actividad, cuando el raquis está próximo a su límite de flexión, podría proporcionar cierta estabilización activa al raquis (Sihvonen y cols., 1991). Ésta compensaría la deficiencia de las estructuras dañadas en la generación del momento extensor.

Por el contrario, entre el 50-75% del tiempo de la extensión la participación del erector spinae fue significativamente menor en ambos grupos que en los controles. Existe una relación directa entre la actividad

electromiográfica, el momento extensor y el estrés compresivo en el disco intervertebral (Dolan y Adams, 1993b). En este intervalo (50-75%) se observa la mayor amplitud electromiográfica durante la elevación del tronco (anexo 1): por consiguiente, las fuerzas compresivas en el disco intervertebral también serán mayores (Dolan y Adams, 1993b). La disminución de la actividad muscular en este intervalo podría ser pues la manifestación de una estrategia para reducir las cargas compresivas en el disco intervertebral. Sihvonen y cols. (1991) y Shirado y cols. (1995) también observaron este resultado, pero de nuevo el criterio de admisión de los pacientes fue exclusivamente la historia de dolor.

Las variaciones de actividad (aumento en el 25% inicial/descenso en el 50-75%) en el transcurso de la extensión hicieron que el coeficiente de extensión fuese significativamente mayor en ambos grupos. El coeficiente de flexo-extensión sólo fue significativamente diferente en el grupo de hernia discal, al aumentar el porcentaje de EMG durante el 50% final de la flexión frente al 25% en el grupo con historia de dolor lumbar. Al contrario que en el estudio de Paquet y cols. (1994), el coeficiente de relajación muscular durante la flexión no fue significativamente diferente. Este resultado se explica porque en el presente estudio el 87% de los pacientes presentaba la relajación muscular del erector spinae, mientras que en el estudio de Paquet y cols. (1994) la actividad al final de la flexión se mantuvo elevada al estar ausente el fenómeno de flexión-relajación.

En el grupo de *espondilolistesis*, el análisis estadístico no mostró diferencias significativas en el patrón de activación muscular.

ALTERACIONES DE LA ESPALDA DE ORIGEN REUMATOLÓGICO

Sacroileítis bilateral

Los resultados del test de ANOVA no mostraron ninguna diferencia entre los sujetos con sacroileítis bilateral y los sujetos control en ninguna de las variables estudiadas. No ha sido posible encontrar ningún trabajo previo en la literatura científica sobre los patrones de movimiento o activación muscular en el transcurso de los movimientos de flexión y extensión del tronco en grupos de pacientes con este diagnóstico específico.

ESPONDILITIS ANQUILOSANTE

Máxima flexión y tiempo que el raquis lumbar permanece en una flexión mayor del 90%

Las amplitudes de máxima flexión del raquis lumbar y del tronco fueron significativamente menores en los pacientes con espondilitis anquilosante, que además alcanzaron el 90% de la máxima flexión lumbar más tarde y permanecieron en flexiones próximas al máximo durante un tiempo significativamente menor que los controles.

Patrones de movimiento

No se observaron diferencias significativas ni en el raquis lumbar ni en la cadera en los porcentajes de flexión durante el tiempo de flexión y extensión. Tampoco ha sido posible encontrar trabajos anteriores que analicen los patrones de movimiento específicamente en pacientes con

espondilitis anquilosante. Estos resultados deben tomarse con cautela, ya que la amplitud de flexión fue muy reducida. Esto condiciona grandes desviaciones estándar al trabajar con datos porcentuales de este máximo (anexo 2, tablas 4 y 5).

Fenómeno de flexión-relajación y patrón de activación del erector spinae

Estos resultados, al igual que en los patrones de movimiento, deben tomarse con cautela ya que el número de pacientes (n=7) fue pequeño. El músculo erector spinae presentaba un estado atrófico en la mayoría de estos pacientes, evidente a la observación y palpación de las masas musculares de la región lumbar y que ha sido descrito en la literatura (Gordon y cols., 1984; Kakulas y cols., 1987). Probablemente por esta razón la actividad mioeléctrica del erector spinae, en muchas ocasiones, resultó extraordinariamente difícil de registrar mediante electromiografía de superficie, y de los siete pacientes sólo en cuatro se consiguió registros de electromiografía técnicamente correctos. Tres de estos cuatro pacientes presentaron el fenómeno de flexión-relajación del erector spinae (75%). En ellos, el tiempo de relajación muscular fue significativamente menor que en los controles. Se cree que el fenómeno de flexión-relajación es desencadenado por la distensión de los ligamentos de la columna lumbar en su flexión (Kippers y Parker, 1984; McGill y Kippers, 1994). El valor más bajo de flexión lumbar relatado en la literatura para que se produzca la relajación del erector spinae es de $16,2 \pm 5,7^\circ$ (Ng y Walter, 1995). El paciente en el que no apareció el fenómeno de flexión-relajación flexionó el raquis lumbar únicamente 10° , con lo que es de suponer que no alcanzó la flexión necesaria para desencadenar el citado fenómeno. En este sentido nuestros resultados concuerdan con los de Heinonen y cols. (2005), que

afirman que la desaparición del silencio mioeléctrico en la espondilitis anquilosante está relacionada con la reducción de la máxima flexión.

El porcentaje de actividad muscular fue significativamente mayor en el primer 25% y menor entre el 50-75% del tiempo de la extensión. Estas variaciones se reflejan en un coeficiente de extensión significativamente mayor que en los controles, confirmando, de nuevo, los resultados de Heinonen y cols. (2005). A pesar de que estos resultados necesitarían ampliarse con más pacientes, por las razones aducidas previamente, se aprecia que las variaciones de actividad fueron similares a las observadas en el grupo de hernia discal durante la extensión. Quizá la similitud pueda deberse a que en los dos estados patológicos se produce la afectación del disco intervertebral. En concreto, la afectación vertebral en la espondilitis anquilosante se inicia con la entesitis de las uniones fibrocartilaginosas entre el disco y el platillo vertebral (Lience, 1998; Taurog, 2005).

* * * *

Nuestro estudio nos ha permitido observar la variación de los mecanismos cinesiología subyacentes a la flexo-extensión del tronco entre pacientes con historia de dolor lumbar inespecífico, y entre los grupos de pacientes con diagnósticos de espondilolistesis, hernia discal, y espondilitis anquilosante (sacroileítis bilateral/afectación axial). Estos mecanismos muestran las estrategias específicas, neuromusculares y cinemáticas, en relación a las alteraciones anatómicas subyacentes, para mantener la estabilidad del raquis (Bogduk, 1997b). Estrategias que suponemos moduladas por la existencia de reflejos espinales (Solomonow y cols., 1998) y supraespinales (Sjölander y cols., 2002; Holm y cols., 2002). Hasta el momento no conocemos ningún estudio de la literatura que

haya proporcionado resultados concluyentes que permitan, a través de pruebas dinámicas de flexo-extensión natural del tronco, distinguir entre grupos de pacientes con diagnósticos específicos de enfermedades de la región lumbopélvica, que cursan con historia de dolor lumbar.

En este estudio, los pacientes fueron admitidos según criterios de diagnósticos específicos de hernia discal, espondilolistesis, espondilitis anquilosante y sacroileítis bilateral, además de pacientes con historia de dolor lumbar inespecífico. Resaltamos, de nuevo, la importancia de tener en cuenta los criterios de inclusión de pacientes, es decir, no sólo la historia de dolor lumbar, sino las distintas enfermedades de la espalda, ya que la fisiopatología y patomecanismos varían entre ellas, tal y como sugirieron Shirado y cols. (1995). Además, las comparaciones entre estos grupos y con los grupos controles fueron homogéneas en cuanto a antropometría, edad y sexo.

Por otra parte, se registraron simultáneamente los desplazamientos angulares de la columna lumbar y la pelvis, y la actividad electromiográfica del músculo erector spinae. Estas señales fueron sincronizadas con una relación temporal de milisegundos, mediante la aplicación informática Aplicación Médica Multimedia (Guerra y cols., 2000). En este estudio se ha determinado el desplazamiento lumbar y el de la cadera, lo cual representa una ventaja sobre los trabajos (Triano y Schultz., 1987; Marras y cols., 1993, 1995, 1999; Sihvonen y cols., 1991) que únicamente determinan el desplazamiento sagital del tronco; y sobre otros (Mayer y cols., 1984; Nelson y cols., 1995) que al determinar el movimiento de la pelvis en el espacio, más que la interacción entre la pelvis y el fémur, subestiman la amplitud real del movimiento de la cadera (McClure y cols., 1997; Murray y cols., 2002; Shin y cols., 2004). Los movimientos de flexión y extensión del tronco se estandarizaron al máximo (ritmo, forma de ejecución) con la finalidad de reducir la

variabilidad entre los sujetos. La normalización del tiempo de los movimientos anuló la variación de la velocidad entre los participantes, destacando de esta forma las posibles variaciones del desplazamiento espinal y pélvico en tiempos relativos iguales de los movimientos de flexión y extensión.

Nuestros resultados sugieren que la metodología presentada es una herramienta de estudio de la anatomía funcional del tronco en condiciones de salud y de enfermedad útil para la valoración no invasiva y cuantificación de la función de la región lumbo-pélvica, cuya aplicación en el área de las ciencias de la salud podría abarcar diversos aspectos:

- Ayuda en el diagnóstico de enfermedades de la espalda
- Orientación en el tratamiento de los pacientes en razón de los mecanismos cinesiológicos alterados, movimiento o actividad mioeléctrica.
- Seguimiento de la efectividad de tratamientos físicos y quirúrgicos, a través de la variación o reestablecimiento de la función de la espalda.
- Peritajes médico-legales (simuladores).

Conclusiones

CONCLUSIONES

- 1°. Se han caracterizado los patrones de movimiento del tronco, columna lumbar y pelvis y de la activación del músculo erector spinae en personas sanas y en pacientes con alteraciones osteomusculares de la espalda. Mediante estos patrones hemos discriminado entre grupos de pacientes con diagnósticos específicos de enfermedades de la espalda.
- 2°. La presencia del fenómeno de flexión-relajación del músculo erector spinae no descarta la existencia de estados patológicos de la región lumbar.
- 3°. Las variables de movimiento de la cadera, en todos los grupos de pacientes del presente estudio, son similares a las de los sujetos sanos. La limitación de la flexión del tronco es debida a la disminución de la flexión lumbar. La cadera no compensa el déficit de movimiento de flexión de la columna lumbar.
- 4°. La disminución de la máxima flexión del raquis lumbar y del tiempo que el raquis lumbar mantiene una flexión mayor del 90% de su máximo son dos variables comunes a todos los grupos patológicos del presente estudio. Por lo tanto, serían indicativas de alteración inespecífica de la función de la espalda. La combinación de estas

variables evitaría la falta de sensibilidad de la máxima flexión del tronco o raquis lumbar, ya que el tiempo relativo de flexión lumbar mayor del 90% de su máximo es independiente de la flexibilidad individual.

- 5°. La combinación de los coeficientes de extensión y flexo-extensión junto al tiempo relativo de la relajación muscular podrían ser indicadores útiles de alteraciones de la espalda en personas con patrones de activación del erector spinae normales, es decir, con el fenómeno de flexión relajación.

- 6°. Los mecanismos cinesiología de la flexo-extensión del tronco se caracterizan en cada uno de los grupos de pacientes de nuestro estudio, además de lo referido en el punto 4, por lo siguiente:
 - En pacientes con **historia de dolor lumbar inespecífico**:
 - alteraciones en el patrón de movimiento lumbar.
 - alteraciones de la activación del erector spinae: tiempo de relajación muscular, coeficientes y patrón de actividad mioeléctrica.
 - En pacientes con **espondilolistesis**, alteraciones en el patrón de movimiento lumbar.
 - En pacientes con **hernia discal** y **espondilitis anquilosante**, alteraciones en la activación del erector spinae: tiempo de relajación muscular, patrón y coeficientes de actividad mioeléctrica.

- 7°. Hemos desarrollado una herramienta no invasiva de cuantificación de distintos aspectos de la función de la región lumbo-pélvica.

ANEXO 1

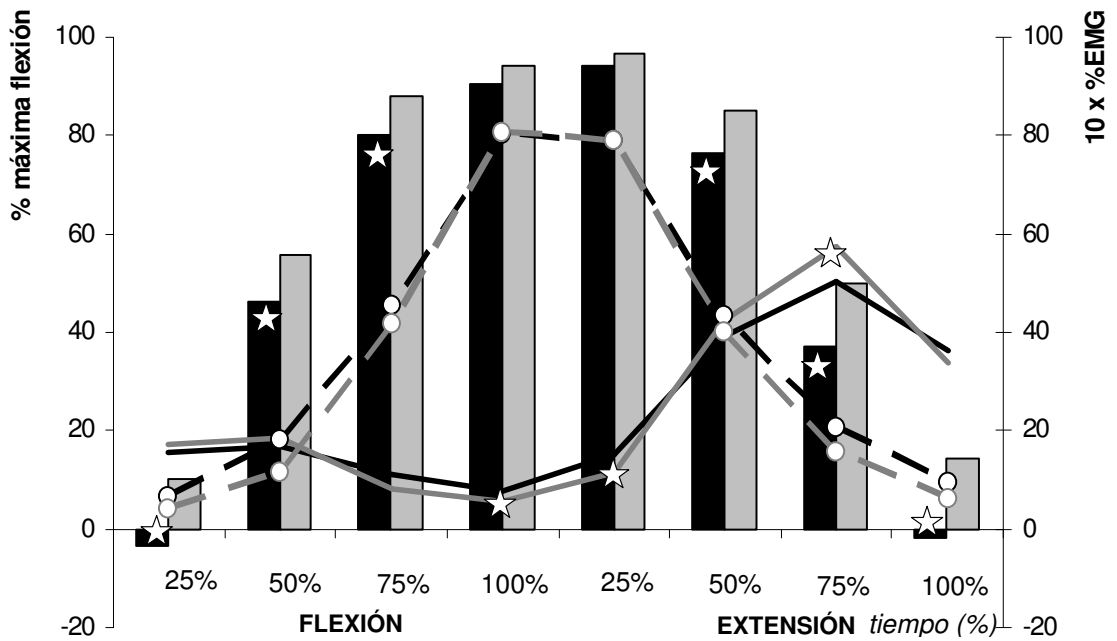


Figura 1.

Porcentajes de flexión de la columna lumbar (controles █ / historia de dolor lumbar █) y la cadera (controles ○ / historia de dolor lumbar ○). Porcentajes de actividad del erector spinae (controles — / historia de dolor lumbar —). Diferencias significativas ☆

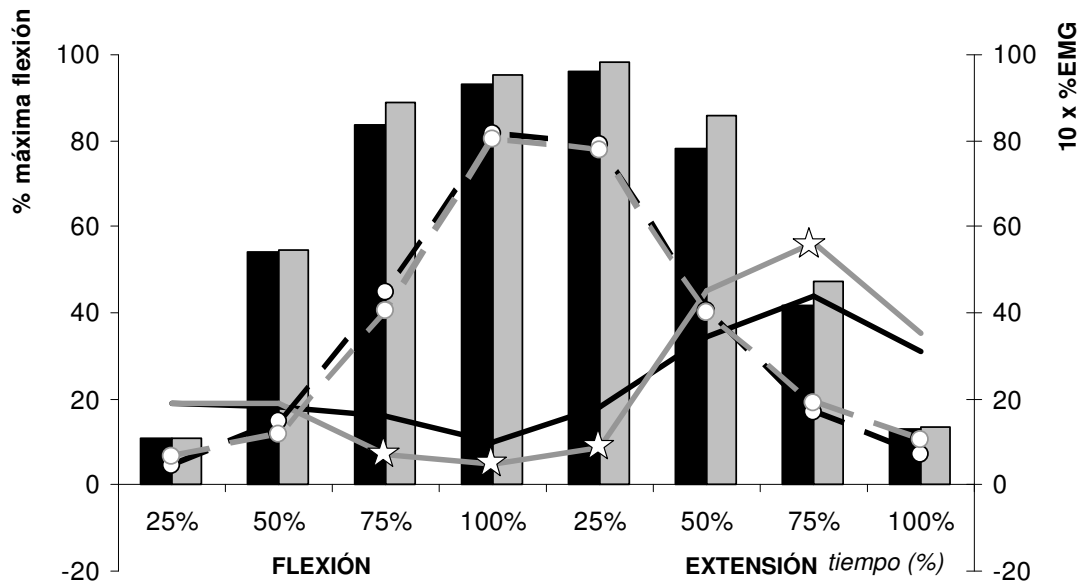


Figura 2.

Porcentajes de flexión de la columna lumbar (controles █ / hernia discal █) y la cadera (controles__ / hernia discal__). Porcentajes de actividad del erector spinae (controles — / hernia discal —). Diferencias significativas ☆

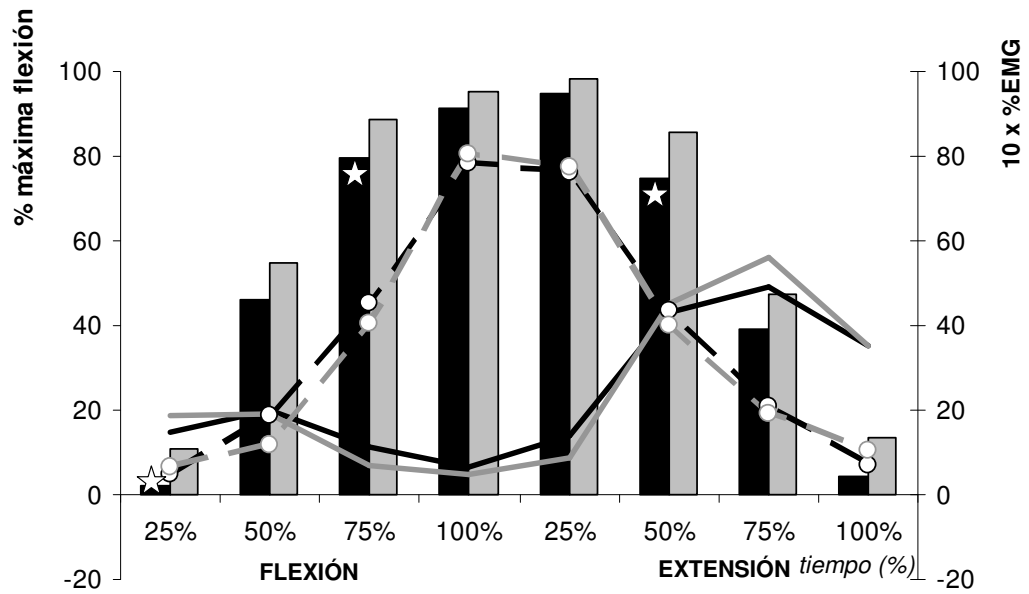


Figura 3.

Porcentajes de flexión de la columna lumbar (controles ■ / espondilolistesis ■) y la cadera (controles_ / espondilolistesis_). Porcentajes de actividad del erector spinae (controles_ / espondilolistesis_). Diferencias significativas ☆

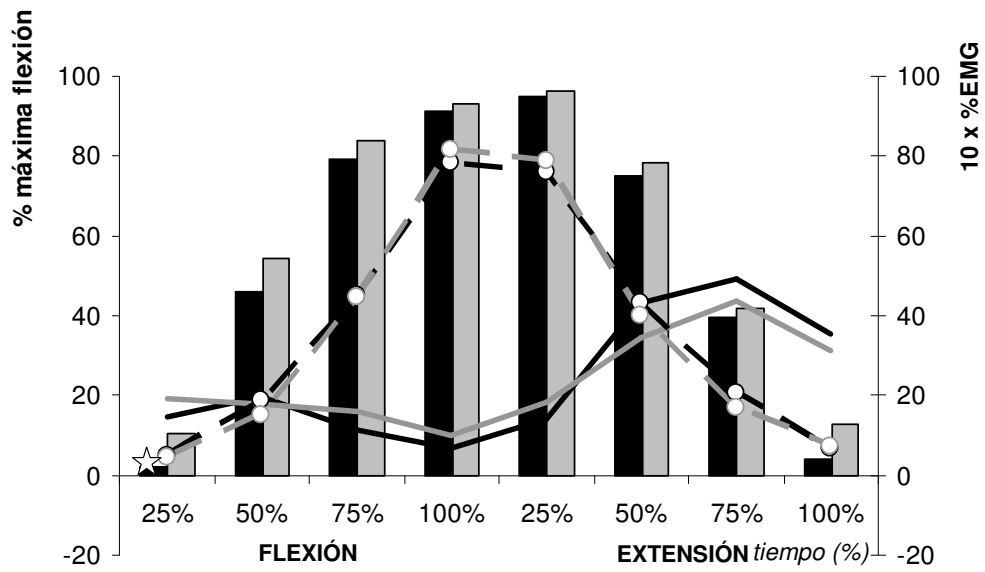


Figura 4.

Porcentajes de flexión de la columna lumbar (hernia discal ■ / espondilolistesis ■) y la cadera (hernia discal __ / espondilolistesis __) Porcentajes de actividad del erector spinae (hernia discal _ / espondilolistesis _)
 Diferencias significativas ☆

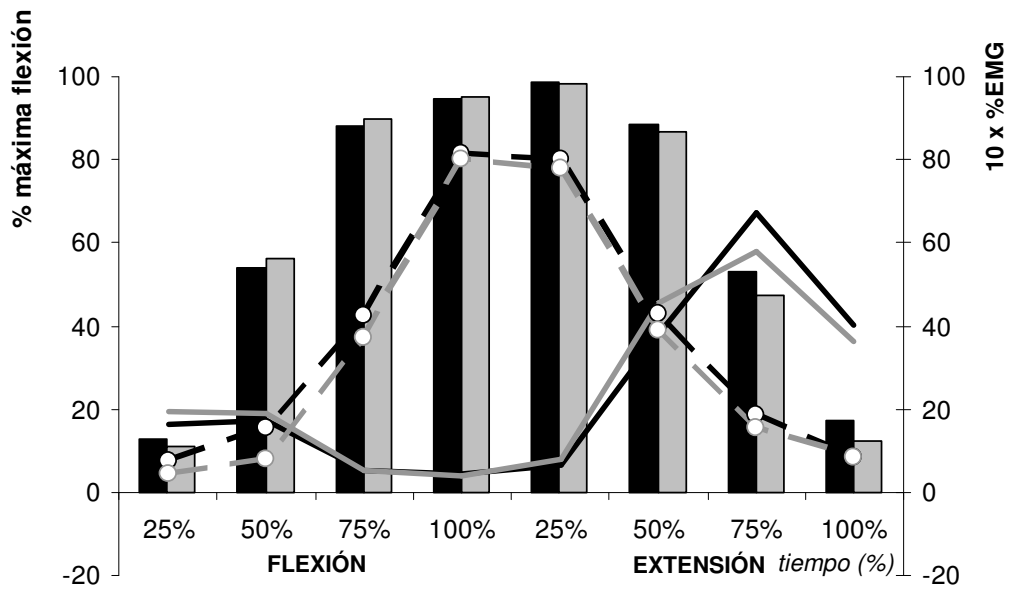


Figura 5.

Porcentajes de flexión de la columna lumbar (controles / sacroileítis bilateral) y de cadera (controles /sacroileítis bilateral). Porcentajes de actividad del erector spinae (controles /sacroileítis bilateral). Diferencias significativas ☆

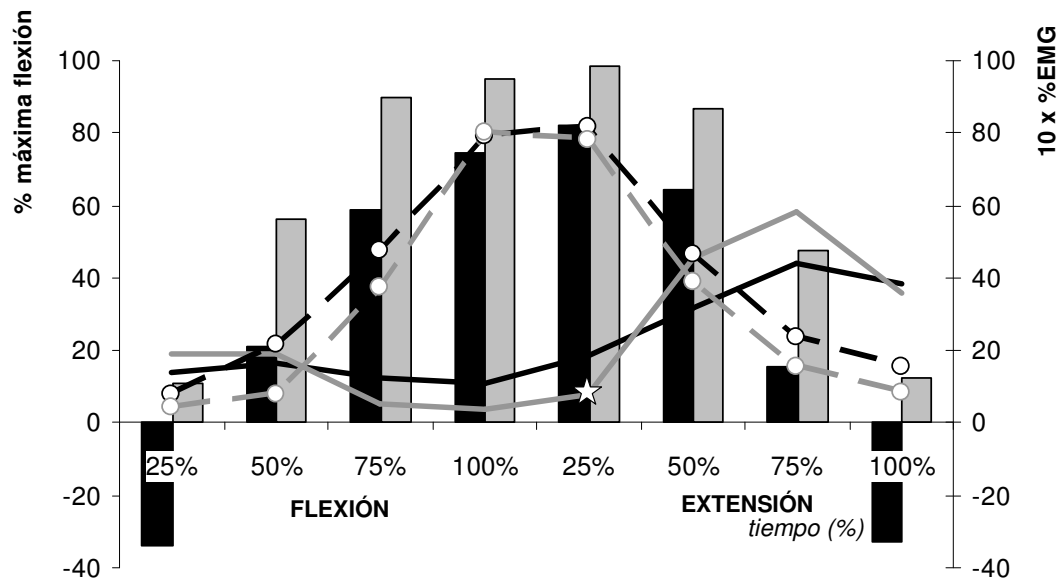


Figura 6.

Porcentajes de flexión de la columna lumbar (controles █/espondilitis anquilosante █) y de cadera (controles _ _ / espondilitis anquilosante _ _). Porcentajes de actividad del erector spinae (controles _ _/espondilitis anquilosante _ _). Diferencias significativas ☆

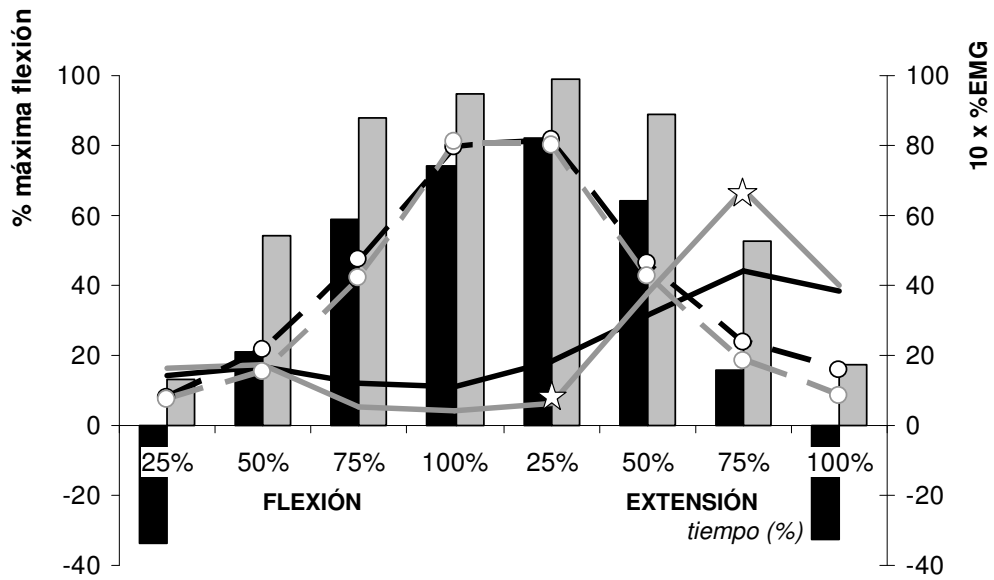


Figura 7.

Porcentajes de flexión de la columna lumbar (sacroileítis bilateral / espondilitis anquilosante) y la cadera (sacroileítis bilateral / espondilitis anquilosante) Porcentajes de actividad del erector spinae (sacroileítis bilateral / espondilitis anquilosante). Diferencias significativas ☆

ANEXO 2

Tabla 1. Grupo con historia de dolor lumbar

Tiempo (%)	FLEXIÓN				EXTENSIÓN			
	Raquis lumbar (% mxf)		Erector spinae (% EMG)		Raquis lumbar (% mxf)		Erector spinae (% EMG)	
	Control	Historia de dolor	Control	Historia de dolor	Control	Historia de dolor	Control	Historia de dolor
5	2,6±11,0	-14,0±47,1	1,3±0,6	1,5±0,5	97,7±7,9	98,1±5,6	0,6±0,3	1,0±0,8
10	4,2±11,2	-12,1±46,6	1,5±0,7	1,4±0,5	97,6±7,8	97,8±5,6	0,7±0,5	1,2±0,9
15	7,6±11,5	-7,9±45,1	1,7±0,7	1,5±0,5	97,6±5,6	97,1±4,6	1,0±0,8	1,5±1,1
20	13,8±11,7	0,2±42,7	1,9±0,7	1,7±0,7	97,0±4,0	96,1±4,0	1,4±1,1	1,8±1,2
25	23,1±12,2	12,2±39,6	2,1±0,6	1,7±0,4	95,6±4,5	93,2±5,8	2,0±1,3	2,2±1,2
30	33,9±13,1	24,3±36,7	2,2±0,6	1,8±0,4	93,4±5,7	89,0±9,2	2,8±1,5	2,9±1,4
35	45,5±13,8	36,7±33,2	2,2±0,6	1,8±0,5	90,5±7,0	84,4±11,7	3,7±1,5	3,5±1,5
40	57,0±13,3	48,0±29,4	2,0±0,6	1,8±0,6	86,6±8,4	78,5±14,5	4,4±1,6	3,9±1,4
45	67,4±12,9	57,6±26,8	1,6±0,6	1,6±0,7	81,5±10,2	72,2±16,7	5,0±1,6	4,5±1,3
50	75,9±11,9	66,3±24,1	1,2±0,7	1,4±0,9	75,0±11,9	64,5±19,3	5,3±1,4	4,8±1,4
55	82,0±10,0	73,4±20,5	1,0±0,6	1,3±1,0	67,4±12,7	55,6±23,4	5,7±1,0	5,0±1,4
60	86,4±8,1	78,9±18,5	0,9±0,5	1,1±0,8	59,1±12,9	46,4±26,7	6,0±0,9	5,1±1,5
65	89,6±6,1	82,7±15,6	0,8±0,6	1,1±0,9	50,0±12,0	36,7±30,1	6,0±1,0	5,2±1,4
70	91,7±4,4	85,8±12,5	0,7±0,6	1,0±1,0	40,9±11,1	26,9±34,8	5,7±1,2	5,0±1,4
75	93,1±3,3	87,3±12,2	0,6±0,5	0,9±0,8	32,9±11,4	17,0±39,5	5,2±1,1	4,8±1,3
80	93,6±4,1	89,3±10,6	0,6±0,4	0,8±0,6	25,5±11,0	8,8±42,0	4,6±1,1	4,4±1,2
85	94,3±3,9	91,0±9,2	0,5±0,3	0,8±0,6	18,5±9,5	1,9±43,7	4,0±1,0	4,0±1,2
90	94,6±5,6	92,5±8,1	0,5±0,3	0,7±0,6	12,6±10,1	-4,6±46,0	3,4±0,9	3,7±1,2
95	94,7±8,0	93,7±7,9	0,5±0,3	0,8±0,6	8,7±10,5	-9,5±47,8	2,7±0,9	3,2±1,2
100	95,5±7,9	94,9±6,0	0,6±0,3	0,8±0,7	6,0±10,8	-12,9±48,8	2,2±0,8	2,8±1,2

Valores medios ± desviación estándar. Máxima flexión (mxf)

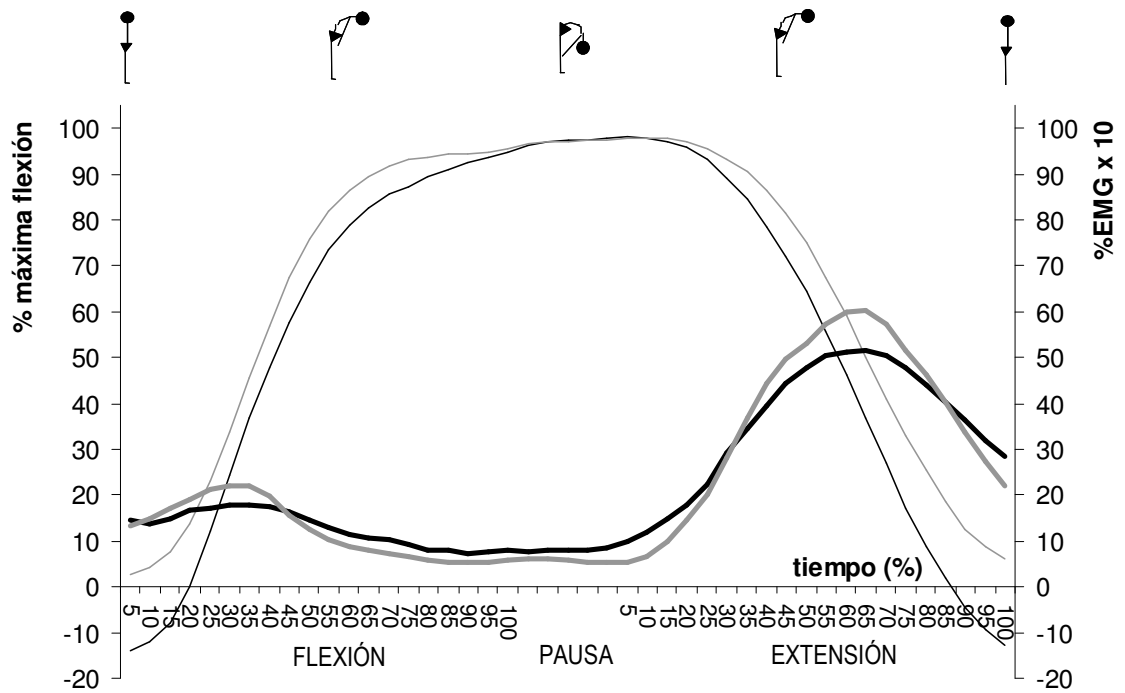


Figura 1.

Representación gráfica de los valores de la tabla 1. Curvas de desplazamiento angular de la columna lumbar (controles / historia de dolor). Curvas de actividad del erector spinae (controles / historia de dolor).

Tabla 2. Hernia discal y espondilolistesis (flexión)

<i>Tiempo (%)</i>	Raquis lumbar (% mxf)			Erector spinae (% EMG)		
	Control	Hernia discal	Espondilolistesis	Control	Hernia discal	Espondilolistesis
5	3,9±4,8	3,1±7,6	-7,8±14,4	1,6±0,5	2,0±1,5	1,3±0,5
10	5,6±4,6	4,7±7,4	-5,7±14,0	1,7±0,5	1,8±1,3	1,3±0,5
15	8,9±4,6	7,9±7,4	-1,7±12,9	1,9±0,5	1,9±1,1	1,4±0,6
20	14,3±5,2	14,3±8,1	5,9±8,7	2,0±0,5	2,0±1,0	1,5±0,5
25	22,5±6,1	23,6±10,6	18,1±9,6	2,2±0,5	1,9±0,7	1,8±0,4
30	32,5±7,8	34,8±14,2	28,2±11,1	2,3±0,5	1,8±0,5	2,1±0,5
35	44,0±9,6	45,1±15,2	39,4±13,1	2,3±0,7	1,8±0,5	2,2±0,5
40	55,9±10,5	55,2±14,5	48,4±13,1	2,1±0,5	1,7±0,7	2,2±0,6
45	66,9±10,6	64,6±13,4	56,4±13,1	1,6±0,6	1,8±0,9	1,9±0,6
50	75,9±9,9	72,4±12,2	63,9±13,4	1,2±0,7	1,9±1,4	1,5±0,6
55	82,4±7,8	78,0±11,5	70,8±11,7	1,0±0,6	1,7±1,3	1,4±0,7
60	87,1±6,1	82,1±10,9	77,7±10,2	0,8±0,5	1,5±1,1	1,2±0,8
65	90,3±3,7	84,9±9,5	83,1±10,2	0,7±0,4	1,7±1,4	1,1±0,8
70	92,6±2,2	87,1±8,3	86,3±9,0	0,5±0,4	1,7±1,6	1,0±0,7
75	93,7±1,8	88,7±7,4	88,3±7,7	0,5±0,4	1,4±1,3	0,9±0,6
80	94,4±1,8	90,4±6,1	90,5±5,9	0,5±0,3	1,1±0,8	0,8±0,5
85	95,2±1,9	92,0±5,3	92,4±4,7	0,4±0,3	1,0±0,7	0,7±0,4
90	95,7±2,0	93,8±4,2	93,7±4,5	0,5±0,2	0,9±0,7	0,7±0,3
95	96,2±2,2	95,2±3,2	95,3±3,4	0,5±0,2	1,0±0,7	0,6±0,3
100	97,1±2,2	96,4±2,3	96,2±2,6	0,6±0,3	1,0±0,8	0,6±0,3

Valores medios ± desviación estándar. Máxima flexión (mxf)

Tabla 3. Hernia discal y espondilolistesis (extensión)

<i>Tiempo</i> (%)	Raquis lumbar (% mxf)			Erector spinae (% EMG)		
	Control	Hernia discal	Espondilolistesis	Control	Hernia discal	Espondilolistesis
5	99,0±1,5	99,6±0,8	99,2±0,9	0,4±0,2	1,0±0,6	0,8±0,5
10	99,3±1,2	99,0±1,3	99,1±0,9	0,4±0,2	1,3±0,7	1,0±0,6
15	99,2±0,9	97,5±2,1	98,1±1,5	0,6±0,3	1,9±1,2	1,3±0,7
20	98,8±0,7	95,3±3,1	96,5±3,3	1,0±0,7	2,3±1,4	1,6±0,7
25	97,7±1,9	92,6±4,0	93,2±5,3	1,8±1,3	2,6±1,4	2,3±0,7
30	95,4±3,6	89,3±5,0	87,9±10,2	2,7±1,4	2,9±1,4	3,3±1,0
35	92,0±5,4	85,1±6,3	83,2±11,4	3,9±1,5	3,1±1,5	3,9±1,1
40	87,6±7,2	79,8±7,6	77,2±12,2	4,7±1,2	3,4±1,6	4,4±1,1
45	82,1±8,6	73,4±9,5	71,6±12,8	5,3±1,0	3,7±1,6	4,9±1,3
50	74,7±9,0	66,0±11,3	64,6±12,5	5,9±0,8	4,0±1,7	5,1±1,2
55	66,0±8,6	57,8±13,0	57,1±12,4	6,0±0,6	4,4±1,6	4,9±1,2
60	56,5±7,4	49,6±13,2	48,8±13,1	5,9±0,7	4,7±1,5	4,9±1,0
65	47,0±6,4	41,5±12,0	40,4±12,9	5,8±0,9	4,6±1,4	5,0±0,7
70	38,0±6,2	34,2±10,5	31,7±13,7	5,4±0,7	4,3±1,3	5,0±0,6
75	30,0±6,1	27,5±9,7	22,2±15,1	5,0±0,8	3,9±1,1	4,8±0,5
80	23,2±6,3	22,1±9,0	14,7±14,5	4,5±0,9	3,6±1,0	4,3±0,5
85	17,4±6,6	17,2±8,9	8,9±13,2	4,0±0,9	3,5±1,1	4,0±0,7
90	12,4±7,0	12,1±8,7	2,8±12,9	3,5±0,9	3,1±1,1	3,5±0,7
95	8,6±7,2	8,0±8,4	-1,8±14,0	3,0±1,0	2,7±1,1	3,1±0,8
100	6,3±7,1	5,1±8,2	-5,4±15,2	2,6±0,9	2,5±1,2	2,7±1,1

Valores medios ± desviación estándar. Máxima flexión (mxf)

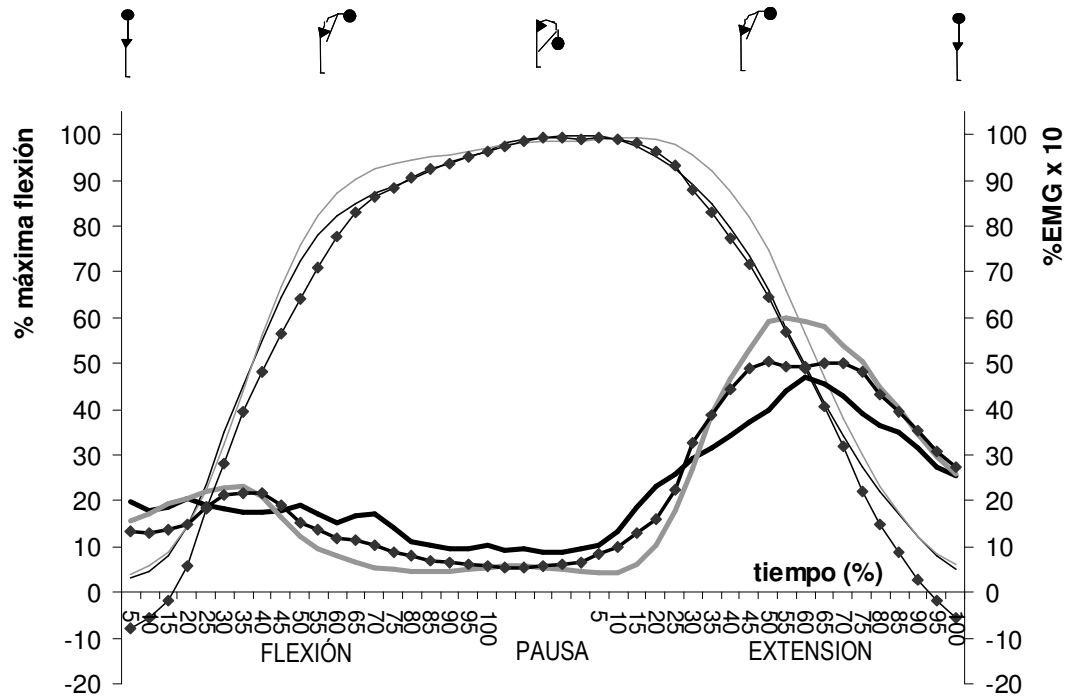


Figura 2.

Representación gráfica de los valores de las tablas 2 y 3. Curvas de desplazamiento angular de la columna lumbar (controles ___ / hernia discal ___ / espondilolistesis ◆). Curvas de actividad del erector spinae (controles ___ / hernia discal — / espondilolistesis —◆)

Tabla 4. Sacroileítis bilateral simple y espondilitis anquilosante (flexión)

<i>Tiempo</i> (%)	Raquis lumbar (% mxf)			Erector spinae (% EMG)		
	Control	Espondilitis anquilosante	Sacroileítis bilateral	Control	Espondilitis anquilosante	Sacroileítis bilateral
5	2,9±5,5	-50,7±92,0	7,1±6,2	1,6±0,6	1,3±0,4	1,7±0,2
10	5,1±5,6	-48,7±92,0	8,2±6,8	1,8±0,6	1,2±0,4	1,6±0,3
15	8,9±5,8	-44,1±91,0	10,8±6,0	2,0±0,6	1,3±0,6	1,5±0,2
20	14,9±6,4	-35,1±89,4	15,8±4,7	2,0±0,4	1,3±0,7	1,6±0,2
25	23,5±7,1	-21,6±84,5	23,1±3,9	2,2±0,4	1,6±0,5	1,9±0,4
30	33,4±8,1	-6,8±79,1	32,5±6,5	2,3±0,4	1,6±0,3	1,9±0,3
35	45,3±9,8	6,8±70,2	43,6±10,8	2,2±0,5	1,8±0,2	2,1±0,3
40	57,6±10,7	20,8±60,2	55,8±14,3	2,1±0,5	1,7±0,3	1,9±0,4
45	68,6±10,2	31,2±54,7	65,3±14,2	1,7±0,6	1,6±0,2	1,5±0,7
50	77,6±9,1	42,1±49,2	74,8±11,9	1,1±0,6	1,5±0,5	1,2±0,8
55	84,0±6,8	52,2±41,2	82,1±8,2	0,8±0,4	1,4±0,6	0,8±0,5
60	88,6±4,8	59,0±38,2	86,4±5,7	0,6±0,3	1,4±0,7	0,6±0,4
65	91,2±2,4	64,9±31,4	89,6±4,5	0,5±0,2	1,2±0,7	0,4±0,1
70	92,9±1,5	72,3±25,3	91,0±3,9	0,4±0,2	1,1±0,7	0,4±0,1
75	93,5±1,5	73,1±25,3	92,1±3,1	0,4±0,2	1,1±0,7	0,4±0,1
80	94,1±1,6	76,2±22,5	93,2±2,2	0,3±0,2	1,0±0,6	0,4±0,1
85	94,9±1,7	79,5±19,6	94,6±1,8	0,3±0,2	1,1±0,8	0,4±0,1
90	95,4±1,8	82,5±17,2	95,3±1,7	0,4±0,2	1,3±1,0	0,5±0,1
95	95,8±2,3	83,6±17,3	96,4±1,5	0,4±0,2	1,5±1,2	0,5±0,2
100	96,3±2,4	87,1±13,0	97,0±1,4	0,5±0,3	1,7±1,3	0,5±0,1

Valores medios ± desviación estándar. Máxima flexión (mxf)

Tabla 5. Sacroileítis bilateral simple y espondilitis anquilosante (extensión)

<i>Tiempo</i> (%)	Raquis lumbar (% <i>mx</i> f)			Erector spinae (% <i>EMG</i>)		
	Control	Espondilitis anquilosante	Sacroileítis bilateral	Control	Espondilitis anquilosante	Sacroileítis bilateral
5	98,6±1,9	91,6±13,3	99,8±0,2	0,3±0,1	2,1±1,4	0,4±0,1
10	99,0±1,5	90,8±13,3	99,5±0,3	0,4±0,1	2,2±1,3	0,4±0,1
15	99,0±1,0	91,6±10,5	99,3±0,8	0,5±0,2	2,2±1,1	0,4±0,2
20	98,8±0,8	94,7±7,8	98,8±0,9	1,1±0,8	2,1±0,7	0,6±0,2
25	97,9±2,4	91,1±10,0	98,2±1,3	1,7±1,4	2,0±0,5	1,4±1,4
30	95,7±4,8	85,1±15,3	96,5±2,0	2,6±1,4	2,1±0,5	2,1±2,4
35	92,5±7,2	77,8±19,6	94,4±2,8	3,8±1,4	2,3±0,3	2,5±2,5
40	88,3±9,3	69,9±24,5	90,5±3,9	4,8±1,0	2,8±0,8	3,5±2,4
45	82,8±11,1	62,0±25,7	85,4±5,4	5,5±0,9	3,5±1,2	5,0±1,9
50	75,7±11,5	51,5±29,4	78,7±6,4	6,1±0,6	3,8±1,6	5,9±1,2
55	67,1±11,0	36,4±37,7	71,8±7,2	6,0±0,5	3,7±1,6	6,7±0,6
60	57,1±9,5	24,1±43,4	63,0±7,4	6,0±0,7	3,8±1,7	7,1±0,9
65	47,1±8,2	9,9±50,1	52,9±5,6	6,0±0,8	4,2±1,8	7,3±1,5
70	37,9±8,0	-4,2±61,1	42,9±3,4	5,6±0,7	4,3±1,7	6,7±1,7
75	29,5±7,8	-19,1±71,5	34,9±1,7	5,4±0,8	4,0±1,7	5,9±1,7
80	22,4±7,6	-29,8±77,0	28,1±1,9	4,8±0,9	4,0±1,7	5,0±1,6
85	16,5±7,5	-37,5±80,3	21,7±3,6	4,3±0,8	3,8±1,6	4,4±1,5
90	11,1±6,8	-45,8±85,9	15,7±6,4	3,6±0,9	3,6±1,7	4,0±1,3
95	7,4±6,1	-51,3±91,3	11,8±7,2	2,9±0,8	3,2±1,6	3,6±1,2
100	5,0±5,7	-54,7±94,2	9,1±7,4	2,5±0,6	3,1±1,5	3,0±0,9

Valores medios ± desviación estándar. Máxima flexión (*mx*f)

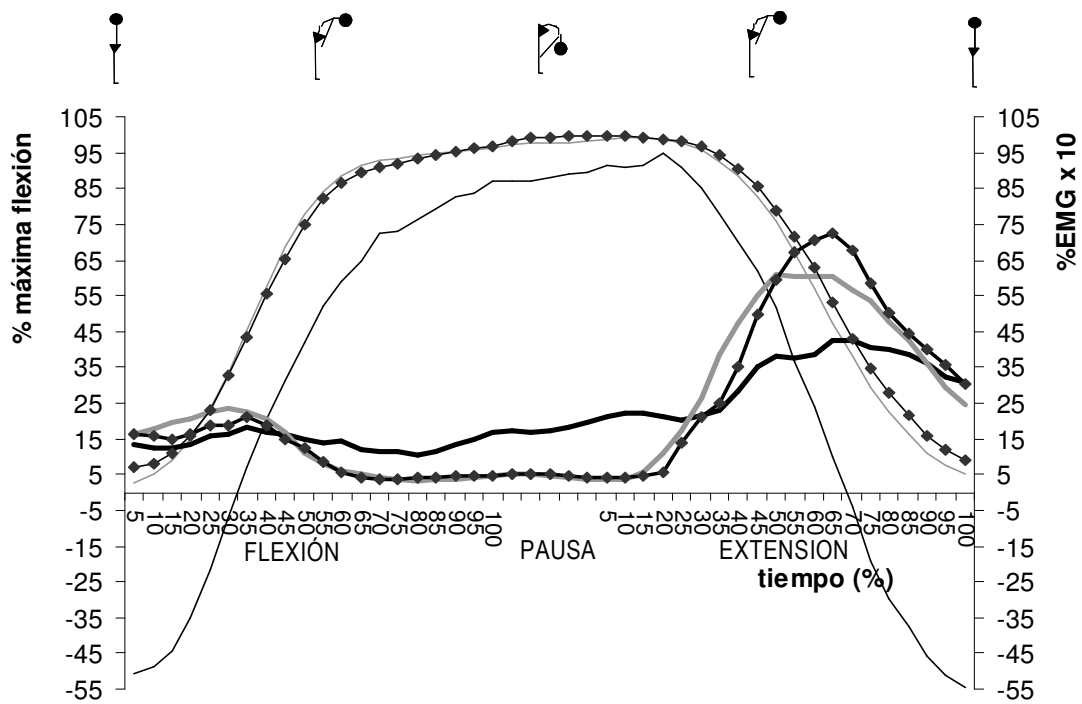


Figura 3.

Representación gráfica de los valores de las tablas 4 y 5. Curvas de desplazamiento angular de la columna lumbar (controles — / espondilitis anquilosante — / sacroileítis bilateral —◆—). Curvas de actividad del erector spinae (controles — / espondilitis anquilosante — / sacroileítis bilateral —◆—)

Bibliografía

BIBLIOGRAFÍA

1. Adams MA, Bogduk N, Burton K, y cols. Epidemiology of low back trouble. En: *The Biomechanics of Low Back Pain*. London: Churchill Livingstone, 2002a: 79-91.
2. Adams MA, Bogduk N, Burton K, y cols. Low back pain. En: *The Biomechanics of Low Back Pain*. London: Churchill Livingstone, 2002b: 73-8.
3. Adams MA, Bogduk N, Burton K, y cols. Biology of spinal tissues. En: *The Biomechanics of Low Back Pain*. London: Churchill Livingstone, 2002c: 49-71.
4. Adams MA, Bogduk N, Burton K, y cols. Mechanical damage to the lumbar spine. En: *The Biomechanics of Low Back Pain*. London: Churchill Livingstone, 2002d: 131-57.
5. Adams MA, Dolan P, Hutton WC, y cols. Diurnal changes in spinal mechanics and their clinical significance. *J Bone Joint Surg Br* 1990; 72-B: 266-70.

6. Adams MA, Dolan P. A technique for quantifying the bending moment acting on the lumbar spine in vivo. *J Biomech* 1991; 24: 117-26.
7. Adams MA, Hutton WC, Stott JRR. The resistance to flexion of the lumbar intervertebral joint. *Spine* 1980; 5: 245-53.
8. Ahern DK, Follick MJ, Council JR, y cols. Reliability of lumbar paravertebral EMG assessment in chronic low back pain. *Arch Phys Med Rehabil* 1986; 67: 762-5.
9. Anderson JA. Epidemiological aspects of back pain. *J Soc Occup Med* 1986; 36: 90-4.
10. Battie MC, Bigos SJ, Fisher LD, y cols. Isometric lifting strength as a predictor of industrial back pain reports. *Spine* 1989; 14 (8): 851-6.
11. Boden SD, Davis DO, Dina TS, y cols. Abnormal magnetic-resonance scans of the lumbar spine in asymptomatic subjects. A prospective investigation. *J Bone Joint Surg Am* 1990; 72 (3): 403-8.
12. Bogduk N. Low back pain. En: *Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum*. London: Churchill Livingstone, 1997a: 187-213.
13. Bogduk N. Instability. En: *Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum*. London: Churchill Livingstone, 1997b: 215-225.

14. Bogduk N. Movements of the lumbar spine. En: *Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum*. London: Churchill Livingstone, 1997c: 81-100.
15. Boos N, Rieder R, Schade V, y cols. The diagnostic accuracy of magnetic resonance imaging, work perception, and psychosocial factors in identifying symptomatic disc herniations. *Spine* 1995; 20 (24): 2613-25.
16. Borenstein DG, Wiesel SW, Boden SD. Diseases associated with low back pain. En: *Low Back Pain: Medical Diagnosis and Comprehensive Management*. Philadelphia: W. B. Saunders, 1995a: 181-589.
17. Borenstein DG, Wiesel SW, Boden SD. Rheumatologic disorders of the lumbo-sacral spine. En: *Low Back Pain: Medical Diagnosis and Comprehensive Management*. Philadelphia: W. B. Saunders, 1995b: 218-98.
18. Borenstein DG, Wiesel SW, Boden SD. Mechanical disorders of the lumbo-sacral spine. En: *Low Back Pain: Medical Diagnosis and Comprehensive Management*. Philadelphia: W. B. Saunders, 1995c: 183-217.
19. Cailliet R. Structure and function of the lumbosacral spine. En: *Low Back Pain Syndrome*. Philadelphia: F.A. Davis Co., 1994: 17-55.
20. Conforto S, D'Alessio T, Pignatelli S. Optimal rejection of movements artefacts from myoelectric signals by means of a Wavelet filtering procedure. *J Elec Kin* 1998; 9: 47-57.

21. Croft PR, Macfarlane GJ, Papageorgiou AC, y cols. Outcome of low back pain in general practice: a prospective study. *BMJ* 1998; 316: 1356-9.
22. Dale K, Vinje O. Radiography of the spine and sacro-iliac joints in ankylosing spondylitis and psoriasis. *Acta Radiol Diagn (Stockh)* 1985; 26: 145-59.
23. Davis P, Lentle BC. Evidence for sacroiliac disease as a common cause of low backache in women. *Lancet* 1978; 2 (8088): 496-7.
24. Dick W, Elke R. Significance of the sagittal profile and reposition of grade III-V spondylolisthesis. *Orthopade* 1997; 26: 774-80.
25. Dolan P, Adams MA. Influence of lumbar and hip mobility on the bending stresses acting on the lumbar spine. *Clin Biomech* 1993a; 8: 185-92.
26. Dolan P, Adams MA. The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the erector spinae muscles during bending and lifting activities. *J Biomechanics* 1993b; 26: 513-22.
27. Esola MA, McClure PW, Fitzgerald GK, y cols. Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain. *Spine* 1996; 21: 71-8.
28. Floyd WF, Silver PHS. Function of erector spinae in flexion of the trunk. *Lancet* 1951; 1: 133-4.

29. Floyd WF, Silver PHS. The function of erectores spinae muscles in certain movements and postures in man. *J Physiol (London)* 1955; 129: 184-203.
30. Fortin JD, Pier J, Falco F. Sacroiliac joint injection: pain referral mapping and arthrographic findings. En: *Movement, Stability and Low Back Pain. The Essential Role of the Pelvis*. London: Curchill Livingstone, 1997: 271-85.
31. Frymoyer JV. A practical guide to current United States impairment rating. A critical analysis. En: *The Adult Spine: Principles and Practice*. New York: Raven Press, 1991: 169-84.
32. Frymoyer JW, Durett CL. The economics of spinal disorders. En: *The Adult Spine: Principles and Practice*. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1997: 143-50.
33. González Viejo MA, Condón Huerta MJ. Incapacidad por dolor lumbar en España. *Med Clin (Barc)* 2000; 114 (13): 491-2.
34. Gordon TP, Sage MR, Bertouch JV, y cols. Computed tomography of paraspinal musculature in ankylosing spondylitis. *J Rheumatol* 1984; 11: 794-7
35. Guerri JC, Esteve M, Palau C, y cols.. A software tool to acquire, synchronise and play back multimedia data: an application in Kinesiology. *Comput Meth Prog Bio* 2000; 62: 51-8.

36. Heinonen P, Kautiainen H, Mikkelsen M. Erector spinae SEMG activity during forward flexion and re-extension in ankylosing spondylitis patients. *Pathophysiology* 2005;12:289-93.
37. Hirsch G, Beach G, Cooke C, y cols. Relationship between performance on lumbar dynamometry and Waddell score in a population with low-back pain. *Spine* 1991; 16 (9): 1039-43.
38. Holm S, Indahl A, Solomonow M. Sensorimotor control of the spine. *J Elec Kin* 2002; 12: 219-34.
39. Kaigle AM, Wessberg P, Hansson TH. Muscular and kinematic behavior of the lumbar spine during flexion-extension. *J Spinal Disord* 1998; 11: 163-74
40. Kakulas BA, Morrison I, Owen ET, y cols. Unusual paraspinal muscle lesions in ankylosing spondylitis. *Clin Exp Neurol* 1987; 23: 23-9
41. Kippers V, Parker AW. Posture related to myoelectric silence of erectores spinae during trunk flexion. *Spine* 1984; 9: 740-5
42. Kirkaldy-Willis WH, Farfan HF. Instability of the lumbar spine. *Clin Orthop* 1982; 165: 110–23.
43. Kramer M, Ebert V, Kinzl L, y cols. Surface electromiography of the paravertebral muscles in patients with chronic low back pain. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86: 31-6.

44. Larivière C, Gagnon D, Arsenault AB, y cols. Electromyographic activity imbalances between contralateral back muscles: An assessment of measurement properties. *J Rehabil Res Dev* 2005; 42 (2): 235-50.
45. Leinonen V, Kankaanpää M, Airaksinen O, y cols. Back and hip extensor activities during trunk flexion/extension: effects of low back pain and rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil* 2000; 81: 32-7.
46. Lience, E. Espondiloartropatías. Espondilitis anquilosante. En: *Farreras, Rozman. Medicina Interna*. Madrid: Harcourt Brace, 1998: 1017-21.
47. Marras WS, Parnianpour M, Ferguson SA, y cols. Quantification and classification of low back disorders based on trunk motion. *Eur J Phys Med Rehabil* 1993; 3: 218-35.
48. Marras WS, Parnianpour M, Ferguson SA, y cols. The classification of anatomic and symptom-based low back disorders using motion measure models. *Spine* 1995; 23: 2531-46.
49. Marras WS, Ferguson SA, Gupta P, y cols. The quantification of low back disorder using motion measures. Methodology and validation. *Spine* 1999; 24: 2091-100.
50. Mayer TG, Tencer AF, Kristoferson S, Mooney V. Use of noninvasive techniques for quantification of spinal range-of-motion in normal subjects and chronic low-back dysfunction patients. *Spine* 1984; 9: 588-95.

51. McClure PW, Esola M, Schreier R, y cols. Kinematic analysis of lumbar and hip motion while rising from a forward, flexed position in patients with and without a history of low back pain. *Spine* 1997; 22: 552-8.
52. McGill SM, Kippers V. Transfer of loads between lumbar tissues during the flexion-relaxation phenomenon. *Spine* 1994; 19: 2190-6
53. McGregor AH, McCarthy ID, Dore CJ, y cols. Quantitative assessment of the motion of the lumbar spine in the low back pain population and the effect of different spinal pathologies of this motion. *Eur Spine J* 1997; 6: 308-15.
54. McGregor AH, Cattermole HR, Hughes SPF. Global spinal motion in subjects with lumbar spondylolysis and spondylolisthesis. Does the grade or type of slip affect global spinal motion? *Spine* 2001; 26: 282-6
55. Meyerding HW. Low backache and sciatic pain associated with spondylolisthesis and protruded intervertebral disc. *J Bone Joint Surg* 1941; 23: 461
56. Murray R, Bohannon, Tiberio D, y cols. Pelvifemoral rhythm during unilateral hip flexion in standing. *Clin Biomech* 2002; 17: 147-51
57. Nachemson AL. Advances in low-back pain. *Clin Orthop Relat Res* 1985; 200: 266-78.

58. Nachemson AL. Newest knowledge of low back pain. A critical look. *Clin Orthop Relat Res* 1992; 279: 8-20.
59. Nelson JM, Walmsley RP, Stevenson JM. Relative lumbar and pelvic motion during loaded spinal flexion/extension. *Spine* 1995; 20: 199-204.
60. Ng GY, Walter K. Ageing does not affect flexion relaxation of erector spinae. *Aust J Physiother* 1995; 41: 91-5
61. Nouwen A, Van Akkerveeken PF, Versloot JM. Patterns of muscular activity during movement in patients with chronic low-back pain. *Spine* 1987; 12: 777-82.
62. Otani K, Okawa A, Shinomiya K, y cols. Spondylolisthesis with postural slip reduction shows different motion patterns with video-fluoroscopic analysis. *J Orthop Sci* 2005; 10:152–9.
63. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord* 1992; 5 (4): 390-7
64. Paquet N, Malouin F, Richards CL. Hip-spine movement interaction and muscle activation patterns during sagittal trunk movements in low back patients. *Spine* 1994; 19: 596-603.
65. Percy M, Shepherd J. Is there instability in spondylolisthesis? *Spine* 1985; 10: 175-7

66. Percy MJ, Hindle RJ. New method for the non-invasive three-dimensional measurement of human back movement. *Clin Biomech* 1989; 2: 73-9.
67. Rankin G, Stokes M. Reliability of assessment tools in rehabilitation: an illustration of appropriate statistical analyses. *Clin Rehabil* 1998; 12: 187-99.
68. Reeves NP, Cholewicki J, Milner TE. Muscle reflex classification of low-back pain. *J Electromyogr Kinesiol* 2005;15 (1): 53-60. 77.
69. Resnick D, Dwosh IL, Goergen TG, y cols. Clinical and radiographic abnormalities in ankylosing spondylitis: a comparison of men and women. *Radiology* 1976; 119 (2): 293-7.
70. Sarti MA, Lisón JF, Monfort M, y cols. Response of the flexion-relaxation phenomenon relative to the lumbar motion to load and speed. *Spine* 2001; 26: E421-6.
71. Shin G, Shu Y, Li Z, y cols. Influence of knee angle and individual flexibility on the flexion-relaxation response of the low back musculature. *J Electromyogr Kinesiol* 2004; 14: 485-94.
72. Shirado O, Ito T, Kaneda K, y cols. Flexion relaxation phenomenon in the back muscles: a comparative study between healthy subjects and patients with chronic low back pain. *Am J Phys Med Rehabil* 1995; 74: 139-44.

73. Sihvonen T, Partanen J, Hänninen O, y cols. Electric behavior of low back muscles during lumbar pelvic rhythm in low back pain patients and healthy controls. *Arch Phys Med Rehabil* 1991; 72: 1080-7.
74. Sjölander P, Johansson H, Djupsjöbacka M. Spinal and supraspinal effects of activity in ligament afferents. *J Elec Kin* 2002; 12: 167-76.
75. Skyrme AD, Selmon GPF, Apthorp L. Inflammatory arthropaties affecting the spine. En: *Common spinal disorders explained*. London: Remedica, 2005a: 73-6.
76. Skyrme AD, Selmon GPF, Apthorp L. The rheumatoid spine. En: *Common spinal disorders explained*. London: Remedica, 2005b: 109-12.
77. Skyrme AD, Selmon GPF, Apthorp L. Mechanical lower-back pain. En: *Common spinal disorders explained*. London: Remedica, 2005c: 31-8.
78. Skyrme AD, Selmon GPF, Apthorp L. Prolapsed thoracolumbar intervertebral discs. En: *Common spinal disorders explained*. London: Remedica, 2005d: 39-46.
79. Skyrme AD, Selmon GPF, Apthorp L. Spondylolisthesis. En: *Common spinal disorders explained*. London: Remedica, 2005e: 53-58.
80. Sleivert GG, Wenger HA. Reliability of measuring isometric and isokinetic peak torque, rate of torque development, integrated

electromyography, and tibial nerve-conduction velocity. *Arch Phys Med Rehabil* 1994; 75: 1315-31

81. Solomonow M, Zhou B, Harris M, y cols. The ligamento-muscular stabilizing system of the spine. *Spine* 1998; 23: 2552-62.

82. Spitzer WO, Leblanc FE, Dupuis M. Scientific approach to the assessment and management of activity-related spinal disorders. A monograph for clinicians. Report of the Quebec Task Force on Spinal Disorders. *Spine* 1987; 12 (7 Suppl): 1-59.

83. Spratt KF, Lehmann TR, Weinstein JN, y cols. A new approach to the low-back physical examination. Behavioral assessment of mechanical signs. *Spine* 1990; 15 (2): 96-102.

84. Szpalski M, Michel F, Hayez JP. Determination of trunk motion patterns associated with permanent or transient stenosis of the lumbar spine. *Eur Spine J* 1996; 5: 332-7.

85. Takayanagi K, Takahashi K, Yamagata M, y cols. Using cineradiography for continuous dynamic-motion analysis of the lumbar spine. *Spine* 2001; 26: 1858-65

86. Taurog, JD. Espondiloartritis: espondilitis anquilosante. En: *Harrison. Principios de Medicina Interna*. Santiago de Chile: McGraw Hill, 2005: 2193-6.

87. Triano JJ, Schultz AB. Correlation of objective measure of trunk motion and muscle function with low-back disability ratings. *Spine* 1987; 12: 561-5.

88. Wilkinson M, Bywaters EG. Clinical features and course of ankylosing spondylitis; as seen in a follow-up of 222 hospital referred cases. *Ann Rheum Dis* 1958; 17 (2): 209-28.

89. Woolf AD, Pfleger B. Burden of major musculoskeletal conditions. *Bull World Health Organ* 2003; 81 (9): 646-56.