

VNIVERSITAT (ò  ) Facultat de Medicina i Odontologia  
  VALÈNCIA

Departament d'Anatomia i Embriologia Humana



TESIS DOCTORAL

**VALORACIÓN BIOMECÁNICA DE LA  
COLUMNA VERTEBRAL BASADA EN EL  
ANÁLISIS FUNCIONAL DE DIVERSAS  
ACTIVIDADES DE LA VIDA DIARIA**

**PROGRAMA DE DOCTORADO EN MEDICINA 3139 RD 99/2011**

**PRESENTADA POR:**

**Carla Andrea Artacho Pérez**

**DIRIGIDA POR:**

**Daniel Sánchez Zuriaga**

**Valencia, julio de 2018**

**Departament d'Anatomia i Embriologia Humana, Facultat de Medicina i Odontologia. Universitat de València.**

***VALORACIÓN BIOMECÁNICA DE LA COLUMNA VERTEBRAL BASADA EN EL ANÁLISIS FUNCIONAL DE DIVERSAS ACTIVIDADES DE LA VIDA DIARIA***

**Autora: Carla Andrea Artacho Pérez, Máster en Investigación Biomédica y Graduada en Fisioterapia. Universitat de València.**

**Director de la Tesis: Daniel Sánchez Zuriaga**

## INFORME DEL DIRECTOR PARA DEPÓSITO DE TESIS

Director:

1.- Apellidos y nombre: Sánchez Zuriaga, Daniel. N.I.F. 29194565K,  
Departamento/Instituto: Departamento de Anatomía y Embriología Humana.  
Centro: Universitat de València.

Director de la tesis doctoral: “VALORACIÓN BIOMECÁNICA DE LA COLUMNA VERTEBRAL BASADA EN EL ANÁLISIS FUNCIONAL DE DIVERSAS ACTIVIDADES DE LA VIDA DIARIA”

de D<sup>a</sup> Carla Andrea Artacho Pérez

estudiante del Programa de Doctorado 3139 Medicina (RD99/2011) en Medicina de la Universitat de València, emite informe favorable para la realización del depósito y la defensa de la tesis doctoral.

Fecha: 19 de julio de 2018

Fdo.: Daniel Sánchez Zuriaga



Director

ESCUELA DOCTORAL  
UNIVERSITAT DE VALÈNCIA

## **AGRADECIMIENTOS**

A mi hija Yuna, que ha iluminado mi vida y me ha enseñado el verdadero sentido de la misma.

A mis padres Margarita y Juan, que con su amor incondicional han hecho posible todo esto.

A mi hermano Alejandro por servirme de arquetipo en muchísimas ocasiones.

A Milton por acompañarme y enseñarme a discernir entre lo que deseo y lo que no.

A mi hermano Roberto por normalizar lo incomprensible.

A Manuela por ayudarme a encontrar más huecos para dedicarle a mi investigación.

A mi director y tutor Daniel Sánchez por descubrirme y guiarme con maestría en este apasionante camino.

A los sujetos del ensayo que de forma altruista han hecho posible la realización de este estudio.

Al Instituto de Biomecánica de Valencia y sobre todo a Juanma Belda, donde breve pero intensamente aprendí muchas más posibilidades de este bello mundo que es la biomecánica humana.

.

## ÍNDICE

1. Palabras clave.....	11
2. Resumen.....	13
3. Introducción.....	17
4. Objetivos.....	67
5. Hipótesis de trabajo.....	70
6. Material y métodos.....	72
7. Resultados.....	90
8. Discusión.....	118
9. Conclusiones.....	139
10. Bibliografía.....	144
ANEXO I.....	165
ANEXO II.....	169

## LISTA DE TABLAS Y FIGURAS

<i>Tabla 1. Detalles de los 84 sujetos que participaron en el estudio, y los grupos que se formaron, los valores que se muestran son las medias <math>\pm</math> desviación estándar.....</i>	<i>73</i>
<i>Tabla 2. Detalle del grupo de pacientes y sus grupos de patología.....</i>	<i>75</i>
<i>Tabla 3. Patrón de movimiento.....</i>	<i>92</i>
<i>Tabla 4. Patrón de EMG del erector espinal lumbar derecho e izquierdo.....</i>	<i>92</i>
<i>Tabla 5. Patrón de EMG del bíceps femoral derecho e izquierdo.....</i>	<i>93</i>
<i>Tabla 6. Patrón de EMG del glúteo mayor derecho e izquierdo.....</i>	<i>93</i>
<i>Tabla 7. Patrón de EMG del recto anterior del abdomen derecho e izquierdo .....</i>	<i>94</i>
<i>Tabla 8. Patrón de EMG del oblicuo externo derecho e izquierdo.....</i>	<i>94</i>
<i>Tabla 9. Patrón de movimiento, en los pacientes .....</i>	<i>99</i>
<i>Tabla 10. Patrón de EMG del erector espinal lumbar derecho e izquierdo, en los pacientes.....</i>	<i>100</i>
<i>Tabla 11. Patrón de EMG del bíceps femoral derecho e izquierdo, en los pacientes.....</i>	<i>101</i>
<i>Tabla 12. Patrón de EMG del glúteo mayor derecho e izquierdo, en los pacientes.....</i>	<i>102</i>
<i>Tabla 13. Patrón de EMG del recto anterior del abdomen derecho e izquierdo, en los pacientes.....</i>	<i>103</i>

**Tabla 14.** Patrón de EMG del oblicuo externo derecho e izquierdo, en los pacientes.....104

**Tabla 15.** Patrón de movimiento, en los ejercicios lento, rápido y con carga, en sanos y pacientes .....108

**Tabla 16.** Patrón de EMG del erector espinal lumbar derecho e izquierdo, en los ejercicios lento, rápido y con carga, en sanos y pacientes.....109

**Tabla 17.** Patrón de EMG del bíceps femoral derecho e izquierdo, en los ejercicios lento, rápido y con carga, en sanos y pacientes.....110

**Tabla 18.** Patrón de EMG del glúteo mayor derecho e izquierdo, en los ejercicios lento, rápido y con carga, en sanos y pacientes.....111

**Tabla 19.** Patrón de EMG del recto anterior del abdomen derecho e izquierdo, en los ejercicios lento, rápido y con carga, en sanos y pacientes.....112

**Tabla 20.** Patrón de EMG del oblicuo externo derecho e izquierdo, en los ejercicios lento, rápido y con carga, en sanos y pacientes.....113

<b>Figura 1.</b> Sistema ligamentario intervertebral en corte sagital y coronal (Kapandji, 2007).....	21
<b>Figura 2.</b> La cintura pélvica; distribución del P= peso y R=resistencia (Kapandji, 2007).....	22
<b>Figura 3.</b> Las fibras lumbares del longísimo (longísimo torácico pars lumborum) (Bogduk, 2005).....	23
<b>Figura 4.</b> Los vectores de fuerza del longísimo torácico pars lumborum (Bogduk, 2005).....	24
<b>Figura 5.</b> Las fibras torácicas del longísimo (longísimo torácico pars thoracis (Bogduk, 2005).....	24
<b>Figura 6.</b> Las fibras lumbares del iliocostal (iliocostal lumbar pars lumborum) (Bogduk, 2005).....	25
<b>Figura 7.</b> Los vectores de fuerza del iliocostal lumbar pars lumborum (Bogduk, 2005).....	26
<b>Figura 8.</b> Las fibras torácicas del iliocostal lumbar (iliocostal lumbar pars thoracis) (Bogduk, 2005).....	27
<b>Figura 9.</b> Organización de los músculos de la pared abdominal en forma de sistemas de arriestrado (Schünke y cols., 2005).....	28
<b>Figura 10.</b> a) Visión general de los músculos externos de la cadera. b) Musculatura isquiocrural y poplíteo (Schünke y cols., 2005).....	30
<b>Figura 11.</b> Patrón de activación muscular del erector espinal durante un ciclo de flexo-extensión (elaboración propia).....	34
<b>Figura 12.</b> Patrón de activación muscular de los isquiotibiales en una flexión lumbar durante el ciclo de flexo-extensión (Paquet y cols., 1994).....	35



<b>Figura 13.</b> Patrón de activación muscular del oblicuo externo en una flexión lumbar durante el ciclo de flexo-extensión (Paquet y cols., 1994).....	36
<b>Figura 14.</b> Flexo-extensión del tronco. Activación del erector spinae en sujetos con (gris) y sin dolor lumbar (negro) (elaboración propia).....	60
<b>Figura 15.</b> Ejercicio de flexo-extensión de tronco (elaboración propia).....	77
<b>Figura 16.</b> Biopac MP150 y Polhemus Liberty (elaboración propia).....	79
<b>Figura 17.</b> Colocación de electrodos: A. bíceps femoral, B. erector espinal, C. 1. recto del abdomen, 2. oblicuo externo y D. glúteo mayor (elaboración propia).....	80
<b>Figura 18.</b> Colocación de ambos pares de electrodos para el registro de los músculos erector espinal derecho e izquierdo (a ambos lados de la columna) (elaboración propia).....	82
<b>Figura 19.</b> Curvas de flexión lumbar y patrón EMG del músculo erector espinal (elaboración propia).....	84

*Palabras clave*

---

## **1. Palabras clave**

Ritmo lumbo-pélvico, movimiento pélvico, movimiento de cadera, movimiento lumbar, flexo-extensión de tronco, EMG (electromiografía), erector espinal, bíceps femoral, isquiotibiales, músculos abdominales, recto del abdomen, oblicuo interno, oblicuo externo, glúteo mayor, fenómeno de flexión-relajación, dolor lumbar, velocidad, carga, flexibilidad, dolor lumbar inespecífico, espondilitis anquilosante, patología discal, hernia discal, sacroileítis, espondilolistesis, espondiloartropatía.

*Resumen*

---

## **2. Resumen**

En la literatura se han utilizado pruebas dinámicas sobre movimientos sencillos, como la flexo-extensión del tronco o la marcha, para distinguir de manera objetiva entre sujetos sanos y pacientes con dolor lumbar de causa inespecífica. No tenemos constancia de estudio alguno que haya registrado de manera simultánea los patrones de actividad neuromuscular de la musculatura extensora de la espalda, musculatura abdominal, glúteos e isquiotibiales y los patrones de movimiento lumbo-pélvico, estudiando el efecto de la velocidad y carga, mediante técnicas no invasivas durante actividades de la vida diaria, y los haya comparado entre distintos grupos de pacientes con dolor lumbar y alteraciones específicas de la anatomía de la región lumbo-pélvica.

En este estudio han participado sujetos sin antecedentes de dolor y sujetos con dolor lumbar, de entre los cuales se han obtenido los diferentes grupos específicos. Se han analizado ciclos estandarizados de flexo-extensión del tronco, también con incremento de velocidad y una carga de 10 kg, siempre mediante técnicas no invasivas (EMG de superficie para registrar el patrón de actividad electromiográfica del erector espinal lumbar, bíceps femoral, glúteo

mayor, recto del abdomen y oblicuo externo y análisis y caracterización del patrón de movimiento mediante electrogoniometría). Se han obtenido así variables que caracterizan los patrones de activación de la musculatura que actúan sobre el tronco (musculatura retrosomática, abdominal y extensores de la cadera) y de movimiento de la columna lumbar y la cadera.

Tras procesar y normalizar los datos, se han obtenido una serie de variables (actividades y rangos de movimiento medios y máximos durante las distintas fases del movimiento, momentos de activación y relajación de los distintos músculos) para caracterizar a cada grupo de pacientes. Los patrones electromiográficos y de movimiento han sido comparados entre sí mediante pruebas estadísticas univariantes.

Se han identificado estrategias específicas de control motor y activación muscular, que podrían explicarse según la anatomía y neurofisiología de la región lumbo-pélvica. Los pacientes con dolor tienden a reducir las curvaturas lumbares tanto en bipedestación como en la flexión lumbar máxima. El tiempo que pasan con la columna flexionada al máximo también es significativamente menor. El porcentaje de actividad electromiográfica del erector lumbar durante el silencio mioeléctrico, así como la actividad electromiográfica durante la flexión máxima, es mayor en los pacientes: algunos de los pacientes no tenían silencio mioeléctrico, pero incluso los que sí lo presentaban mostraron más actividad electromiográfica durante el silencio que los sujetos sanos. También se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre el grupo de los sujetos sanos y el grupo de los pacientes en los resultados del patrón de EMG del glúteo mayor y los abdominales en los pacientes, que se activan más en estos; el glúteo mayor durante la flexión, el recto del abdomen tiene una mayor actividad electromiográfica durante la extensión y el oblicuo externo se

activa más tanto en flexión como en extensión en los pacientes. Entre los subgrupos específicos de pacientes se han encontrado muy pocas diferencias estadísticamente significativas aisladas. Los patrones de movimiento y de la actividad electromiográfica de la musculatura de tronco se ven alterados por el incremento de velocidad y adición de una carga, pero estas alteraciones son similares en pacientes y en sujetos sanos.

El estudio de estas estrategias de movimiento y activación neuromuscular, además de aportarnos estos resultados inéditos en la literatura, puede tener diversas aplicaciones clínicas en campos como el diagnóstico de causas de dolor lumbar, la evaluación de técnicas de tratamiento, el seguimiento de la evolución del paciente, ayudar en su recuperación o la detección de simuladores.

## *Introducción*

---



### **3. Introducción**

Los movimientos del raquis lumbar, incluidos en estos la flexo-extensión, son dirigidos por un complejo sistema neuromuscular que implica tanto estructuras pasivas (ligamentos, cápsulas articulares, discos intervertebrales) como activas (erector espinal, intertrasversos, interespinales, cuadrado lumbar, multífido) (Hashemirad y cols., 2009).

#### **3.1. Morfología de la columna lumbar y la pelvis**

##### **3.1.1. Estructuras pasivas**

La columna vertebral consta de 33 segmentos vertebrales: siete vértebras cervicales, doce torácicas, cinco lumbares, cinco sacras y cuatro coccígeas. Las vértebras sacras y coccígeas están fusionadas entre sí, mientras que el resto de las vértebras están separadas entre sí por discos intervertebrales fibrocartilaginosos.

En el curso del desarrollo después del nacimiento la curvatura convexa que posee el embrión da paso a las curvaturas de la columna que son: lordosis cervical, de convexidad anterior, cifosis dorsal, de convexidad posterior y

lordosis lumbar, que resulta esencial para que el centro de gravedad de las piernas se mantenga sobre las piernas cuando se comienza a caminar sobre los doce a quince meses, mientras que las vértebras sacras y coccígeas forman de nuevo una cifosis. Estas curvaturas son en el plano sagital y dan lugar a una columna vertebral muy flexible (Schünke y cols., 2005).

### **3.1.1.1 La vértebra**

Todas las vértebras de la columna vertebral presentan funcionalmente dos componentes;

- *Anterior*: cuerpo vertebral y disco intervertebral, función principalmente estática, de transmisión del peso (Kapandji, 2007).

- *Posterior*: arco posterior con diferentes salientes óseos o apófisis que articularán vértebras entre sí (apófisis articulares), o bien para unir músculos que tiren de la vértebra para moverla (apófisis transversas y espinosas), es decir la función del elemento posterior es principalmente dinámica y delimita a su vez el orificio vertebral por el que discurre la médula espinal, por lo que otra de sus funciones será de protección para la misma (Kapandji, 2007).

El cuerpo vertebral cambia de forma según el nivel de la columna y sus necesidades funcionales; así pues, los cuerpos de las vértebras lumbares son mucho más grandes y anchos que los de las vértebras dorsales o cervicales, debido a que tienen que soportar un peso mucho mayor que éstas. Las carillas superior e inferior de cada cuerpo vertebral están cubiertas por una fina capa de cartílago, el platillo vertebral.

### **3.1.1.2. Las articulaciones interzigapofisiarias lumbares**

Las articulaciones interzigapofisiarias lumbares están formadas por la articulación del proceso articular inferior de una vértebra lumbar con el proceso articular superior de la próxima vértebra, y son de tipo sinovial. Las

facetar articulares están cubiertas de cartílago articular, y una membrana sinovial que abarca los márgenes de los cartílagos articulares de las dos facetar articulares de cada articulación. Alrededor de la membrana sinovial hay una cápsula articular que se adhiere a los procesos articulares a una corta distancia más allá del margen del cartílago articular (Bogduk, 2005).

Las facetar articulares de las vértebras lumbares tienen forma ovoide, aunque varían tanto en la forma de sus superficies articulares, como en la dirección en la que miran. Esto tiene una importante repercusión en la biomecánica lumbar. En el plano transversal, las facetar articulares lumbares pueden ser llanas o planas o pueden estar curvadas, variando en su extensión, esta curvatura puede ser un poco distinta de un plano llano o puede ser más pronunciada, con las facetar articulares superiores formando una C o una J. Las variaciones en la forma y la orientación de las articulaciones interzigapofisiarias lumbares controlan el papel de las mismas, previniendo el desplazamiento hacia delante y la dislocación rotatoria de la articulación intervertebral. El alcance del desplazamiento hacia delante que puede soportar la articulación depende del grado en que las facetar articulares superiores estén orientadas hacia atrás. Por el contrario, el alcance de la rotación que puede soportar la articulación se relaciona con el grado en que sus facetar articulares superiores se enfrentan medialmente. Por lo tanto, cuanto más se orienta la articulación al plano sagital, menos puede resistir el desplazamiento hacia delante, la resistencia aumenta cuanto más cerca está la articulación a los 90° con respecto al plano sagital. En el caso de la articulación con superficies articulares curvadas, la situación se modifica en la medida en que cada porción de la superficie articular está implicada en la resistencia a diferentes movimientos. El extremo anteromedial de la faceta articular superior mira hacia detrás y es esta porción

de la faceta la que resistirá el desplazamiento hacia delante, a medida que la vértebra superior intenta desplazarse hacia delante, sus facetas articulares inferiores impactarán contra la porción anteromedial de las facetas articulares superiores de la vértebra inferior. El grado de resistencia será proporcional al área de superficie de la parte anteromedial orientada hacia atrás de la faceta articular superior, por lo tanto, las facetas articulares en forma de C, tienen una superficie más grande orientada hacia atrás, y tienen una mayor resistencia que las facetas en forma de J, las cuales tienen sólo una pequeña porción de su superficie articular mirando hacia atrás. La rotación es bien resistida por las facetas tanto en forma de C como en forma de J, ya que toda la superficie articular se pone virtualmente en contacto con este movimiento (Bogduk, 2005).

### ***3.1.1.3. El disco intervertebral***

Los discos intervertebrales son el principal medio de fijación entre las superficies adyacentes de los cuerpos vertebrales en las regiones móviles de la columna. El mayor grosor de los discos vertebrales se observa a nivel lumbar, donde las cargas que soportan son mayores, y su perímetro corresponde con el de los cuerpos vertebrales.

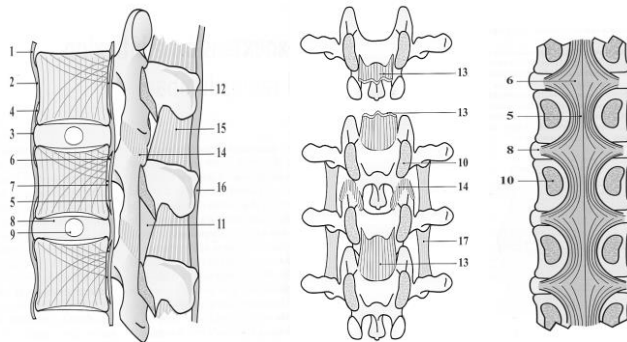
Cada disco se compone de dos partes, el anillo fibroso periférico y el núcleo pulposo central.

El anillo fibroso está formado por láminas de colágeno concéntricas, la oblicuidad de las fibras de las láminas que se cruzan entre sí en direcciones opuestas, formando así una malla de colágeno que impide la salida del núcleo pulposo, que está formado por una sustancia gelatinosa compuesto de material mucoide, esta gelatina está compuesta en un 88% por agua y por lo tanto es

muy hidrófila, este material fluido es remplazado con el tiempo por material fibroso, con lo que con los años irá perdiendo hidratación (Kapandji, 2007).

### 3.1.1.4. Ligamentos intervertebrales

Además de los discos intervertebrales (en el componente anterior) y las cápsulas de las articulaciones interzigapofisiarias (en el componente posterior), existen una serie de elementos ligamentosos que aseguran la unión entre las distintas vértebras en los segmentos móviles de la columna (Kapandji,2007).



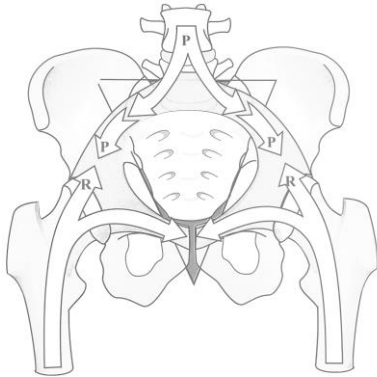
**Figura 1.** Sistema ligamentario intervertebral en corte sagital y coronal; 1y 2. Ligamento longitudinal anterior, 3. Cara anterior del disco intervertebral, 4. Espacio desplegable, 5. Ligamento longitudinal posterior, 6. Fibras arciformes, 7. Espacio, 8. Anillo fibroso, 9. Núcleo pulposo, 10. Pedículos, 11. Ligamento amarillo, 12 apófisis espinosa, 13. Canal raquídeo, 14. Ligamento anterointerno, 15. Ligamento interespinoso, 16. Ligamento supraespinoso, 17. Ligamento intertransverso. (Kapandji, 2007).

### 3.1.1.5. La cintura pélvica

La cintura pélvica es la base del tronco, siendo el nexa de unión entre los miembros inferiores y el mismo, también es el sostén del abdomen. Está constituida por los dos huesos iliacos, el sacro, las 2 articulaciones sacroilíacas, cuyos ligamentos son; ilieolumbar, ileotransverso sacro y conjugado, sacroespinoso, sacrotuberoso y la sínfisis púbica. Existe un dimorfismo entre el sexo masculino y el femenino. (Kapandji,2007).

El peso que soporta la quinta vértebra lumbar se reparte por las dos alas del sacro de forma equitativa y a continuación, a través de las espinas ciáticas se

dirige hacia los acetábulos, donde se recibe la resistencia del suelo que transmite el fémur a través de la articulación de la cadera; una parte de esta resistencia queda anulada por la resistencia opuesta situada en la sínfisis púbica (Kapandji,2007).



**Figura 2.** La cintura pélvica; distribución del P= peso y R=resistencia (Kapandji, 2007).

La cápsula de la articulación coxofemoral está también reforzada por potentes ligamentos en ambas caras, en la anterior; ligamento ileofemoral o de Bertin y el ligamento pubofemoral y en la posterior, el ligamento isquiofemoral (Kapandji,2007).

### **3.1.2. Estructuras activas**

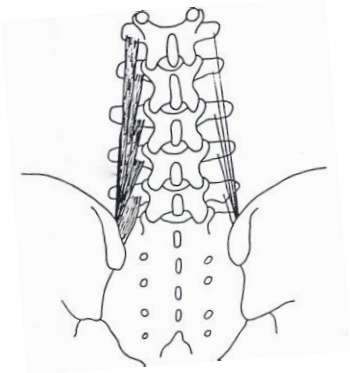
#### **3.1.2.1. Erector espinal lumbar**

Se compone de dos músculos, longísimo torácico e iliocostal lumbar. Cada uno de ellos se divide a su vez en dos partes, quedando así la división de las cuatro partes: longísimo torácico *pars lumborum*, iliocostal lumbar *pars lumborum*, longísimo torácico *pars thoracis* e iliocostal lumbar *pars thoracis* (Bogduk, 2005).

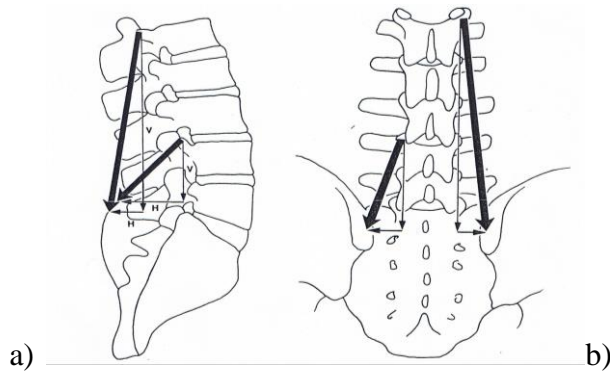
#### **Longísimo torácico**

- *Inserción proximal:* hueso sacro, cresta iliaca, apófisis espinosas de la columna vertebral lumbar, apófisis trasversas de la columna vertebral torácica inferior (Schünke y cols., 2005).

- *Inserción distal:* 2<sup>a</sup>-12<sup>a</sup> costilla, apófisis costales de la columna vertebral lumbar, apófisis transversas de las vértebras torácicas (Schünke y cols., 2005).
- *Función del longísimo torácico pars lumborum:* la acción de cada fascículo es determinada por un vector vertical y otro horizontal. El gran vector vertical hace que el músculo al contraerse unilateralmente pueda realizar flexión vertebral lateral y actuando bilateralmente producen rotación sagital posterior de su vértebra de origen. Los vectores horizontales son dirigidos hacia atrás, produciendo una traslación posterior que restablece la traslación anterior de las vértebras lumbares que ocurre durante la flexión. Ambas acciones (traslación horizontal y rotación sagital posterior) son siempre combinadas, y causan el efecto conjunto de extender la columna lumbar (Bogduk, 2005).

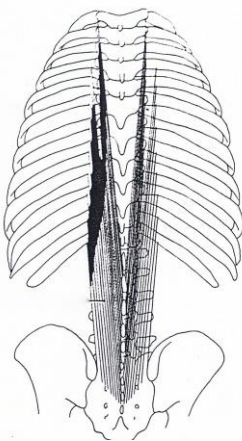


**Figura 3.** Las fibras lumbares del longísimo (longísimo torácico pars lumborum). A la izquierda los cinco fascículos del músculo intacto están dibujados. A la derecha, las líneas indican la sujeción y la envergadura de los fascículos (Bogduk, 2005).



**Figura 4.** Los vectores de fuerza del longísimo torácico pars lumborum; **a)** en una visión lateral, la línea de acción oblicua de cada fascículo del longísimo puede ser determinada en dos vectores, uno vertical (V) y uno horizontal (H). Los vectores horizontales de los fascículos lumbares más bajos son más grandes y **b)** en una visión postero-anterior, la línea de acción de los fascículos puede ser determinada en un vector vertical mayor y un vector horizontal mucho más pequeño (Bogduk, 2005).

- **Función del longísimo torácico pars thoracis:** actúa en las vértebras torácicas y costillas. No obstante, cuando se contrae bilateralmente actúan indirectamente sobre la columna lumbar, usando la aponeurosis del erector espinal para producir un incremento de la lordosis lumbar. La orientación oblicua del longísimo torácico *pars thoracis* también permite flexionar la columna vertebral torácica lateralmente y de este modo indirectamente flexionar lateralmente la columna vertebral lumbar (Bogduk, 2005).

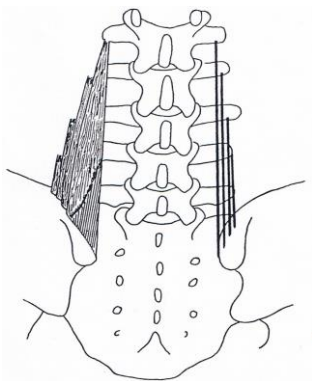


**Figura 5.** Las fibras torácicas del longísimo (longísimo torácico pars thoracis). Los fascículos intactos se muestran en la izquierda, las áreas oscuras representan los vientres musculares cortos de cada fascículo (Bogduk, 2005).

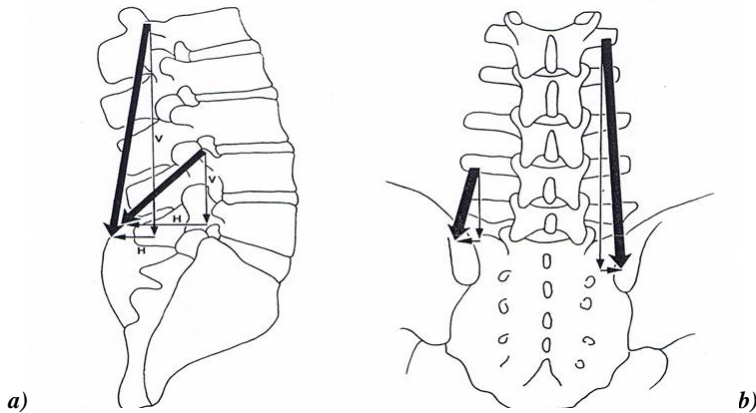


### ***Iliocostal lumbar***

- *Inserción proximal:* hueso sacro, cresta iliaca, fascia toracolumbar (Schünke y cols., 2005).
- *Inserción distal:* 6<sup>a</sup>-12<sup>a</sup> costilla, apófisis costales de la columna vertebral superior (Schünke y cols., 2005).
- *Función del iliocostal lumbar pars lumborum:* los fascículos musculares son similares a los del longísimo lumbar excepto que estos están situados más lateralmente. El vector vertical es todavía el predominante y por lo tanto contrayéndose bilateralmente, el iliocostal lumbar *pars lumborum* actúa como rotador sagital posterior. Respecto al vector horizontal, contrayéndose unilateralmente actúa como flexor lateral de las vértebras lumbares (Bogduk, 2005).

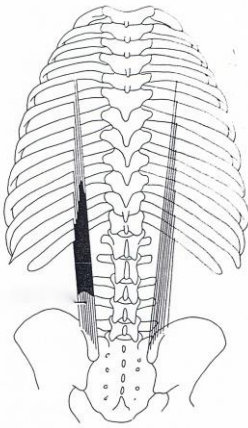


**Figura 6.** Las fibras lumbares del iliocostal (iliocostal lumbar pars lumborum). A la izquierda se muestran los 4 fascículos del iliocostal. A la derecha, su envergadura y sujeción está indicada por las líneas (Bogduk, 2005).



**Figura 7.** Los vectores de fuerza del iliocostal lumbar pars lumborum, **a)** en una visión lateral, la línea de acción de los fascículos puede ser determinada en dos vectores, vertical (V) y horizontal (H). Los vectores horizontales son más grandes en los niveles lumbares más bajo y **b)** en una visión postero-anterior, la línea de acción es determinada en un vector vertical y un vector horizontal muy pequeño (Bogduk, 2005).

- *Función del iliocostal lumbar pars thoracis:* el músculo se sujeta en la cresta iliaca y de este modo abarca la columna lumbar. Actuando bilateralmente ejerce un efecto arqueador de la columna lumbar causando un incremento de la lordosis lumbar. Actuando unilateralmente, flexiona lateralmente la caja torácica e indirectamente la columna lumbar. Tiene un papel en las rotaciones contralaterales de la caja torácica y por lo tanto en las de la columna lumbar (Bogduk, 2005).



**Figura 8.** Las fibras torácicas del iliocostal lumbar (*iliocostal lumbar pars thoracis*). Los fascículos intactos se muestran en la izquierda y su envergadura se muestra a la derecha (Bogduk, 2005).

### 3.1.2.2. La musculatura abdominal

#### **Oblicuo externo**

- *Inserción proximal:* superficie externa de las costillas 5<sup>a</sup>-12<sup>a</sup> (Schünke y cols., 2005).

- *Inserción distal:* labio externo de la cresta iliaca, lámina anterior de la vaina de los músculos rectos del abdomen, línea alba (Schünke y cols., 2005).

- *Función:* unilateralmente flexión ipsilateral y rotación contralateral del músculo, bilateralmente, flexión de tronco, presión abdominal y respiración (Schünke y cols., 2005).

#### **Oblicuo interno:**

- *Inserción proximal:* hoja profunda de la fascia toraco-lumbar, línea intermedia de la cresta iliaca, espina iliaca anterior superior, mitad lateral del ligamento inguinal (Schünke y cols., 2005).

- *Inserción distal:* bordes inferiores de las costillas 10<sup>a</sup>-12<sup>a</sup> y láminas anterior y posterior de los músculos rectos del abdomen, línea alba (Schünke y cols., 2005).

- *Función:* unilateralmente, flexión lateral y rotación del tronco ipsilaterales, bilateralmente: flexión de tronco, presión abdominal y respiración (Schünke y cols., 2005).

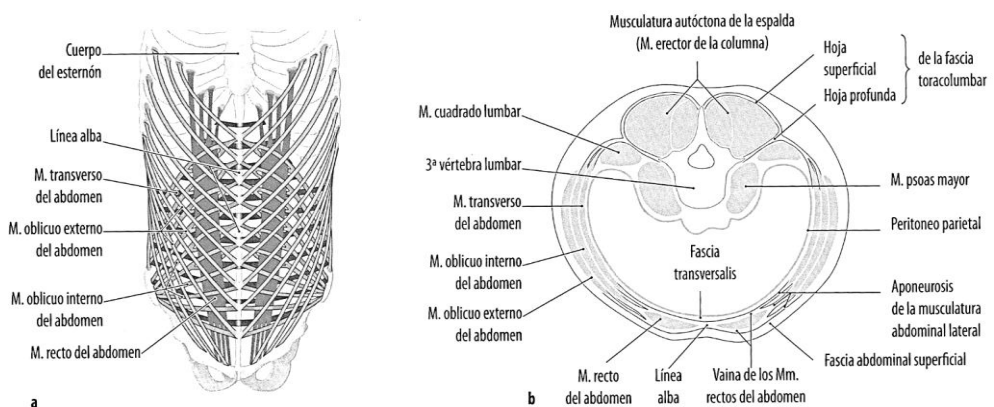
Para obtener la rotación hacia, por ejemplo, el lado izquierdo, es necesario contraer el oblicuo externo del lado derecho y por otra parte el oblicuo interno del abdomen del lado izquierdo. Estos dos músculos están enrollados en el mismo sentido alrededor de la cintura y sus fibras musculares y aponeuróticas se prolongan en la misma dirección, por lo tanto, en esta acción de rotación son sinérgicos (Kapandji, 2007).

**Recto del abdomen:**

- *Inserción proximal:* 5°-7° cartílago costal, apófisis xifoides del esternón (Schünke y cols., 2005).

- *Inserción distal:* espina y sínfisis del pubis (Schünke y cols., 2005).

- *Función:* flexión de la columna lumbar y elevación de la pelvis, es decir es retroversor pélvico y con ello rectifica la lordosis, ejerce presión abdominal y actúa en la respiración (Schünke y cols., 2005; Kapandji, 2007).



**Figura 9.** Organización de los músculos de la pared abdominal en forma de sistemas de arriostrado; **a)** visión ventral; **b)** corte transversal a la altura del tercer cuerpo vertebral lumbar (Schünke y cols., 2005).

La flexión lumbar máxima se logra primero, y a partir de entonces, la flexión máxima del tronco ocurre exclusivamente por de un aumento en la flexión pélvica, controlado por los glúteos e isquiotibiales (Sihvonen, 1997).

### **3.1.2.3. Glúteo mayor**

- *Inserción proximal*: parte lateral de la cara dorsal del hueso sacro, parte posterior de la cara glútea del hueso ilion, fascia toraco lumbar y ligamento sacrotuberoso a través de fibras profundas (Schünke y cols., 2005).

- *Inserción distal*: las fibras craneales se insertan en el tracto ileotibial y las fibras caudales en la tuberosidad glútea (Schünke y cols., 2005).

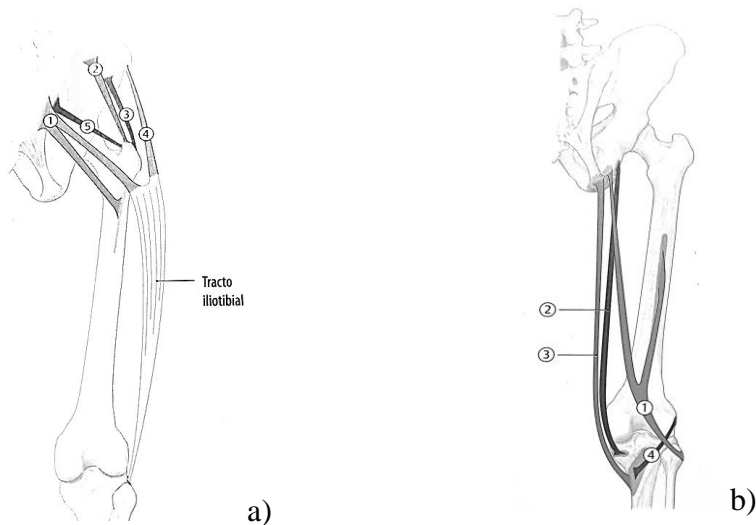
- *Función*: extensión y rotación externa de la articulación de la cadera y estabilización de la cadera tanto en el plano sagital como el plano frontal, fibras craneales: abducción y fibras caudales: aducción (Schünke y cols., 2005).

### **3.1.2.4. Bíceps femoral**

- *Inserción proximal*: cabeza larga, tuberosidad isquiática, ligamento sacrotuberoso. Cabeza corta: labio lateral de la línea áspera en el tercio medio del fémur (Schünke y cols., 2005).

- *Inserción distal*: cabeza del peroné (Schünke y cols., 2005).

- *Función*: articulación de la cadera (cabeza larga): extensión, estabilización de la pelvis en el plano sagital. Articulación de la rodilla ( totalidad del músculo), flexión y rotación externa (Schünke y cols., 2005).



**Figura 10. a)** Visión general de los músculos externos de la cadera de disposición vertical; 1. glúteo mayor, 2. glúteo medio, 3. glúteo menor, 4. tensor de la fascia lata y 5 piriforme (Schünke y cols., 2005). **b)** Musculatura isquiocrural y poplíteo: 1. bíceps femoral, 2. semimembranoso, 3. semitendinoso, 4. poplíteo (Schünke y cols., 2005).

## 3.2. Biomecánica lumbo-pélvica

### 3.2.1. La flexo-extensión de tronco y el fenómeno de flexión-relajación

En la estática, la columna vertebral mantiene la estabilidad durante las diferentes posturas que adopta por medio de las diferentes estructuras activas y pasivas anteriormente descritas.

En la dinámica, destaca entre los movimientos activos de la columna la flexo-extensión de tronco. Las actividades físicas que implican la flexión completa de tronco son actividades comunes del día a día, implicadas en demandas ocupacionales y deportes, que además frecuentemente llevan asociada una gran frecuencia de lesiones que resultan finalmente en dolor y discapacidad, con un enorme peso económico para la sociedad (Colloca y Hinrichs, 2004; Hashemirad y cols., 2009).

Estas lesiones se asocian con disrupciones entre el balance neuromuscular y la carga compartida de los tejidos espinales. Por ello, el conocimiento de la biomecánica de la flexión de tronco es de gran importancia clínica (Colloca y Hinrichs, 2004).

Durante la flexión se producirá la rectificación de la lordosis a la posición neutra seguida de una rotación sagital anterior junto con una traslación anterior. Esto se repite en todas las vértebras. En la extensión se produce el movimiento contrario; rotación sagital posterior y traslación posterior, produciéndose un impacto entre las apófisis espinosas que marcarán el límite del rango de extensión vertebral (Kapandji, 2007).

La flexo-extensión de tronco es una interacción entre las articulaciones intervertebrales y la articulación coxo-femoral. A dicha interacción se la conoce como ritmo lumbo-pélvico, cuyas fases serían la flexión vertebral, flexión de cadera, extensión de cadera y extensión vertebral. En la flexión del tronco, los cinco segmentos vertebrales lumbares se flexionan anteriormente durante los primeros 50°-60°: en este punto, la flexión lumbar alcanza su máximo rango de movimiento, mientras que la rotación pélvica se va incrementando aún más, estando cuando acaba la flexión lumbar todavía en un 60%. La flexión de cadera proporciona, así, la flexión terminal para lograr las etapas finales de la flexión total de tronco (Sihvonen, 1997; Shin y cols., 2004; Colloca y Hinrichs, 2004; Bogduk, 2005; Hashemirad y cols., 2009).

El ritmo lumbo-pélvico lleva asociado unos patrones específicos de activación muscular (Paquet y cols., 1994). La flexión vertebral es controlada por la contracción excéntrica del erector espinal, mientras que la contracción excéntrica de los extensores de cadera y los isquiotibiales controlan la parte pélvica de la flexión. El movimiento de flexión es producido por la gravedad,

pero el grado y el ritmo del procedimiento son controlados por una contracción excéntrica de la musculatura lumbar (Bogduk, 2005). En un cierto punto de la flexión de tronco, la actividad del erector espinal cesa repentinamente. Este fenómeno, denominado fenómeno de flexión-relajación, se da entre el 75%-85% del rango de flexión de tronco (Neblett y cols., 2003; Mayer y cols., 2009).

Este fenómeno de flexión-relajación fue descrito por Floyd y Silver (1951) usando EMG de superficie. Desde entonces múltiples estudios han mostrado que el fenómeno de flexión-relajación es un patrón consistente y predecible en la mayoría de los sujetos sanos sin dolor de espalda (Mayer y cols., 2009).

Ha sido postulado que a partir del momento en el que se produce el fenómeno de flexión-relajación los tejidos pasivos no contráctiles proporcionan la mayoría del soporte espinal. El erector espinal contraído excéntricamente se relaja y transfiere la energía a la musculatura y sistema ligamentario que se encontrarán en elongación, almacenando energía elástica durante este proceso. Esta energía pasiva sería suficiente para mantener la estabilidad de la columna y permitirá la relajación del músculo (Bogduk, 2005).

La columna lumbar lograría extenderse porque el sistema ligamentario posterior al flexionarse adquiere una gran tensión elástica pasiva, que es la que iría transmitiendo al liberarse el momento extensor generado en la cadera. Una vez reducido el grado de flexión se contraería concéntricamente la musculatura de la espalda y acabaría la extensión de forma activa. Aun así, aunque se trate de ligamentos fuertes que pueden soportar tensiones elevadas, actúan sobre brazos de momento muy cortos que generan momentos extensores demasiado pequeños al liberar su tensión (Bogduk, 2005).



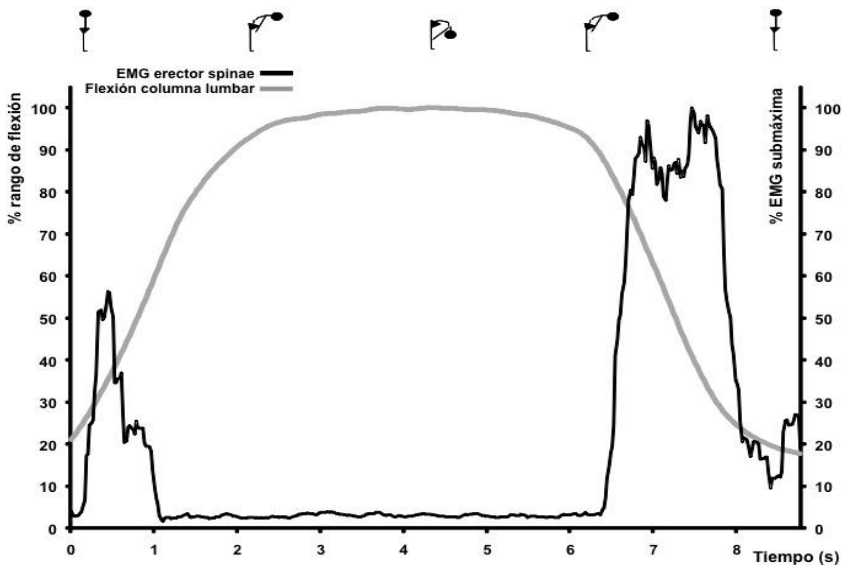
Pero si se suma a este mecanismo el papel de la musculatura de la espalda en elongación esta teoría cobra sentido. La musculatura extensora de la espalda no tiene solamente un papel activo: al final de la flexión y durante el silencio mioeléctrico, la musculatura lumbar está elongada junto con el sistema ligamentario posterior, su tensión pasiva ha aumentado y añadida a la tensión pasiva de las estructuras ligamentosas basta para controlar el final de la flexión y para iniciar la extensión. Esto supone que el final de la flexión y principio de extensión son momentos vulnerables para las lesiones, puesto que la tensión de los ligamentos es máxima pero no hay contracción muscular que proteja. Esto podría explicar la ausencia del fenómeno de flexión-relajación que se observa en muchos sujetos con patología lumbar: de esta forma la activación de la musculatura extensora intentaría colaborar con un sistema ligamentario posterior dañado que no puede soportar bien la tensión necesaria para estabilizar la columna (Colloca y Hinrichs, 2004; Bogduk, 2005).

Así pues, cuando comienza el silencio mioeléctrico aún no se ha llegado a la flexión lumbar máxima, y queda bastante flexión de cadera por completar. La flexión terminal ocurre exclusivamente a través de la flexión de cadera y rotación pélvica controlada por glúteos e isquiotibiales (Sihvonen, 1997). Los músculos glúteos e isquiotibiales contrayéndose excéntricamente, frenan la flexión de cadera, permitiendo de esta forma que la pelvis gire alrededor de las caderas de manera controlada (Neblett y cols., 2003).

El fenómeno de flexión-relajación en isquiotibiales también se produce y ha sido demostrado en la flexión terminal de cadera. La actividad electromiográfica de los isquiotibiales cesa cuando se alcanza casi la flexión lumbar completa, en el 97% del recorrido, después de este punto la última parte de la flexión total de tronco y de la flexión total pélvica ocurren sin actividad

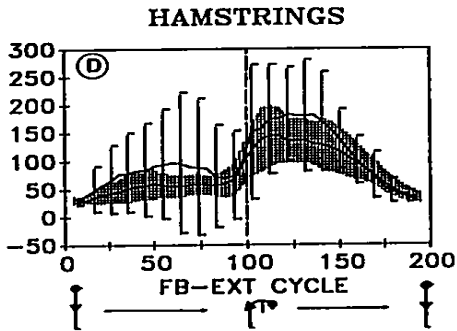
en la musculatura de la espalda y refuerzo isquiotibial respectivamente (Sihvonen, 1997).

Durante la extensión ambos músculos se activan concéntricamente, pero los isquiotibiales se activan primero y seguidamente los erectores espinales (Shin y Cols., 2004). En la figura 11 está representado la normalización de la duración del ciclo; la flexión es representada del 0% al 100% del ciclo y la extensión desde el 100% al 200%, para la cadera y la columna vertebral, la amplitud máxima de la flexión es alcanzada al 100% del ciclo.



**Figura 11.** Patrón de activación muscular del erector espinal durante un ciclo de flexo-extensión, la línea negra representa la EMG de la contracción excéntrica del erector espinal durante la flexión, el silencio mioeléctrico, con el inicio del mismo antes de llegar a la flexión lumbar máxima y la contracción concéntrica del erector espinal durante la extensión lumbar. La línea gris representa el rango de movimiento de la columna lumbar durante el ciclo de flexo-extensión (elaboración propia).

El segundo pico de activación de los isquiotibiales, ocurre al 115% del ciclo de flexo-extensión, como se observa en la figura 12, mientras que en el erector espinal ocurre en el 140% del ciclo (Paquet y cols., 1994).



*Figura 12. Patrón de activación muscular de los isquiotibiales en una flexión lumbar durante el ciclo de flexo-extensión (Paquet y cols., 1994).*

La musculatura abdominal también se contrae durante la flexo-extensión de tronco, esta contracción de los abdominales contribuiría al mantenimiento de la flexión de columna en el plano sagital, sin permitir desviaciones laterales. También podría participar en un intento activo de forzar una flexión máxima. Algunos autores defienden que la contracción de la musculatura abdominal durante la flexión de tronco contribuye a proteger la columna, ayudando a mantener la estabilidad de las estructuras vertebrales a través de la tracción sobre la fascia toracolumbar y las apófisis espinosas lumbares que ejercen sobre todo el transverso del abdomen y en menor medida el oblicuo interno (Bogduk, 2005).

El patrón de activación del oblicuo externo se caracteriza por un único arranque de activación al final de la flexión, como se puede observar en la figura 13. El comienzo de la activación se observa a un 40 % del rango total de flexión del tronco. Los patrones típicos de activación del recto del abdomen y el oblicuo interno son muy similares (Paquet y cols., 1994).

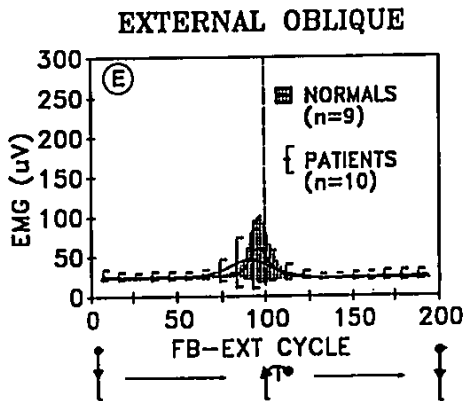


Figura 13. Patrón de activación muscular del oblicuo externo en una flexión lumbar durante el ciclo de flexo-extensión (Paquet y cols., 1994).

### 3.2.2. Factores que alteran el FFR

#### 3.2.2.1. Velocidad y carga

Se ha sugerido que la variación de la velocidad de movimiento o de la presencia de carga en el tronco durante la flexo-extensión de tronco influyen sobre el fenómeno de flexión-relajación y/o los datos cinesiológicos (Farfan, 1975; McGill y Kippers, 1994; Holleran y cols., 1995; Shirado y cols., 1995).

El tiempo relativo del movimiento de la columna lumbar, es decir; el porcentaje de tiempo que el tronco y la cadera tardan en completar el movimiento desde la posición de inicio a la flexión completa, durante la flexión y viceversa durante la extensión, difiere dependiendo de la dirección del movimiento, siendo más largo durante la flexión de tronco y más corto durante la extensión. Al incrementar la velocidad en la realización del movimiento de flexo-extensión de tronco se producen grandes diferencias estadísticamente significativas en el tiempo relativo de flexión y de extensión de tronco, además, este aumento de velocidad, retrasa la aparición del silencio mioeléctrico del erector espinal lumbar, es decir, retrasa el fenómeno de flexión-relajación durante la flexión de tronco (Sarti y cols., 2001).

Kippers y Parker (1995), mostraron en sujetos sanos que la adición de peso durante los movimientos de flexo-extensión de tronco, retrasaba la aparición del silencio mioeléctrico en el rango de flexión, sin embargo, no influyó en el ritmo lumbopélvico (Kipper y Parker, 1984; Nelson y cols., 1995).

En su estudio Holleran y cols. en 1995, observaron que los valores de EMG del erector espinal lumbar normalizados para los sujetos, se mantienen cercanos a cero en la postura completamente flexionada o ya en la postura de 90°, incluso para cargas tan altas como el 50% de la contracción máxima voluntaria, sugiriendo esto que músculos alternativos se activan y que las estructuras pasivas pueden ser sometidas a mayores cargas de las se pensó originalmente en esta posición, por lo tanto el fenómeno de flexión-relajación podría ser usado como una herramienta valiosa de biofeedback; mostrando a los trabajadores los músculos que no se les activan en flexión completa y entonces conocer las posiciones que tienen que evitar (Holleran y cols., 1995).

Ma y Shan, en su estudio del 2017, observaron que durante la realización de movimientos de flexo-extensión de tronco con tres cargas de elevación de 15, 20 y 25 kg y una carga de elevación de 0 kg para la comparación, aparecía un espasmo en el período de relajación en más del 45% de los individuos y la intensidad de la activación muscular aumentaba en más del 78% durante la fase de relajación. Una carga elevada de levantamiento podría conducir a una alta prevalencia de espasmos, así como una intensidad alta de activaciones musculares en el músculo erector espinal durante el período de relajación, lo que puede estar asociado con el desarrollo de un trastorno de la zona lumbar durante la realización de un ejercicio de flexo-extensión. Al levantar una carga elevada, se observaron espasmos en más del 45% de los participantes con la carga de 15 kg, o incluso llegaron al 82% con la carga de 25 kg. Además,

cuanto mayor era la carga de elevación, mayor era la prevalencia de espasmo (Ma y Shan, 2017). El espasmo generalmente se asocia con algún tipo de microdestrucción en los tejidos pasivos viscoelásticos de la columna lumbar (Williams y cols., 2000; Solomonow y cols., 2003). El daño del tejido ligamentoso podría desencadenar espasmos en los músculos asociados (Pedersen y cols., 1956), lo que se manifiesta por un desorden de la región lumbar (Ahern y cols., 1988; Sihvonen y cols., 1991; Haig y cols., 1993).

### ***3.2.2.2. Flexibilidad***

Las estructuras pasivas se deforman, generando con ello una información a partir de los mecanorreceptores existentes. Esta información genera respuestas de activación o relajación de la musculatura. Si se producen cambios de tensión en las estructuras pasivas (por ejemplo, por la mayor o menor flexibilidad que puede poseer cada sujeto) las respuestas podrían modificarse también (Bogduk, 2005; Hashemirad y cols., 2009).

Parece ser que el patrón de actividad electromiográfica de la musculatura extensora lumbar podría ser influenciada por la flexibilidad, por lo que diferentes flexibilidades podrían provocar diferentes respuestas neuromusculares, con diferentes estrategias de carga compartida y respuestas musculares reflejas a partir de las aferencias de los mecanorreceptores en los tejidos viscoelásticos de la región lumbar (Hashemirad y cols., 2009), de hecho en un estudio realizado por Sánchez-Zuriaga y cols. en el año 2016, se observó que los sujetos con mayor flexibilidad lumbar poseían menor flexibilidad pélvica y viceversa y que los sujetos con mayor flexibilidad pélvica tenían un mayor grado de relajación y menor activación de los isquiotibiales durante la flexión máxima de tronco (Sanchez-Zuriaga y cols., 2016).

En una investigación de Solomonow y cols. (2003) se indica la gran importancia de la relación entre las propiedades viscoelásticas de los tejidos pasivos de la columna, las respuestas neuromusculares e incluso mecanismos potenciales de daño espinal. En su estudio trabajaron sobre el creep, que es la deformación producida en un tejido (un ligamento vertebral, en este caso) sometido a una fuerza no necesariamente intensa pero ejercida de manera continua sobre el ligamento (Solomonow y cols., 2003). En su intento de recuperación tras la deformación, los mecanorreceptores en el tejido se vuelven más sensibles y proporcionan información aferente necesaria para una respuesta refleja hiperexcitable del músculo multifido (Williams y cols., 2000). La respuesta colectiva de la reducida elongación del ligamento y los cambios en la respuesta refleja del multifido crearon unas articulaciones más rígidas y estables (Bogduk, 2005).

Las observaciones descritas por Solomonow y cols. (2003), fueron matizadas en un estudio realizado por Sánchez-Zuriaga y cols. en el año 2010, observaron que después de la aplicación de una fuerza continua o creep que aumentaba la distensibilidad de las estructuras pasivas se producía un marcado retraso en la activación muscular refleja. Estos cambios pueden haber sido mediados a través de una serie de vías aferentes, ya que los tendones, músculos, ligamentos, y la fascia fueron sometidos a estiramientos sostenidos que podrían haber causado la adaptación o la sensibilización de los receptores dentro de ellos. Hay evidencia, tanto en estudios de animales como de humanos, de que la activación de los husos musculares es influenciada por su reciente historia de carga. El acortamiento de los músculos antes de la prueba aumenta la sensibilidad del huso que resulta en un aumento de respuesta a un estiramiento posterior. Sin embargo, un estiramiento previo insensibiliza a los husos de

modo que a continuación se requiere un mayor grado de estiramiento para iniciar la respuesta del huso muscular. En este estudio, el estiramiento sostenido de los músculos de la espalda durante el creep puede haber causado cierta desensibilización de los husos que se encuentran dentro de ellos, y esto podría haber contribuido a la activación retardada del reflejo. La reducción en la sensibilidad del huso también puede ocurrir después de la flexión del tronco dinámica y esto podría contribuir a unas respuestas musculares tardías y a un aumento de la flexión de la columna durante las tareas de flexo-extensión repetitivas (Sanchez-Zuriaga y cols., 2010).

Varios estudios destacan el impacto negativo de la reducción de la rigidez y la estabilidad de la columna vertebral, que genera un cambio de distensibilidad que altera la respuesta neuromuscular. Todo ello puede tener una unión directa con el mecanismo de lesión lumbar en la realización de actividades posturales de flexión completa de tronco (Sihvonen, 1997).

Los cambios en la distensibilidad de las estructuras elásticas también se han relacionado con cambios en los patrones de actividad neuromuscular y de movimiento articular de la cadera. Los mayores extensores lumbares como el longísimo, iliocostal y multífido tienen su inserción en el sacro y la pelvis, y por ello la posición instantánea de la pelvis puede influenciar las fuerzas activas y pasivas producidas por estos músculos. Yendo más allá, el estrés y la tensión producida en el complejo sistema ligamentoso que une la pelvis a la columna lumbar es también directamente influenciado por el grado de rotación de la pelvis en el plano sagital. En este tipo de actividad muscular (estática o dinámica) las posturas de tronco requieren la participación de músculos bi-articulares y multi-articulares de la columna lumbar y los muslos. Se ha comprobado que cambios en la flexibilidad de estas estructuras se asocian a



cambios en la actividad muscular, de manera que el grado de tensión en la musculatura isquiotibial (controlado por ejemplo variando el grado de flexión de rodilla) influye en los patrones de activación de la musculatura lumbar. Y todo este complejo mecanismo de control neuromuscular se ve influido por la flexibilidad general del sujeto, de manera que los sujetos con mayor flexibilidad muestran más dependencia entre el grado de estiramiento isquiotibial y las respuestas de la musculatura del tronco (Shin y cols., 2004). Todo esto apunta a que las respuestas interactivas de los sistemas muscular y ligamentoso al cambio de posición de cualquier articulación participante están controladas por un complejo sistema neuromuscular densamente interrelacionado, El conocimiento de los factores que alteran el funcionamiento de dicho sistema puede llevar a una comprensión más profunda de la etiología del dolor y la lesión lumbopélvicas (Shin y cols., 2004). Y uno de dichos factores parece ser la distensibilidad de las estructuras pasivas que lo integran (Sihvonen, 1997).

Existen diferencias biomecánicas (brazo de momento, línea de acción) y fisiológicas (relación tensión-estrés, perfiles de utilización de energía, mecanismos de lesión) entre los mecanismos extensores activos y pasivos. Es importante conocer las interacciones y compensaciones entre esos dos sistemas para así entender cómo funciona la biomecánica lumbo-pélvica y sus posibles implicaciones clínicas. Un aspecto importante para la caracterización de estos mecanismos es establecer las relaciones entre el rango de movimiento del tronco y el efecto interactivo sobre la musculatura extensora lumbar, así como cuantificar el efecto de la flexibilidad individual en la activación de los niveles de esta musculatura durante la respuesta (Sihvonen, 1997).

Hashemirad y cols. realizaron un estudio en el 2009 para comprobar que diferentes flexibilidades pueden provocar diferentes respuestas neuromusculares definiéndolo como una alteración del periodo del silencio mioeléctrico del erector espinal durante la tarea de flexo-extensión. En este estudio se caracterizó la actividad de la musculatura extensora lumbar en personas sanas a partir de los tiempos de inicio y final del fenómeno de flexión-relajación. Se observó que en sujetos con mayor flexibilidad el músculo erector espinal se relajaba más tarde durante la flexión, es decir, en ángulos de flexión vertebral y de cadera mayores, y se activaba antes durante la extensión y con ello, tenían un fenómeno de flexión-relajación más corto. Los autores relacionaban estos cambios con una transferencia de la acción estabilizadora a los componentes activos en sujetos más flexibles, mientras que en sujetos con menor flexibilidad serían las estructuras pasivas las que tendrían un mayor papel en el control del movimiento. Este descubrimiento enfatizaría la relación entre las medidas de flexibilidad como los ángulos en flexión completa del tronco, de la cadera y la columna lumbar y los patrones de actividad muscular. Esto podría estar detrás de la relación que observan algunos autores entre la presencia de síndrome de hipermobilidad y una mayor predisposición para el sufrimiento de lesiones musculoesqueléticas, debido a la laxitud de los tejidos junto con el descenso de la agudeza propioceptiva y la alteración de los reflejos neuromusculares (Hashemirad y cols., 2009).

Se ha observado la existencia de una correlación inversa entre las flexibilidades lumbares y pélvicas. Ambos parámetros influyen en el ritmo lumbo-pélvico durante la flexo-extensión del tronco. La flexibilidad de la columna lumbar o la pelvis no parece influir en los patrones de activación de los músculos lumbares y abdominales. Sin embargo, la flexibilidad pélvica influye en el

patrón de activación de los isquiotibiales. Específicamente, los sujetos que son más flexibles muestran un mayor grado de relajación del bíceps femoral en la flexión máxima. Por lo tanto, la respuesta neuromuscular de los patrones de actividad de los isquiotibiales está parcialmente modulada por la flexibilidad pélvica, no ocurriendo así en erector espinal y la flexibilidad lumbar, esta relación puede jugar un papel en el dolor lumbar (Sanchez-Zuriaga y cols., 2016).

### ***3.2.2.3. Presencia de patología***

Ya en 1951 Floyd y Silver vieron en su estudio que la flexión completa de la columna vertebral se acompaña de la relajación de los erectores espinales. En consecuencia, en esta posición, la flexión adicional está limitada sólo por los ligamentos intervertebrales (Floyd y Silver 1951).

En otro estudio realizado por ellos en 1955 observaron que, en la flexión completa del tronco, los erectores espinales se relajaban completamente. Registraron el fenómeno de flexión-relajación en 116 de 150 sujetos y en los 34 restantes, varias condiciones patológicas impidieron la relajación. Describieron el fenómeno de flexión-relajación según lo observaron; al aumentar la flexión, aumenta la tensión en el espacio intervertebral ligamentos hasta que el tronco flexionado es respaldado por los ligamentos, en cuyo punto los erectores espinales se relajan. Desconocían el mecanismo por el cual se logra la relajación, no vieron que fuese una reacción de alargamiento muscular ni una inhibición refleja de los ligamentos intervertebrales y relacionaron esos hallazgos con la explicación de que la ruptura del anillo fibrosos y otros ligamentos intervertebrales comúnmente ocurren en la flexión del tronco (Floyd y Silver 1955).

Shirado y cols. realizaron un estudio en 1995, comparando la actividad del erector espinal durante la flexo-extensión de tronco en sujetos sanos y con dolor lumbar crónico. En el mismo se observó que el fenómeno de flexión-relajación en los sujetos sanos aparecía antes de alcanzar la flexión máxima de tronco y continuaba una vez empezada la extensión, pero en los sujetos con dolor lumbar crónico no se observaba el fenómeno de flexión-relajación. También observaron diferencias en la actividad muscular del erector espinal durante la extensión desde la flexión máxima y el desfase temporal entre el movimiento del tronco y la cadera fue mucho mayor en sujetos con dolor lumbar crónico que en los sujetos sanos, por lo tanto, vieron que la coordinación neuromuscular entre la cadera y la columna lumbar podría ser anormal en pacientes con dolor lumbar crónico (Shirado y cols., 1995).

Como se ha comentado anteriormente la relajación de los músculos erectores de la columna vertebral hacia el final de la flexión de la columna lumbar (fenómeno flexión-relajación) es la respuesta específica del erector espinal en sujetos sanos (Floyd y Silver 1955). La falta del fenómeno de flexión-relajación se ha encontrado con frecuencia en pacientes con dolor lumbar, expresándose a menudo como una ratio de flexión-relajación elevada (esta ratio se calcula como el resultado de dividir el valor de la actividad electromiográfica de la musculatura extensora durante la flexión total del tronco, cuando el músculo debería de estar relajado, por su actividad en los momentos centrales de la flexión, cuando debería estar en el pico máximo de actividad excéntrica). Esto se relaciona con el dolor lumbar agudo durante la realización de la prueba y las características del historial del dolor lumbar (p. ej., puntuaciones de dolor y número de episodios de dolor lumbar) (Triano y Schultz, 1987; Sihvonen y cols., 1991; Owens y cols., 2011). Se ha encontrado

una disminución en la amplitud media de la actividad electromiográfica del erector espinal durante la extensión en pacientes con dolor lumbar, sugiriendo que esto podría reflejar anomalías en los patrones de movimiento, también se ha puesto de manifiesto que la coordinación neuromuscular entre el tronco y la cadera podría ser anormal en pacientes con dolor lumbar crónico (Nouwen y cols., 1987; Shirado y cols., 1995).

Las medidas de EMG del fenómeno de flexión-relajación parecen distinguir los sujetos con dolor lumbar de los sujetos sanos con buena precisión, pudiendo discriminar con precisión el 76% de personas con y sin dolor lumbar, pero la sensibilidad y la especificidad se pueden mejorar con medidas adicionales (Geisser y cols., 2005). Una medida adicional que se debe agregar a esta evaluación es el rango de movimiento lumbar. Esto es útil ya que se ha sugerido que la relajación del erector espinal solo ocurre una vez que una persona alcanza aproximadamente los 40° de flexión y, además, el rango de movimiento limitado a menudo está presente entre las personas con dolor lumbar, se han encontrado evidencias de que esta medida aumenta el valor predictivo de la evaluación del fenómeno de flexión-relajación. La combinación óptima de medidas que produce alta sensibilidad y especificidad, pero, es necesario evaluar prospectivamente la precisión de cualquier esquema de clasificación en muestras independientes (Ahern y cols., 1986; Rosomoff y cols., 1989)

Existe evidencia también en el estudio de Haig y cols., de que el registro del fenómeno de flexión relajación es sensible a los cambios clínicos del dolor lumbar. Sugieren que el fenómeno de flexión relajación cambia con el tiempo, en paralelo con el estado clínico del paciente. De entre sus registros el más característico fue el del sujeto con una hernia discal, en el cual el fenómeno de

flexión relajación desapareció con la herniación del disco, es decir en la fase aguda, y volvió a ser normal cuando disminuyó la sintomatología (Haig y cols., 1993). En otro estudio (Watson y cols., 1997) se puso de manifiesto que cambia la ratio del fenómeno de flexión relajación si se realiza la tarea con miedo a sufrir dolor, dado que la realización de una tarea física en el dolor lumbar crónico está influenciada por la ansiedad relacionada con el dolor, el temor a una nueva lesión, la compensación y otros factores psicológicos. En consecuencia, los pacientes pueden tener un rendimiento inferior durante tal prueba.

Los cambios en el fenómeno de flexión relajación se puede utilizar en la evaluación del efecto de las intervenciones de tratamiento. En su estudio, Neblett y cols. informaron de que el fenómeno de flexión relajación de la espalda de los sujetos con dolor lumbar mejoró a lo largo del tratamiento, y estas mejoras se asociaron con aumentos en el rango de movimiento y la función (Neblett y cols., 2003). Estos estudios apoyan el uso de la medida del fenómeno de flexión relajación como un marcador objetivo de cambio en el estado clínico, pero son necesarias futuras investigaciones para poder determinar la combinación de medidas que identifiquen con precisión el dolor lumbar, y si las mismas, son rentables y fáciles de obtener en entornos clínicos, también son necesarias futuras investigaciones, para poder determinar qué factores contribuyen a las anomalías de la EMG de superficie en el dolor lumbar, y si la subsanación de estos factores predice resultados positivos del tratamiento (Geisser y cols., 2005).

Las mediciones del rango máximo de movimiento por sí solas no son suficientes para caracterizar las diferencias en el movimiento de flexo-extensión entre pacientes con dolor lumbar y sujetos sanos. Por lo que la

utilidad clínica de la amplitud máxima de movimiento también ha sido cuestionada con fines de diagnóstico clínico, como única medida, ya que provee de indicaciones útiles antes de intervenciones quirúrgicas y como medida de seguimiento tras las mismas, pero el diagnóstico clínico no puede basarse únicamente en medidas de amplitudes máximas de movimiento (McGregor y cols., 1997). La medición del rango de movimiento lumbar no solo se ve afectada por las limitaciones de cada técnica de medición específica, sino también por varios factores adicionales como; conductas para evitar el miedo a provocar dolor o exacerbarlo, la motivación del sujeto, la calidad de la ejecución de los movimientos, o los puntos de referencia anatómicos utilizados como referencias (Sihvonen y cols., 1991; Leinonen y cols., 2000). Por lo que la validez de los grados de la flexión lumbar máxima como un referente específico para distinguir entre sujetos sanos y pacientes con dolor lumbar ha sido discutida por varios autores (Marras y cols., 1993; McGregor y cols., 1997).

Las características de movimiento alternativas, como las velocidades angulares y los patrones de movimiento de la espalda en el curso de la flexión y extensión del tronco, se han utilizado con éxito para evaluar el daño de los pacientes con dolor lumbar, puesto que, los patrones de movimiento entre sujetos sanos y sujetos con dolor lumbar, son diferentes, y los sujetos que en el momento de los registros estaban asintomáticos pero tenían antecedentes de dolor lumbar se movieron de forma similar a los participantes sin antecedentes de dolor lumbar, con la excepción de que demostraron mayor movimiento y velocidad lumbar durante la fase inicial de la extensión. Esto podría ser el resultado del dolor lumbar o un factor contribuyente en el dolor lumbar recurrente. Estos resultados proporcionan datos cuantitativos para guiar la evaluación clínica del

movimiento de flexión lumbar, pudiéndose utilizar como; un indicador cuantitativo del estado musculoesquelético del tronco y alcance del trastorno y una medida del progreso de la rehabilitación (Marras y cols., 1995; Esola y cols., 1996; McGregor y cols., 1997; McClure y cols., 1997).

Se ha estudiado simultáneamente los patrones de movimiento y los patrones musculares del erector espinal de la columna lumbar en pacientes con dolor lumbar. Estos estudios mostraron cambios en el desplazamiento angular medio de la columna vertebral y en la EMG del erector espinal en pacientes con dolor lumbar durante la flexo-extensión de tronco (Paquet y cols., 1994; Kaigle y cols., 1998; Dankaerts y cols., 2004), pero no estudiaron específicamente pacientes sin sintomatología, es decir, sin dolor lumbar en el momento del registro. Por el contrario, algunos estudios se centraron en pacientes sin dolor en el momento de las pruebas (Esola y cols., 1996; McClure y cols., 1997), pero ninguno de ellos analizó simultáneamente la EMG del erector espinal y el patrón de movimiento lumbar.

En el estudio de McGorry y Lin (2012) no se encontraron diferencias significativas en las relaciones de flexión-relajación entre los controles y pacientes, pero sus resultados mostraron cómo las correlaciones entre las proporciones de flexión-relajación y las puntuaciones de percepción del dolor y la función son más altas en aquellos sujetos cuyos síntomas son menos frecuentes y muestran una progresión hacia la resolución (McGorry y Lin, 2012).

Sin embargo, hay otros autores que no han encontrado una relación entre los cambios en los patrones de activación del erector espinal y las puntuaciones de percepción del dolor y la función. No está claro si la relación entre el rango de movimiento lumbar y el patrón de EMG del erector espinal, es independiente



del dolor experimentado durante la actividad funcional realizada en el registro (Wallbom y cols., 2009).

Sanchez-Zuriaga y cols. en el año 2015, ya vieron la necesidad de estudiar a pacientes con dolor lumbar recurrente, sin dolor en el momento de las mediciones, debido a la necesidad especial de herramientas objetivas de evaluación para este grupo de pacientes, que, en muchos de los casos, los lleva a estar mucho tiempo ausentes del trabajo y deben estar orientados a un retorno hipotético a su lugar de trabajo. En su estudio observaron los mecanismos kinesiológicos asociados a los movimientos de flexo-extensión del tronco se alteran durante los períodos libres de dolor de los pacientes con dolor lumbar recurrente, muestran una alteración sutil del movimiento lumbo-pélvico (una reducción del tiempo durante el cual los rangos máximos de flexión lumbar son mantenidos) y también en los patrones de actividad del erector espinal (cambios sutiles en los patrones de actividad electromiográfica; niveles de la actividad y la duración del fenómeno de flexión-relajación), pero tales alteraciones son diferentes de las observadas en los estudios anteriores sobre pacientes que experimentan dolor agudo. Sin embargo, no es útil identificarlos por la ausencia de fenómeno de flexión-relajación y por la reducción de los rangos máximos de movimiento cuando no existe dolor en fase aguda (Sanchez-Zuriaga y cols. 2015).

### **3.3. Desórdenes de la región lumbar**

El dolor lumbar es la principal causa de discapacidad en todo el mundo, más que cualquier otra afección (Hoy y cols., 2010). La prevalencia y la carga de la enfermedad, aumentan con la edad hasta alrededor de la sexta década de la vida. En una gran encuesta europea realizada por Breivik y cols., en el año

2006, en 15 países europeos e Israel, se informó de que el 19% de los europeos adultos presentan dolor crónico de intensidad moderada a grave, lo que afecta gravemente la calidad de su vida social y laboral. Muy pocos fueron tratados por especialistas en dolor y casi la mitad recibió un tratamiento inadecuado del dolor. Aunque se observaron diferencias entre los 16 países, documentaron que el dolor lumbar crónico es un problema importante de atención médica en Europa que debe tomarse más en serio. (Breivik y cols. 2006). La prevalencia del dolor de espalda es (en común con la mayoría de los dolores regionales) más común en las mujeres que en los hombres, y aumenta con la edad alcanzando su punto máximo alrededor de la séptima década (National Guideline Centre (UK), 2016).

Las patologías de la región lumbar son pues un importante problema de salud y socioeconómico en los países occidentales, y tienen un gran impacto en los individuos, los sistemas de atención médica y las sociedades (Woolf y Pfleger, 2003). Se define al dolor lumbar como el dolor localizado debajo de la línea de la doceava costilla y superior a los pliegues glúteos inferiores, con o sin dolor en las piernas (Anderson, 1986), y puede clasificarse como "específico" (causa patológica sospechada) o "no específica" (aproximadamente 90% de los casos). El dolor generalmente, es agudo si dura menos de seis semanas; subagudo si está entre seis semanas y tres meses; y crónico cuando dura más de tres meses. Frecuentemente, el dolor lumbar nunca se resuelve por completo y los pacientes experimentan exacerbaciones del dolor lumbar crónico (Woolf y Pfleger, 2003).

La prevalencia de las patologías de la región lumbar varía según la población objeto de estudio y las definiciones que se pueden utilizar, siendo igualmente muy elevada, se estima que entre el 58% y el 84% de la población sufrirá un

trastorno en la región lumbar a lo largo de su vida, la prevalencia del desorden se calcula entre el 4% y el 33% de la población general y hay mayor prevalencia entre las mujeres y los ancianos, el rango de edad entre 40 a 80 años (Woolf y Pfleger, 2003; Manchikanti y cols., 2014).

En general, la prevalencia anual de dolor lumbar crónico oscila entre el 15% y el 45%, con una prevalencia puntual del 30%, se ha estimado que la prevalencia media relacionada con la edad de dolor lumbar persistente es aproximadamente 15% en adultos y 27% en ancianos, también se ha informado de que la prevalencia de dolor de espalda benigno, es decir un dolor que no es severo ni discapacitante (Dionne y cols., 2006), parece disminuir con la edad después de un pico en la sexta década, pero que la prevalencia de dolor de espalda severo continúa aumentando con la edad. Por lo tanto, se ha sugerido que la frecuencia de dolor de espalda severo aumentará drásticamente en los próximos años, una importante consecuencia en la salud pública del envejecimiento de la población en muchos países (Manchikanti y cols., 2014). Además, la incidencia más alta de dolor lumbar se observa en los que tienen entre 25 y 64 años, lo que coincide con el rango de edad correspondiente a la vida laboral. Para hacer frente a esta carga, se han llevado a cabo intentos para encontrar un medio para distinguir y cuantificar objetivamente los trastornos de la zona lumbar (Woolf y Pfleger, 2003).

En España se calculó el coste total de las bajas laborales por causa de dolor lumbar anual en 1998 y fue de alrededor de 72 millones de euros, hablando únicamente en términos de trabajo perdido, sin haber contabilizado el gasto sanitario derivado de la atención de los pacientes (González y Condón, 2000). En EEUU el dolor lumbar se sitúa como la segunda causa más frecuente de

consulta médica y genera unos quince millones de visitas al médico al año (Nachemson, 1992; Frymoyer y Durett, 1997).

El dolor lumbar se ha incluido en el conjunto de “desórdenes de la región lumbar”, adquiriendo nuevas perspectivas desde la epidemiología ya que un desorden de la región lumbar no sólo presenta una sintomatología concreta, sino que además lleva asociado toda una serie de estados alterados patológicamente de las estructuras espinales, que frecuentemente pasan desapercibidos en relación a los síntomas que se observan, y la incapacidad para realizar actividades laborales y de la vida diaria (Adams y cols., 2002a).

La mayoría de las estructuras de la región lumbar tienen receptores nociceptivos, y toman parte en el origen del dolor lumbar (Bogduk, 1997a). La estimulación nociceptiva originada en los músculos de la espalda, los ligamentos interespinosos, la duramadre, las articulaciones cigapofisarias, las articulaciones sacroilíacas y el anillo fibroso externo del disco intervertebral produce dolor local y también referido, similar al que se observa típicamente en pacientes con desórdenes de la región lumbar (Adams y cols., 2002b).

La musculatura de la espalda, los ligamentos interespinosos, la duramadre, las articulaciones cigapofisarias, las articulaciones sacroilíacas y el anillo fibroso externo del disco intervertebral, pueden resultar lesionados por causas muy diversas. Las causas primarias orgánicas de desórdenes de la región lumbar y sus frecuencias relativas pueden clasificarse en muy comunes 76%, comunes del 51% al 75%, poco comunes 26% al 50% y raras 25% o menos (Borenstein y cols., 1995a).

### **3.3.1. Causas muy comunes: mecánicas**

Las causas de desórdenes de la región lumbar de origen mecánico, son las más frecuentes, este dolor lumbar de origen mecánico se define como un dolor

consecuente al uso excesivo, a la lesión o a una deformidad de una estructura anatómica de la zona lumbar. Un ejemplo de ello son los desgarros musculares y ligamentarios, espondilolistesis, escoliosis lumbares, osteoartritis cigapofisaria o las hernias discales. Todas ellas son alteraciones musculoesqueléticas locales y que no se relacionan con alteraciones en otros sistemas, a excepción del sistema nervioso, si aparecen compresiones debidas a estas lesiones. La sintomatología puede ser exacerbada con la realización de algunas actividades y liberada, con el consecuente alivio del dolor, por otras, así pues, la flexión del tronco incrementa los síntomas de la espondilolistesis y las alteraciones discales, pero libera las estructuras y alivia el dolor de la osteoartritis cigapofisaria (Borenstein y cols., 1995c; Skyrme y cols., 2005c). El sistema estabilizador de la columna que es ya conceptualizado por Panjabi (1992a) consiste en tres subsistemas: a) pasivo (huesos vertebrales, discos intervertebrales, ligamentos y fascia), b) activo (músculos y tendones) y c) unidad de control neural (nervios y sistema nervioso central). En un estado normal los tres subsistemas trabajan conjuntamente para proveer la estabilidad mecánica. La unidad del control neural estima la demanda de estabilidad y genera el patrón muscular necesario para combinar las necesidades del estado correspondiente (Hashemirad y cols., 2009):

La inestabilidad se produce en un sistema cuando tras aplicar una pequeña carga se produce un desplazamiento excesivo (Bogduk, 1997b), la inestabilidad en la biomecánica de la región lumbar es una pérdida de la capacidad que el sistema estabilizador de la columna lumbar posee a la hora de mantener las zonas donde el movimiento intervertebral se produce normalmente con una resistencia mínima de desplazamiento, dentro de límites fisiológicos, en los que se evita la disfunción neurológica, la deformidad y el

dolor (Panjabi, 1992b). Cuanto mayor sea la inestabilidad, mayor será el rango de movimiento intervertebral con resistencia mínima al desplazamiento, siendo esta mínima resistencia al desplazamiento entre las vértebras una parte del rango de movimiento intervertebral mayor: aplicando una carga, sería excesivo el desplazamiento que tendría lugar. La consecuente hipermobilidad de segmentos lumbares en relación a otros puede dar lugar a una alteración de los patrones de movimiento lumbar con ello a adaptaciones neuromusculares (Bogduk, 1997b).

Uno de los trastornos mecánicos que se relacionan con el dolor lumbar, pudiendo aumentar la inestabilidad, es la hernia discal, en ella se produce la salida del material nuclear con la consecuente descompresión del núcleo pulposo, reduciéndose la resistencia del disco a la flexión, pudiéndose originar inestabilidad en la localización de la misma (Adams y cols., 2002d). La sintomatología de la hernia discal es la neuralgia ciática tras el compromiso del nervio ciático o sus raíces por parte del material discal extruido, por lo que relacionarla con el dolor lumbar no está del todo claro, pero, alrededor de un 80% de estos pacientes, también suelen presentar dolor lumbar. Hay pues una correlación positiva entre el dolor lumbar y una hernia discal, cuyo diagnóstico puede ser orientado en parte con una resonancia magnética nuclear que se combine con la presencia de un cuadro asociado de radiculopatía que corresponda al nivel del disco intervertebral herniado (Borenstein y cols., 1995c; Boos y cols., 1995; Skyrme y cols., 2005d).

La espondilolistesis está también asociada al concepto de inestabilidad, en ella la vértebra se desplaza con una traslación horizontal anterior excesiva sobre la parte superior de la vértebra inferior, es debida a la escasez de fijación que mantiene con normalidad la posición de las vértebras. Ésta podría ser

consecuencia de alteraciones de las superficies de las articulaciones cigapofisarias, istmo o *pars interarticularis* y es una causa de dolor lumbar muy común en pacientes jóvenes (Borenstein y cols., 1995c; Bogduk, 1997b; Skyrme y cols., 2005e). La espondilolistesis se confirma con una prueba de imagen radiográfica en la que se apreciará el desplazamiento anterior de la parte inferior de la vértebra superior sobre la parte superior de la vértebra inferior y se graduará siguiendo el sistema de Meyerding; grado I si el deslizamiento es del 25% o menos, grado II entre el 25 y el 50%, grado III entre el 50 y el 75%, y grado IV entre el 75% y el 100%, no habiendo contacto de las caras de los cuerpos vertebrales (espondiloptosis), (Meyerding, 1941).

### **3.3.2. Causas comunes: reumatológicas**

Las patologías reumatológicas son causas comunes de dolor lumbar, en las que, aparte de otras estructuras, las articulaciones sacroilíacas, se ven afectadas, si éstas son estimuladas directamente en su inervación, mediante inyecciones con contraste se reproduce un patrón característico de dolor somático y referido (Borenstein y cols., 1995b; Fortin y cols., 1997; Skyrme y cols., 2005a, b).

En las sacroileítis se producen estímulos dolorosos a nivel sacroilíaco debido a una inflamación de las estructuras articulares, puede ser idiopática y aparecer de forma aislada, o puede representar una leve espondiloartropatía o las primeras fases de espondiloartropatías extendidas (Wilkinson y Bywaters, 1958; Resnick y cols., 1976; Davis y Lentle, 1978; Dale y Vinje, 1985).

La espondilitis anquilosante es una espondiloartropatía crónica que afecta al esqueleto axial, pelvis, columna vertebral tórax y especialmente a la articulación sacroilíaca, siendo su localización característica, se afectan más frecuentemente los varones y su prevalencia varía según la presencia del antígeno HLA-B27, tras el inicio en forma de sacroileítis el infiltrado por

células inflamatorias se extiende a las entesis del resto de la columna vertebral, primero afecta el anillo fibroso del cartílago discal y el borde del cuerpo vertebral y posteriormente a las fibras externas del anillo fibroso discal y a los ligamentos que rodean la vértebra, que tras la proliferación fibroblástica terminarán osificándose (Taurog, 2005; Sanmartí y cols., 2012). Actualmente algunas investigaciones recientes señalan que el proceso de osificación sería secundario a una activación directa del estroma, un proceso independiente de la inflamación (Sanmartí y cols., 2012).

### **3.3.3. Causas poco comunes**

- *Hematológicas*: la anemia falciforme puede cursar con dolor lumbar, puesto que existe una proliferación excesiva de la médula ósea, esto tiene como consecuencia que la estructura trabecular del hueso se debilite o microinfartos en la circulación vertebral. En la mastocitosis, la proliferación mastocitos en el esqueleto axial puede causar dolor lumbar, en las mielofibrosis se produce la sustitución de médula ósea por tejido fibroso produciéndose la osteoesclerosis y fibrosis que causan dolor lumbar.

- *Tumorales e infiltrativas*: cursan con alteraciones mecánicas tipo las alteraciones en las curvaturas fisiológicas.

- *Infeciosas*: osteomielitis vertebral, discitis y sacroileítis purulentas y herpes zóster cuando afecta a regiones metaméricas lumbares.

- *Endocrinológicas y metabólicas*: la osteoporosis donde pueden fracturarse por aplastamiento los cuerpos vertebrales.

- *Neurológicas*: en la artropatía de Charcot, la sífilis terciaria, la diabetes y la siringomielia, se puede producir un desorden de la función nerviosa que termine lesionando las estructuras (Borenstein y cols., 1995a).



### **3.4 Valoración funcional de la columna lumbar**

La valoración integral, diagnóstica y funcional de los desórdenes de la región lumbar es una tarea complicada. Es difícil encontrar en esta patología medios cuantitativos que documenten objetivamente la extensión del problema, ya que existe una falta de correlación importante entre las pruebas diagnósticas y el estado funcional del individuo secundario a la patología. Por ello, se hace cada vez más necesario en la práctica médica la utilización de sistemas de medida objetivos, reproducibles y fiables que complementen la valoración diagnóstica. La evaluación funcional de los pacientes con alteraciones de la espalda se ha efectuado de distintas maneras; lo más habitual, aún hoy en día, es el uso de escalas de valoración funcional. El formato de las escalas de valoración funcional varía desde entrevistas hasta cuestionarios, autonotificaciones, pruebas u observaciones directas. Su mayor desventaja es la subjetividad inherente a las mismas. El médico evaluador no puede en muchos casos evitar cierto grado de subjetividad en la valoración, tampoco el paciente al contestar las preguntas, condicionando esto la cuantificación y siendo de difícil control. Las principales escalas de valoración funcional serían el cuestionario de discapacidad por dolor lumbar de Oswestry (Fairbank y col., 1980), el de Roland y Morris (Roland y Morris, 1983), el índice de discapacidad de Waddell y Main (Waddell y Main, 1984) y el cuestionario de Million (Million y col., 1982).

Actualmente, existen factores de riesgo reconocidos o características pronósticas que pueden hacer que una persona tenga más probabilidades de sufrir dolor de espalda crónico e incapacitante, estos factores demográficos y/o físicos como podrían ser; la edad avanzada, ser mujer, dolor en las piernas, factores psicológicos como las creencias y las conductas negativas, una actitud

pasiva hacia el tratamiento, depresión y ansiedad, y factores sociales como un ambiente de trabajo deficiente, la insatisfacción laboral y apoyo social ineficaz. Es posible que estos factores de riesgo no siempre sean evidentes para un profesional de la salud, a la hora de evaluar a una persona con dolor de espalda y por ello, han surgido nuevas herramientas de estratificación de riesgos que ayudan a respaldar la toma de decisiones clínicas (National Guideline Centre (UK), 2016):

- A. cuestionario de detección de dolor musculoesquelético Örebro (ÖMSPQ)
- B. la herramienta START Back Screening Tool
- C. el método de evaluación de peligro y riesgo (DRAM)

El deseo de alejarse de un enfoque de "un único modelo" ha despertado un gran interés en las estrategias de atención estratificada. Existen muchos métodos diferentes de estratificación, pero en general dividen a los pacientes en tres grupos. Sin embargo, es importante apreciar que es probable que haya una superposición entre estos métodos (Foster y cols., 2013):

- A. la estratificación por riesgo de discapacidad continua
- B. la estratificación por mecanismo subyacente para el dolor de espalda (O'Sullivan, 2005)
- C. la estratificación por la probabilidad de respuesta al tratamiento (Childs y cols., 2004; Hicks y cols., 2005)

En cuanto a las pruebas basadas en el registro de parámetros objetivos, se han utilizado varias aproximaciones, como las pruebas de fuerza (Kramer y cols., 2005; Larivière y cols., 2005; Reeves y cols., 2005). Sin embargo, destacan sobre todas ellas las pruebas de electromiográfica del erector espinal y de análisis cinemático del movimiento, basadas en el registro de los patrones de

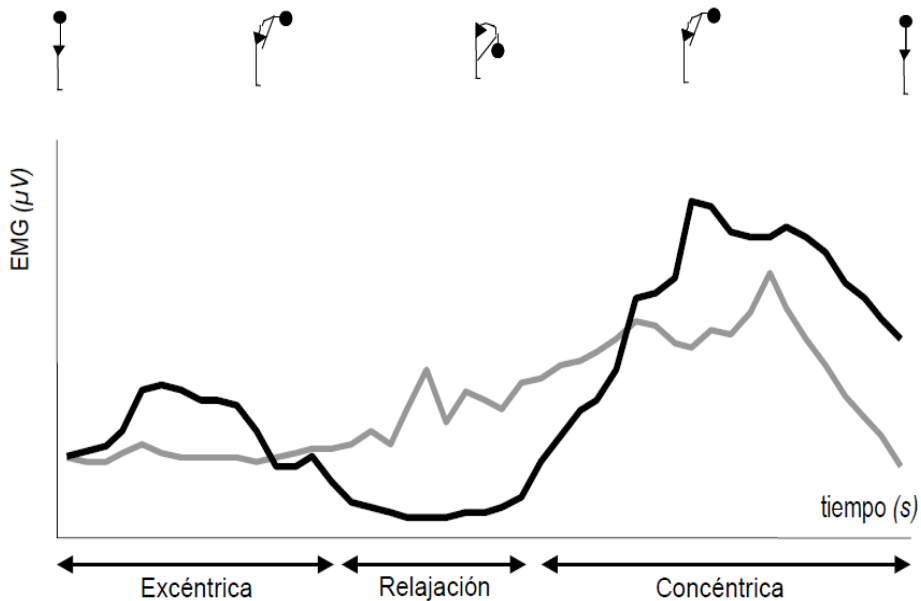
movilidad angular de las distintas articulaciones y de la actividad eléctrica de los músculos que intervienen en los movimientos del tronco (Nouwen y cols., 1987; Triano y Schultz, 1987; Paquet y cols., 1994; Shirado y cols., 1995; Esola y cols., 1996; Geisser y cols., 2005).

Las técnicas de análisis cinemático permiten medir posiciones, ángulos, velocidades y aceleraciones, a partir de las cuales derivar otras magnitudes físicas. Entre las técnicas instrumentales más habituales se encuentran los sistemas de electrogoniometría. Se basan en la utilización de campos magnéticos que generan un sistema tridimensional de coordenadas, a partir de las cuales se mide la posición y desplazamiento de una serie de marcadores dentro de dicho campo magnético. Su gran versatilidad, lo manejable de los aparatos implicados y su relativo bajo coste han hecho de ella una técnica muy extendida y particularmente adecuada en la realización de análisis locales de una región determinada, como es la región lumbar. Su aplicación más usual ha sido el análisis de gestos durante la marcha, las actividades laborales o el deporte. Su potencial en la valoración funcional de discapacidades motoras es incuestionable.

Partiendo de la velocidad angular, el patrón del movimiento se ha estudiado en pacientes con historia de dolor lumbar por algunos autores, han observado que la velocidad angular de la columna lumbar durante la realización de ciclos de flexo-extensión fue significativamente menor durante la flexión y extensión (Marras y cols., 1993, 1995, 1999; Paquet y cols., 1994). La reducción del desplazamiento angular medio durante la flexión fue observada por Paquet y cols., en 1994, en pacientes con historia de dolor lumbar, en contraste con Esola y cols. (1996) que no observaron diferencias en ninguno de los tiempos

de 0-25%, al 50%, al 75%, ni al 100% de la flexión (Paquet y cols., 1994; Esola y cols., 1996).

En cuanto al análisis de la actividad muscular mediante EMG, se han analizado movimientos de flexión y extensión del tronco, puesto que, los mismos están implicados en la génesis de los desórdenes del raquis lumbar (Dolan y Adams, 1993a, b). Se muestran las respuestas neuromusculares a través del uso de técnicas de EMG de superficie (figura 14). Poseen una serie de ventajas importantes: evitan cargas añadidas, emulan movimientos naturales de la vida diaria y proporcionan el estado funcional natural de la columna, sobre todo de la región lumbar.



**Figura 14.** Flexo-extensión del tronco. Activación del erector spinae en sujetos con (gris) y sin dolor lumbar (negro). En los sujetos sanos se observa el fenómeno de flexión-relajación, caracterizado por una fase de contracción excéntrica para controlar el descenso del tronco, una fase de contracción concéntrica para extenderlo y una fase de relajación o silencio mioeléctrico, que coincide con la máxima flexión del tronco (elaboración propia).

En los estudios de referencia de Floyd y cols. (1951, 1955) se aprecia la inexistencia del fenómeno de flexión-relajación en pacientes con dolor lumbar, premisa que, en los años posteriores, en varios estudios ha sido corroborada (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). Varios autores describieron en pacientes con dolor lumbar, una actividad media mayor del erector espinal llegando al final de la flexión (Nouwen y cols., 1987; Sihvonen y cols., 1991; Shirado y cols., 1995; Paquet y cols., 1994). Nouwen y cols. en su estudio de 1987 registraron también una reducción de la actividad media del erector spinae durante la fase de extensión, y Sihvonen y cols. (1991) y Shirado y cols. (1995) una máxima amplitud menor de la EMG durante la extensión (Nouwen y cols., 1987; Sihvonen y cols., 1991; Shirado y cols., 1995).

Los patrones de activación del erector espinal (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) y los patrones de movimiento lumbo-pélvico (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) son distintos en los sujetos sanos con respecto a los de los pacientes con historia de dolor lumbar, pero los resultados no son homogéneos, por lo que no es posible obtener ideas resolutorias. Basándonos en la literatura, parece que la pérdida del fenómeno de flexión relajación y la alteración de la columna vertebral son hallazgos comunes en pacientes con dolor lumbar. En el estudio de Sánchez-Zuriaga y cols. en 2015, observaron que, en los pacientes con antecedentes de dolor

lumbar, durante los períodos sin dolor, hay cambios sutiles en los patrones de actividad electromiográfica y que existe una reducción del tiempo durante el cual, los rangos máximos de flexión lumbar son mantenidos, los cuales nos pueden servir para distinguir a los pacientes con dolor lumbar de los sujetos sanos (Sánchez-Zuriaga y cols., 2015)

Las razones que podrían explicar la falta de uniformidad en los resultados de los estudios anteriormente mencionados, son: los diversos criterios de inclusión, se incluyen pacientes con diagnósticos diferentes dentro del mismo grupo; distintas condiciones de las pruebas dinámicas de valoración de la columna lumbar en las cadencias de los movimientos, en la técnica de medida; grupos no homogéneos en cuanto a la forma física, edad y distribución de sexos; y una muestra reducida de sujetos (Shirado y cols., 1995; McGregor y cols., 1997; Sánchez-Zuriaga y cols., 2015) .

Otro aspecto de la neurofisiología de la columna que se ha utilizado para su valoración funcional es el estudio de la fatiga, entendida como un fenómeno localizado, de tipo muscular. Ésta se define como la pérdida de la capacidad máxima de generación de fuerza de un músculo que se produce durante la actividad muscular (Lewis y Haller, 1991). Algunos estudios han relacionado incluso el grado de recuperación de pacientes con hernia discal después de la cirugía con la mejora en los parámetros de fatiga de la musculatura espinal (Dolan y cols., 2000).

El proceso de envejecimiento, la forma física y los cambios en las estructuras de los tejidos influyen en la resistencia durante la flexión de raquis y probablemente en la activación de los patrones musculares (Adams y cols., 2002c). Esto incluye las alteraciones de tipo inflamatorio y autoinmune.

Durante la realización de los estudios anteriormente mencionados, se registraron no sólo pacientes con historia de dolor lumbar, sino con diagnósticos específicos de enfermedades del raquis, pero, no se recopilaron parámetros suficientemente sensibles para distinguir entre grupos diagnósticos específicos (Szpalski y cols., 1996; McGregor y cols., 1997; Kaigle y cols., 1998). Heinonen y cols. (2005) tomaron como muestra de su estudio a pacientes con espondilitis anquilosante, pero la comparación con grupos con otros diagnósticos no era uno de sus objetivos (Heinonen y cols., 2005). Una disminución en el rango de movimiento lumbar se ha observado en pacientes con antecedentes de dolor lumbar inespecífico, hernia de disco, y espondilolistesis (Triano y Schultz, 1987; Marras y cols., 1993; Marras y cols., 1995; Shirado y cols., 1995; McGregor y cols., 1997; Kaigle y cols., 1998; Marras y cols., 1999; McGregor y cols., 2001).

Hay muy pocos estudios que hayan estudiado los patrones de activación de otros músculos, aparte del erector espinal, en la patología lumbar. Leinonen y cols., en su estudio del 2000, quisieron comparar la función del músculo erector espinal lumbar, glúteo mayor y bíceps femoral durante la flexión y la extensión del tronco sagital en pacientes con dolor lumbar crónico y sujetos control, y evaluar la influencia de la rehabilitación en los pacientes con dolor de espalda. Los sujetos realizaron la flexión y extensión del tronco, mientras que la EMG de superficie se registró bilateralmente de los músculos erector espinal lumbar, glúteo mayor y bíceps femoral. La actividad muscular se evaluó a partir del promedio de los registros de la actividad electromiográfica y se calcularon los inicios de activación muscular relativa y su duración. Vieron que la actividad del músculo glúteo mayor durante el ciclo de flexo-

extensión, se redujo en pacientes con dolor lumbar crónico y que los músculos de los glúteos deben tenerse en cuenta en la rehabilitación de estos pacientes (Leinonen y cols., 2000). Al observarse estas alteraciones electromiográficas en grupos de pacientes se decidió estudiar estos músculos en el presente estudio, introduciendo además el estudio simultáneo de musculatura abdominal debido a su implicación en la biomecánica lumbo-pélvica. El estudio de estas alteraciones en musculatura que no es únicamente el erector espinal en pacientes con dolor lumbar puede completar la información diagnóstica que ya nos proporciona el registro electromiográfico del erector espinal y puede ayudarnos a ver si existen alteraciones en el resto de la musculatura estudiada, pudiendo programar posibilidades de tratamiento específico sobre las alteraciones de cada músculo.

También, como anteriormente se señaló en el apartado de los factores que alteran el fenómeno de flexión-relajación, se ha sugerido que la variación de la velocidad de movimiento o de la presencia de carga en el tronco durante la flexo-extensión de tronco influyen sobre el fenómeno de flexión-relajación y/o los datos cinesiológicos (Farfan, 1975; Holleran y cols., 1995; McGill y Kippers, 1994; Shirado y cols., 1995). Pero no hay estudios de este tipo en pacientes con dolor lumbar, es decir, que comprueben si los cambios en la velocidad del movimiento y la adición de cargas también alteran los patrones de activación muscular en presencia de dolor lumbar. El estudio de estos factores sería importante puesto que el incremento de velocidad del movimiento o la realización del mismo con mayor peso puede incrementar la sintomatología dolorosa. Estudiar estos cambios nos aportaría información sobre el diagnóstico, el tratamiento y la evolución de estos pacientes con patología lumbar.



Todo esto nos condujo a plantear nuestro estudio de la valoración de la región lumbo-pélvica durante una actividad frecuente en la vida diaria y sencilla de reproducir en el laboratorio como es la flexo-extensión del tronco, puesto que, hasta donde conocemos, ningún estudio ha tratado con el efecto simultáneo de la velocidad y la adición de carga en la tarea de la flexo-extensión de tronco, mediante el registro simultáneo de los patrones de movimiento lumbo-pélvico y de la actividad electromiográfica del erector espinal, recto abdominal, oblicuo externo del abdomen, glúteo mayor y bíceps femoral, 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 (patología discal, espondilitis anquilosante y sacroileítis bilateral) comparándolos con un grupo control (sujetos sin patología lumbar).

*Objetivos*

---

## 4. Objetivos

A continuación, y tras la detección de las carencias anteriormente comentadas en la literatura científica, se presenta el objetivo principal de la presente tesis, junto con sus objetivos secundarios.

*Objetivo principal:*

Caracterizar simultáneamente los patrones de movimiento lumbo-pélvico y actividad neuromuscular de los diferentes músculos implicados en movimientos habituales de las actividades de la vida diaria como la flexo-extensión de tronco en sujetos sanos y sujetos con dolor lumbar. En nuestro conocimiento, este es el primer ensayo en el que se realiza la caracterización de los patrones electromiográficos de musculatura distinta al erector espinal en grupos de sujetos con dolor lumbar.

*Objetivos secundarios:*

- Comparar las características de los patrones de actividad electromiográfica y los patrones de movimiento lumbo-pélvico de los distintos grupos de sujetos con dolor lumbar y los sujetos sanos.

- Comparar, mediante estas medidas, entre los distintos grupos de pacientes con diagnósticos específicos y los controles.
- Comprobar si el aumento de velocidad y la adición de una carga externa provocan cambios en las variables del estudio. Siendo también, en nuestro conocimiento, el primer ensayo en el que se realizan estas comprobaciones en sujetos con dolor lumbar.

*Hipótesis de trabajo*

---

## **5. Hipótesis de trabajo**

Los patrones de movimiento de la columna lumbar y la cadera y de actividad electromiográfica de la musculatura del tronco durante movimientos habituales de la vida diaria como la flexo-extensión de tronco son diferentes entre sujetos sanos y sujetos con dolor lumbar.

Los patrones de movimiento de la columna lumbar y la cadera y de actividad electromiográfica de la musculatura del tronco durante movimientos habituales de la vida diaria como la flexo-extensión de tronco son diferentes entre los distintos subtipos específicos de dolor lumbar.

Estos patrones se ven alterados por la velocidad y la carga.

Estos patrones pueden ser caracterizados mediante pruebas no invasivas, y utilizados para distinguir entre los distintos grupos de estudio.

## *Material y métodos*

---

## **6. Material y métodos**

### **6.1. Participantes**

Los participantes del estudio fueron 42 sujetos con patología, de los cuales, 17 sujetos con patología realizaron ciclos de flexo-extensión incrementando la velocidad y ciclos de flexo-extensión con carga y 42 sujetos sanos, es decir sin historia de dolor lumbar, de los cuales 17 sujetos sanos realizaron ciclos de flexo-extensión incrementando la velocidad y ciclos de flexo-extensión con carga.

En cuanto a los ejercicios con incremento de velocidad y carga, la muestra de los pacientes y consecuentemente, del grupo control, se redujo a 17. No a todos los 42 pacientes se les podía someter a una carga de 10 kg. ni a un incremento de velocidad, ya que les hubiese supuesto una exacerbación del dolor.

Todos los registros se realizaron a lo largo del año 2013.

La edad y características antropométricas se resumen en la tabla 1:



**Tabla 1.** Detalles de los 84 sujetos que participaron en el estudio, y los grupos que se formaron, los valores que se muestran son las medias  $\pm$  desviación estándar.

MUESTRA	SEXO		EDAD (años)	ALTURA (m)	PESO (kg)	IMC
	Masculino	Femenino				
<b>muestra total del estudio n=84</b>	40	44	38 $\pm$ 14,5	1,67 $\pm$ 0,08	71,39 $\pm$ 12,1	25,52 $\pm$ 3,8
<b>grupo de pacientes n=42</b>	18	24	45 $\pm$ 13,3	1,65 $\pm$ 0,09	74,76 $\pm$ 13,34	27,24 $\pm$ 3,7
<b>grupo control n=42</b>	22	20	28 $\pm$ 10,4	1,69 $\pm$ 0,06	67 $\pm$ 8,2	23,02 $\pm$ 2,4
<b>grupo de pacientes velocidad y carga n=17</b>	9	8	41 $\pm$ 14,7	1,67 $\pm$ 0,1	75,82 $\pm$ 13,2	27,04 $\pm$ 2,9
<b>grupo control velocidad y carga n=17</b>	9	8	32 $\pm$ 12,2	1,7 $\pm$ 0,07	67,97 $\pm$ 8,6	23,51 $\pm$ 2,4

Tras ser informados del estudio (anexo I), todos los participantes firmaron un consentimiento informado (anexo II). Los procedimientos empleados en el estudio siguieron en todos los casos las recomendaciones de la Declaración de Helsinki (Rickham, 1964).

El presente estudio fue aprobado por el Comité Ético de Investigación en Humanos de la Universitat de València.

Los criterios de inclusión y exclusión:

Respecto al grupo control ninguno de los sujetos sufría de dolor lumbar en el momento del estudio ni relataba antecedentes de dolor lumbar.

Respecto al grupo de los pacientes; fueron seleccionados siguiendo los criterios que conforman las características del desorden de la región lumbar (Adams y cols., 2002a):

- Sintomatología de dolor lumbar, es decir, episodios recurrentes de dolor lumbar durante el último mes.

- Diagnosticados de patología asociada a dolor lumbar por el médico especialista (traumatólogo, reumatólogo). El diagnóstico tiene que fundamentarse en la historia clínica, las maniobras exploratorias y valoración de pruebas de imagen que correspondan.
- Discapacidad temporal directamente causada por el cuadro de dolor lumbar, en el contexto de baja laboral en los 6 meses anteriores al registro de los datos.

Todos los pacientes tenían dolor lumbar, éste era continuo o aparecía como exacerbaciones agudas y que se repetían durante como mínimo un año de evolución (puede considerárseles como pacientes de dolor lumbar crónico) (Ahern y cols., 1986; Croft y cols., 1998).

No eran admitidos los pacientes que estuviesen padeciendo un dolor lumbar agudo en el momento de la realización de las pruebas, evitando así el enmascaramiento que produciría el dolor a la hora de diferenciar los grupos específicos (Esola y cols., 1996).

Se excluyeron a los pacientes con implicación en procesos de reclamación derivados de su patología lumbar.

Fueron excluidos del estudio los sujetos que presentaron cualquier antecedente en los últimos años de cirugía abdominal o de la espalda.

Todos los sujetos con patología lumbar fueron remitidos por especialistas de varios centros de atención sanitaria de la Comunidad Valenciana.

En todos los pacientes se llegó a un diagnóstico de patología específica asociada a dolor lumbar, excepto en cinco, en quienes no se pudo identificar la causa subyacente del dolor. Los pacientes del estudio estaban diagnosticados con las patologías que se resumen en la tabla 2:

**Tabla 2.** Detalle del grupo de pacientes y sus grupos de patología.

<b>Grupo de pacientes</b>	<b>Patología</b>
16	Patología discal
11	Espondilolistesis
6	Espondilitis anquilosante
4	Sacroileítis sin afectación axial.
5	Dolor lumbar inespecífico

Los pacientes con patología discal cumplían los criterios anteriormente comentados, habiendo sido diagnosticados de patología discal lumbar antes del estudio con las características de neuralgia ciática, imagen de RMN que confirmaba el diagnóstico y mostraba una protrusión discal de volumen considerable y desplazada en dirección homolateral a los síntomas de neuralgia ciática, a nivel L5-S1, existiendo como positiva alguna de las pruebas exploratorias específicas de neuralgia ciática, no existiendo otras patologías que pudiesen cursar con sintomatología similar.

Los 11 sujetos diagnosticados con espondilolistesis lumbar, aparte de cumplir los criterios de selección y estar diagnosticados con espondilolistesis lumbar a nivel de L5-S1, compartían las siguientes características: una prueba radiológica simple realizada de perfil del raquis lumbar en la que se aprecia la subluxación de la quinta vértebra lumbar sobre S1, siendo éstas de los grados I y II de Meyerding (Meyerding, 1941) y no existía otra patología que pudiese cursar con sintomatología similar como una hernia discal lumbar que habían descartado mediante RMN.

Cuatro de los sujetos fueron diagnosticados de sacroileítis bilateral. Presentaban un cuadro de dolor sacroilíaco bilateral especialmente en glúteos y en la parte lumbar más baja, dolor que aparece al aplicar compresión o distensión directamente en la articulación sacroilíaca, imagen radiológica que

confirmase una sacroileítis bilateral de grado 2 o 3 (Dale y Vinje,1985) y la confirmación de que no existía otra patología que pudiese cursar con sintomatología similar.

Seis de los sujetos, además del cuadro de sacroileítis bilateral, estaban diagnosticados de espondilitis anquilosante presentando las siguientes características: flexión lumbar limitada observada tras el test de Schöber, limitaciones en la amplitud de las dilataciones torácicas, aumento de la cifosis dorsal y desaparición de la lordosis lumbar que es apreciable, imágenes radiológicas que son características de la espondilitis anquilosante, es decir, vertebras con forma de cuadrado, presencia de sindesmofitos o calcificaciones del anillo fibroso que extensamente en fases posteriores de la enfermedad producen la imagen característica de “columna en caña de Bambú”.

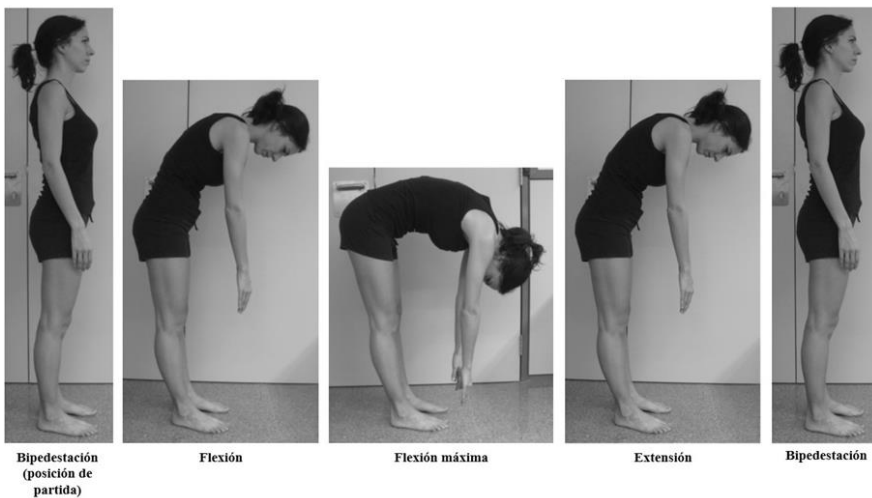
## **6.2. Tareas y recopilación de datos**

### **6.2.1. Tareas**

Las pruebas principales consistieron en unos ciclos de flexo-extensión del tronco, posteriormente se varió la carga y la velocidad.

Previamente los sujetos permanecen descalzos en bipedestación con sus pies separados a la anchura de la pelvis, las rodillas rectas y subidos a un escalón que añade altura para evitar que el contacto con el suelo limite el rango de movimiento en los sujetos más flexibles. Al principio y final de cada ciclo de flexo-extensión se les instruyó para que fijasen su mirada al frente, para prevenir cualquier artefacto en el registro electromiográfico provocado por un cambio en la posición de la cabeza. Para estandarizar al máximo la ejecución del movimiento y reducir la variabilidad entre los sujetos se instruyó a los participantes para que ejecutaran 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 permanecieron un segundo con el tronco en flexión máxima y entonces volvieron a la posición erguida. La cadencia de los movimientos fue marcada con un metrónomo ajustado a un golpe por segundo. Tanto la flexión como la extensión del tronco se ejecutaron cada una en cuatro segundos (Figura 15), (Sánchez-Zuriaga y cols., 2015; Sánchez-Zuriaga y cols., 2016).



**Figura 15.** Ejercicio de flexo-extensión de tronco (elaboración propia).

Para la prueba con el incremento de velocidad, el movimiento de flexo-extensión, también previamente instruido como en la prueba anterior, se marcó con un metrónomo ajustado a un golpe por segundo, realizándose tanto la flexión como la extensión del tronco, en dos segundos de ejecución respectivamente.

En la realización de la prueba con carga, se siguió el mismo protocolo de ejecución del movimiento que en la primera prueba, es decir, tanto la flexión

como la extensión del tronco, se ejecutaron cada una en cuatro segundos, marcándose, de igual forma, con un metrónomo ajustado a un golpe por segundo, el movimiento, y se introdujo una carga de 10 kg forma de mancuerna, que sostenían con sus manos, de igual forma que en las dos pruebas anteriores, se instruyó a los sujetos en la realización de los movimientos, previamente al registro. Se consideró este peso para evitar que la carga exacerbase el dolor de los pacientes. Además, es una carga utilizada en estudios previos (Sarti y cols., 2001).

Los participantes fueron instruidos en las actividades requeridas, y practicaron hasta que se sintieron familiarizados con el ritmo y velocidad adecuados para realizar los ejercicios correctamente en cada una de las pruebas. Dos observadores supervisaron los ciclos de flexo-extensión, que fueron repetidos cuando las instrucciones no fueron 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).

## **6.2.2. Equipamiento y colocación de sensores**

### **6.2.2.1. EMG**

Los patrones de activación de la musculatura del tronco fueron registrados mediante EMG de superficie. Se utilizaron para ello tres módulos de EMG modelo EMG100C (Biopac Systems, Inc, Goleta, CA) (Figura 16).

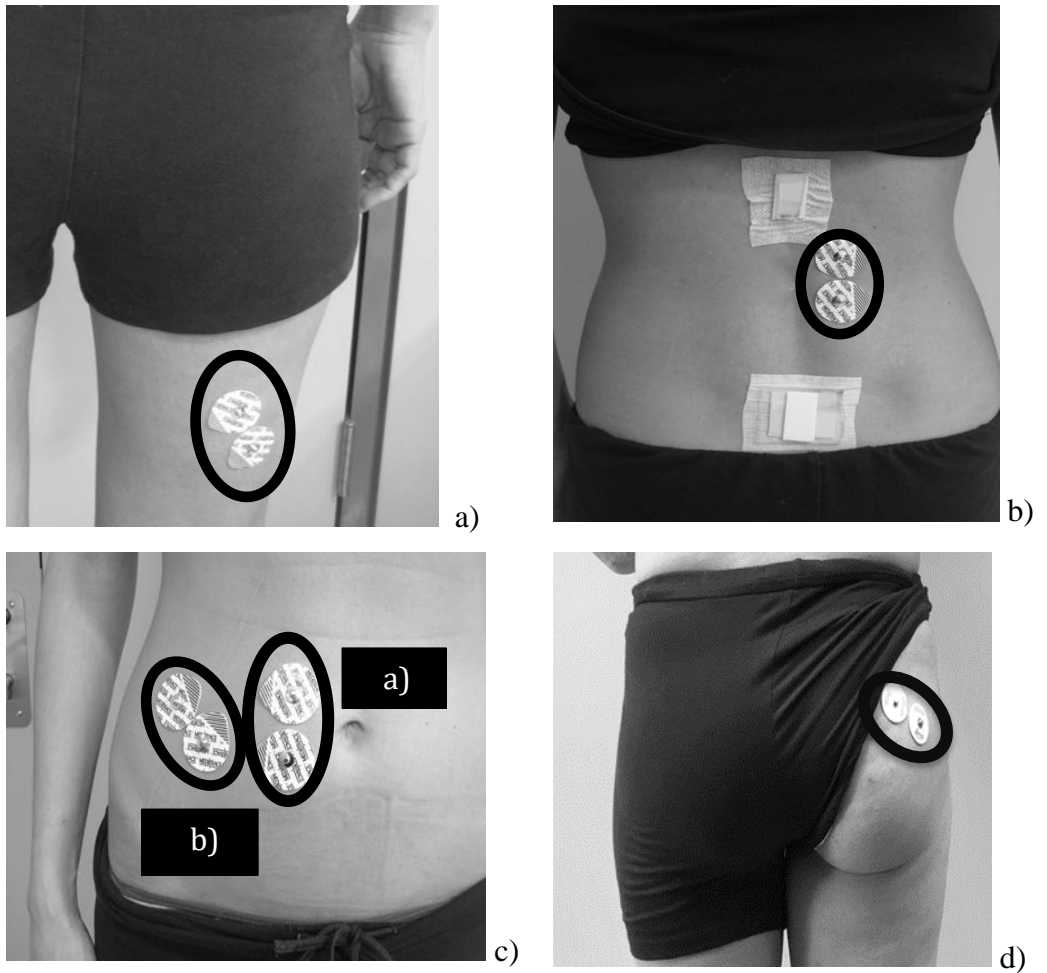


**Figura 16.** Biopac MP150 y Polhemus Liberty (elaboración propia).

Previamente a la colocación de los electrodos de EMG, se localizaron los puntos de registro de la actividad de cada músculo siguiendo las recomendaciones del proyecto Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) (Hermens y cols., 2000).

El músculo recto del abdomen se localizó 3 cm. a la derecha del ombligo (Figura 17 c)1.). El oblicuo externo se localizó según la figura 17c)2., a 3 cm sobre la cresta ilíaca, trazando un ángulo de 45 ° desde la espina ilíaca anterosuperior hacia la línea media. La resultante de dichas medidas marcó el centro de colocación de los electrodos, alineado a la altura del ombligo y a una distancia de aproximadamente 15 cm. de éste. La colocación del par de electrodos fue en sentido diagonal descendente hacia el interior, en la dirección de las fibras musculares (Kramer y cols., 1972; Vera y cols., 2010). El bíceps femoral se localizó en el punto medio de la distancia existente entre la tuberosidad isquiática y la cabeza del peroné derechos (Figura 17 a)). En el glúteo mayor los electrodos se colocaron al 50% en la línea entre las vértebras sacras y el trocánter mayor, esta posición se corresponde con la mayor prominencia de la mitad de las nalgas, por encima de la prominencia ósea visible del trocánter mayor (Figura 17 d)). La señal de EMG del erector espinal fue recogida a nivel de la tercera vértebra lumbar, localizando los puntos de

colocación de los electrodos a 3 cm. a la derecha de la apófisis espinosa (Figura 17 b)) (Hermens y cols., 2000). Se colocó un electrodo de referencia a nivel del cuerpo del esternón.



**Figura 17.** Colocación de electrodos: A. bíceps femoral, B. erector espinal, C. a) recto del abdomen, b) oblicuo externo y D. glúteo mayor (elaboración propia).



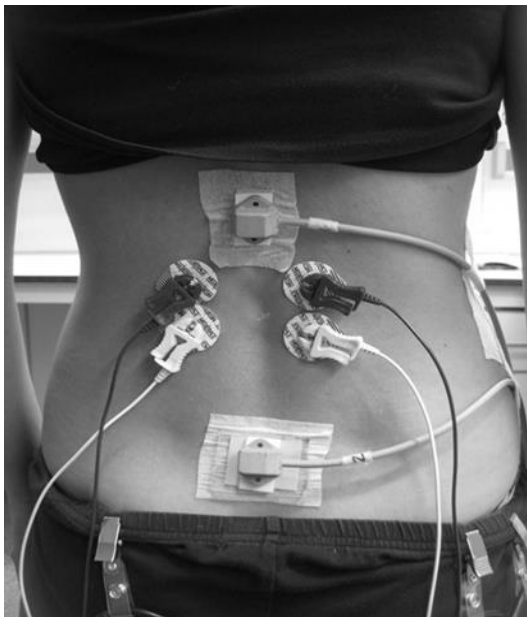
La piel de los puntos de colocación se exfolió con una lija suave y se limpió con alcohol previamente a la colocación de los electrodos. Un par de electrodos de superficie de cloruro de plata con un diámetro de 2 cm. se colocaron a ambos lados de cada uno de los puntos marcados, con una distancia entre centros de 2 cm. y siguiendo la dirección de las fibras de cada músculo. Los datos fueron capturados con una razón de rechazo al modo común de 110 dB, una impedancia de 1.0 MV, una ganancia de 2000 y dos filtros pasabanda para eliminar ruido de la señal, uno paso alto de 10 Hz y otro paso bajo de 500 Hz. Los datos fueron entonces digitalizados con un sistema de adquisición de datos de 16 bit (modelo MP150; Biopac Systems, Figura 16) con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz.

#### ***6.2.2.2. Análisis de movimiento***

Los ángulos de rotación en los tres planos del espacio (grados) de la columna lumbar y la pelvis se registraron de manera sincronizada a la señal de EMG por medio del electrogoniómetro Liberty 240/16 (Polhemus Inc., Colchester, EEUU) (Figura 16). Este utiliza un campo magnético de baja frecuencia generado por una fuente electromagnética, la cual se coloca en una plataforma plástica de altura ajustable a nivel de la cadera de cada participante. Los impulsos magnéticos son detectados por dos sensores. El primer sensor (L1) se adhirió a la piel que cubre la apófisis espinosa de la primera vértebra lumbar, y proporcionaba datos sobre el desplazamiento en los tres planos del espacio del tronco en su conjunto (cadera + columna lumbar). El segundo sensor (S1) se colocó a nivel de la primera vértebra sacra, y proporcionaba datos sobre la inclinación del sacro en la articulación coxo-femoral (flexión de la cadera) (Figura 18).

Los datos detectados por los sensores se enviaron a un transmisor, que los transmitió a su vez a un ordenador personal que es el que acaba almacenando los datos de movimiento. La frecuencia de muestreo de todos los datos de movimiento se fijó fijada en 240 Hz.

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.

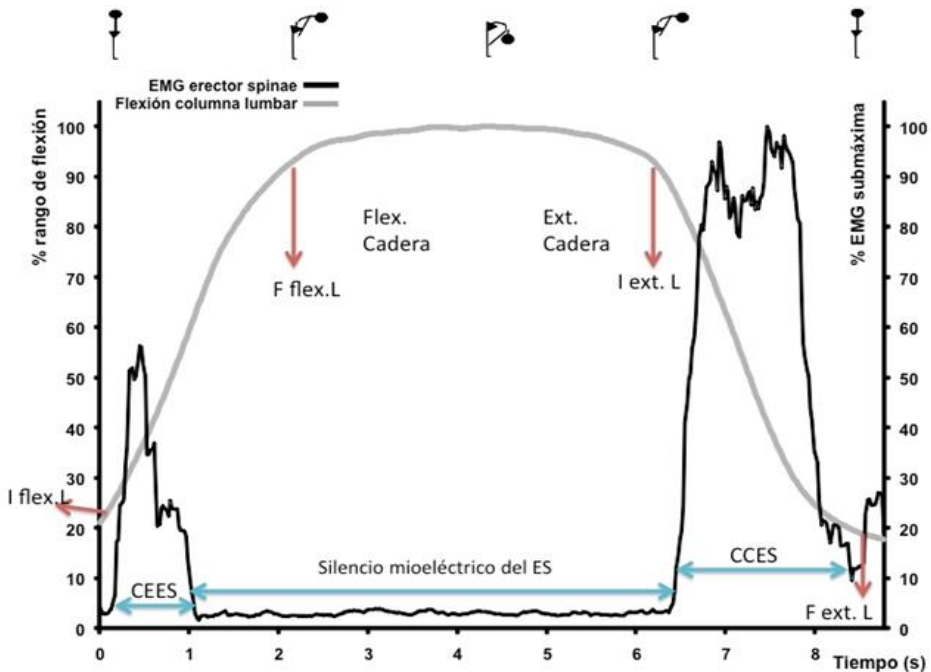


**Figura 18.** Colocación de ambos pares de electrodos para el registro de los músculos erector espinal derecho e izquierdo (a ambos lados de la columna). Se observan los sensores de electrogoniometría: el colocado sobre la primera vértebra lumbar y el colocado sobre la primera vértebra sacra, éste último marcado con un dos (elaboración propia).

### **6.3. Procesado de datos**

Los datos de EMG fueron rectificadas y suavizadas por medio del cálculo de su media cuadrática. Posteriormente fueron normalizados respecto a la activación muscular máxima durante la propia flexo-extensión. Para hacer posible la comparación 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 EMG del ciclo completo de flexo-extensión.

De los datos proporcionados por el electrogoniómetro se utilizaron únicamente los de flexión 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. Los datos de la flexión lumbar y de cadera también fueron normalizados para permitir su comparación entre sujetos, y expresados como porcentaje del rango de flexión máximo alcanzado en cada repetición de las flexo-extensiones de tronco. A partir de estos datos (EMG de los 5 músculos, flexión lumbar y de cadera) se generaron diferentes curvas (Figura 19), sobre las cuales se calcularon las diferentes variables del estudio para cada una de las tres repeticiones centrales del movimiento de flexo-extensión. Los datos de las tres repeticiones analizadas posteriormente fueron promediados.



*Figura 19. Curvas de flexión lumbar y patrón EMG del músculo erector espinal. Se puede observar el I flex. L. Inicio de la flexión lumbar, la CEES, contracción excéntrica del erector espinal, el F flex. L. final de la flexión lumbar, el I ext. L. inicio de extensión lumbar, la CCES, contracción concéntrica del erector espinal, el F ext. L. final de la extensión lumbar y cuando se produce el silencio mioeléctrico del erector espinal entre la contracción excéntrica del erector espinal y la contracción concéntrica del erector espinal (elaboración propia).*

### 6.3.1. Cálculo de variables

Las variables calculadas para el presente estudio fueron:

- Grados de máxima flexión del raquis lumbar y la cadera, medidos en grados.
- Porcentajes medios de actividad de cada músculo durante la flexión, la extensión y el mantenimiento de la flexión máxima, medidos en porcentaje de la máxima activación alcanzada durante la maniobra de estudio.

- Porcentajes medios de flexión (lumbar y pelvis) durante la flexión, la extensión y el mantenimiento de la flexión máxima, medidos en porcentaje de la flexión máxima alcanzada durante la maniobra de estudio.
- Ratio de actividad electromiográfica flexo-extensión (actividad electromiográfica media durante la flexión entre la actividad electromiográfica media durante la extensión) tanto según la flexión lumbar como de la cadera.
- Fenómeno de flexión-relajación del erector espinal, el bíceps femoral y el glúteo mayor: inicio (onset) y final (offset) de la relajación muscular. De aquí se calcularon:
  - Medias de activación muscular durante la contracción excéntrica y concéntrica, medidas en porcentaje de la máxima activación alcanzada durante la maniobra de estudio.
  - Medias de activación durante el silencio mioeléctrico. medidas en porcentaje de la máxima activación alcanzada durante la maniobra de estudio.
  - Posiciones (grados de flexión) de la columna lumbar y la pelvis (flexión de cadera) al inicio y final de los silencios.
  - Ratio de relajación definida por Paquet (Paquet y cols., 1994), que es una medida del grado de relajación del músculo. Para calcularlo, la actividad mioeléctrica 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).

- Picos de activación de la musculatura abdominal (recto del abdomen y oblicuo externo): inicio (onset) y final (offset) del pico de activación.
  - De aquí se calcularon las medias de activación muscular durante el pico, medidas en porcentaje de la máxima activación alcanzada durante la maniobra de estudio.
  - También las posiciones (grados de flexión) de la columna lumbar y la pelvis (flexión de cadera) al inicio y final de dicho pico de activación.

El inicio y final de la flexión, extensión, activaciones y relajaciones musculares fueron identificados a través de inspección visual de las curvas de movimiento y EMG (Kippers y Parker, 1984; Gupta, 2001), usando un método de umbral (Sánchez-Zuriaga y cols., 2015) definiéndose el comienzo del movimiento o la activación muscular como el inicio del primer pico de actividad electromiográfica o aumento de grados de flexión que excedía la amplitud máxima de la actividad o grados de flexión basales.

#### **6.4. Análisis estadístico**

El cumplimiento del supuesto de normalidad se comprobó para cada variable dependiente y cada grupo de estudio mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov.

La prueba estadística utilizada para el cálculo de las diferencias estadísticamente significativas entre el grupo control de sujetos sanos con el grupo de pacientes con dolor vistos de forma global fue la prueba t para muestras independientes. La homogeneidad de varianzas se comprobó mediante la prueba de Levene.

Para comparar las variables que caracterizaban los patrones de actividad EMG y movimiento lumbopélvico entre los diferentes grupos de patologías específicas, se realizó un análisis de la varianza (ANOVA) de un factor entre sujetos, con el tipo de patología como variable independiente. Se comprobó el cumplimiento del supuesto de homocedasticidad mediante la prueba de Levene. Dependiendo del cumplimiento o no del supuesto, se utilizaron como aproximación alternativa al ANOVA los estadísticos de Welch y Brown-Forsythe. Para las comparaciones específicas entre cada par de patologías se empleó como prueba post-hoc la prueba de Tukey (si se cumplía la homocedasticidad) o de Games-Howell (si no se cumplía).

Para comparar los valores de posición lumbopélvica y de actividad muscular de los diferentes músculos entre sujetos sanos y pacientes con dolor en los ejercicios lento, rápido y con carga añadida, se realizó un análisis de varianza factorial mixto (split-plot) de dos factores, con medidas repetidas en uno de ellos. El tipo de ejercicio (lento, rápido y con carga) se consideró como variable independiente intra-sujetos (de medidas repetidas), y el grupo (sanos y pacientes) como variable entre-sujetos. El supuesto de homogeneidad de las matrices de varianza-covarianza se comprobó mediante la prueba de Box, la esfericidad mediante la prueba de Mauchly y la homocedasticidad mediante la prueba de Levene. En el caso de no cumplirse la esfericidad se utilizó como aproximación alternativa para el cálculo de los efectos principales para la variable intra-sujetos y la interacción la aproximación más potente entre las siguientes: multivariada (MANOVA), ajuste de Greenhouse-Geisser, ajuste de Huynh-Feldt o ajuste por límite inferior. Para las comparaciones específicas entre las distintas combinaciones de los grupos se empleó como prueba post-hoc la prueba de Bonferroni.

En todas estas comparaciones se utilizó una  $p$  de 0,05. Para llevar a cabo los cálculos estadísticos se utilizó el programa SPSS versión 18.0 para Windows (SPSS Inc, Chigao, IL, EEUU).



*Resultados*

---

## **7. Resultados**

### **7.1. Comparaciones globales entre el grupo control y el grupo de pacientes**

Los resultados y las diferencias estadísticamente significativas de la prueba de flexo-extensión sin carga y sin incremento de velocidad (ejercicio en el cual tanto la flexión como la extensión se realizaron en 4 segundos cada una) que realizaron los 84 sujetos se muestran en las siguientes tablas:

- El patrón de movimiento del grupo control (sanos) y el grupo de pacientes, (pacientes), se muestra en la tabla 3.
- El patrón de actividad electromiográfica del erector espinal derecho y del erector espinal izquierdo, tanto del grupo control como del grupo de pacientes, se muestra en la tabla 4.
- El patrón de actividad electromiográfica del bíceps femoral derecho y del bíceps femoral izquierdo, tanto del grupo control como del de pacientes, se muestra en la tabla 5.

- El patrón de actividad electromiográfica del glúteo mayor derecho y del glúteo mayor izquierdo, tanto del grupo control como del grupo de pacientes, se muestra en la tabla 6.
- El patrón de actividad electromiográfica del recto del abdomen derecho y del recto del abdomen izquierdo, tanto del grupo control como del grupo de pacientes, se muestra en la tabla 7.
- El patrón de actividad electromiográfica del oblicuo externo derecho y del oblicuo externo izquierdo, tanto del grupo control como del grupo de pacientes, se muestra en la tabla 8.

Tabla 3. Patrón de movimiento

	Flexión lumbar bipedest.	° máx. Flexión lumbar	% Lumbar flexión	% Lumbar extensión	% Lumbar >90%	Flexión Cadera bipedest.	° máx. Flexión cadera	% Cadera flexión	% Cadera extensión	% Cadera >90%
Pacientes	<b>-31,4±11,2</b>	<b>43,4±16,8**</b>	47,2±7,6	47,5±5,41	<b>36,86±8,05**</b>	18,74±10,5	<b>52,7±13,9*</b>	<b>45,6±5,75**</b>	42,6±5,8	<b>20,005±4,8**</b>
Sanos	<b>-39,4±13,02**</b>	<b>58,6±11,4</b>	46,06±5,4	45,6±5,2	<b>43,6±7,2</b>	19,6±11,5	<b>59,7±17,3</b>	<b>49,4±6,5</b>	43,5±5,9	<b>22,8±4,7</b>

Valores medios ± desviación estándar. \*p<0,05 \*\*p<0,01, bipedestación (bipedest.).

Tabla 4. Patrón de EMG del erector espinal lumbar derecho e izquierdo

	% ESL flexión	% ESL extensión	Ratio flex-ext ESL	% Rango máx. ESL	% ESL excen.	% ESL concen.	% ESL silencio	% Lumbar onset ESL silencio	% Lumbar offset ESL silencio	% Cadera onset ESL silencio	% Cadera offset ESL silencio	Ratio relax. ESL	
Pacientes	ESLD	24,4±9,4	53,3±9,8	<b>0,4±0,2</b>	<b>21,2±17,8</b>	23,09±5,5	49,9±6,6	<b>8,3±6,1</b>	88,2±7,8	97,1±4,8	<b>50,2±30,6</b>	<b>81,5±18,9</b>	<b>0,6±0,4</b>
	ESLI	24,2±9,7	51,03±10,8	<b>0,5±0,2</b>	<b>20,2±16,9</b>	23,7±7,5	49,2±7,06	7,9±5,07	88,3±7,9	96,5±5,2	51,1±30,8	77,09±21,6	<b>0,6±0,5</b>
Sanos	ESLD	22,07±5,9	53,8±6,1	<b>0,4±0,09*</b>	<b>7,3±2,9**</b>	24,1±5,6	50,4±5,3	<b>5,8±2,5*</b>	86,7±5,4	98,002±1,7	<b>35,2±23,7*</b>	<b>69,4±18,7**</b>	<b>0,2±0,1**</b>
	ESLI	22,2±6,5	54,4±6,1	<b>0,4±0,1*</b>	<b>8,7±4,9**</b>	24,4±6,4	50,8±5,3	6,4±3,8	86,5±7,3	98,1±1,7	37,4±26,7	69,9±19,09	<b>0,2±0,1**</b>

Valores medios ± desviación estándar. \*p<0,05 \*\*p<0,01, diferencias estadísticamente significativas entre pacientes y sanos. Erector espinal lumbar (ESL), rango máximo de movimiento (Rango máx.), contracción excéntrica (excen.), contracción concéntrica (concen.), relajación (relax.).

Tabla 5. Patrón de EMG del bíceps femoral derecho e izquierdo

		% BF flexión	% BF extensión	Ratio flex-ext BF	% Rango máx. BF	% BF excen.	% BF concen.	% BF silencio	% Lumbar onset BF silencio	% Lumbar offset BF silencio	% Cadera onset BF silencio	% Cadera offset BF silencio	Ratio relax. BF
Pacientes	BFD	27,8±10,3	53,9±9,9	0,5±0,1	26,4±13,4	30,1±7,9	48,2±7,9	12,7±6,9	90,4±10,2	96,07±7,08	76,1±21,3	94,2±9,6	0,7±0,4
	BFI	28,4±9,4	52,7±7,6	0,5±0,1	25,7±14,2	30,8±6,9	49,2±6,02	12,1±6,9	89,6±20,1	96,4±6,02	81,3±22,4	94,4±10,8	0,7±0,6
Sanos	BFD	28,9±11,8	52,2±9,7	0,5±0,2	21,3±15,9	32,9±10,12	48,02±7,3	10,7±6,7	94,002±3,1	97,2±2,5	76,5±12,1	97,3±3,1	0,5±0,3
	BFI	29,5±12,2	53,3±9,8	0,5±0,2	22,7±15,6	32,3±11,5	48,1±7,003	10,6±6,7	93,2±3,9	97,1±2,7	73,3±13,1	97,1±3,2	0,7±0,5

Valores medios ± desviación estándar. \*p<0,05 \*\*p<0,01, diferencias estadísticamente significativas entre pacientes y sanos. Bíceps femoral (BF), rango máximo de movimiento (Rango máx.), contracción excéntrica (excen.), contracción concéntrica (concen.), relajación (relax.).

Tabla 6. Patrón de EMG del glúteo mayor derecho e izquierdo

		% GM flexión	% GM extensión	Ratio flex-ext GM	% Rango máx. GM	% GM excen.	% GM concen.	% GM silencio	% Lumbar onset GM silencio	% Lumbar offset GM silencio	% Cadera onset GM silencio	% Cadera offset GM silencio	Ratio relax. GM
Pacientes	GMD	32±10,07	49,1±8,7	0,6±0,2	<b>23,7±15,06</b>	36,9±9,6	47,4±7,6	14,3±6,5	89,05±13,1	96,8±4,9	73,6±22,5	91,9±9,3	0,7±0,5
	GMI	<b>37,6±10,5</b>	51,5±10,3	0,7±0,4	<b>28,6±15,9</b>	<b>41,1±7,6</b>	51,8±7,2	17,7±10,4	93,4±6,09	95,8±7,1	77,6±23,8	87,9±19,1	0,8±0,3
Sanos	GMD	27,9±10,2	48,5±9,6	0,6±0,2	<b>17,3±12,4*</b>	34,8±10,3	47,4±8,3	12,3±7,2	91,4±9,6	96,7±4,4	67,3±18,5	91,7±9,4	0,6±0,3
	GMI	<b>29,7±10,2**</b>	48,1±9,5	0,6±0,2	<b>20,4±14,2*</b>	<b>35,7±10,7*</b>	48,3±7,7	14,6±8,1	91,4±10,5	96,8±4,6	69,6±19,9	90,7±10,2	0,7±0,5

Valores medios ± desviación estándar. \*p<0,05 \*\*p<0,01, diferencias estadísticamente significativas entre pacientes y sanos. Glúteo mayor (GM), rango máximo de movimiento (Rango máx.), contracción excéntrica (excen.), contracción concéntrica (concen.), relajación (relax.).

Tabla 7. Patrón de EMG del recto anterior del abdomen derecho e izquierdo

		% RA flexión	% RA extensión	Ratio flex-ext RA	% Rango máx. RA	% RA pico	% Lumbar onset RA	% Lumbar offset RA	% Cadera onset RA	% Cadera offset RA
Pacientes	RAD	20,1±6,2	<b>20,3±5,8</b>	1,03±0,3	46,1±13,2	41,06±9,1	75,9±18,6	76,7±16,09	45,5±30,2	38,07±17,5
	RAI	19,8±7,3	<b>18,5±4,6</b>	1,1±0,3	45,5±12,2	40,8±7,8	73,01±23,6	74,6±18,8	45,6±30,4	36,09±19,1
Sanos	RAD	18,1±11,8	<b>16±8,6*</b>	1,1±0,5	47,7±11,8	44,01±8,9	74,9±25,1	78,6±13,3	40,7±27,05	35,9±19,11
	RAI	19,5±11,1	<b>15,1±6,8*</b>	1,4±0,9	47,04±11,2	43,6±7,1	72,9±27,2	78,9±14,09	41,8±29,9	35,5±18,7

Valores medios ± desviación estándar. \*p<0,05 \*\*p<0,01, diferencias estadísticamente significativas entre pacientes y sanos. Recto del abdomen (RA), rango máximo de movimiento (Rango máx.).

Tabla 8. Patrón de EMG del oblicuo externo derecho e izquierdo

		% OE flexión	% OE extensión	Ratio flex-ext OE	% Rango máx. OE	% OE pico	% Lumbar onset OE	% Lumbar offset OE	% Cadera onset OE	% Cadera offset OE
Pacientes	OED	<b>32,6±15,1</b>	<b>31,5±14,4</b>	1,07±0,2	44,3±12,4	44,1±10,7	82,5±16,7	88,9±9,6	56,03±27,7	58,03±24,3
	OEI	<b>32,08±11,6</b>	<b>31,9±14,08</b>	1,1±0,4	45,6±12,2	45,7±8,6	76,1±26,3	85,2±16,8	53,1±27,5	51,4±22,3
Sanos	OED	<b>22,2±11,4**</b>	<b>21,9±11,4**</b>	1,03±0,2	43,5±10,3	44,3±8,6	81,6±15,6	92,9±6,2	49,3±22,8	61,6±21,8
	OEI	<b>19,1±7,7**</b>	<b>19,9±10,3**</b>	1,05±0,2	41,8±12,5	42,3±9,9	81,8±17,9	89,9±8,6	48,3±26,6	57,2±22,1

Valores medios ± desviación estándar. \*p<0,05 \*\*p<0,01, diferencias estadísticamente significativas entre pacientes y sanos. Oblicuo externo (OE), rango máximo de movimiento (Rango máx.).

### **7.1.1. Patrón de movimiento de los dos grupos**

Respecto a los resultados obtenidos en cuanto al patrón de movimiento de los dos grupos (tabla 3); se observa que la flexión lumbar en bipedestación, es significativamente menor en los sujetos sanos que en los pacientes y la flexión máxima lumbar es significativamente menor en los pacientes. Respecto al porcentaje de tiempo de flexión lumbar a más del 90%, también es significativamente menor en el grupo de pacientes que en los controles, del mismo modo que la flexión máxima de cadera, el porcentaje de flexión de cadera durante la fase de flexión y el porcentaje del tiempo a más del 90% del máximo.

### **7.1.2. Patrón de electromiografía de los dos grupos**

#### ***7.1.2.1. Patrón de electromiografía del erector espinal***

En cuanto a los resultados del patrón de EMG del erector espinal (tabla 4), se ha observado, que el porcentaje de actividad electromiográfica en el rango máximo de movimiento del erector espinal lumbar, tanto derecho, como izquierdo, es significativamente menor en los sujetos sanos que en los pacientes. El porcentaje de actividad electromiográfica del erector lumbar derecho durante el silencio mioeléctrico, es significativamente menor en los sujetos sanos respecto a los pacientes, así como el porcentaje de flexión de cadera al inicio (onset) y al final (offset) del silencio y la ratio de flexo-extensión. Tanto en el erector lumbar derecho como en el izquierdo, la ratio de relajación (actividad electromiográfica al final de la flexión dividida por la actividad electromiográfica a mitad de la flexión) es significativamente menor en los sujetos sanos que en los pacientes.

#### ***7.1.2.2. Patrón de electromiografía del bíceps femoral***

En los resultados del patrón de EMG del bíceps femoral derecho e izquierdo (tabla 5), no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre el grupo de los sujetos sanos y el grupo de los pacientes.

#### ***7.1.2.3. Patrón de electromiografía del glúteo mayor***

En los resultados del patrón de EMG del glúteo mayor derecho e izquierdo (tabla 6), se observa una actividad electromiográfica significativamente menor del glúteo mayor izquierdo en la flexión de los sujetos sanos con respecto a los pacientes. También es significativamente menor el porcentaje de actividad electromiográfica en el rango máximo de movimiento del glúteo mayor derecho e izquierdo, en los sujetos sanos que en los pacientes y el porcentaje de actividad electromiográfica del glúteo mayor izquierdo, durante su contracción excéntrica, también es significativamente menor, en los controles que en los pacientes.

#### ***7.1.2.4. Patrón de electromiografía del recto anterior***

En los resultados del patrón de EMG del recto anterior derecho e izquierdo, se ha observado una actividad electromiográfica significativamente menor tanto en el recto anterior derecho como en el recto anterior izquierdo, durante la extensión en los sujetos sanos que en los pacientes.

#### ***7.1.2.5. Patrón de electromiografía del oblicuo externo***

Los resultados del patrón de EMG del oblicuo externo derecho e izquierdo, muestran una actividad electromiográfica significativamente menor tanto en el oblicuo externo derecho e izquierdo, durante la flexión y durante la extensión, en los sujetos sanos que en los pacientes.



## **7.2 Comparaciones específicas entre los grupos de pacientes**

Los resultados de la comparación entre los grupos de pacientes (tabla 2) durante la realización de prueba de flexo-extensión sin carga y sin incremento de velocidad (ejercicio en el cual tanto la flexión como la extensión se realizaron en 4 segundos cada una) y las diferencias estadísticamente significativas entre:

- El patrón de movimiento del grupo de patología discal, del grupo de espondilolistesis, del grupo de espondilitis anquilosante, del grupo de sacroileítis y del grupo de dolor lumbar inespecífico, se muestran en la tabla 9.
- El patrón de actividad electromiográfica del erector espinal derecho y del erector espinal izquierdo, del grupo de patología discal, del grupo de espondilolistesis, del grupo de espondilitis anquilosante, del grupo de sacroileítis y del grupo de dolor lumbar inespecífico, se muestran en la tabla 10.
- El patrón de actividad electromiográfica del bíceps femoral derecho y del bíceps femoral izquierdo, del grupo de patología discal, del grupo de espondilolistesis, del grupo de espondilitis anquilosante, del grupo de sacroileítis y del grupo de dolor lumbar inespecífico, se muestran en la tabla 11.
- El patrón de actividad electromiográfica del glúteo mayor derecho y del glúteo mayor izquierdo, del grupo de patología discal, del grupo de espondilolistesis, del grupo de espondilitis anquilosante, del grupo de sacroileítis y del grupo de dolor lumbar inespecífico, se muestran en la tabla 12.

- El patrón de actividad electromiográfica del recto del abdomen derecho y del recto del abdomen izquierdo, del grupo de patología discal, del grupo de espondilolistesis, del grupo de espondilitis anquilosante, del grupo de sacroileítis y del grupo de dolor lumbar inespecífico, se muestran en la tabla 13.
- El patrón de actividad electromiográfica del oblicuo externo derecho y del oblicuo externo izquierdo, del grupo de patología discal, del grupo de espondilolistesis, del grupo de espondilitis anquilosante, del grupo de sacroileítis y del grupo de dolor lumbar inespecífico, se muestran en la tabla 14.

Tabla 9. Patrón de movimiento, en los pacientes

	Flexión lumbar bipedest.	° máx. Flexión lumbar	% Lumbar flexión	% Lumbar extensión	% Lumbar >90%	Flexión Cadera bipedest.	° máx. Flexión cadera	% Cadera flexión	% Cadera extensión	% Cadera >90%
Patología discal	-32,9±10,7	44,9±10,4	49,4±6,9	48,5±5,1	36,02±6,6	19,6±9,6	51,8±11,4	<b>45,5±3,6</b>	42,03±4,9	20,02±5,09
Espondilolisis-tesis	-36,5±11,4	47,4±19,7	48,2±8,9	49,7±5,6	36,8±6,16	19,9±12,9	53,5±20,9	<b>47,09±4,2</b>	46,9±6,7	20,06±5,6
Espondilitis anquilosante	-28,9±10,7	25,2±18,6	46,4±5,7	45,09±6,2	32,2±11,9	19,7±11,2	51,7±15,08	<b>49,9±6,1</b>	40,3±6,1	21,7±5,5
Sacroileítis sin afectación axial	-25,8±6,9	50,4±9,7	39,1±8,8	42,4±3,7	42,9±9,08	15,5±7,6	54,05±1,5	<b>36,1±5,5**</b>	41,1±4,5	20,7±0,8
Dolor lumbar inespecífico	-23,2	46,02±20,4	45,1±4,04	46,2±2,8	40,3±8,6	14,8±12,6	53,9±11,08	<b>44,8±7,12</b>	38,8±1,4	17,1±3,6

Valores medios ± desviación estándar. \*p<0,05 \*\*p<0,01. Las diferencias estadísticamente significativas son entre el grupo de sacroileítis y todos los demás. Bipedestación (bipedest.).

Tabla 10. Patrón de EMG del erector espinal lumbar derecho e izquierdo, en los pacientes

		% ESL flexión	% ESL extensión	Ratio flex-ext ESL	% Rango máx. ESL	% ESL excen.	% ESL concen.	% ESL silencio	% Lumbar onset ESL silencio	% Lumbar offset ESL silencio	% Cadera onset ESL silencio	% Cadera offset ESL silencio	Ratio relax. ESL
Patología discal	ESLD	22,8±8,6	53,03±7,9	0,43±0,1	20,27±16,6	21,3±4,4	50,6±4,9	7,3±3,7	87,3±9,7	96,8±6,6	50,9±30,7	83,8±17,8	0,6±0,4
	ESLI	22,7±8,3	53,05±8,03	0,4±0,1	19,08±17,3	21,6±5,5	51,5±4,1	6,09±2,07	86,8±8,9	94,7±7,4	45,7±26,4	71,1±25,9	0,6±0,5
Espondilolis -tesis	ESLD	26,14±9,2	56,7±9,7	0,4±0,1	20,7±17,1	25,9±6,06	50,3±7,02	10,9±8,8	90,5±7,7	97,9±1,9	59,2±30,5	88,3±16,4	<b>0,5±0,3</b>
	ESLI	24,6±8,3	51,4±10,7	0,5±0,2	18,8±13,7	24,3±5,7	45,9±7,8	9,08±6,2	91,1±6,4	98,1±2,09	63,07±28,2	88,3±16,7	0,4±0,2
Espondilitis anquilosante	ESLD	29,3±12,2	46,5±16,02	0,7±0,4	35±20	21,01±1,8	43,4±11,9	9,2±3,1	84,08±5,04	93,02±9,7	50,1±20,5	83,1±14,3	<b>1,1±0,5**</b>
	ESLI	32±11,8	45,9±16,7	0,8±0,3	33,7±18,5	31,9±9,08	51,7±9,4	14,7±4,8	86,4±10,3	93,7±8,8	60,6±29,9	74,4±16,3	1,09±0,6
Sacroileítis sin afectación axial	ESLD	16,9±1,5	49,9±7,6	0,3±0,03	4,5±1,2	20,9±1,9	48,05±7,3	4,2±1,01	82,7±2,4	97,3±1,9	22,5±12,5	60,2±20,6	<b>0,1±0,04</b>
	ESLI	15,6±3,8	48,5±9,2	0,3±0,02	4,9±1,5	18,6±4	47,3±8	4,6±1,7	80,9±4,7	97,4±1,9	19,7±7,2	58,7±18,9	0,1±0,09
Dolor lumbar inespecífico	ESLD	25,6±10,8	57,9±3,7	0,4±0,1	22,06±20,1	23,8±9,4	53,5±2,07	7,9±6,6	93,6±4,2	99,08±0,3	53,7±44,8	78,9±21,8	0,5±0,4
	ESLI	24,4±12,3	53,4±12,05	0,4±0,2	22,5±19,7	23,7±12,02	51,8±6,3	6,1±3,01	93,8±4,6	98,9±0,8	55,04±48,01	83,2±18,9	0,7±0,5

Valores medios ± desviación estándar. \*p<0,05 \*\*p<0,01. Las diferencias estadísticamente significativas son entre el grupo de espondilitis anquilosante y los grupos de espondilolistesis y sacroileítis. Erector espinal lumbar (ESL), rango máximo de movimiento (Rango máx.), contracción excéntrica (excen.), contracción concéntrica (concen.),

Tabla 11. Patrón de EMG del bíceps femoral derecho e izquierdo, en los pacientes

		% BF flexión	% BF extensión	Ratio flex-ext BF	% Rango máx. BF	% BF excen.	% BF concen.	% BF silencio	% Lumbar onset BF silencio	% Lumbar offset BF silencio	% Cadera onset BF silencio	% Cadera offset BF silencio	Ratio relax. BF
Patología discal	BFD	23,6±8,09	50,8±10,9	0,4±0,1	20,5±11,6	26,9±6,01	45,4±8,5	9,2±4,9	88,4±10,9	97,5±2,3	68,8±27,7	94,6±7,9	0,8±0,6
	BFI	26,3±6,9	53,2±9,1	0,4±0,09	18,6±10,3	30,5±5,9	50,6±7,1	9,2±3,4	94,2±4,8	98,9±0,7	84,4±11,4	98,3±1,1	0,5±0,3
Espondilolisis	BFD	30,6±12,9	56,2±10,9	0,5±0,1	33,9±16,1	28,1±8,1	50,3±7,7	15,6±8,04	93,3±2,8	95,9±2,7	84,8±4,7	94,8±5,4	0,7±0,3
	BFI	32,2±8,4	53,1±4,8	0,6±0,1	33,8±16,2	32,8±6,1	49,6±6,1	18±9,7	92,9±3,8	96,6±3,3	80,9±13,7	93,7±5,2	0,8±0,5
Espondilitis anquilosante	BFD	25,04±6,6	56,2±8,4	0,4±0,1	26,6±8,5	33,6±3,8	48,9±8,7	11,7±5,1	81,2±15,2	88,3±16,6	63,7±18,4	86,7±19,8	0,8±0,3
	BFI	22,4±6,7	49,1±9,1	0,4±0,1	30,02±13,7	30,4±8,2	46,5±2,6	10,8±4,6	62,3±42,7	88,5±12,2	56,4±44,4	80,9±22,7	1,3±1,1
Sacroileítis sin afectación axial	BFD	30,9±6,9	57,4±7,05	0,5±0,1	29,6±6,9	32,07±6,6	51,01±2,8	14,9±4,06	97,7±1,5	98,7±0,6	94,2±8,1	97,2±4,8	0,6±0,1
	BFI	27,4±12,1	54,6±2,5	0,5±0,2	23,9±3,5	28,6±8,7	49,3±6,07	10±5,8	97,2±2	97,7±1,8	92,6±10,6	98,6±1,7	0,5±0,05
Dolor lumbar inespecífico	BFD	36,3±12,5	54,7±8,7	0,6±0,2	28,9±17,6	37,4±13,1	49,7±9,5	18,06±10,8	96,4±1,3	98,5±0,8	82,03±9,1	97,9±1,6	0,6±0,3
	BFI	33,3±14,08	53,2±10,2	0,6±0,2	25,7±19,6	30,3±10,2	48,0±7,2	11,6±6,06	97,8±0,2	98,4±0,8	94,3±3,6	99,09±0,7	0,5±0,3

Valores medios ± desviación estándar. \*p<0,05 \*\*p<0,01, bíceps femoral (BF), rango máximo de movimiento (Rango máx.), contracción excéntrica (excen.), contracción concéntrica (concen.), relajación (relax.)

Tabla 12. Patrón de EMG del glúteo mayor derecho e izquierdo, en los pacientes

		% GM flexión	% GM extensión	Ratio flex-ext GM	% Rango máx. GM	% GM excen.	% GM concen.	% GM silencio	% Lumbar onset BF silencio	% Lumbar offset GM silencio	% Cadera onset GM silencio	% Cadera offset GM silencio	Ratio relax. GM
Patología discal	GMD	27,5±6,8	48,4±9,2	0,5±0,1	18,8±11,8	34,3±6,4	48,9±8,2	14,2±7	91,5±7,8	98,5±1,1	75,5±21,02	92,4±8,4	0,6±0,2
	GMI	34,8±9,7	52,5±10,03	0,6±0,1	26,2±14,9	40,7±5,6	50,5±9,4	19,9±11,2	91,7±7,9	96,07±7,6	68,9±29,2	85,6±21,4	0,8±0,3
Espondilolisis -tesis	GMD	33,4±6,6	54,01±5,2	0,6±0,1	31,3±16,4	36,8±10,9	49,5±6,8	16,6±7,3	93,1±5,9	96,6±3,8	77,06±26,1	90,03±11,7	1,01±0,6
	GMI	40,3±7,7	50,03±13,3	0,9±0,6	29,2±18,2	43,5±8,8	52,5±3,3	19,5±12,5	95,5±3,6	96,6±4,1	84,6±20,4	88,9±15,6	0,8±0,5
Espondilitis anquilosante	GMD	26,02±8,4	42,8±10,4	0,6±0,2	22,6±14,9	35,8±8,1	40,3±6,2	13,9±7,8	70,2±21,6	90,7±9,5	62,02±17,2	92,2±7,6	0,9±0,7
	GMI	39,05±14,8	47,6±11,6	0,8±0,4	32,5±7,7	43,01±12,3	52,7±12,4	12,7±6,3	93,5±4,2	89,1±12,6	85,9±16,1	82,4±33,6	0,7±0,3
Sacroileítis sin afectación axial	GMD	39,08±14,6	48,4±10,5	0,8±0,4	18,5±7,4	48,4±18,4	46,7±8,7	12,8±2,8	93,1±6,7	98,7±0,9	60,7±32,6	89,4±15,7	0,6±0,1
	GMI	34,5±7,5	56,03±6,5	0,6±0,08	24,8±25,1	40,5±5,1	52,8±3,2	11,2±7,8	96,4±2,1	98,9±0,7	89,1±10,7	93,2±7,03	0,6±0,5
Dolor lumbar inespecífico	GMD	41,7±11,6	50,5±6,2	0,8±0,2	27,04±22,2	37,1±2,4	49,3±5,3	11,1±3,2	96,4±0,1	99,1±0,5	90,2±4,9	96,9±1,3	0,6±0,4
	GMI	39,8±15,06	53,5±4,7	0,7±0,2	31,5±17,7	34,3±3,7	51,6±3,9	18,9±8,2	90,7±9,2	99,2±0,6	65,4±26,8	95,2±6,9	0,8±0,1

Valores medios ± desviación estándar. \*p<0,05 \*\*p<0,01, glúteo mayor (GM), rango máximo de movimiento (Rango máx.), contracción excéntrica (excen.), contracción concéntrica (concen.), relajación (relax.).

Tabla 13. Patrón de EMG del recto anterior del abdomen derecho e izquierdo, en los pacientes

		% RA flexión	% RA extensión	Ratio flex-ext RA	% Rango máx. RA	% RA pico.	% Lumbar onset RA.	% Lumbar offset RA	% Cadera onset RA	% Cadera offset RA
Patología discal	RAD	<b>22,5±4,4**</b>	<b>23,4±4,5*</b>	1±0,2	45,7±13,5	41,07±9,06	77,2±18,06	70,4±17,8	48,9±28,4	33,7±17,9
	RAI	19,7±4,8	19,8±3,5	1,05±0,4	40,5±8,3	35,8±5,09	72,6±22,3	62,4±18,1	43,6±25,4	24,5±12
Espondilolisis	RAD	20,6±6,06	18,5±5,9	1,1±0,4	49,5±18,5	38,1±11,9	74,3±19,8	79,2±14,6	46,4±30,6	40,5±16,2
	RAI	23,4±11,5	21,4±6,02	1,1±0,3	53,2±15,9	44,5±9,8	69,3±33,4	76,8±20,6	44,9±33,5	44,8±18,7
Espondilitis anquilosante	RAD	<b>10,1±0,7</b>	<b>12,5±1,4</b>	0,8±0,03	42,7±7,6	44,7±8,6	87,1±8,7	88,8±2,1	76,05±15,4	44,7±10,2
	RAI	15,02±6,7	14±0,9	1,1±0,5	44,4±2,8	44,2±6,7	82,1±17,3	82,3±10,07	69,7±19,4	37,2±22,5
Sacroileítis sin afectación axial	RAD	19,2±7,9	17,4±6,6	1,1±0,3	41,9±13,6	39,5±10,1	71,3±27,8	84,7±12,3	30,1±31,3	48,5±18,7
	RAI	19,4±4,6	15,4±3,7	1,2±0,2	39,1±12,05	40,2±7,2	80,3±18,8	93,7±3,3	53,6±37,9	53,5±16,2
Dolor lumbar inespecífico	RAD	20,2±8,08	21,2±0,5	0,9±0,3	52,9±1,05	45,8±2,1	63,8±16,6	78,04±18,7	7,1±8,8	29,2±29,4
	RAI	17,8±9,07	17,4±0,9	1,01±0,4	59,5±6,9	48,4±4,6	57,4±23,1	73±10,9	4,3±3,7	25,3±23,7

Valores medios ± desviación estándar. \*p<0,05 \*\*p<0,01. Las diferencias estadísticamente significativas son entre el grupo de patología discal y el grupo con espondilitis anquilosante. Recto del abdomen (RA), rango máximo de movimiento (Rango máx.).

Tabla 14. Patrón de EMG del oblicuo externo derecho e izquierdo, en los pacientes

		% OE flexión	% OE extensión	Ratio flex-ext OE	% Rango máx. OE	% OE pico.	% Lumbar onset OE	% Lumbar offset OE	% Cadera onset OE	% Cadera offset OE
Patología discal	OED	41,4±11,9	38,9±11,1	1,08±0,1	47,6±15,9	45,9±13,4	75,6±20,6	<b>84,06±10,4**</b>	53,3±28,1	<b>52,7±27,07</b>
	OEI	41,7±8,2	41,1±13,8	1,1±0,5	49,1±11,5	50,8±5,9	78,8±20,4	80,5±13,9	55,4±23,9	46,9±24,1
Espondilolisis-tesis	OED	36,8±11,2	35,9±11,7	1,04±0,1	44,8±8,6	45,6±9,9	92,5±4,4	92,8±7,06	68,8±27,7	58,7±28,2
	OEI	24,7±13,5	29±14,01	0,8±0,08	31,3±12,7	32,7±12,8	92,2±5,3	97,3±1,4	55,8±15,7	66,04±29,01
Espondilitis anquilosante	OED	12,5±2,07	12,3±7,09	1,1±0,4	41,3±4,04	38,6±4,4	84,6±8,9	88,7±1,8	57,03±15,9	<b>45,9±6,4</b>
	OEI	20,4±7,04	21,8±8,9	0,9±0,1	47,4±4	46,3±1,2	82,2±10,08	91,3±5,6	59,4±21,4	51,1±10,2
Sacroileítis sin afectación axial	OED	19,1±6,1	19,1±8,4	1,08±0,4	40,08±4,3	44,4±2,3	87,4±8,1	<b>96,6±3,5</b>	56,8±32,6	72,2±10,8
	OEI	29,5±5,6	25,9±12,2	1,2±0,4	47,07±11,7	45,7±3,05	60,1±39,5	77±36	42,6±47,7	50±31,8
Dolor lumbar inespecífico	OED	21,9±16,2	25,6±20,1	0,8±0,04	33,9±5,1	38,7±10,8	93,9±6,3	<b>99,5±0,6</b>	44±54,5	<b>85,3±6,08*</b>
	OEI	25,6±4,3	23,2±10,6	1,3±0,7	47,9±19,1	44,1±5,9	55,8±60,1	88,5±11,06	46,8±55,6	50,6±12,09

Valores medios ± desviación estándar. \*p<0,05 \*\*p<0,01. Las diferencias estadísticamente significativas son entre el grupo de patología discal y los grupos de sacroileítis e inespecífico en el caso de la flexión lumbar en el offset. Las diferencias estadísticamente significativas son entre el grupo de dolor inespecífico y los grupos de espondilitis anquilosante y patología discal en el caso de la flexión de cadera en el offset. Oblicuo externo (OE), rango máximo de movimiento (Rango máx.).



### **7.2.1 Patrón de movimiento de los grupos de pacientes**

Respecto a los resultados obtenidos en cuanto a la comparación del patrón de movimiento entre los pacientes (tabla 9), los sujetos con sacroileítis sin afectación axial tienen flexión de cadera significativamente menor que el resto de los grupos de pacientes.

### **7.2.2 Patrón de electromiografía de los grupos de pacientes**

#### ***7.2.2.1 Patrón de electromiografía del erector espinal***

En cuanto al patrón de EMG del erector espinal lumbar (tabla 10), la ratio de relajación de erector espinal lumbar derecho, es significativamente mayor en el grupo de pacientes con espondilitis anquilosante que en el grupo de pacientes con espondilolistesis y el grupo de pacientes con sacroileítis sin afectación axial.

#### ***7.2.2.2 Patrón de electromiografía del bíceps femoral***

No se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en el patrón de EMG del bíceps femoral derecho e izquierdo (tabla 11), entre los grupos de pacientes.

#### ***7.2.2.3. Patrón de electromiografía del glúteo mayor***

Tampoco se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en el patrón de patrón de EMG del glúteo mayor derecho e izquierdo (tabla 12), entre los grupos de pacientes.

#### ***7.2.2.4. Patrón de electromiografía del recto anterior***

En el patrón de EMG del recto anterior del abdomen derecho e izquierdo (tabla 13), se ha observado, que el porcentaje de actividad electromiográfica del recto anterior del abdomen derecho durante la flexión en el grupo de patología discal, es significativamente mayor que en el grupo de espondilitis

anquilosante. También el porcentaje de actividad electromiográfica del recto anterior del abdomen derecho durante la extensión en el grupo de patología discal, es significativamente mayor que en el grupo de espondilitis anquilosante.

#### **7.2.2.5. Patrón de electromiografía del oblicuo externo**

En el patrón de EMG del oblicuo externo derecho e izquierdo (tabla 14), el porcentaje de flexión lumbar al final (offset) del pico actividad electromiográfica del oblicuo externo derecho, en el grupo de pacientes con patología discal, es significativamente menor que en grupo de pacientes con sacroileítis sin afectación axial y que el grupo de pacientes con dolor inespecífico. También el porcentaje de flexión de cadera al final (offset) del pico actividad electromiográfica del oblicuo externo derecho, en el grupo de pacientes con dolor inespecífico, es significativamente mayor que en el grupo de pacientes con patología discal y el grupo de pacientes con espondilitis anquilosante.

### **7.3. Comparaciones en los ejercicios lento, rápido y con carga, en sanos y pacientes**

Los resultados de la prueba de flexo-extensión sin carga y sin incremento de velocidad (“lenta”; ejercicio en el cual tanto la flexión como la extensión se realizaron en 4 segundos cada una), la prueba con incremento de velocidad (“rápida”; ejercicio en el cual tanto la flexión como la extensión se realizaron en 2 segundos cada una) y la prueba con carga (“carga”; la flexión y la extensión del tronco se ejecutaron cada una en 4 segundos y se introdujo una carga de 10 kilogramos ), que realizaron 17 pacientes y 17 sujetos sanos y las diferencias estadísticamente significativas se muestran en las siguientes tablas:

- El patrón de movimiento del ejercicio lento, rápido y con carga, se muestran en la tabla 15.
- El patrón de actividad electromiográfica del erector espinal derecho y del erector espinal izquierdo, del ejercicio lento, rápido y con carga, se muestran en la tabla 16.
- El patrón de actividad electromiográfica del bíceps femoral derecho y del bíceps femoral izquierdo, del ejercicio lento, rápido y con carga, se muestran en la tabla 17.
- El patrón de actividad electromiográfica del glúteo mayor derecho y del glúteo mayor izquierdo, del ejercicio lento, rápido y con carga, se muestran en la tabla 18.
- El patrón de actividad electromiográfica del recto del abdomen derecho y del recto del abdomen izquierdo, del ejercicio lento, rápido y con carga, se muestran en la tabla 19.
- El patrón de actividad electromiográfica del oblicuo externo derecho y del oblicuo externo izquierdo, del ejercicio lento, rápido y con carga, se muestran en la tabla 20.

Tabla 15. Patrón de movimiento, en los ejercicios lento, rápido y con carga, en sanos y pacientes

		Flexión lumbar bipedest.	° máx. Flexión lumbar	% Lumbar flexión	% Lumbar extensión	% Lumbar >90%	Flexión Cadera bipedest.	° máx. Flexión cadera	% Cadera flexión	% Cadera extensión	% Cadera >90%
P a c i e n t e s	Lento	-33,3±11,4	52,1±16,4	<b>45,4±8,3</b>	47,3±5,8	38,9±5,7	<b>21,6±10,5</b>	54,6±11,1	44,7±6,3	41,1±5,1	<b>19,7±4,8</b>
	Rápido	-33,9±10,4	53,5±11,9	<b>47,1±7,8</b>	43,4±7,01	37,3±7,4	<b>24,4±9,9</b>	53,4±7,5	<b>43,5±5,3</b>	41,6±5,7	<b>23,9±6,2</b>
	Con carga	-34,5±8,03	51,5±17,1	<b>42,1±5,7*</b>	44,5±6,9	37,3±9,8	<b>23,4±11,3</b>	55,6±16,9	41,8±6,9	43,4±3,5	<b>18,9±4,7</b>
S a n o s	Lento	-36,06±13,4	56,7±12,6	<b>45,3±5,57</b>	46,07±6,3	42,2±7,9	<b>15,5±10,8*</b>	61,1±17,2	46,9±5,7	42,8±6,02	<b>23,5±4,7*</b>
	Rápido	-37,2±16,3	56,4±11,4	<b>43,9±7,5</b>	41,04±6,09	39,2±9,4	<b>15,5±14,1*</b>	61,8±16	<b>49,09±5,08*</b>	42,9±7,4	<b>26,6±4,6*</b>
	Con carga	-35,9±13,5	56,2±11,3	<b>40,7±3,5*</b>	42,7±7,2	42,3±7,7	<b>16,4±13,9*</b>	57,09±16,6	46±4,8	42,9±6,3	<b>21,3±4,6*</b>

Valores medios ± desviación estándar. \*p<0,05 \*\*p<0,01, bipedestación (bipedest.). Los grupos específicos entre los que se dan las diferencias estadísticamente significativas se explican con más detalle en el texto.

Tabla 16. Patrón de EMG del erector espinal lumbar derecho e izquierdo, en los ejercicios lento, rápido y con carga, en sanos y pacientes

		% ESL flexión	% ESL extensión	Ratio flex-ext ESL	% Rango máx. ESL	% ESL excen.	% ESL concen.	% ESL silencio	% Lumbar onset ESL silencio	% Lumbar offset ESL silencio	% Cadera onset ESL silencio	% Cadera offset ESL silencio	Ratio relax. ESL	
P a c i e n t e s	Lento	ESLD	<b>17,9±4,08</b>	53±7,4	0,3±0,08	11,04±11,9	<b>20,5±2,9</b>	49,9±6,1	5,7±2,3	84,3±8,02	97,2±5,2	35,5±24,6	75,5±20,4	0,3±0,3
		ESLI	<b>19,1±6,3</b>	53,01±8,6	0,3±0,09	11,1±11,6	<b>20,8±4,9</b>	50,4±6,7	5,8±3,3	85,05±7,4	97,3±4,9	38,1±23,3	73,4±19,8	0,3±0,3
	Rápido	ESLD	<b>15,08±5,9**</b>	50,8±10,1	0,3±0,1	10,3±9,01	<b>16,9±5,4**</b>	49,1±8,9	5,3±2,7	80,8±10,6	98,4±2,5	35,4±18,9	81,3±12,06	0,3±0,2
		ESLI	<b>14,9±6,8**</b>	51,01±9,7	0,2±0,1	11,1±10,4	<b>16,6±5,7**</b>	48,6±8,8	5,4±3,5	83,1±6,3	98,4±2,5	38,4±18,4	81,3±11,6	0,3±0,3
	Con carga	ESLD	<b>20,3±6,01</b>	51,09±7,5	0,3±0,08	12,07±12,01	<b>21,7±5,6</b>	48,3±8,9	5,6±1,6	82,5±8,1	96,01±7,7	36,5±23,1	75,06±22,1	0,3±0,3
		ESLI	<b>20,6±7,6</b>	50±9,1	0,4±0,1	12,6±12,4	<b>16,6±5,7</b>	48,04±9,7	5,6±3,03	83,6±9,2	95,9±7,8	40,1±20,05	74,1±21,8	0,3±0,4
S a n o s	Lento	ESLD	<b>23,05±5,2</b>	54,9±6,6	0,4±0,06	7,6±3,3	<b>25,1±4,7</b>	51,1±5,8	5,6±2,3	88,7±5,4	98,2±1,4	46,6±28,4	74,4±16,2	0,2±0,1
		ESLI	<b>21,8±4,7</b>	53,8±5,9	0,4±0,09	7,3±3,2	<b>23,8±4,8</b>	50,2±5,04	4,7±1,2	88,3±4,8	98,5±1,3	45,1±23,9	75,2±15,8	0,2±0,1
	Rápido	ESLD	<b>19,7±7,1**</b>	54,5±7,1	0,3±0,1	8,6±3,8	<b>21,4±5,8**</b>	50,05±4,8	5,2±1,8	85,8±6,8	97,3±3,2	44,06±24,05	81,09±14,1	0,2±0,1
		ESLI	<b>18,4±6,9**</b>	51,5±10,6	0,3±0,2	7,8±4,1	<b>20,07±5,8**</b>	47,4±8,6	4,3±1,6	85,4±6,9	97,6±2,6	47,7±25,6	80,3±11,8	0,2±0,1
	Con carga	ESLD	<b>25,01±4,1</b>	56,7±8,4	0,4±0,05	7,4±3,03	<b>26,3±5,1</b>	54,05±5,05	4,6±2,07	88,4±6,07	98,4±11,7	46,4±29,03	58,6±20,7	0,2±0,1
		ESLI	<b>24,02±4,5</b>	55,2±9,1	0,4±0,06	7,1±3,3	<b>25,6±5,6</b>	53,08±5,5	4,2±2	88,03±6,8	92,8±11,3	44,8±26,9	58,7±21,1	0,2±0,1

Valores medios ± desviación estándar. \*p<0,05 \*\*p<0,01. erector espinal lumbar (ESL), pacientes (P), sanos (S), rango máximo de movimiento (Rango máx.), contracción excéntrica (excen.), contracción concéntrica (concen.), relajación (relax.). Los grupos específicos entre los que se dan las diferencias estadísticamente significativas se explican con más detalle en el texto.

Tabla 17. Patrón de EMG del bíceps femoral derecho e izquierdo, en los ejercicios lento, rápido y con carga, en sanos y pacientes

		% BF flexión	% BF extensión	Ratio flex-ext BF	% Rango máx. BF	% BF excen.	% BF concen.	% BF silencio	% Lumbar onset BF silencio	% Lumbar offset BF silencio	% Cadera onset BF silencio	% Cadera offset BF silencio	Ratio relax. BF	
P a c i e n t e s	Lento	BFD	27,6±10,9	56,06±8,3	0,4±0,1	20,6±14,8	28,6±6,2	50,3±6,4	9,7±4,5	94,4±4,5	98,3±0,7	81,7±20,7	97,8±2,3	0,5±0,3
		BFI	26,2±8,3	54,1±6,4	0,4±0,1	18,4±10,5	29,6±7,6	50,5±6,4	8,8±3,5	95,5±3,1	98,4±1	84,2±13,8	97±4,3	0,4±0,3
	Rápido	BFD	25,7±13,3	53,3±10,5	0,4±0,2	19,5±14,04	26,7±8,07	48,3±8,5	9,4±6,3	94,06±4,9	97,08±3,2	81,1±13,8	96,8±2,9	0,5±0,3
		BFI	23,2±7,4	52,5±8,7	0,4±0,1	17,2±11,1	25,2±7,4	46,5±8,6	6,9±3,5	94,2±3,3	96,9±2,6	84,3±11,5	95,1±8,7	0,6±0,6
	Con carga	BFD	31,3±13,6	58,09±7,8	0,5±0,1	19,8±14,5	32,7±7,9	<b>54,04±7,6</b>	12,7±7,5	93,4±5,3	97,8±0,8	78,3±14,7	96,4±6,2	0,6±0,3
		BFI	31,6±9,5	55,3±6,5	0,5±0,1	21,1±12,01	35,02±10,3	49,9±7,3	10,1±7,4	95,2±2,7	97,09±1,3	81,7±12,6	91,7±12,1	0,6±0,7
S a n o s	Lento	BFD	26,1±9,5	52,1±10,6	0,4±0,1	23,6±14,9	30,2±7,4	47,5±6,06	11,8±6,9	94,1±3,9	96,4±3,3	79,9±12,7	97,4±2,9	0,6±0,4
		BFI	26,6±13,5	53,8±10,3	0,4±0,1	24,03±16,2	26,5±12,1	45,9±7,5	10,03±6,7	92,9±5,2	96,4±3,4	77,6±14,6	97,3±3,08	0,7±0,4
	Rápido	BFD	25,4±9,8	49,8±9,5	0,5±0,1	18,5±11,4	28,6±10,3	46,1±8,04	9,8±4,02	92,2±5,4	94,6±4,8	74,1±17,7	96,1±6,2	0,7±0,7
		BFI	23,8±11,3	51,9±10,9	0,4±0,2	18,5±15,07	27,4±11,6	47,8±7,7	11,06±9,01	92,2±5,2	94,9±5,9	76,2±14,3	96,9±4,9	0,6±0,3
	Con carga	BFD	28,9±10,8	52,4±6,5	0,5±0,1	24,03±15,9	30,9±10,6	<b>46,7±5,8*</b>	11,8±6,7	93,3±3,6	95,6±3,5	77,1±16,08	92,4±7,7	0,7±0,4
		BFI	27,5±12,8	55,8±5,4	0,5±0,2	22,1±15,1	30,9±12,3	49,3±5,6	10,07±7,5	93,3±3,5	96,1±3,4	80,8±15,2	97,6±1,7	0,6±0,3

Valores medios ± desviación estándar. \*p<0,05 \*\*p<0,01, bíceps femoral (BF), pacientes (P), sanos (S), rango máximo de movimiento (Rango máx.), contracción excéntrica (excen.), contracción concéntrica (concen.), relajación (relax.). Los grupos específicos entre los que se dan las diferencias estadísticamente significativas se explican con más detalle en el texto.

Tabla 18. Patrón de EMG del glúteo mayor derecho e izquierdo, en los ejercicios lento, rápido y con carga, en sanos y pacientes

		% GM flexión	% GM extensión	Ratio flex-ext GM	% Rango máx. GM	% GM excen.	% GM concen.	% GM silencio	% Lumbar onset GM silencio	% Lumbar offset GM silencio	% Cadera onset GM silencio	% Cadera offset GM silencio	Ratio relax. GM	
P a c i e n t e s	Lento	GMD	27,4±8,3	49,6±8,4	0,5±0,2	21,1±15,4	35,6±11,1	48,5±7,9	12,8±4,2	90,9±12,5	98,4±1,1	69,8±23,9	90,5±11,1	0,8±0,6
		GMI	33,9±9,6	53,9±7,9	0,6±0,1	24,9±13,9	39,2±6,04	52,3±7,7	16,8±9,3	95,8±2,1	98,2±1,5	75,6±24,6	91,7±8,2	0,7±0,3
	Rápido	GMD	26,5±13,1	50,7±8,6	0,5±0,2	20,09±16,6	34,6±10,9	49,1±7,3	13,06±11,6	84,4±18,1	97,6±1,5	64,1±25,5	93,01±6,9	0,8±0,6
		GMI	30,6±10,4	54,2±7,2	0,5±0,1	21,6±15,04	34,1±8,6	50,9±3,4	15,6±9,7	92,9±4,8	97,7±1,3	79,5±23,6	92,7±6,7	0,7±0,4
	Con carga	GMD	22,8±7,9	45,7±10,8	0,5±0,2	17,3±16,3	33,1±9,5	47,09±6,3	8,8±3	82,8±19,6	95,5±8,07	49,5±18,9	82,6±19,05	1,06±0,5
		GMI	31,1±16,04	52,01±11,5	0,5±0,2	22,2±17,1	37,5±11,2	50,6±7,3	15,2±12,2	87,9±11,5	95,5±5	59,4±26,6	88,9±13,2	0,9±0,4
S a n o s	Lento	GMD	27,7±8,8	49,2±8,8	0,5±0,1	18,3±12,5	32,4±8,3	47,7±8,2	12,3±7,01	89,4±13,8	95,4±6,1	72,1±16,8	89,7±11,6	0,6±0,3
		GMI	28,3±10,4	49,7±9,4	0,5±0,2	21,7±15,4	33,5±9,2	47,4±7,9	15,1±9,6	88,7±15,4	95,5±6,1	<b>67,9±24,2</b>	90,1±12,1	0,8±0,6
	Rápido	GMD	24,7±10,1	48,2±12,9	0,6±0,5	12,9±8,3	28,5±9,1	48,2±9,2	10,7±5,8	90,2±10,3	91,5±12,1	76,1±23,9	84,7±24,1	0,6±0,3
		GMI	24,4±11,8	50,1±9,4	0,4±0,2	19,6±16,8	29,3±9,2	48,8±8,4	11,02±5,08	91,4±5,7	96,4±3,2	69,5±20,1	95,1±4,7	0,9±0,6
	Con carga	GMD	29,1±9,6	50,1±10,8	0,6±0,4	14,2±9,9	35,4±5,9	50,5±5,9	9,7±4,9	90,6±8,1	93,2±12,7	70,2±18,7	89,4±15,7	0,5±0,3
		GMI	29,8±7,2	49,9±4,8	0,6±0,1	17,4±11,3	34,6±7,7	50,5±4,2	12,07±5,9	89,03±11,7	93,5±11,5	<b>71,7±22,4**</b>	89,9±14,1	0,6±0,4

Valores medios ± desviación estándar. \*p<0,05 \*\*p<0,01, glúteo mayor (GM), pacientes (P), sanos (S), rango máximo de movimiento (Rango máx.), contracción excéntrica (excen.), contracción concéntrica (concen.), relajación (relax.). Los grupos específicos entre los que se dan las diferencias estadísticamente significativas se explican con más detalle en el texto.

Tabla 19. Patrón de EMG del recto anterior del abdomen derecho e izquierdo, en los ejercicios lento, rápido y con carga, en sanos y pacientes

		% RA flexión	% RA extensión	Ratio flex-ext RA	% Rango máx. RA	% RA pico.	% Lumbar onset RA.	% Lumbar offset RA	% Cadera onset RA	% Cadera offset RA	
Pacientes	Lento	RAD	18,8±6,5	19,9±5,8	<b>0,9±0,2</b>	47,9±13,3	42,8±10,4	75,9±19,6	76,4±14,6	35,9±31,7	33,9±18,2
		RAI	18,1±4,3	18,4±4,02	<b>1±0,2</b>	42,6±8,7	38,8±7,2	78,5±13,4	75,5±18,5	44,2±30,5	32,5±20,1
	Rápido	RAD	<b>24,9±10,03**</b>	18,2±7,01	<b>1,5±1,1*</b>	53,7±10,1	44,9±7,3	<b>53,7±29,09**</b>	77,2±11,1	21,7±21,1	34,9±13,5
		RAI	<b>25,08±9,8**</b>	17,7±3,8	<b>1,5±1,06*</b>	49,8±9,3	43,1±5,9	61,03±28,4	78,8±11,2	24,3±23,8	37,9±17,2
	Con carga	RAD	<b>14,6±8,5</b>	18,1±7,03	<b>0,7±0,3</b>	38,1±15,2	35,8±12,5	<b>74,9±22,7</b>	81,9±12,7	42,4±32,4	32,4±18,9
		RAI	<b>17,07±6,2</b>	20,7±8,01	<b>0,8±0,2</b>	41,5±10,4	39,3±8,6	73,9±23,2	80,4±13,5	38,9±30,5	33,7±20,3
Sanos	Lento	RAD	14,9±9,8	16,2±8,9	<b>0,9±0,3</b>	45,4±11,5	41,2±8,3	75,8±24,1	75,2±14,1	44,6±28,1	34,1±19,2
		RAI	15,1±9,3	15,7±8,6	<b>1,01±0,3</b>	46,6±12,2	43,3±8,05	80,06±17,7	77,4±17,4	50,2±28,3	37,5±20,9
	Rápido	RAD	<b>20,7±8,5**</b>	16,01±7,6	<b>1,4±0,6*</b>	49,4±11,8	44,5±6,4	<b>64,5±28,4**</b>	79,3±11,2	38,1±27	33,4±17,4
		RAI	<b>23,8±11,05**</b>	16,9±6,6	<b>1,5±0,9*</b>	51,5±10,3	47,5±7,1	69,8±28,5	78,02±11,7	39,6±27,7	35,1±16,1
	Con carga	RAD	<b>14,1±7,7</b>	16,5±7,1	<b>0,8±0,3</b>	46,8±6,5	43,6±4,3	<b>81,9±13,2</b>	67,5±22,8	44,01±26,1	24,7±19,9
		RAI	<b>14,2±6,7</b>	16,3±6,8	<b>0,9±0,2</b>	47,1±8,5	45,3±5,2	86,2±9,9	70,05±20,5	49,8±30,5	25,7±18,5

Valores medios ± desviación estándar. \*p<0,05 \*\*p<0,01, recto del abdomen (RA), rango máximo de movimiento (Rango máx.). Los grupos específicos entre los que se dan las diferencias estadísticamente significativas se explican con más detalle en el texto.



Tabla 20. Patrón de EMG del oblicuo externo derecho e izquierdo, en los ejercicios lento, rápido y con carga, en sanos y pacientes

			% OE flexión	% OE extensión	Ratio flex-ext OE	% Rango máx. OE	% OE pico.	% Lumbar onset OE	% Lumbar offset OE	% Cadera onset OE	% Cadera offset OE
Pacientes	Lento	OED	32,6±15,5	31,03±14,5	1,1±0,3	48,9±9,6	48,4±6,9	83,8±13,8	88,07±9,7	51,2±26,6	52,4±21,6
		OEI	32,2±13,1	33,01±15,9	<b>1,08±0,5</b>	<b>44,7±13,4</b>	45,1±10,1	<b>78,1±23,7</b>	83,9±17,5	<b>51,6±27,6</b>	47±16,02
	Rápido	OED	34,7±12,5	25,9±13,5	1,5±0,6	43,9±14,1	43,4±11,8	58,01±37,6	90,3±11,05	37,3±27,01	66,03±18,3
		OEI	32,8±13,01	26,7±10,03	<b>1,4±1,02*</b>	<b>46,2±13,4*</b>	44,1±7,8	<b>57,1±36,6*</b>	83,2±19,4	<b>31,5±25,05**</b>	54,1±23,2
	Con carga	OED	26,1±12,9	32,4±16,4	0,8±0,2	41,2±11,7	44,6±7,04	81,5±16,7	81,7±21,8	49,9±29,1	56,5±26,2
		OEI	23,6±16,3	24,1±6,1	<b>0,9±0,5</b>	31,5±8,5	37,1±11,03	<b>80,1±31,5</b>	90,2±13,3	<b>58,3±31,8</b>	51,5±21,5
Sanos	Lento	OED	20,01±6,1	20,9±8,1	1,03±0,2	40,3±8,6	42,3±5,06	83,6±16,4	93,8±7,4	57,9±21,1	66,08±20,9
		OEI	20,4±7,5	22,7±11,6	<b>1±0,2</b>	<b>41,1±10,6</b>	45,1±8,9	<b>86,6±11,7</b>	90,3±8,7	<b>58,4±23,5</b>	64,09±20,7
	Rápido	OED	27,1±11,1	25,6±14	1,2±0,3	49,3±10,8	50,7±6,9	74,3±21,9	89,7±17,4	42,8±24,7	67,1±14,9
		OEI	27,9±12,4	22,3±9,8	<b>1,3±0,2*</b>	<b>48,3±10,2*</b>	48,8±7,3	<b>64,2±33,8*</b>	89,09±10,6	<b>36,7±33,4**</b>	62,3±18,4
	Con carga	OED	23,5±8,2	27,8±11,2	0,8±0,1	44,06±9,1	49,3±5,7	74,7±21,6	84,3±24,8	46,1±27,5	60,2±23,9
		OEI	21,1±8,4	21,1±6,2	<b>1±0,2</b>	<b>40,07±10,1</b>	45,2±7,2	<b>76,8±23,06</b>	90,5±10,7	<b>44,4±31,6</b>	59,8±22,1

Valores medios ± desviación estándar. \*p<0,05 \*\*p<0,01, oblicuo externo (OE), rango máximo de movimiento (Rango máx.). Los grupos específicos entre los que se dan las diferencias estadísticamente significativas se explican con más detalle en el texto.

### **7.3.1. Patrón de movimiento de los dos grupos durante la realización de los tres ejercicios; lento, rápido y con carga**

Respecto a los resultados obtenidos en cuanto a la comparación del patrón de movimiento entre los pacientes y los sujetos sanos (tabla 15), durante la realización de los tres ejercicios; lento, rápido y con carga, los sujetos sanos tuvieron una flexión de cadera significativamente menor en bipedestación en los tres ejercicios. Tanto los sujetos sanos como los pacientes flexionaron menos la columna durante la fase de flexión en el ejercicio con carga que en el ejercicio lento y el ejercicio rápido. Flexionaron más la cadera durante la fase de flexión en el ejercicio rápido los sujetos sanos que los pacientes. Los sujetos sanos en los tres tipos de ejercicio; lento, rápido y con carga, están más tiempo manteniendo una flexión de cadera de más del 90% que los pacientes.

### **7.3.2. Patrón de electromiografía de los dos grupos durante la realización de los tres ejercicios; lento, rápido y con carga**

#### ***7.3.2.1. Patrón de electromiografía del erector espinal***

En cuanto al patrón de EMG del erector espinal lumbar (tabla 16), el porcentaje de EMG del erector espinal lumbar derecho durante la fase de flexión, en el ejercicio rápido es significativamente menor que en el ejercicio lento y en el ejercicio con carga, tanto en los sujetos sanos como en los pacientes, del mismo modo pasa el porcentaje de EMG del erector espinal lumbar izquierdo, tanto en los sujetos sanos como en los pacientes. El porcentaje de EMG del erector espinal lumbar derecho e izquierdo, durante la contracción excéntrica, es significativamente menor en el ejercicio rápido que en el ejercicio lento y en el ejercicio con carga.

#### ***7.3.2.2. Patrón de electromiografía del bíceps femoral***

En el patrón de EMG del bíceps femoral (tabla 17), el porcentaje de EMG del bíceps femoral derecho, durante la contracción concéntrica, es significativamente menor en los controles que en pacientes, en el ejercicio con carga.

#### ***7.3.2.3. Patrón de electromiografía del glúteo mayor***

El patrón de EMG del glúteo mayor (tabla 18), el porcentaje de EMG al principio del silencio con respecto a la cadera, del glúteo mayor izquierdo, en el ejercicio con carga, es significativamente mayor que en el ejercicio lento, en los sujetos sanos.

#### ***7.3.2.4. Patrón de electromiografía del recto anterior***

En el patrón de EMG del recto anterior del abdomen (tabla 19), se observó, que el porcentaje de actividad electromiográfica del recto anterior del abdomen derecho durante la flexión, fue significativamente mayor en el ejercicio rápido que en el ejercicio con carga, tanto en los sujetos sanos como en los pacientes. En cuanto a la ratio de flexo-extensión del recto anterior del abdomen derecho e izquierdo, es significativamente mayor en el ejercicio rápido que en el ejercicio lento y en el ejercicio con carga, tanto en los sujetos sanos, como en los pacientes. También el porcentaje de flexión lumbar al inicio del pico de actividad electromiográfica del recto anterior del abdomen derecho es significativamente menor en el ejercicio rápido que en el ejercicio con carga, tanto en los sujetos sanos, como en los pacientes.

#### ***7.3.2.5. Patrón de electromiografía del oblicuo externo***

En el patrón de EMG del oblicuo externo derecho e izquierdo (tabla 20), la ratio de flexo-extensión del oblicuo externo izquierdo, es significativamente mayor en el ejercicio rápido que en el ejercicio con carga y en el ejercicio lento,

tanto en los sujetos sanos, como en los pacientes. El porcentaje de activación del oblicuo externo izquierdo durante la flexión máxima es significativamente mayor en el ejercicio rápido que en el ejercicio con carga y en el ejercicio lento, tanto en los sujetos sanos, como en los pacientes. El porcentaje de flexión lumbar y de cadera al inicio del pico de actividad electromiográfica del oblicuo externo izquierdo, fue significativamente menor en el ejercicio rápido que en el ejercicio lento, tanto en los sujetos sanos, como en los pacientes.

*Discusión*

---

## **8. Discusión**

El propósito de este estudio fue investigar las diferencias estadísticamente significativas entre los patrones de movimiento de la columna lumbar y la cadera y de los patrones de actividad neuromuscular del erector espinal lumbar, bíceps femoral, glúteo mayor, recto anterior del abdomen y oblicuo externo, entre sujetos sanos y sujetos con dolor lumbar, durante movimientos habituales de la vida diaria como la flexo-extensión de tronco. Secundariamente, se pretendía estudiar las diferencias estadísticamente significativas de los patrones de movimiento de la columna lumbar y la cadera y de actividad electromiográfica de la musculatura del tronco mencionada anteriormente, entre los grupos de pacientes; patología discal, espondilolistesis, espondilitis anquilosante, sacroileítis sin afectación axial y dolor lumbar inespecífico, durante el mismo movimiento de flexo-extension. También, comprobar si estos patrones se ven alterados por el aumento de velocidad y la adición de una carga externa.

## **8.1. Diferencias estadísticamente significativas globales entre el grupo control y el grupo de pacientes**

### **8.1.1. Diferencias estadísticamente significativas de los patrones de movimiento**

Los resultados obtenidos apoyan la hipótesis de este estudio; siendo posible distinguir entre sujetos sanos y sujetos con dolor lumbar. Se muestran como diferencias estadísticamente significativas generales entre sujetos sanos y pacientes: que los pacientes tienden a reducir las curvaturas lumbares tanto en bipedestación, donde la curvatura lumbar de los pacientes es menos acentuada, es decir la lordosis bipedestación es significativamente menor, así como en la flexión lumbar máxima y el tiempo en el que pasan con la columna flexionada al máximo (a más del 90%) también es significativamente menor. Los pacientes también tienen menos flexión máxima de cadera y pasan menos tiempo con la cadera flexionada a más del 90%, es decir, están reduciendo las curvaturas, esto podría deberse a un patrón antiálgico y/ o protector. Estos resultados son compartidos por otros autores que ya demostraron que el rango de movimiento lumbar se puede alterar en sujetos con dolor lumbar: se ha observado una disminución en el rango de movimiento lumbar en pacientes con antecedentes de dolor lumbar inespecífico (Triano y Schultz, 1987; Shirado y cols., 1995; McGregor y cols., 1997), hernia discal (McGregor y cols., 1997; Marras y cols., 1993, 1995, 1999) y espondilolistesis (Kaigle y cols., 1998; McGregor y cols., 2001). Aun así, existen otros autores que no observaron disminución en el rango de movimiento lumbar en pacientes (Sihvonen y cols., 1991; Paquet y cols., 1994; Esola y cols., 1996; McClure y cols., 1997). Las respuestas fisiológicas de los tejidos espinales en los pacientes se alteran a causa de lesión, disminuyendo la elasticidad de los

mismos y, por tanto, su rango de flexión. La medición de la amplitud de movimiento del tronco no solo se ve afectada por las limitaciones de cada técnica de medición específica, sino también por varios factores adicionales, como los comportamientos de evitación del dolor, conocidas como “conductas de evitación” durante la flexión de tronco, causados por el miedo a provocar o exacerbar el dolor. Esta flexibilidad de la que depende la amplitud de la flexión de tronco además se puede ver afectada por la motivación del sujeto, la calidad del rendimiento de los movimientos, o los puntos de referencia anatómicos utilizados como referencias (Heinonen y cols., 2005; Leinonen y cols., 2000; Sihvonen y cols., 1991), cuestionándose así la validez de los grados máximos de flexión lumbar, por varios autores, para distinguir pacientes de sujetos sanos. Parece ser pues, que la medida de la amplitud máxima de movimiento únicamente, no es suficiente para caracterizar las diferencias estadísticamente significativas entre la flexo-extensión de tronco en pacientes y sujetos sanos (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 más corto en los pacientes, que alcanzaron el 90% de la flexión lumbar máxima significativamente más tarde durante la flexión y antes durante la extensión. Estos resultados respaldan la sugerencia de otros autores que observaron que los pacientes con dolor lumbar alcanzan la flexión máxima más tarde que los sujetos sanos (Paquet y cols., 1994; Kaigle y cols., 1998). El momento flexor producido durante la flexión de tronco es la principal fuente de daño para las estructuras conectivas espinales y aumenta a medida que avanza la flexión (Adams y cols., 2002d). Al aproximarse al rango máximo de flexión, pequeños cambios en el ángulo de flexión causan grandes cambios en



el momento flexor (Dolan y Adams, 1993a). Por todo ello, se podría decir que la alteración de los patrones de movimiento observados en los pacientes del presente estudio puede representar una estrategia para proteger las estructuras vertebrales dañadas, mediante una reducción del tiempo que la columna lumbar se flexiona cerca de su rango máximo de flexión.

Los pacientes del presente estudio también tienen menos flexión máxima de cadera y pasan menos tiempo con la cadera flexionada a más del 90%. Esto no fue observado en estudios anteriores, donde encontraron el patrón de movimiento de la cadera de los sujetos con dolor lumbar similar al de los sujetos sanos (Paquet y cols., 1994, Sanchez y cols., 2016). Sin embargo, en otro estudio observaron en el grupo de pacientes, que la movilidad se redujo más en la cadera que en la columna vertebral. La movilidad de la cadera fue un determinante importante del momento de flexión que actúa en la columna en los pacientes, pero no en el grupo de sujetos sanos (Dolan y Adams, 1993a).

En el presente estudio, se ha visto que los pacientes reducen su lordosis lumbar ya en bipedestación y que flexionan menos la columna lumbar y la cadera y el tiempo que están con las mismas flexionadas es significativamente menor que en el grupo de sujetos sanos, pudiendo deberse esto a la búsqueda de un patrón antiálgico y/ o protector, como ya se ha mencionado anteriormente. Además, en el presente estudio, los rangos de movimiento de la columna lumbar y de la cadera, han sido registrados a su vez por medio de un electrogoniómetro Liberty Polhemus. En un estudio realizado ya en el año 1989 por Percy y Hindle se investigó la fiabilidad y precisión del sistema Isotrak, que comparte los principios y fabricante del Liberty y puede considerarse una versión primitiva de éste. En este estudio se comprobó que el sistema era preciso y fiable, con muy poco margen de error. Este tipo de

tecnología es capaz de trazar gráficos consistentes de patrones de movimiento, proporcionando una completa cuantificación del movimiento de la espalda (Pearcy y Hindle, 1989). Otro estudio realizado por Jordan y cols. en el año 2004 sobre la evaluación del Fastrak Polhemus (una versión más reciente del sistema Isotrak) muestra la fiabilidad del mismo en el análisis del movimiento de la columna vertebral (Jordan y cols., 2004). Por lo tanto, este tipo de tecnología de análisis de movimiento se ha demostrado fiable para la medida de la flexión lumbo-pélvica desde hace tiempo. El sistema Liberty mantiene los mismos principios tecnológicos, aunque es más actual y perfeccionado.

### **8.1.2. Patrón de actividad electromiográfica del erector espinal**

Respecto a la EMG del erector espinal entre sanos y pacientes, la ratio de flexo-extensión es significativamente mayor en pacientes, puesto que tienen más actividad electromiográfica durante la flexión. Esto podría estar relacionado con el aumento de la actividad electromiográfica del erector espinal lumbar durante el silencio mioeléctrico, ya que en la contracción excéntrica no se encontraron diferencias estadísticamente significativas, pero el porcentaje de actividad electromiográfica del erector lumbar durante el silencio mioeléctrico es significativamente mayor en los pacientes, así como la actividad electromiográfica durante la flexión máxima que también es significativamente mayor en los pacientes. Se ha observado que algunos de los pacientes no tenían silencio mioeléctrico, pero incluso los que sí tenían silencio mioeléctrico, tienen más actividad electromiográfica durante el silencio que los sujetos sanos. Esto también se puede corroborar con lo observado en la ratio de relajación, siendo esta mucho mayor en los pacientes. Entonces podríamos confirmar lo que ya se ha observado en estudios anteriores, donde vieron que 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 que esta desaparición se ha asociado a la existencia del dolor durante las pruebas (Sihvonen y cols., 1991). También se relaciona con el número de episodios dolorosos previos y sus características (intensidad del dolor, duración de las crisis), así como al grado de discapacidad producida por el mismo (Triano y Schultz, 1987; Paquet y cols., 1994, Shirado y cols., 1995). Los pacientes de este estudio, por el contrario, no tenían dolor agudo ni sus molestias se agudizaron durante las pruebas y en su patrón de actividad electromiográfica del erector espinal lumbar se vio como se relaja menos y se activa más en flexión máxima que en sujetos sanos. Se ha sugerido que la relajación del erector espinal lumbar significativamente menor, puede asociarse con la perturbación de los patrones de movimiento y la duración de los síntomas en los pacientes (Paquet y cols., 1994; Sánchez-Zuriaga y cols., 2015).

En pacientes con historia de dolor lumbar se han relatado resultados similares en la flexión y extensión (Nouwen y cols., 1987) o sólo durante la flexión (Paquet y cols., 1994), como es el caso de nuestro estudio. 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 del erector espinal lumbar, cuando el raquis ésta próximo a su límite de flexión, podría proporcionar una estabilización activa al raquis. El erector espinal lumbar podría colaborar activamente con elementos pasivos lumbares (cápsulas, ligamentos y discos) (Sihvonen y cols., 1991), y la estabilización podría compensar la deficiencia de las estructuras dañadas en la generación del momento extensor, existiendo una relación directa entre éste y la actividad electromiográfica, (Dolan y Adams, 1993b). Dado que el fenómeno de flexión

relajación ocurre principalmente durante la flexión del tronco, la duración del fenómeno de flexión relajación significativamente menor en los pacientes también podría contribuir a los mayores valores de la relación EMG flexo-extensión en el grupo de pacientes.

En el grupo de sujetos sanos sí se ha visto, como ya habían descrito estudios anteriores, que en el patrón de la actividad electromiográfica del erector espinal se compone de un primer pico de contracción excéntrica mientras se produce la flexión lumbar. El silencio mioeléctrico comienza cuando aún no se ha llegado a la flexión lumbar máxima, y queda bastante flexión de cadera por completar. El segundo pico de activación del erector espinal corresponde a la contracción concéntrica y es más grande en amplitud que el de la contracción excéntrica (Paquet y cols., 1994; Sihvonen, 1997).

Sin embargo, no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre sujetos sanos y pacientes en el patrón de actividad electromiográfica del erector espinal lumbar durante la extensión. Estudios anteriores si encuentran una disminución de la actividad muscular en la extensión que atribuyen a una estrategia para reducir las cargas compresivas en el disco intervertebral (Sihvonen y cols., 1991; Shirado y cols., 1995), la activación concéntrica durante la extensión tiene un importante componente voluntario, pero, sin embargo, la excéntrica se entiende que tiene un mayor componente reflejo. Al ser la activación muscular durante la extensión más voluntaria, es más variable entre sujetos y esto podría explicar la heterogeneidad de los resultados entre los distintos estudios.

### **8.1.3. Patrón de actividad electromiográfica del bíceps femoral**

No se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre el grupo de los sujetos sanos y el grupo de los pacientes, en los resultados del patrón de

actividad electromiográfica del bíceps femoral. Esto podría deberse a que las patologías de los pacientes afectan a la columna lumbar y el bíceps femoral actúa sobre la cadera. El grupo de pacientes con sacroileítis sí podrían tener afectada la cadera, pero era una muestra muy reducida, ya que fueron cuatro sujetos. El fenómeno de flexión-relajación en los isquiotibiales también se produce, habitualmente cuando la flexión de cadera es casi máxima. Después de este punto la última parte de la flexión total de tronco y de la flexión total pélvica ocurren sin actividad en la musculatura de la espalda y refuerzo isquiotibial respectivamente (Sihvonen, 1997). A continuación, en la extensión, tanto el erector espinal lumbar como el bíceps femoral, se activan concéntricamente, pero los isquiotibiales se activan primero y seguidamente los erectores espinales (Shin y cols., 2004). El segundo pico de activación del erector espinal corresponde pues a la contracción concéntrica y es más grande en amplitud que el de la contracción excéntrica, como ya se ha comentado anteriormente. Y del mismo modo hay un segundo pico de activación en el bíceps femoral con la contracción concéntrica, que como hemos nombrado anteriormente se producirá antes en el ciclo que el del erector espinal (Paquet y cols., 1994). El erector espinal lumbar y bíceps femoral se activaron en un orden similar en pacientes con dolor lumbar y controles sanos durante la flexión y la extensión (Leinonen y cols., 2000). Se ha observado que los músculos isquiotibiales soportan más carga relativa que los músculos erectores lumbares durante las fases iniciales de extensión desde flexión completa (Paquet y cols., 1994) y en otro estudio, en sujetos sanos, que los sujetos que poseen una mayor flexibilidad de cadera son menos flexibles a nivel lumbar y viceversa, dándose una correlación inversa entre los valores de flexibilidad de ambas estructuras (Sánchez-Zuriaga y cols., 2016). El ritmo lumbo-pélvico

viene precisamente de la interacción de la flexión lumbar con la de cadera (Cailliet, 1994). Se ha observado previamente que los cambios en la distensibilidad de la musculatura isquiotibial pueden causar alteraciones en los patrones de movimiento lumbo-pélvico (Esola y cols., 1996). La estrecha interacción e interdependencia de la flexión lumbar y de cadera podría explicar el que cuando una es más abundante compense a la otra, que deja de ser necesaria para la flexión global del tronco y por tanto se reduce (Sánchez-Zuriaga y cols., 2016). Mooney y Robertson mostraron un incremento en la actividad electromiográfica de los isquiotibiales en pacientes con dolor lumbar de origen facetario (Mooney y Robertson, 1976), pero los pacientes de ese estudio, no tenían ninguna de las patologías estudiadas en el presente estudio, en las que los pacientes no se encontraban en fase aguda. En otro estudio también observaron que en el grupo de dolor lumbar relacionado con el trabajo sentado frente al ordenador, la actividad muscular de los isquiotibiales aumentó durante la fase de flexión completa en comparación con el grupo asintomático, y la ratio del fenómeno de flexión-relajación también fue significativamente mayor (Min-Hee y Won-Gyu, 2013), pero este estudio tenía una muestra reducida de sujetos y los pacientes tenían dolor lumbar relacionado con la postura de trabajo, en sedestación, frente al ordenador, es decir, era un grupo de pacientes muy distinto al del presente estudio.

#### **8.1.4. Patrón de actividad electromiográfica del glúteo mayor**

En el presente estudio se ha observado que la intensidad de activación electromiográfica del glúteo mayor es significativamente mayor durante la flexión máxima, en los pacientes con dolor. Esto mismo se ha observado durante la contracción excéntrica. Este resultado nos conduce a pensar que su relajación, en sujetos con dolor lumbar, es significativamente menor. Sin

embargo, en el estudio de Leinonen y cols., (2000) observaron que en la flexión el erector espinal lumbar y el bíceps femoral se activaron simultáneamente antes que el glúteo mayor. La duración de la actividad del glúteo mayor fue más corta en los pacientes que en los sujetos sanos, durante la flexión del tronco y terminó antes durante la extensión. Además, el tiempo de activación relativo del glúteo mayor fue significativamente más corto en pacientes con dolor durante la flexión, lo cual les indicaba la hipoactividad de los músculos glúteos en sus pacientes (Leinonen y cols., 2000). Otros estudios también han observado la reducción de la actividad muscular del glúteo mayor en pacientes con dolor lumbar (Janda, 1986) y el aumento de la fatigabilidad del glúteo relacionado con el dolor lumbar crónico (Kankaanpää y cols., 1998). Los criterios de selección de los pacientes de estos estudios, fueron poco específicos y utilizaron muestras reducidas. Además, en el estudio de Kankaanpää y cols., (1998) la prueba que realizaron fue solamente la de extensiones lumbares partiendo de 30° de flexión.

El glúteo mayor es un fuerte músculo extensor de la cadera que está estrechamente unido con los músculos paravertebrales lumbares a través de la fascia toracolumbar y con el músculo bíceps femoral a través del ligamento sacrotuberoso. Esto permite la transferencia de carga desde la columna lumbar a las extremidades inferiores. La función de la fascia toracolumbar junto a los músculos adyacentes desempeña un papel importante en el apoyo de la espalda durante los movimientos de flexión y extensión (Vleeming y cols., 1995). En nuestro estudio observamos que tal vez el glúteo mayor, durante la flexión, podría estar actuando con este aumento de actividad electromiográfica como un estabilizador durante esta fase en los pacientes.

### **8.1.5. Patrón de actividad electromiográfica de la musculatura abdominal**

En el presente estudio se ha observado que los abdominales en los pacientes se activan más; el recto anterior del abdomen tiene una actividad electromiográfica significativamente mayor durante la extensión y el oblicuo externo se activa más tanto en flexión como en extensión en los pacientes. Probablemente esta mayor activación sea debida a un papel como músculos estabilizadores de una columna lumbar dañada, en la cual, si la musculatura posterior está más activada, la activación mayor de la musculatura abdominal, podría compensar y ayudar a la estabilización. Se ha visto en el presente estudio, como también comentaban Paquet y cols. en el año 1994, que el patrón de activación de la musculatura abdominal durante la flexo-extensión se caracteriza por un único arranque de activación al final de la flexión. El comienzo de la activación se observa a un 40 % del rango total de flexión del tronco. Los patrones típicos de activación del recto del abdomen, oblicuo externo y el oblicuo interno son muy similares durante la flexión de tronco (Paquet y cols., 1994) en los sujetos sanos, pero no vieron que tuviesen una mayor activación en pacientes, como es el caso de nuestro estudio. En un estudio realizado por O'Sullivan y cols., en 1998 sí observaron que los pacientes que realizan ejercicios de flexión del tronco muestran un mayor nivel de activación del recto abdominal durante la elevación de las piernas, con poca influencia en el músculo oblicuo interno (O'Sullivan y cols., 1998). En otro estudio sobre los efectos de la coactivación de la musculatura abdominal en la estabilidad de la columna lumbar, la fatiga muscular y las fuerzas de compresión de la misma, se observó que entre los efectos de la coactivación de la musculatura abdominal se encontraba la estabilización de la columna



vertebral (Gardner-Morse y Stokes, 1998). En un estudio posterior de Stokes y cols., (2011) el incremento de presión del abdomen también aumentó la estabilidad espinal lumbar. Clínicamente, se ha buscado un vínculo entre la función anormal o alterada de los músculos estabilizadores y el inicio y la persistencia del dolor lumbar, y se han desarrollado programas de rehabilitación dirigidos a estos músculos. Las respuestas musculares del tronco retrasadas durante ajustes posturales automáticos (Radebold y cols., 2000, 2001; van Dieën y cols., 2003) en personas con dolor lumbar han proporcionado un fundamento para el desarrollo de un enfoque de ejercicio de estabilización lumbar específico para alentar a las personas con dolor lumbar a activar preferentemente los músculos abdominales y multífidos, ayudando a restablecer la estabilidad y el control de la columna vertebral (Costa y cols., 2009; O'Sullivan, 2000; O'Sullivan y cols., 1997; Richardson y cols., 2004), para así establecer la capacidad de estos músculos para proporcionar protección lumbar y, por lo tanto, estabilización lumbar (Richardson y cols., 2004).

Así pues, en nuestro estudio se pone de manifiesto que probablemente esta mayor activación de la musculatura abdominal sea debida a un papel como músculos estabilizadores de una columna lumbar dañada, en la cual, si el erector espinal lumbar está más activado en pacientes que en sujetos sanos, la activación mayor de la musculatura abdominal en los pacientes, podría compensar y ayudar a la estabilización.

## **8.2. Diferencias estadísticamente significativas entre los subgrupos específicos de pacientes**

Entre los subgrupos específicos de pacientes se han encontrado muy pocas diferencias estadísticamente significativas y muy aisladas. El porcentaje de flexión de cadera durante la flexión fue significativamente menor en los pacientes con sacroileítis que en el resto de pacientes. Esto podría deberse a que la sacroileítis es una patología que al afectar a la región sacra, podría causar esta flexión de cadera significativamente menor durante la flexión. Sin embargo, esta reducción no se ha visto durante la extensión. Esta variabilidad en nuestros resultados podría deberse al número reducido de pacientes en este estudio con sacroileítis. O'Sullivan y Beales, (2007) identificaron formalmente estrategias alteradas de control motor y alteraciones de la función respiratoria en sujetos con dolor en la articulación sacroilíaca. Los cambios que observaron parecen representar una estrategia compensatoria del sistema neuromuscular para mejorar la fuerza de cierre de la pelvis donde la estabilidad se ha visto comprometida por una lesión. Kibsgård y cols., (2017) observaron en pacientes con dolor en la articulación sacroilíaca, que los movimientos de las articulaciones sacroilíacas durante el levantamiento de pierna de forma activa son pequeños, con una pequeña rotación hacia atrás del hueso coxal (ilion, isquion y pubis) en relación con el sacro en el lado de la pierna en reposo. En ambos estudios se observa que en la patología sacroilíaca hay limitación de movimiento de cadera, que podría explicar el resultado obtenido en nuestro estudio.

El patrón de EMG del erector espinal lumbar mostró que la ratio de relajación de erector espinal lumbar derecho, es significativamente mayor en el grupo de pacientes con espondilitis anquilosante, es decir, relajan menos el erector

espinal lumbar los pacientes con espondilitis anquilosante. Esto podría deberse a que los pacientes con espondilitis anquilosante flexionan muy poco y no llegan a relajar el erector espinal. Hace falta un rango mínimo de flexión para relajar el erector espinal lumbar; el valor más bajo de flexión lumbar relatado en la literatura para que se produzca la relajación del erector espinal es de  $16,2\pm 5,7^\circ$  (Ng y Walter, 1995). Estos pacientes no llegarían en su mayoría a este mínimo porque tienen limitación en el rango de flexión como dicen Heinonen y cols. en su estudio del 2005, donde afirman que hay desaparición del silencio mioeléctrico en la espondilitis anquilosante y que este hecho, está relacionado con la reducción de la flexión máxima (Heinonen y cols., 2005).

Las diferencias estadísticamente significativas que se observan en los patrones de activación de la musculatura abdominal entre las distintas patologías, son muy pocas y pocos sistematizables y podrían ser debidas al azar, puesto que se han hecho muchas comparaciones, lo cual aumenta la probabilidad de un falso positivo. Lo mismo ocurre con bíceps femoral, glúteo mayor. Por lo tanto, no parece haber diferencias estadísticamente significativas en los patrones específicos de EMG y más concretamente del bíceps femoral, glúteo mayor y musculatura abdominal de las diferentes patologías. Parecería existir un patrón de dolor, pero no una diferencia concreta entre las patologías de los pacientes. Hay pocos estudios previos que hayan trabajado sobre patologías específicas que provocan dolor lumbar. En el estudio de Szpalski y cols., (1996) se muestra la relación entre algunos hallazgos anatómicos y patrones de movimiento y se afirma que tales estudios son valiosos para evaluar las repercusiones de las lesiones anatómicas en la función y determinar la responsabilidad de los hallazgos de significado patológico poco claro, como un disco abultado y / o el síndrome facetario en las quejas de un paciente y podrían ser además, una

ayuda valiosa para evaluar las indicaciones de algunos procedimientos terapéuticos, como la discectomía percutánea. Sus resultados indican la existencia de patrones de movimiento lumbar específicos para el diagnóstico, lo que podría proporcionar herramientas de evaluación cualitativa más funcionales para ayudar en el diagnóstico, el pronóstico y la eficacia del tratamiento de pacientes con dolor lumbar. Sin embargo, sus pacientes tenían patologías distintas (estenosis del canal espinal y cambios degenerativos) a las de nuestro estudio, y además sólo registraron el patrón de movimiento.

### **8.3. Diferencias estadísticamente significativas en los ejercicios con incremento de velocidad y carga, de los pacientes y el grupo control**

En cuanto a las observaciones obtenidas en los ejercicios con incremento de velocidad y carga, la muestra de los pacientes y consecuentemente, el grupo control, se redujo a 17. No a todos los 42 pacientes se les podía someter a una carga de 10 kg. ni a un incremento de velocidad, ya que les hubiese supuesto una exacerbación del dolor.

Se ha observado que el porcentaje de movimiento lumbar en la flexión era significativamente menor en el ejercicio con carga que en el ejercicio lento y el ejercicio rápido, en controles y pacientes, lo cual puede ser una protección frente a la carga, en ambos grupos. Aun así, la velocidad y la carga no marcan diferencias estadísticamente significativas claras, entre los grupos de pacientes y sujetos sanos, según el patrón de movimiento, es decir, no parece haber un patrón de movimiento distinto, según el incremento de la velocidad y la carga, entre los controles y pacientes.

Hay estudios que han realizado un estudio biomecánico de los movimientos durante el levantamiento de un objeto del suelo, es decir, con carga y

movimiento de flexo-extensión (Shum y cols. 2007), y mostraron diferencias estadísticamente significativas entre sujetos sanos y pacientes con dolor lumbar en sus patrones de movimiento en este tipo de tareas. Además, los patrones de coordinación lumbo-pélvica durante el levantamiento de peso también han mostrado diferencias estadísticamente significativas de acuerdo con la cantidad de peso levantado, lo que hizo que varios autores recomendaran la inclusión de diferentes condiciones de carga en las evaluaciones clínicas de la cinemática espinal (Mitnitski y cols., 1998; Granata y Sanford, 2000), cosa que no fue posible realizar en nuestro estudio, en el que sólo se pudo utilizar un peso de 10 kilogramos. Respecto al incremento de velocidad en la tarea de flexo-extensión de tronco, Sarti y cols., (2001) vieron que aumento en la velocidad de movimiento produjo mayores diferencias estadísticamente significativas en el tiempo relativo entre la flexión y la extensión del tronco; además, retrasó la aparición del silencio eléctrico de los músculos erectores espinales lumbares en el rango de flexión. Sin embargo, realizaron su estudio en sujetos sanos y no incluyeron pacientes con dolor lumbar en su muestra. Se observó en nuestro estudio que el porcentaje de actividad electromiográfica del erector espinal lumbar derecho e izquierdo, durante la contracción excéntrica y en flexión, fue significativamente menor en el ejercicio rápido que en el ejercicio lento y en el ejercicio con carga, tanto en los sujetos sanos como en los pacientes. Esto podría deberse a que la actividad del erector espinal lumbar durante la contracción excéntrica y la flexión, es una actividad que frena el movimiento, es decir, lo controla. Entonces, tanto en los sujetos sanos como pacientes, si se les incrementa la velocidad en la flexo-extensión, desactivan más el erector espinal para hacer el movimiento más rápidamente.

Estudios anteriores sobre cómo afecta el incremento de velocidad del movimiento al patrón de activación de la musculatura de tronco, han encontrado resultados contrapuestos. Sarti y cols., (2001) observaron cambios en los patrones de aparición del silencio mioeléctrico del erector espinal, en el movimiento rápido, mientras que Steventon y Ng (1995) no encontraron cambios. En el presente estudio tampoco se han encontrado cambios en los patrones de aparición del silencio mioeléctrico al aumentar la velocidad en la ejecución del movimiento. Las diferencias estadísticamente significativas entre estudios podrían deberse a las diferentes técnicas de medida utilizadas para los patrones de movimiento, así como las distintas poblaciones estudiadas. El patrón de EMG del bíceps femoral y del glúteo mayor en la realización de los tres ejercicios, no parece tener diferencias estadísticamente significativas entre los grupos, salvo dos diferencias estadísticamente significativas puntuales, que probablemente sean debidas al azar.

El músculo recto anterior del abdomen en el ejercicio rápido se activa más durante la flexión y la ratio de flexo-extensión es consecuentemente mayor, tanto en los sujetos sanos como en los pacientes y además el pico empieza antes, es decir, activa más y durante más tiempo, ya que el inicio del pico es con menos flexión lumbar. Para acelerar más el movimiento, el erector espinal que tendría la función de frenar el movimiento, se desactiva y el recto anterior del abdomen que acelera el movimiento, se activa más en ambos grupos. En el patrón de EMG del oblicuo externo se observó algo parecido; se activa más en el ejercicio rápido durante la flexión, también se activa más durante el rango máximo de movimiento y se activa antes. La función de la musculatura abdominal parecería ser pues acelerar el movimiento durante la flexión, cuando se activa globalmente toda la faja abdominal. Paquet y cols., (1994) ya

describieron que el patrón de activación de la musculatura abdominal durante la flexo-extensión se caracteriza por un único arranque de activación al final de la flexión, el comienzo de esta activación se observa a un 40 % del rango total de flexión del tronco. Los patrones típicos de activación del recto del abdomen, oblicuo externo y el oblicuo interno son muy similares durante la flexión de tronco en los sujetos sanos, entonces si ayudan a acelerar la flexión en el ejercicio rápido, es normal que se activen más los flexores y menos los extensores de tronco. Pero una vez más, esto se observó tanto en sujetos sanos como en pacientes, durante la realización del ejercicio rápido.

No se han observado pues, diferencias estadísticamente significativas según patología, en la realización de los tres tipos de ejercicio, probablemente porque la muestra está seleccionada y se redujo y la carga fue poca. Sin embargo, en la literatura previa, los patrones de coordinación lumbo-pélvica durante el levantamiento de peso también han mostrado diferencias estadísticamente significativas entre pacientes y sujetos sanos, de acuerdo con la cantidad de peso levantado, lo que hizo que varios autores recomendaran la inclusión de diferentes condiciones de carga en las evaluaciones clínicas de la cinemática espinal (Mitnitski y cols., 1998; Granata y Sanford, 2000). En el presente estudio la carga de 10 kg. no se incrementó, para evitar como ya se ha dicho la exacerbación del dolor. Ma y Shan, (2017), durante la ejecución de un ejercicio de flexo- extensión de tronco con una gran carga, vieron que la intensidad de la activación muscular del erector espinal bilateral aumenta significativamente para compensar los tejidos pasivos durante el período de relajación. Además, se produjeron espasmos en el erector espinal tanto derecho como izquierdo, en más del 45% de los participantes. El aumento significativo de la tendencia en la activación muscular del erector espinal lumbar junto con una alta

prevalencia de espasmos sería indicativo de que un trastorno lumbar puede desarrollarse durante la ejecución de un ejercicio de flexo-extensión con una gran carga. Esto apoyaría nuestra decisión de limitar por motivos éticos, la carga aplicada a los sujetos con dolor.

#### **8.4. Futuras líneas de investigación**

En futuros estudios resultaría interesante poder aumentar la muestra de sujetos y con ello, aumentar el número de patologías lumbares distintas, para así poder caracterizarlas. El objetivo sería establecer el análisis biomecánico de la flexo-extensión de tronco como un buen sistema de valoración clínica del dolor lumbar. Mediante una muestra más grande de cada patología se podrían estudiar mejor las diferencias estadísticamente significativas entre ellas e incluso poder estudiar con este incremento de la velocidad y la carga, si realmente existirían diferencias estadísticamente significativas entre sujetos sanos y pacientes o, por el contrario, se comportan de la misma manera, ante estas variaciones.

Nuestros resultados sugieren que el estudio de los patrones de movimiento junto al de los patrones de actividad electromiográfica de del erector espinal, bíceps femoral, glúteo mayor, recto del abdomen y oblicuo externo del abdomen, es una buena herramienta para el conocimiento de la anatomía funcional de tronco tanto en condiciones de salud como de patología lumbar, siendo de utilidad en la valoración no invasiva y cuantificación de la función global lumbo-pélvica. En el campo de las ciencias de la salud podría utilizarse para:

- Ayuda a diagnosticar enfermedades del raquis.



- Orientación en el tratamiento de los pacientes, basándonos en el mecanismo cinesiológico alterado, movimiento y/o actividad del patrón EMG alterado de los diferentes músculos estudiados (erector espinal lumbar, bíceps femoral, glúteo mayor, recto del abdomen y oblicuo externo).
- Seguimiento de los tratamientos tanto físicos como quirúrgicos y de su efectividad a través del estudio de la variación o restablecimiento de la función del raquis.
- Podría usarse como un sistema de retroalimentación en la realización de los ejercicios planteados para el tratamiento físico, pudiéndole dar al paciente, información muy valiosa, del límite de sus movimientos, la correcta ejecución de los mismos y del estado de su musculatura del tronco.
- En el campo de la peritación médico-legal; ayudando a distinguir pacientes reales, de pacientes simuladores que no tienen ninguna alteración, las variables de este estudio son variables de tipo objetivo que difícilmente pueden ser simuladas, por lo tanto, su medición, ayudaría a la detección de simuladores.

*Conclusiones*

---

## **9. Conclusiones**

- 1°. El objetivo principal del trabajo de la tesis se ha cumplido: se ha logrado caracterizar simultáneamente los patrones de movimiento lumbo-pélvico y actividad neuromuscular de los diferentes músculos implicados en un movimiento habitual de las actividades de la vida diaria como es la flexo-extensión de tronco, en sujetos sanos y sujetos con dolor lumbar. En nuestro conocimiento, este es el primer ensayo en el que se realiza la caracterización de los patrones electromiográficos de musculatura distinta al erector espinal en grupos de sujetos con dolor lumbar.
  
- 2°. Las características de estos patrones han sido comparadas entre los distintos grupos de sujetos con dolor lumbar y los sujetos sanos. Los resultados apoyan la hipótesis de este estudio: es posible distinguir a los pacientes con dolor lumbar de los sujetos sanos mediante el análisis biomecánico (análisis y caracterización del patrón de movimiento y el patrón de actividad electromiográfica de superficie del erector espinal

lumbar, bíceps femoral, glúteo mayor, recto del abdomen y oblicuo externo) no invasivo, de una tarea habitual de la vida diaria como es la flexo-extensión de tronco. Este tipo de análisis puede producir índices objetivos sobre el grado de discapacidad funcional de los pacientes y distinguirlos de sujetos sanos.

- 3°. Los pacientes tienden a reducir las curvaturas lumbares tanto en bipedestación, donde la curvatura lumbar de los pacientes es menos acentuada, como en la flexión lumbar máxima y el tiempo que pasan con la columna flexionada al máximo (a más del 90%), que también es significativamente menor. Los pacientes también tienen menos flexión máxima de cadera y pasan menos tiempo con la cadera flexionada a más del 90%, es decir, están reduciendo las curvaturas. Esto podría deberse a un patrón antiálgico y/o protector. Estas variables serían indicativas de alteración de la función de la espalda y la combinación de las mismas evitaría la falta de sensibilidad de la máxima flexión del raquis lumbar, ya que el tiempo relativo de flexión lumbar y de cadera, mayor del 90% de su máximo es independiente de la flexibilidad individual.
- 4°. La presencia del fenómeno de flexión-relajación del músculo erector espinal lumbar no descarta la existencia de patología de la región lumbar. El porcentaje de actividad electromiográfica del erector lumbar durante el silencio mioeléctrico es significativamente mayor en los pacientes, así como la actividad electromiográfica durante la flexión máxima que también es significativamente mayor en los pacientes. Se ha observado que algunos de los pacientes no tenían

silencio mioeléctrico, pero incluso los que sí tenían silencio mioeléctrico, tienen más actividad electromiográfica durante el silencio que los sujetos sanos. Se ha corroborado con la ratio de relajación, siendo ésta mucho mayor en los pacientes.

- 5° Se han encontrado diferencias estadísticamente entre el grupo de los sujetos sanos y el grupo de los pacientes, en los resultados del patrón de EMG del glúteo mayor, durante la flexión. El glúteo mayor podría estar actuando, con este aumento de actividad electromiográfica, como un estabilizador durante esta fase, en los sujetos con dolor.
- 6° La musculatura abdominal en los sujetos con dolor se activa más. El recto del abdomen tiene una mayor actividad electromiográfica durante la extensión y el oblicuo externo se activa más tanto en flexión como en extensión en los pacientes. Probablemente esta mayor activación sea debida a un papel como músculos estabilizadores de una columna lumbar dañada.
- 7° Se ha comparado, mediante estas medidas, entre los distintos grupos de pacientes con diagnósticos específicos y los controles. Entre los subgrupos específicos de pacientes se han encontrado muy pocas diferencias estadísticamente significativas y muy aisladas. Esto apuntaría a la existencia de un patrón de movimiento y actividad electromiográfica específico de los sujetos con dolor lumbar, pero que no depende de la alteración anatómica específica que provoca el dolor.
- 8° Se ha comprobado si el aumento de velocidad y la adición de una carga externa provocan cambios en las variables del estudio. Siendo

también, en nuestro conocimiento, el primer ensayo en el que se realizan estas comprobaciones en sujetos con dolor lumbar. Los patrones de movimiento y de la actividad electromiográfica de la musculatura de tronco se ven alterados por el incremento de velocidad y adición de una carga. Dichas alteraciones son similares en pacientes y en sujetos sanos.

## *Bibliografía*

---

## **10. Bibliografía**

- 1.** Adams MA, Hutton WC, Stott JR. The resistance to flexion of the lumbar intervertebral joint. *Spine*. 1980; 5: 245-53.
- 2.** Adams MA, Bogduk N, Burton K, Dolan P. Epidemiology of low back trouble. En: *The Biomechanics of Low Back Pain*. 3ª ed. London: Churchill Livingstone, 2002a. p.79-91.
- 3.** Adams MA, Bogduk N, Burton K, Dolan P. Low back pain. En: *The Biomechanics of Low Back Pain*. 3ªed. London: Churchill Livingstone, 2002b. p.73-8.
- 4.** Adams MA, Bogduk N, Burton K, Dolan P. Biology of spinal tissues. En: *The Biomechanics of Low Back Pain*. 3ªed. London: Churchill Livingstone, 2002c. p.49-71.



5. Adams MA, Bogduk N, Burton K, Dolan P. Mechanical damage to the lumbar spine. En: *The Biomechanics of Low Back Pain*. 3ªed. London: Churchill Livingstone, 2002d. p.131-57.
6. Adams MA, Dolan P, Hutton WC, Porter RW. Diurnal changes in spinal mechanics and their clinical significance. *J Bone Joint Surg Br*. 1990; 72-B: 266-70.
7. Ahern DK, Follick MJ, Council JR, Laser-Wolston N. Reliability of lumbar paravertebral EMG assessment in chronic low back pain. *Arch Phys Med Rehabil*. 1986; 67: 762-5.
8. Ahern DK, Follick MJ, Council JR, Laser-Wolston N, Litchman H. Comparison of lumbar paravertebral EMG patterns in chronic low back pain patients and non-patient controls. *Pain*. 1988; 34: 153-60.
9. Anderson JA. Epidemiological aspects of back pain. *J Soc Occup Med*. 1986; 36: 90-4.
10. Bogduk N. Low back pain. En: *Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum*. 5ª ed. London: Churchill Livingstone; 1997a. p.187-213.
11. Bogduk N. Instability. En: *Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum*. 5ª ed. London: Churchill Livingstone; 1997b. p.215-225.
12. Bogduk N. *Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum*. 4ª ed. United Kingdom: Elsevier; 2005.

13. Boos N, Rieder R, Schade V, Spratt KF, Semmer N, Aebi M. 1995 Volvo Award in clinical sciences. The diagnostic accuracy of magnetic resonance imaging, work perception, and psychosocial factors in identifying symptomatic disc herniations. *Spine*. 1995; 20: 2613-25.
14. Borenstein DG, Wiesel SW, Boden SD. Diseases associated with low back pain. En: *Low Back Pain: Medical Diagnosis and Comprehensive Management*. 2ªed. Philadelphia: W. B. Saunders; 1995a. p.181-589.
15. Borenstein DG, Wiesel SW, Boden SD. Rheumatologic disorders of the lumbo-sacral spine. En: *Low Back Pain: Medical Diagnosis and Comprehensive Management*. 2ªed. Philadelphia: W. B. Saunders; 1995b. p.218-98.
16. Borenstein DG, Wiesel SW, Boden SD. Mechanical disorders of the lumbo-sacral spine. En: *Low Back Pain: Medical Diagnosis and Comprehensive Management*. 2ªed. Philadelphia: W. B. Saunders; 1995c. p.183-217.
17. Breivik H, Collett B, Ventafridda V, Cohen R, Gallacher D. Survey of chronic pain in Europe: prevalence, impact on daily life, and treatment. *Eur J Pain*. 2006; 10: 287-333.
18. Cailliet R. Structure and function of the lumbosacral spine. En: *Low Back Pain Syndrome*. Philadelphia: F.A. Davis Co., 1994: 17-55.

19. Childs JD, Fritz JM, Flynn TW, Irrgang JJ, Johnson KK, Majkowski GR, et al. A clinical prediction rule to identify patients with low back pain most likely to benefit from spinal manipulation: a validation study. *Ann Intern Med.* 2004; 141: 920-8.
20. Colloca CJ, Hinrichs RN. The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: a review of literature. *J Manip Physiol Ther.* 2005; 28: 623-31.
21. Costa L.O., Maher C.G., Latimer J., Hodges P.W., Herbert R.D., Refshauge K.M., et al. Motor control exercise for chronic low backpain: a randomized placebo-controlled trial. *Phys. Ther.* 2009; 89: 1275–1286.
22. Croft PR, Macfarlane GJ, Papageorgiou AC, Thomas E, Silman AJ. Outcome of low back pain in general practice: a prospective study. *BMJ.* 1998; 316: 1356-9.
23. 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.
24. Dankaerts W, O’Sullivan PB, Burnett AF, Straker LM, Danneels LA. Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and submaximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP Patients. *J Electromyogr Kinesiol.* 2004; 14: 333-42.

25. Davis P, Lentle BC. Evidence for sacroiliac disease as a common cause of low backache in women. *Lancet*. 1978; 2: 496-7.
26. Dionne CE, Dunn KM, Croft PR. Does back pain prevalence really decrease with increasing age? A systematic review. *Age Ageing*. 2006; 35: 229-34.
27. 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.
28. 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.
29. Dolan P, Greenfield K, Nelson RJ, Nelson IW. Can exercise therapy improve the outcome of microdiscectomy?. *Spine*. 2000; 25:1523-32.
30. Esola MA, McClure PW, Fitzgerald GK, Siegler S. 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.
31. Fairbank JC, Couper J, Davies JB, O'Brien JP. The Oswestry low back pain disability questionnaire. *Physiotherapy*. 1980; 66: 271-3.

32. Farfan HF. Muscular mechanism of the lumbar spine and the position of power and efficiency. *Orthop Clin North Am.* 1975; 6: 135-44.
33. Floyd WF, Silver PHS. Function of erectores spinae in flexion of the trunk. *Lancet.* 1951; 1: 133-4.
34. Floyd WF, Silver PHS. The function of erectores spinae muscles in certain movements and postures in man. *J Physiol.* 1955; 129: 184-203.
35. 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.* 1<sup>a</sup> ed. London: Curchill Livingstone; 1997. p.271-85.
36. Foster NE, Hill JC, O'Sullivan P, Hancock M. Stratified models of care. *Best Pract Res Clin Rheumatol.* 2013; 27: 649-61.
37. Frymoyer JW, Durett CL. The economics of spinal disorders. En: Frymoyer JW, editor. *The Adult Spine: principles and practice.* 2<sup>o</sup> ed. Philadelphia: Lippincott-Raven; 1997. p. 143-50.
38. Geisser ME, Ranavaya M, Haig AJ, Roth RS, Zucker R, Ambroz C, et al. A meta-analytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls. *J Pain.* 2005; 6: 711-26.

39. González Viejo MA, Condón Huerta MJ. Incapacidad por dolor lumbar en España. *Med Clin (Barc)*. 2000; 114: 491-2.
40. Granata KP, Sanford AH. Lumbar-pelvic coordination is influenced by lifting task parameters. *Spine*. 1 de junio de 2000; 25: 1413-8.
41. Gupta A. Analyses of myo-electrical silence of erectors spinae. *J Biomech*. 2001; 34: 491-6.
42. Haig AJ, Weismann G, Haugh LD, Pope M, Grobler LJ. Prospective evidence for change in paraspinal muscle activity after herniated nucleus pulposus. *Spine*. 1993; 18: 926-30.
43. Hashemirad F, Talebian S, Hatef B, Kahlaee AH. The relationship between flexibility and EMG activity pattern of the erector spinae muscles during trunk flexion-extension. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009; 19: 746-53.
44. 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.
45. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000; 10: 361-74.

46. Hicks GE, Fritz JM, Delitto A, McGill SM. Preliminary development of a clinical prediction rule for determining which patients with low back pain will respond to a stabilization exercise program. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005; 86: 1753-62.
47. Holleran K, Pope M, Haugh L, Absher R. The response of the flexion-relaxation phenomenon in the low back to loading. *Iowa Orthop J.* 1995; 15: 24-8.
48. Hoy D, March L, Brooks P, Blyth F, Woolf A, Bain C, et al. The global burden of low back pain: estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. *Ann Rheum Dis.* 2014; 73: 968-74.
49. Janda V. Muscle weakness and inhibition (pseudoparesis) in back pain syndromes. En: Grieve GP, editor. *Modern manual therapy of the vertebral column.* New York: Churchill-Livingston; 1986. p.197-201.
50. Jordan k, Haywood KL, Dziedzic K, Garratt AM, Jones PW, Ong BN, et al. Assessment of the 3-dimensional Fastrak measurement system in measuring range of motion in ankylosing spondylitis. *J Rheumatol.* 2004; 31: 2207-15.
51. Kaigle AM, Wessberg P, Hansson TH. Muscular and kinematic behavior of the lumbar spine during flexion-extension. *J Spinal Disord.* 1998; 11: 163-74.

52. Kankaanpää M, Taimela S, Laaksonen D, Hänninen O, Airaksinen O. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998; 79: 412-7.
53. Kapandji A.I. *Fisiología Articular*. Tomo III. 6ª ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2007.
54. Kibsgård TJ, Röhrl SM, Røise O, Sturesson B, Stuge B. Movement of the sacroiliac joint during the Active Straight Leg Raise test in patients with long-lasting severe sacroiliac joint pain. *Clin Biomech.* 2017; 47: 40-5.
55. Kim M-H, Yoo W-G. Comparison of the Hamstring Muscle Activity and Flexion-Relaxation Ratio between Asymptomatic Persons and Computer Work-related Low Back Pain Sufferers. *J Phys Ther Sci.* 2013; 25: 535-6.
56. Kippers V, Parker AW. Posture related to myoelectric silence of erectores spinae during trunk flexion. *Spine.* 1984; 9: 740-5.
57. Kramer H, Küchler G, Bräuer D. Investigations of the potential distribution of activated skeletal muscles in man by means of surface electrodes. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1972; 12: 19–27.



58. Kramer M, Ebert V, Kinzl L, Dehner C, Elbel M, Hartwig E. Surface electromyography of the paravertebral muscles in patients with chronic low back pain. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005; 86: 31-6.
59. Larivière C, Gagnon D, Arsenault AB, Gravel D, Loisel P. Electromyographic activity imbalances between contralateral back muscles: An assessment of measurement properties. *J Rehabil Res Dev.* 2005; 42: 235-50.
60. Leinonen V, Kankaanpää M, Airaksinen O, Hänninen O. Back and hip extensor activities during trunk flexion/extension: effects of low back pain and rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000; 81: 32-7.
61. Lewis SF, Haller RG. Physiologic measurement of exercise and fatigue with special reference to chronic fatigue syndrome. *Rev Infect Dis.* 1991; 13 Suppl 1: S98-108.
62. Ma Y, Shan X. Spasm and flexion-relaxation phenomenon response to large lifting load during the performance of a trunk flexion-extension exercise. *BMC Musculoskelet Disord.* 2017; 18: 505.
63. Manchikanti L, Singh V, Falco FJE, Benyamin RM, Hirsch JA. Epidemiology of low back pain in adults. *Neuromodulation.* 2014; 17 Suppl 2: 3-10.

64. Marras WS, Parnianpour M, Ferguson SA, Kim JY, Crowell RR, Simon SR. Quantification and classification of low back disorders based on trunk motion. *Eur J Phys Med Rehabil.* 1993; 3: 218-35.
65. Marras WS, Parnianpour M, Ferguson SA, Kim JY, Crowell RR, Bose S, et al. The classification of anatomic and symptom-based low back disorders using motion measure models. *Spine.* 1995; 23: 2531-46.
66. Marras WS, Ferguson SA, Gupta P, Bose S, Parnianpour M, Kim JY, et al. The quantification of low back disorder using motion measures. Methodology and validation. *Spine.* 1999; 24: 2091-100.
67. Mayer TG, Neblett R, Brede E, Gatchel RJ. The Quantified Lumbar Flexion-Relaxation Phenomenon Is a Useful Measurement of Improvement in a Functional Restoration Program. *Spine.* 2009; 34: 2458-65.
68. McClure PW, Esola M, Schreier R, Siegler S. 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.
69. McGill SM, Kippers V. Transfer of loads between lumbar tissues during the flexion-relaxation phenomenon. *Spine.* 1994; 19: 2190-6.

- 70.** McGorry RW1, Lin JH. Flexion relaxation and its relation to pain and function over the duration of a back pain episode. PLoS ONE. 2012; 7: e39207.
- 71.** McGregor AH, McCarthy ID, Dore CJ, Hughes S P. 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.
- 72.** Meyerding HW. Low backache and sciatic pain associated with spondylolisthesis and protruded intervertebral disc. J Bone Joint Surg. 1941; 23: 461.
- 73.** Million R, Hall W, Nilsen KH, Baker RD, Jayson MI. Assessment of the progress of the back-pain patient 1981 Volvo Award in Clinical Science. Spine. 1982; 7:204-12.
- 74.** Mitnitski AB, Yahia LH, Newman NM, Gracovetsky SA, Feldman AG. Coordination between the lumbar spine lordosis and trunk angle during weight lifting. Clin Biomech. 1998; 13: 121-7.
- 75.** Mooney V, Robertson J. The facet syndrome. Clin Orth Rel Res. 1976; 115: 149-56.
- 76.** Nachemson AL. Newest knowledge of low back pain. A critical look. Clin Orthop Relat Res. 1992; (279): 8-20.

- 77.** National Guideline Centre (UK). Low Back Pain and Sciatica in Over 16s: Assessment and Management [Internet]. London: National Institute for Health and Care Excellence (UK); 2016 [citado 25 de junio de 2018]. (National Institute for Health and Care Excellence: Clinical Guidelines). Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK401577/>
- 78.** Neblett R, Mayer TG, Gatchel RJ, Keeley J, Proctor T, Anagnostis C. Quantifying the lumbar flexion-relaxation phenomenon -Theory, normative data, and clinical Applications. *Spine*. 2003; 28: 1435-46.
- 79.** Nelson JM, Walmsley RP, Stevenson JM. Relative lumbar and pelvic motion during loaded spinal flexion/extension. *Spine*. 1995; 20: 199-204.
- 80.** Ng G, Walter K. Ageing does not affect flexion relaxation of erector spinae. *Aust J Physiother*. 1995; 41: 91-5.
- 81.** 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.
- 82.** O'Sullivan P, Phytty G, Twomey L, Allison G. Evaluation of specific stabilizing exercise in the treatment of chronic low back pain with radiologic diagnosis of spondylolysis or spondylolisthesis. *Spine* 1997; 22: 2959–2967.

- 83.** O'Sullivan P, Twomey L, Allison, GT. Altered abdominal muscle recruitment in patients with chronic back pain following a specific exercise intervention. *J. Orthop Sports Phys Ther.* 1998; 27: 114–124.
- 84.** O'Sullivan P, Lumbar segmental “instability”: clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Man Ther.* 2000; 5: 2–12.
- 85.** O’Sullivan P. Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Man Ther.* 2005; 10: 242-55.
- 86.** O’Sullivan PB, Beales DJ. Changes in pelvic floor and diaphragm kinematics and respiratory patterns in subjects with sacroiliac joint pain following a motor learning intervention: a case series. *Man Ther.* 2007; 12: 209-18.
- 87.** Owens EFJr, Gudavalli MR, Wilder DG. Paraspinal muscle function assessed with the flexion-relaxation ratio at baseline in a population of patients with back-related leg pain. *J Manipulative Physiol Ther.* 2011; 34: 594-601.
- 88.** Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord.* 1992a; 5: 383-9; discussion 397.

89. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord.* 1992b; 5: 390-6; discussion 397.
90. Paquet N, Malouin F, Richards CL. Hip-Spine Movement Interaction and Muscle Activation Patterns During Sagittal Trunk Movements in Low Back Pain Patients. *Spine.* 1994; 19: 596-603.
91. Pearcy MJ, Hindle RJ. New method for the non-invasive three-dimensional measurement of human back movement. *Clin Biomech.* 1989; 4: 73-79.
92. Pedersen HE, Blunck CF, Gardner E. The anatomy of lumbosacral posterior rami and meningeal branches of spinal nerve (sinu-vertebral nerves); with an experimental study of their functions. *J Bone Joint Surg Am.* 1956; 38-A: 377-91.
93. Radebold A, Cholewicki J, Panjabi MM, Patel T.C. Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine.* 2000; 25: 947-954.
94. Reeves NP, Cholewicki J, Milner TE. Muscle reflex classification of low-back pain. *J Electromyogr Kinesiol* 2005;15: 53-60.
95. Resnick D, Dwosh IL, Goergen TG, Shapiro RF, Utsinger PD, Wiesner KB, et al. Clinical and radiographic abnormalities in ankylosing

- spondylitis: a comparison of men and women. *Radiology*. 1976; 119 (2): 293-7.
- 96.** Richardson C., Jull G., Hodges P., Hides J., *Therapeutic Exercise for Spinal Segmental Stabilization*. En: *Low Back Pain*. 2ª ed. Philadelphia: Churchill Livingstone; 2004.
- 97.** Rickham PP. Human Experimentation. Code of Ethics of the World Medical Association. Declaration of Helsinki. *Br Med J*. 1964; 2: 177.
- 98.** Roland M, Morris R. A study of the natural history of back pain. Part I: development of a reliable and sensitive measure of disability in low-back pain. *Spine*. 1983; 8: 141.
- 99.** Rosomoff HL, Fishbain DA, Goldberg M, Santana R, Rosomoff RS. Physical findings in patients with chronic intractable benign pain of the neck and/or back. *Pain*. 1989; 37: 279-87.
- 100.** Sánchez-Zuriaga D, Adams MA, Dolan P. Is activation of the back muscles impaired by creep or muscle fatigue?. *Spine*. 2010; 35: 517-25.
- 101.** Sánchez-Zuriaga D, López-Pascual J, Garrido-Jaén D, García-Mas MA. A comparison of lumbopelvic motion patterns and erector spinae behavior between asymptomatic subjects and patients with recurrent low back pain during pain-free periods. *J Manipulative Physiol Ther*. 2015; 38: 130-7.

- 102.** Sánchez-Zuriaga D, Artacho-Pérez C, Biviá-Roig G. Lumbopelvic flexibility modulates neuromuscular responses during trunk flexion–extension. *J Electromyogr Kinesiol.* 2016; 28: 152-7.
- 103.** Sanmartí R, Olivé A, Galarza DÁ, Ballina FJ. Espondiloartropatías (Espondiloartritis). En: Farreras Rozman. *Compendio de Medicina Interna.* 6ª ed. London: Remedica; 2012. p.944-951.
- 104.** Sarti MA, Lisón JF, Monfort M, Fuster M.A. Response of the flexion-relaxation phenomenon relative to the lumbar motion to load and speed. *Spine.* 2001; 26: E421-426.
- 105.** Schünke M, Schulte E, Schumacher U. *Prometheus: texto y atlas de anatomía.* Tomo I. 1ª ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2005.
- 106.** 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.
- 107.** Shirado O, Ito T, Kaneda K, Strax TE. 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.



- 108.** Shum GLK, Crosbie J, Lee RYW. Movement coordination of the lumbar spine and hip during a picking up activity in low back pain subjects. *Eur Spine J.* 2007; 16: 749-58.
- 109.** 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.
- 110.** Sihvonen T. Flexion relaxation of the hamstring muscles during lumbar-pelvic rhythm. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997; 78: 486-90.
- 111.** Skyrme AD, Selmon GPF, Apthorp L. Inflammatory arthropaties affecting the spine. En: *Common spinal disorders explained.* 1ª ed. London: Remedica; 2005a. p.73-6.
- 112.** Skyrme AD, Selmon GPF, Apthorp L. The rheumatoid spine. En: *Common spinal disorders explained.* 1ª ed. London: Remedica; 2005b. p.109-12.
- 113.** Skyrme AD, Selmon GPF, Apthorp L. Mechanical lower-back pain. En: *Common spinal disorders explained.* 1ª ed. London: Remedica; 2005c. p.31-8.
- 114.** Skyrme AD, Selmon GPF, Apthorp L. Prolapsed toracolumbar intervertebral discs. En: *Common spinal disorders explained.* 1ª ed. London: Remedica; 2005d. p.39-46.

- 115.** Skyrme AD, Selmon GPF, Apthorp L. Spondylolisthesis. En: Common spinal disorders explained. 1<sup>a</sup> ed. London: Remedica; 2005e. p.53-58.
- 116.** Solomonow M1, Baratta RV, Banks A, Freudenberger C, Zhou BH. Flexion-relaxation response to static lumbar flexion in males and females. *Clin Biomech.* 2003; 18: 273-9.
- 117.** Steventon C, Ng G. Effect of trunk flexion speed on flexion relaxation of erector spinae. *Aust J Physiother.* 1995; 41: 241-3.
- 118.** Stokes IAF, Gardner-Morse MG, Henry SM. Abdominal muscle activation increases lumbar spinal stability: analysis of contributions of different muscle groups. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2011; 26: 797-803.
- 119.** 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.
- 120.** Taurog, JD. Espondiloartritis: espondilitis anquilosante. En: Harrison. *Principios de Medicina Interna.* 19<sup>a</sup> ed. Santiago de Chile: McGraw Hill; 2005. p.2193-6.

121. Triano JJ, Schultz AB. Correlation of objective measure of trunk motion and muscle function with low-back disability ratings. *Spine*. 1987; 12: 561-5.
122. Van Dieën J.H., Cholewicki J., Radebold A., 2003. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine*. 2003; 28: 834–841.
123. Vera-García FJ, Moreside JM, McGill SM. MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010; 20: 10–16.
124. Vleeming A, Pool-Goudzwaard AL, Stoeckart R, Van Wingerden JP, Snijders CJ. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine*. 1995; 20: 753-8.
125. Waddell G, Bircher M, Finlayson D, Main CJ. Symptoms and signs: physical disease or illness behaviour?. *Br Med J (Clin Res Ed)*. 1984; 289: 739-41.
126. Wallbom AS, Geisser ME, Koch J, Haig AJ, Guido C, Hoff JT. Lumbar flexion and dynamic EMG among persons with single level disk herniation pre- and postsurgery with radicular low-back pain. *Am J Phys Med Rehabil*. 2009; 88: 302-7.

- 127.** Watson PJ, Booker CK, Main CJ, Chen AC. Surface electromyography in the identification of chronic low back pain patients: the development of the flexion relaxation ratio. *Clin Biomech.* 1997; 12: 165-171.
  
- 128.** 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: 209-28.
  
- 129.** Williams M, Solomonow M, Zhou BH, Baratta RV, Harris M. Multifidus spasms elicited by prolonged lumbar flexion. *Spine.* 2000; 25: 2916-24.
  
- 130.** Woolf AD, Pfleger B. Burden of major musculoskeletal conditions. *Bull World Health Organ.* 2003; 81: 646-56.

## **ANEXO I**

*HOJA INFORMATIVA PARA LOS PARTICIPANTES VOLUNTARIOS EN EL PROYECTO DE INVESTIGACIÓN TITULADO:*

*“VALORACIÓN BIOMECÁNICA DE LA COLUMNA VERTEBRAL BASADA EN EL ANÁLISIS FUNCIONAL DE DIVERSAS ACTIVIDADES DE LA VIDA DIARIA”*

### ***PROPÓSITO DEL ESTUDIO***

Los movimientos de flexión y extensión de la columna vertebral son muy importantes en la vida diaria para todo tipo de actividades (laborales, deportivas...). También es muy frecuente su afectación en forma de dolor lumbar. Estos movimientos son el resultado de la acción coordinada de ligamentos y músculos a nivel principalmente de la cadera y de las articulaciones vertebrales lumbares. El grado de flexo-extensión y la actividad de estos músculos pueden registrarse, ésta última mediante la electromiografía. El registro de estos datos durante diferentes series de ejercicios en personas sanas y con algún tipo de patología lumbar puede ayudar a conocer el patrón normal de interacción de todas estas estructuras (poco conocido), y a diferenciarlo del patrón alterado que pudieran presentar las distintas patologías, lo cual tendría un gran valor diagnóstico, de seguimiento...

### ***¿QUÉ TENDRÁ USTED QUE HACER?***

Se le pedirá que venga al laboratorio de la Unidad de Investigación en Anatomía Funcional del Sistema Musculoesquelético para una sesión de registro de datos de unas dos horas de duración. En ella se realizan una serie

de ejercicios breves que implican a las estructuras que estudiamos: sin embargo, en cuanto aparece dolor el protocolo se interrumpe, independientemente del ejercicio al que se haya llegado. Durante la sesión se registrará la electromiografía de superficie en cinco músculos de ambos lados, así como el grado de flexo-extensión de la columna lumbar. Ninguno de los aparatos utilizados requiere de maniobras invasivas ni causa dolor.

Se ofrece a continuación una descripción de los procedimientos que se usarán en este estudio:

### ***PROCEDIMIENTOS***

Le colocaremos sobre dos puntos de la columna lumbar y sacra sendos sensores, que medirán la inclinación relativa de ésta. También le colocaremos sobre la piel los distintos electrodos del electromiógrafo, para registrar la actividad de los cinco músculos a estudio. Previamente rasuraremos con una maquinilla de afeitar y después limpiaremos con alcohol las pequeñas porciones de piel donde van adheridos los electrodos.

*Historial:* Se hará una serie de preguntas sobre la enfermedad actual, antecedentes patológicos y personales.

*Antropometría:* Se recogerán medidas antropométricas como la altura, el peso y la grasa corporal.

*Flexo-extensión lenta con parada:* Partiendo de la posición erguida, se le pedirá que realice cinco movimientos de flexo-extensión de la columna

vertebral a un ritmo lento. Cuando ya no pueda flexionar más se le pedirá que pare en esa posición un segundo, antes de extender la columna.

*Flexo-extensión lenta con carga:* Igual que el ejercicio de flexo-extensión lenta con parada, también desde postura erguida, pero cargando una pesa de diez kilos.

*Flexo-extensión rápida con parada:* Igual que el ejercicio de flexo-extensión lenta con parada, también desde postura erguida, pero más rápido.

Las pruebas descritas se llevarán a cabo en una sola sesión de unas dos horas de duración. Los investigadores mantendrán una actitud profesional durante todo el estudio, y todos los datos individuales serán mantenidos en secreto.

Si desea abandonar el estudio en cualquier momento, es usted libre de hacerlo y no está obligado a dar razones ni explicaciones acerca de su decisión.

### ***RIESGOS / EFECTOS SECUNDARIOS***

Con los ejercicios descritos el riesgo de cualquier lesión músculo-esquelética es escaso. Podría sentir algunas molestias lumbares en los días siguientes. Muy ocasionalmente, personas con una piel particularmente sensible pueden sentir un ligero escozor durante un día o dos, donde su piel fue rasurada para colocar los electrodos.

### ***BENEFICIOS***

Esperamos que usted se beneficie de este estudio no sólo aprendiendo más sobre sus propios músculos y movimientos, sino también a través del

conocimiento de que los resultados de sus esfuerzos podrían ayudar a desarrollar herramientas diagnósticas y rehabilitadoras fiables para aquellas personas que padecen dolor lumbar.



## ANEXO II

N.º

HOJA DE CONSENTIMIENTO DE LOS PARTICIPANTES  
VOLUNTARIOS EN EL PROYECTO DE INVESTIGACIÓN TITULADO:  
“VALORACIÓN BIOMECÁNICA DE LA COLUMNA VERTEBRAL  
BASADA EN EL ANÁLISIS FUNCIONAL DE DIVERSAS  
ACTIVIDADES DE LA VIDA DIARIA”

**Por favor, conteste las siguientes preguntas, trazando un círculo sobre la respuesta apropiada:**

¿Ha leído usted la Hoja Informativa para el Participante?

SÍ NO

¿Ha tenido usted la oportunidad de preguntar sus dudas y discutir sobre el estudio?

SÍ NO

¿Ha recibido usted respuestas satisfactorias a todas sus preguntas?

SÍ NO

¿Ha recibido usted suficiente información sobre el estudio?

SÍ NO

¿Con quién ha hablado usted?

¿Entiende usted que sus datos personales y las imágenes que pudieran tomarse durante el registro serán tratados con la máxima confidencialidad, de manera que:

- su acceso quedará restringido a los miembros del grupo de investigación  
SÍ NO
- únicamente se utilizarán para los fines estrictamente científicos específicos del proyecto
- en el procesado de los datos su identidad quedará protegida por claves alfanuméricas.

¿Entiende usted que es libre de abandonar este estudio:

- en cualquier momento  
SÍ NO
- sin tener que dar una razón para abandonar
- y sin que ello afecte a sus cuidados médicos en un futuro?

¿Consiente usted en tomar parte en este estudio?

SÍ NO

Firmado:

.....

Fecha: .....

Nombre (en mayúsculas):

.....

Dirección:

.....

.....

Teléfono de contacto: .....

Correo electrónico: .....

Firmado (Investigador): .....

Fecha y hora: