

# Dinamometría y electromiografía de superficie simultáneas en la identificación del dolor lumbar inespecífico y su carácter fidedigno

Informes de Evaluación  
de Tecnologías Sanitarias  
SESCS Num. 2006/14

**INFORMES, ESTUDIOS E INVESTIGACIÓN**  
MINISTERIO DE SANIDAD Y CONSUMO



Bellas Beceiro, B.

Dinamometría y electromiografía de superficie simultáneas en la identificación del dolor lumbar inespecífico y su carácter fidedigno / autores, B. Bellas Beceiro, A. Aguirre Jaime, B. Duque González. – Santa Cruz de Tenerife : Servicio Canario de Salud, D.L. 2008. – 170 p. ; 24 cm. – (Colección: Informes, estudios e investigación. Ministerio de Sanidad y Consumo. Serie: Informes de Evaluación de Tecnologías Sanitarias. SESCS ; 2006/14)  
Bibliografía

D.L. TF 1995-08

ISBN

NIPO 354-07-053-5

1. Dinamometría 2. Electromiografía de superficie 3. Lumbalgia  
I. Canarias. Servicio Canario de Salud II. España. Ministerio de Sanidad y Consumo

Edita: Servicio Canario de la Salud, Consejería de Sanidad del Gobierno de Canarias.

Imprime: Litografía Gráficas Sabater

Internet: <http://www.gobiernodecanarias.org/sanidad/sescs/>  
<http://aunets.isciii.es/>

Este documento se ha realizado en el marco de colaboración previsto en el Plan de Calidad para el Sistema Nacional de Salud, al amparo del convenio de colaboración suscrito por el Instituto de Salud Carlos III, organismo autónomo del Ministerio de Sanidad y Consumo y la Fundación Canaria de Investigación y Salud "FUNCIS"

Para citar este informe:

Bellas Beceiro B, Aguirre Jaime A, Duque González B. Dinamometría y electromiografía de superficie simultáneas en la identificación del dolor lumbar inespecífico y su carácter fidedigno. Madrid: Plan Nacional para el SNS del MSC. Servicio de Evaluación del Servicio Canario de la Salud; 2007. Informes de Evaluación de Tecnologías Sanitarias: SESCS N° 2006/14





# Índice

<b>Resumen</b> .....	<b>7</b>
<b>Abstract</b> .....	<b>9</b>
<b>I. Introducción</b> .....	<b>11</b>
I.1. Antecedentes .....	11
I.2. Definiciones .....	16
I.3. Epidemiología del dolor lumbar .....	20
I.3.1. Incidencia y prevalencia.....	20
I.3.2. Discapacidad y sus medidas .....	23
I.3.3. Pronóstico .....	25
I.4. Factores de riesgo .....	28
I.5. Métodos de evaluación del dolor lumbar .....	33
I.5.1. Pruebas funcionales de capacidad muscular .....	33
I.5.2. Otros métodos .....	45
<b>II. Objetivo</b> .....	<b>51</b>
<b>III. Descripción de la revisión sistemática de la literatura</b> .....	<b>53</b>
<b>IV. Niveles de evidencia</b> .....	<b>57</b>
<b>V. Resultados</b> .....	<b>59</b>
V.1. Descripción de los estudios.....	59
V.2. Síntesis cualitativa de evidencias .....	60
V.2.1. Finalidad de los estudios .....	61
V.2.2. Tipología de los sujetos estudiados/Tamaños de muestras .....	61
V.2.3. Determinación de la afectación e instrumentación empleada.....	63
V.2.4. Posicionamiento y fijación de los sujetos estudiados .....	64
V.2.5. Tareas/ejercicios realizados por los sujetos estudiados .....	65
V.2.6. Mediciones del esfuerzo realizado por los sujetos estudiados .....	66
V.2.7. Grupos musculares valorados y posicionamiento de electrodos .....	67

V.2.8. Tratamiento de las señales electromiográficas. Parámetros electromiográficos empleados.....	69
V.2.9. Resultados obtenidos, su interpretación y conclusiones de los estudios .....	70
<b>VI. Discusión .....</b>	<b>75</b>
<b>VII. Conclusiones .....</b>	<b>81</b>
<b>VIII. Autores y revisores externos .....</b>	<b>85</b>
<b>IX. Bibliografía.....</b>	<b>87</b>
<b>X. Anexos .....</b>	<b>105</b>
Anexo I. Estrategia de búsqueda bibliográfica.....	105
Anexo II. Tabla de evidencias .....	112
Anexo III. Descripción de los estudios incluidos en la revisión .....	137
Anexo IV. Tabla de artículos con dinamometría más EMGS excluidos de la revisión .....	166
Anexo V. Roland Morris Disability Questionnaire. Versión española.....	168
Anexo VI. Oswestry Disability Questionnaire.....	169

# Resumen

## Antecedentes

La lumbalgia inespecífica es un problema de salud con importantes consecuencias para el sujeto que la padece y su entorno familiar, social y laboral, que se asocia a repercusiones socioeconómicas de gran magnitud motivadas por el incremento en la utilización de servicios sanitarios, absentismo laboral y discapacidad. Las dificultades para definir y objetivar el dolor lumbar inespecífico determinan un mayor riesgo de simulación. Dado que en la génesis del dolor lumbar parecen estar implicadas la debilidad y pérdida de resistencia de la musculatura paravertebral, la dinamometría y la electromiografía de superficie, aisladamente o en combinación, podrían ser empleadas en la identificación de la lumbalgia inespecífica no simulada.

## Objetivo

Valorar y sintetizar el grado de evidencia existente sobre la validez y fiabilidad de la dinamometría y la electromiografía de superficie realizadas simultáneamente como método de identificación de la lumbalgia inespecífica y su carácter fidedigno.

## Métodos

Revisión sistemática de la literatura publicada en el periodo 1954-2007, empleando una estrategia de búsqueda exhaustiva en un amplio espectro de bases bibliográficas generales y específicas. Selección de estudios según criterios de tipología de pacientes estudiados, técnicas diagnósticas empleadas y objetivos perseguidos. Evaluación estandarizada de la calidad metodológica y nivel de evidencia proporcionado por los estudios seleccionados, según los criterios de la AHRQ. Se realiza una síntesis cualitativa de evidencias.

## Resultados

De 976 referencias potencialmente relevantes se seleccionan 225 artículos, de los cuales 13 cumplen los criterios de inclusión y ninguno

de exclusión. Todos los artículos seleccionados proporcionan un nivel de evidencia IV por tratarse de estudios descriptivos de comparación entre lumbálgicos y asintomáticos, con escaso tamaño de muestra y una gran heterogeneidad en los instrumentos de dinamometría, ejercicios desarrollados, músculos analizados y en las medidas de resultado empleadas: momentos de fuerza isométricos y/o isocinéticos, en extensión, en flexión o en rotación del tronco. Ni los momentos de fuerza ni ningún parámetro electromiográfico muestran validez aceptable para discriminar lumbálgicos de asintomáticos y de simuladores. La fiabilidad es mayor en los parámetros electromiográficos que en los dinamométricos. La consecución de una fiabilidad elevada requiere un procedimiento complejo de obtención y promedio de sucesivas mediciones en grupos bilaterales de músculos a diferentes niveles vertebrales. Los simuladores de lumbalgia desarrollan menor fuerza isométrica que los lumbálgicos y asintomáticos, mientras que los lumbálgicos muestran desequilibrios en la activación muscular de los músculos oblicuos en rotación, aspecto que no se observa en simuladores y asintomáticos.

## Conclusiones

Existe escasa e inconsistente evidencia de nivel IV sobre la validez, fiabilidad y utilidad clínica de la combinación de la dinamometría y la electromiografía de superficie en la identificación del dolor lumbar inespecífico y su carácter fidedigno (Grado de recomendación C).



# Abstract

## Background

Nonspecific low back pain is a health problem with serious consequences for patients and their familiar, social and work environment. It has an important socio-economic impact associated increased utilisation of health services, lost-work and impairment. An objective definition of low back pain has proven very difficult, therefore increasing the risk of subjects simulating pain. The weakness and fatigue of paravertebral muscles seem to be involved in the origin of lumbar pain, so dynamometry and surface electromyography (SEMG), alone or combined, could be used to distinguish between subjects with nonspecific low back pain and malingerers.

## Objectives

To assess and synthesize existing knowledge on the validity and reliability of imultaneous dynamometry and SEMG to identify non-specific non-feigned low back pain.

## Methods

Systematic review of literature published between 1954 and 2007 by a comprehensive searching in several general and specific bibliographic databases. Selection of studies according to type of patients, diagnostic techniques and aims of the study. Standardized evaluation of methodological quality and level of evidence of selected studies, according to AHRQ criteria. Qualitative synthesis of different lines of evidence was conducted.

## Results

Of 976 references retrieved, 225 articles were selected. Eventually, only 13 fulfilled the inclusion criteria. All of them were level IV evidence, because they are descriptive studies comparing healthy and chronic low back pain subjects, present little size samples and are very heterogeneous regarding to dynamometers used, performed exercises, analysed muscles and outcomes measures: isometric and/or isokinetic

torque during extension, bending and rotation of the trunk. Neither torque nor other electromyographic parameters show an acceptable validity to distinguish between healthy subjects, low back patients and malingerers. The reliability is higher for electromyographic than dynamometric parameters. Complex procedure to record and average successive measures in bilateral muscle groups at different spinal levels were needed to obtain high reliability.

Subjects who fake lumbar pain develop a lower isometric torque than healthy or low back pain patients. Symptomatic patients also show an imbalance when activating the rotation of oblique muscles, which is not observed in malingerers or asymptomatic subjects.

## Conclusions

Level IV evidence about validity, reliability and clinical usefulness of simultaneous dynamometry and SEMG to identify nonspecific low back pain subjects and detect malingerers is poor and inconsistent (level C of recommendation).

# I. Introducción

## I.1. Antecedentes

El dolor lumbar es un importante problema de salud en los países occidentales con repercusiones socioeconómicas considerables. El dolor lumbar se asocia también a un incremento en la utilización de los servicios sanitarios, absentismo laboral y discapacidad. Estos aspectos condicionan consecuencias relevantes, no sólo en los propios pacientes sino también en sus familias, empresas y en la sociedad en general.

Los estudios epidemiológicos que evalúan tanto la frecuencia como las cargas sanitarias, sociales y económicas del dolor lumbar están realizados en poblaciones variadas, ya sea la población general, o procedentes de ámbitos específicos, como atención primaria, hospitales o entornos laborales. Por otra parte, los datos epidemiológicos varían según la definición y criterios de clasificación del dolor lumbar empleados en los estudios originales. Se utilizan diversos sistemas de clasificación de enfermedades como la CIAP (Clasificación Internacional de Atención Primaria), CIE (Clasificación Internacional de Enfermedades), ICDH (Clasificación Internacional de Lesiones y Discapacidades), CIPAP-2-D (Clasificación Internacional de Problemas de Salud en Atención Primaria), CISAP (Clasificación Internacional de Razones de Consulta en Atención Primaria), además de una terminología heterogénea para expresar el mismo concepto: dolor lumbar, lumbalgia, lumbago, dolor lumbar inespecífico, dolor lumbar idiopático, dolor lumbar mecánico, etc.

### Definición del dolor lumbar

El dolor lumbar se define habitualmente como dolor, tensión muscular, contractura o rigidez en el área ubicada por debajo de la parrilla costal y por encima del pliegue inferior glúteo, con o sin dolor en la pierna (ciática)<sup>1</sup>. Suele clasificarse como dolor lumbar específico o inespecífico<sup>2</sup>.

El dolor lumbar inespecífico se define como la sintomatología no atribuible a una causa etiológica clara, incluyendo el dolor lumbar idiopático, en el que no existe una compresión radicular demostrada y subsidiaria de tratamiento quirúrgico<sup>3</sup>. Aproximadamente, el 90% de los pacientes con dolor lumbar no tienen una etiología específica<sup>2</sup>. No existe

un sistema de clasificación válido y fiable para la mayoría de los casos de dolor lumbar inespecífico, lo que condiciona la utilización de una terminología diagnóstica heterogénea.

Los síntomas más frecuentes en el dolor lumbar inespecífico son el dolor y la discapacidad. Los signos físicos como la contractura, fuerza muscular y disminución de la movilidad del tronco no tienen una buena correlación con el dolor lumbar<sup>4</sup>. Existe evidencia que confiere a determinadas variables psicosociales un papel en el dolor lumbar inespecífico crónico<sup>5</sup>. En cambio, no parece existir asociación entre las alteraciones visualizadas en la radiología simple y resonancia magnética y el dolor lumbar inespecífico<sup>6-7</sup>.

## Evolución del dolor lumbar

El dolor lumbar inespecífico se suele clasificar en función de la duración de la sintomatología. Se define como agudo cuando la sintomatología persiste menos de 6 semanas, subagudo si la duración está entre 6 semanas y 3 meses y crónico cuando persiste más de 3 meses<sup>8</sup>. Estos puntos de corte establecen diferencias en el pronóstico y tratamiento de los pacientes con dolor lumbar inespecífico<sup>9</sup>. En dos estudios con pacientes españoles se establece que, basándose en el riesgo de cronificación y en los determinantes de la calidad de vida de los pacientes, el límite entre dolor lumbar agudo y subagudo debería situarse en las 2 semanas<sup>10-11</sup>. Otros autores no reconocen el estadio subagudo y establecen el punto de corte que diferencia el dolor agudo del crónico en 6 semanas.

El pronóstico del dolor lumbar es favorable. La mayoría de los dolores lumbares se resuelven en un plazo inferior a 3 meses, de manera que el 90% deja de consultar a su médico por esta causa<sup>12</sup>.

Otros autores consideran inadecuada esta clasificación, considerando que el dolor lumbar tiene un curso fluctuante<sup>13</sup> y un carácter recurrente, en lugar de agudo, con episodios autolimitados pero múltiples<sup>14</sup>. Esta teoría se basa en que la mayoría de los pacientes tienen historia de episodios de dolor lumbar previo y las fases agudas son realmente exacerbaciones de un dolor lumbar crónico. En un estudio prospectivo, la incidencia de recurrencias en el entorno laboral y en el periodo de un año desde el episodio previo, fue entre el 20% y el 44%, y superior al 85% a lo largo de la vida de los afectados<sup>15</sup>. En general, las recurrencias son más frecuentes y severas si los pacientes tienen antecedentes de episodios frecuentes de dolor lumbar o de larga duración.

El dolor lumbar es una de las principales causas de incapacidad laboral temporal (IT) y de invalidez permanente. No obstante, el curso de la IT suele ser favorable. En la serie de Waddell, el 67% de los pacientes en IT por dolor lumbar retornan al trabajo en el plazo de una semana y el 90% a los dos meses<sup>16</sup>. Sin embargo, cuanto mayor es la duración de la IT menor es la probabilidad de reinserción laboral. Menos de la mitad de los pacientes en IT por dolor lumbar durante más de 6 meses, retornarán a su trabajo. Después de dos años de absentismo laboral, la probabilidad de volver al trabajo es prácticamente nula. El subgrupo de pacientes con dolor crónico que afecta a zonas extensas suelen presentar dolor lumbar más severo, con mayor duración y discapacidad<sup>17</sup>.

## Impacto socioeconómico del dolor lumbar

Los costes totales del dolor lumbar son de gran magnitud en los países occidentales. En países como Holanda, el coste total en el año 1991 fue de 3,7 billones de dólares, un 1,7% del Producto Interior Bruto. Los costes directos fueron 290 millones de dólares mientras que los indirectos fueron 3,4 billones de dólares, de los cuales 2,4 billones fueron consecuencia del absentismo laboral y 1 billón debido a discapacidades<sup>18</sup>.

Los costes por producción perdida en el entorno laboral representaron en Estados Unidos 16 billones de dólares por año (periodo 1972-1978)<sup>19</sup> y 11,1 billones en 1986<sup>20</sup>.

En países europeos, como Reino Unido, Suecia y Holanda, el 90% de los costes totales del dolor lumbar son indirectos debidos al absentismo laboral y la discapacidad, reflejando que esta patología afecta fundamentalmente a población trabajadora<sup>21</sup>. A la minoría de pacientes con dolor lumbar crónico se le atribuyen la mayoría de los costes. La mitad del absentismo laboral se atribuye al 15% de los trabajadores con dolor lumbar de duración superior a un mes<sup>22</sup>. Otros autores atribuyen al 10-25% de los pacientes con dolor lumbar el 7% de los costes totales<sup>19</sup>. El dolor lumbar inespecífico genera en países europeos un coste equivalente anual entre el 1,7 y el 2,1% de su Producto Interior Bruto<sup>18-19,23</sup>.

Los costes que generan el 70-80% de los pacientes con lumbalgia aguda representan menos del 25% de los costes totales que se derivan de esta enfermedad. En consecuencia, parece que el verdadero problema médico, social y económico lo determina el dolor lumbar crónico<sup>3</sup>.

La potencial existencia de un subgrupo de pacientes simuladores de dolor lumbar contribuye a la sobreutilización de servicios sanitarios diagnósticos y terapéuticos, recuperaciones prolongadas, aumento del número y duración de las incapacidades laborales, e incremento de los costes<sup>23</sup>. De ahí la importancia de disponer de métodos objetivos de evaluación del carácter fidedigno del dolor lumbar.

## Evaluación del dolor lumbar

Dado que el 90% de los casos de dolor lumbar no tienen una etiología específica, la objetivación del dolor se convierte en el aspecto más complejo en la evaluación de estos pacientes. El dolor lumbar inespecífico se atribuye a alteraciones estructurales o sobrecarga funcional de los elementos que conforman la columna lumbar (pilar anterior y posterior vertebral y musculatura paravertebral). A pesar de que estas alteraciones pueden estar implicadas en la génesis de una lumbalgia, no existe una correlación clara entre la clínica referida por el paciente y la alteración anatómica visualizada por las técnicas de imagen, radiología simple, TAC o resonancia magnética. Por otra parte, los hallazgos patológicos en estas pruebas son tan frecuentes en los sujetos con lumbalgia como en los asintomáticos. En consecuencia, las guías de práctica clínica sólo recomiendan realizar pruebas de imagen en las lumbalgias cuando existan signos o síntomas de alerta, indicativos de compresión radicular o enfermedad sistémica<sup>10-11</sup>.

Otra forma de objetivar el sustrato fisiopatológico que se atribuye al dolor lumbar es la evaluación de la debilidad y pérdida de resistencia de la musculatura paravertebral. Con este objetivo se utilizan la dinamometría y la electromiografía.

La dinamometría permite medir la fuerza muscular durante la realización de esfuerzos isométricos, isocinéticos o isotónicos, a través de variables mecánicas tales como el torque o momento de fuerza, la velocidad de movimiento o el desplazamiento del tronco. La valoración cuantitativa de la función mecánica muscular se ha hecho tradicionalmente midiendo la tensión generada en una contracción estática (isométrica, es decir, sin movimiento articular detectable) o dinámica (isotónica o isocinética). La tensión generada por una contracción isométrica presenta varias limitaciones. En primer lugar, la necesidad de colaboración del paciente; en segundo lugar, sólo valora un punto específico del campo cinético de una articulación, y finalmente tan sólo permite la evaluación de músculos aislados y no de todos los grupos musculares que realizan un movimiento articular. Las

contracciones isotónicas pueden evaluarse por medio de pesas o dinamómetros isotónicos. Este procedimiento también requiere colaboración. La falta de control sobre la velocidad de contracción es un problema importante, ya que la velocidad influye directamente sobre la fuerza generada. Los dinamómetros isocinéticos tratan de minimizar estos inconvenientes. Los motorizados permiten cargar una articulación a una velocidad predeterminada (de 30° a 500°/s) con una resistencia que va variando a lo largo del movimiento, de forma que el músculo tenga que generar la misma fuerza durante todo el recorrido articular. Si se produce un intento de modificar la velocidad seleccionada, la resistencia del aparato se modificará para igualar la fuerza aplicada en todos los puntos del alcance del movimiento. Debido a esta característica, a pesar de que se necesite la colaboración del paciente para efectuar contracciones máximas, es difícil "engañar" realizando contracciones menores de las posibles sin que el aparato lo detecte. Además, los dinamómetros isocinéticos proporcionan determinados parámetros de función mecánica que pueden ser de utilidad diagnóstica o para plantear soluciones más adecuadas en la mejora del rendimiento muscular. Entre ellos están su rendimiento global (trabajo y potencia) y la rapidez de la contracción máxima (energía de aceleración del par). Los dinamómetros isocinéticos presentan tres limitaciones fundamentales. Por un lado, son caros y por ello poco accesibles; por otra parte, se necesita personal entrenado para hacer adecuadamente las mediciones, y por último no hay suficientes estudios que proporcionen valores de referencia de los registros para las diferentes poblaciones<sup>24</sup>.

La electromiografía de superficie es una técnica no invasiva que registra la actividad muscular durante la contracción isométrica o isocinética, y su evaluación a través del análisis del espectro de frecuencias de la señal electromiográfica más que de su amplitud. La electromiografía dinámica permite obtener información precisa sobre la magnitud de la contracción de músculos aislados expresados como porcentajes de la contracción voluntaria máxima. Este índice es un reflejo de la intensidad del esfuerzo del músculo estudiado para un determinado movimiento. No es directamente superponible a los de fuerza muscular, puesto que hay otros factores que determinan las diferencias en la fuerza real de un músculo sometido a esfuerzo isotónico, como el tipo y velocidad de contracción, la posición articular y la acción de músculos sinérgicos; sin embargo, hay buena correlación entre los datos obtenidos mediante electromiografía dinámica y el par máximo de fuerza de la dinamometría isocinética<sup>25</sup>. Los mayores

problemas de la técnica son los artefactos debidos al movimiento y la sensibilidad de las mediciones a la posición del electrodo<sup>24</sup>.

La aplicación conjunta de la dinamometría y la electromiografía de superficie podría incrementar su valor diagnóstico en la lumbalgia inespecífica y en la identificación de la simulación del dolor lumbar.

## I.2. Definiciones

El dolor lumbar se define habitualmente como dolor, tensión muscular, contractura o rigidez en el área ubicada por debajo de la parrilla costal y por encima del pliegue inferior glúteo, con o sin dolor en la pierna (ciática)<sup>1</sup>, cuya intensidad varía en función de las posturas y la actividad física y suele acompañarse de limitación dolorosa del movimiento. Suele clasificarse como dolor lumbar específico o inespecífico.

El dolor lumbar específico se define como la sintomatología causada por mecanismos fisiopatológicos conocidos, tales como hernia discal, estenosis de canal lumbar, infección, inflamación, osteoporosis, artritis reumatoide, fractura o tumor. Su prevalencia se sitúa en torno al 8-10%, en el entorno de la atención primaria<sup>2</sup>.

El dolor lumbar inespecífico se define como la sintomatología no atribuible a una clara causa etiológica, incluyendo el dolor lumbar idiopático, en el que no existe una compresión radicular demostrada y subsidiaria de tratamiento quirúrgico<sup>3</sup>. Aproximadamente, el 90% de los pacientes con dolor lumbar no tienen una etiología específica<sup>2</sup>. El dolor lumbar inespecífico se atribuye a alteraciones estructurales o sobrecarga funcional de los elementos que conforman la columna lumbar (pilar anterior y posterior vertebral y musculatura paravertebral). A pesar de que estas alteraciones pueden estar implicadas en la génesis de una lumbalgia, no existe una correlación clara entre la clínica referida por el paciente y la alteración anatómica visualizada por las técnicas de imagen, normalmente la espondiloartrosis<sup>26</sup>. Alteraciones en la biomecánica de los elementos vertebrales pueden llevar a una sobrecarga de algunas estructuras y secundariamente a dolor lumbar. Así, alteraciones de la estática (espondilosis, espondilolistesis, escoliosis), desequilibrios musculares o sobrecargas músculo-ligamentosas pueden ocasionar dolor lumbar inespecífico. No obstante, las alteraciones de la estática y dinámica de la columna vertebral son tan frecuentes entre los sujetos sintomáticos como entre aquellos con dolor lumbar, y la dificultad de objetivar las alteraciones músculo-ligamentosas ocasiona en la práctica que la mayoría de los dolores



lumbares sean de causa desconocida. De la misma manera, las imágenes de protusión y hernia discal se observan tan frecuentemente en pacientes con dolor lumbar como en sujetos asintomáticos, y sólo son relevantes clínicamente si existen signos clínicos y/o exploratorios de compresión radicular<sup>3,7,27</sup>.

No existe un sistema de clasificación válido y fiable para la mayoría de los casos de dolor lumbar inespecífico, lo que condiciona la utilización de una terminología diagnóstica heterogénea. De hecho, los posibles mecanismos fisopatológicos anteriormente expuestos hacen que el dolor lumbar inespecífico sea también denominado dolor lumbar mecánico o funcional.

Los síntomas más frecuentes en el dolor lumbar inespecífico son el dolor y la discapacidad. Los signos físicos como la contractura, fuerza muscular y disminución de la movilidad del tronco no tienen una buena correlación con el dolor lumbar<sup>4</sup>. Existe evidencia que confiere a determinadas variables psicosociales un papel en el dolor lumbar inespecífico crónico<sup>5</sup>.

Dentro del dolor lumbar inespecífico existe un grupo de pacientes que refieren dolor desproporcionado con respecto a los hallazgos físicos. Mucho menos frecuente en el entorno clínico es la simulación del dolor<sup>28</sup>, aunque su magnitud podría aumentar en determinados ámbitos, como urgencias, situaciones de incapacidad laboral temporal y tribunales de valoración de la incapacidad laboral y de minusvalías.

Los conceptos de exageración y simulación del dolor a menudo se confunden. Algunos clínicos interpretan el dolor desproporcionado -expresar mayor intensidad del dolor cuando realmente es menor- como un subtipo de la simulación -referir dolor cuando realmente no existe-. Pero actualmente la mayoría de los autores consideran la simulación como un tipo especial de respuesta inapropiada o exagerada al dolor<sup>29</sup>. A su vez, el dolor desproporcionado forma parte de un problema más amplio de síntomas físicos inexplicados, que no pueden ser atribuidos a una entidad nosológica concreta. El dolor lumbar junto con el dolor torácico, astenia y edema son los síntomas que con más frecuencia carecen de correlación clínicopatológica y no pueden ser atribuidos a una enfermedad causal<sup>30</sup>.

Otros autores definen la enfermedad fingida como la simulación fraudulenta o la exageración de una enfermedad física, psíquica o defecto<sup>31</sup> o la producción intencionada o falsa de síntomas físicos o psíquicos motivada por incentivos externos tales como evitar el trabajo, obtener compensaciones económicas, evadir la persecución criminal u obtener drogas (DSM-IV)<sup>32</sup>. No obstante, pueden existir ganancias

secundarias con la sintomatología sin existir enfermedad-síntomas fingidos<sup>33</sup>.

Según la forma de actuar del sujeto, las enfermedades-síntomas fingidos se clasifican en comisiones-referir problemas, eventos o síntomas que no existen o son menos significativos de lo expresado- y omisiones-no aportar al clínico información cuando no ha sido específicamente requerida pero que es claramente importante para evaluar el problema<sup>34</sup>. Por otra parte, para Fishbain et al.<sup>28</sup> la enfermedad-síntomas fingidos se divide en los siguientes tipos:

- *Enfermedad fingida pura*: fingir una enfermedad o discapacidad que no existe.
- *Simulación*: fingir síntomas que no existen.
- *Enfermedad fingida parcial*: exageración consciente de síntomas que sí existen.
- *Falsa imputación*: atribuir, de manera consciente, los síntomas actuales a una causa concreta que no tiene relación con la sintomatología.
- *Disimulación*: ocultar o minimizar síntomas por ganancias secundarias.

Se pueden presentar también otras dos variantes. Síntomas preexistentes pueden desaparecer pero continúan expresándose de manera fraudulenta o los síntomas pueden ser fraudulentamente atribuidos a una causa diferente a la actual.

Científicamente no existe un gold estándar o patrón de referencia de la veracidad del dolor o de su carácter fidedigno. La dificultad en la valoración del carácter fidedigno del dolor radica en igualar el concepto de dolor o conducta ante el dolor y la experiencia privada de dolor, la cual es inaccesible para el clínico y, por tanto, invalorable. En consecuencia, es el dolor más que la experiencia personal de la sensación de dolor la que establece el marco en el que se debe valorar la adecuación del dolor. Dado que no existe ninguna prueba diagnóstica que tenga validez para determinar la verdadera intensidad del dolor referido por el paciente, algunos autores rechazan la utilización de términos como “exageración o magnificación” del dolor<sup>23</sup>.

En la literatura científica se observan numerosos intentos de objetivar la veracidad del dolor en pacientes con dolor crónico. La entrevista clínica y el examen físico no identifican adecuadamente a los simuladores<sup>35</sup>. Una línea clásica de investigación consiste en correlacionar el dolor con el daño orgánico que presenta el sujeto. Esta

teoría es muy utilizada en entornos médico-legales y también en la práctica clínica<sup>36</sup>, pero carece de evidencias consistentes ya que la relación entre la magnitud de la lesión orgánica y la experiencia de dolor es altamente variable. Por ejemplo, en el dolor lumbar inespecífico no parece existir asociación entre la presencia e intensidad del dolor y las alteraciones visualizadas en la radiología simple y resonancia magnética<sup>6,7</sup>. En el contexto de las líneas modernas de investigación del dolor, la evaluación de la exageración y simulación del dolor lumbar crónico, se realiza empleando medidas objetivas de la capacidad funcional más que medidas del dolor. Estas pruebas de evaluación funcional se basan en el carácter veraz del esfuerzo o “esfuerzo máximo” realizado por el individuo durante el ejercicio propuesto, de manera que esfuerzos “submáximos” detectados mediante pruebas isométricas y/o isocinéticas podrían alertar sobre el carácter no fidedigno del esfuerzo, que no del dolor. El esfuerzo “submáximo” podría definirse como cualquier esfuerzo inferior al mayor esfuerzo posible.

El principal problema radica en la propia definición de esfuerzo máximo, sincero o fidedigno y su carácter voluntario. Un esfuerzo sincero sería el esfuerzo muscular óptimo o el mejor desarrollado por el paciente durante su evaluación, en contraposición al esfuerzo fingido que sería aquel que deliberadamente se realiza con menor intensidad que el esfuerzo máximo que podría desarrollar el paciente<sup>23</sup>. El máximo esfuerzo muscular no está solamente determinado por la voluntad del individuo, su dolor, la fatiga muscular, ansiedad, depresión, miedo al dolor, miedo a nueva lesión, el tipo de prueba de capacidad funcional empleada, comprensión de la importancia de la evaluación, comprensión de las instrucciones aportadas para la realización del ejercicio y el soporte ofrecido por los profesionales durante la misma (estímulos), sino que debe valorarse también en su contexto social, incluyendo otros factores determinantes de su conducta: compensaciones económicas, laborales, condiciones familiares, etc. Por otra parte, este contexto social y los incentivos conductuales difieren marcadamente entre el entorno experimental y la práctica clínica, limitando la inferencia poblacional de los resultados obtenidos. En definitiva, la detección y comprensión de la exageración y simulación del dolor deben tener en cuenta los mecanismos fisiológicos, psicológicos y sociales del dolor. No obstante, es importante tener en cuenta que las investigaciones realizadas en este campo asimilan el esfuerzo simulado a esfuerzo submáximo, a pesar del impacto potencial de todos estos factores de confusión, normalmente no controlados en los análisis de

resultados. Además utilizan niveles de esfuerzo submáximo variables: 25%, 50% o 75%, haciendo todavía más heterogénea la definición de esfuerzo simulado entre estudios.

## I.3. Epidemiología del dolor lumbar

### I.3.1. Incidencia y prevalencia

Son escasos los estudios epidemiológicos que miden la incidencia del dolor lumbar.

En el entorno de la Atención Primaria, el estudio de Van den Vendel et al., sobre una población holandesa de 335.000 personas y clasificando según la CIAP, obtiene una incidencia de dolor lumbar de 28 episodios/1.000 personas año<sup>37</sup>. Cuando el dolor lumbar se asocia a ciática, la incidencia es de 11,6/1.000 personas año. La incidencia es mayor en hombres (32,0) que en mujeres (23,2). La mayor incidencia se presenta en individuos de 25 a 64 años.

En otro estudio holandés, la incidencia de dolor lumbar en una población de 41.000 pacientes de Atención Primaria es de 30 episodios/1.000 personas año y de dolor lumbar con ciática, 6 episodios/1.000 personas año, con tasas más elevadas entre los 45 y los 64 años<sup>38</sup>.

En el estudio prospectivo de Reino Unido South Manchester Back Pain Study que incluye la monitorización de consultas en Atención Primaria de 2.715 adultos, la incidencia acumulada en el periodo de un año es del 3% en varones y 5% en mujeres. Los pacientes con antecedentes de dolor lumbar tienen tasas de incidencia dos veces mayores<sup>39</sup>. Tras finalizar este periodo, el estudio realiza un seguimiento durante otro año para determinar, mediante encuesta, los nuevos episodios de dolor lumbar que no consultan en Atención Primaria. La incidencia acumulada en este segundo periodo es de 31% en los hombres y de 32% en las mujeres. Las tasas de incidencia son mucho mayores en aquellos pacientes con antecedentes de dolor lumbar o dolor generalizado<sup>39</sup>.

La prevalencia varía en los diferentes estudios según la definición y los criterios de clasificación del dolor lumbar empleados, el ámbito de procedencia de la población estudiada y la edad y el sexo. Además, las tasas varían según el periodo de estudio, de manera que las publicaciones emplean prevalencia puntual, prevalencia de periodo o prevalencia a lo largo de la vida de los individuos analizados.

La prevalencia puntual de dolor lumbar varía entre 12 y 30%, la prevalencia de periodo entre 25 y 42% y la prevalencia a lo largo de la vida entre 49 y 70% (tabla 1)<sup>40</sup>. El dolor lumbar afecta al 25% de la población laboral cada año, con algún grado de incapacidad en el 2-8%<sup>41</sup>. La prevalencia de dolor lumbar de al menos dos semanas de duración se sitúa en torno al 14% por año; aproximadamente el 1-2% tienen ciática<sup>42</sup>.

**Tabla 1. Prevalencia de dolor lumbar en estudios descriptivos**

Estudio	Prevalencia			Población de estudio		
	Puntual	Periodo	Durante la vida	N	Edad	Sexo (M/F)
Biering-Sorensen	12,0	-	62,6	449	30-60	M
Biering-Sorensen	15,2	-	61,4	479	30-60	F
Frymoyer	-	-	69,9	1221	28-55	M
Gyntelberg	-	25	-	-	40-59	M
Hirsch	-	-	48,8	692	15-72	F
Hule	-	-	60,0	1193	25-59	M
Magora	12,9	-	-	3316	-	M,F
Nagi	18,0	-	-	1135	18-64	M,F
Papageorgiou	-	35	59,0	1884	>18	M
Papageorgiou	-	42	59,0	2617	>18	F
Svensson	-	31	61	716	40-47	M
Svensson	-	35	67	1640	38-64	F
Valkenburg	22,2	-	51,4	3091	>20	M
Valkenburg	30,2	-	57,8	3493	>20	F
Walsh	-	36	58,3	2667	20-59	M,F

M: Género masculino F: Género femenino  
Fuente: Andersson GBJ.<sup>40</sup>

El dolor lumbar es la quinta causa de consulta médica en los Estados Unidos y la principal causa de discapacidad laboral. De todas las visitas médicas por dolor lumbar, el 56% se realizan al médico de familia, el 25% a traumatólogos, el 7% a neurocirujanos y el 4% a neurólogos<sup>43</sup>. El dolor lumbar es más frecuente entre los 20 y 40 años, pero es más severo en pacientes más mayores. Las ocupaciones laborales de mayor riesgo incluyen las labores misceláneas, recogida de basuras, trabajo en almacenes y enfermería, trabajos habitualmente relacionados con carga de peso, torsiones y flexiones del tronco. No existe asociación significativa entre el dolor lumbar y el sexo, peso, altura o actividad física<sup>44</sup>.

Teniendo en cuenta la encuesta laboral de Eurostat del año 1999 (LFS ad hoc module), 4 millones de europeos (2,6%) consideran tener una enfermedad músculo-esquelética relacionada o agravada por el trabajo. La prevalencia de enfermedades músculo-esqueléticas autorreferidas es mayor en los sectores de trabajo social y relacionado con la salud, construcción, transporte y agricultura, duplicando o triplicando a sectores como hostelería o intermediación financiera. Entre los trabajadores europeos que expresan tener una enfermedad relacionada con su trabajo, los problemas músculo-esqueléticos representan el 53,1%, de los cuales el 36,2% están en situación laboral activa y el 16,9% no trabajan en el momento de ser encuestados. El 40% son menores de 45 años. Los países europeos con porcentajes más elevados son Suecia, Finlandia, Dinamarca y España, en los varones, y España, Finlandia y Dinamarca, en las mujeres, aunque no se dispone de datos de todos los países de la Unión Europea. Los sectores con mayor proporción de pérdida de más de 14 días de trabajo son la pesca, construcción, trabajos sociales y relacionados con la salud y transportes<sup>45</sup>.

En España el dolor lumbar es la segunda causa de baja laboral, aunque en determinadas Comunidades Autónomas ocupa el primer lugar. Así, la Comunidad Navarra tiene como principal causa de incapacidad temporal laboral el dolor lumbar/ciática, responsable de un 13% del total de días de baja. En 1998 supuso el 41% de las bajas laborales, con una mayor incidencia en zonas rurales frente a las urbanas. La ciatalgia presenta la mayor duración media de las bajas<sup>26</sup>. En el año 2006, pasa a ocupar el segundo lugar como causa de baja, tras las enfermedades respiratorias. El 50% de los expedientes de incapacidad permanente tramitados son por patología osteoarticular o por lesiones externas. De ellos, en el 10,4% se resolvió la existencia de

una incapacidad permanente total para el trabajo habitual<sup>46</sup>. La situación es similar en otras Comunidades Autónomas.

El dolor lumbar parece influenciado por diferencias individuales y culturales. En un estudio descriptivo en Alemania, el riesgo de dolor lumbar es 2,5 a 3,5 veces mayor que en la población de Reino Unido<sup>47</sup>.

La simulación puede estar presente en un 1,25-10,4% de los pacientes con dolor crónico, pero las inconsistencias en la definición y los sesgos de clasificación de los casos sospechosos en los estudios disponibles conllevan un bajo nivel de evidencia<sup>28</sup>. En pacientes con dolor lumbar puede ser más frecuente la disimulación del dolor que la simulación. En dos estudios que emplean como marcador de la presencia de dolor la determinación del consumo de analgésicos por análisis toxicológico en orina, el 21 y el 6%, respectivamente, de los pacientes sospechosos de disimulación utilizaron algún fármaco<sup>48-49</sup>.

### 1.3.2. Discapacidad y sus medidas

En España, según la encuesta sobre discapacidades, deficiencias y estado de salud del Instituto Nacional de Estadística, en el año 1999 existían 757.413 personas de 65 y más años con alguna deficiencia osteoarticular –la más frecuente de las discapacidades, 28,6%–, lo que representa una tasa de 117,17 por 1.000 habitantes de ese grupo etáreo. Las deficiencias osteoarticulares más frecuentes eran las de miembros inferiores (70,21 por 1.000 h.) seguidas de las de columna vertebral con 275.753 casos y una tasa de 42,86 por 1.000 h. de 65 o más años. La causa más frecuente de las discapacidades osteoarticulares son las enfermedades comunes (66%)<sup>50</sup>.

En el grupo de 6 a 64 años, las deficiencias osteoarticulares tienen una tasa de 16,29 por 1.000 h. de ese grupo etáreo. Continúa siendo la discapacidad más frecuente (32,8%) afectando a 498.397 personas. La deficiencia osteoarticular de mayor magnitud es la de columna vertebral (46%) con 228.980 afectados y una tasa de 7,48 por 1.000 h de 6 a 64 años. La causa más frecuente es la enfermedad común, seguida de los accidentes laborales. El 23,41% de las deficiencias osteoarticulares en este grupo etáreo es debida a algún tipo de accidente<sup>50</sup>.

Para evaluar la discapacidad física debida a dolor lumbar existen dos instrumentos de medida, el Roland-Morris Disability Questionnaire<sup>51</sup> y el Oswestry Disability Questionnaire<sup>52</sup>.

El cuestionario de discapacidad de Roland-Morris fue diseñado para su uso en investigación pero también ha resultado útil para

monitorizar pacientes en la práctica clínica. Inicialmente fue validado en el entorno de la Atención Primaria de Reino Unido, pero posteriormente ha mostrado su validez en otros ámbitos y países. Se dispone del cuestionario en 12 idiomas. Su estructura deriva del cuestionario del estado de salud *Sickness Impact Profile*, del cual utiliza varios ítems por estar específicamente relacionados con las funciones físicas que frecuentemente se ven afectadas en el dolor lumbar (caminar, doblar la espalda, permanecer sentado, vestirse, dormir, autocuidado y actividades diarias). Otros aspectos de la actividad física no son explícitamente incluidos, como elevar peso o rotar el tronco. Tan sólo incluye un ítem sobre el humor. Es un cuestionario autoadministrado (también puede administrarse por teléfono) que consta de 24 ítems en forma de sentencias referidas al estado del paciente el mismo día de su cumplimentación. Cada ítem marcado vale un punto de manera que la escala de salida va de 0 (no discapacidad) a 24 (máxima discapacidad). Dado que no evalúa problemas psicológicos o sociales, en determinadas situaciones deberá ser combinado con otros cuestionarios específicos. La consistencia interna del cuestionario es elevada (de Cronbach superior a 0,90 en varias estimaciones<sup>53</sup>) y su validez de constructo adecuada, con buenas correlaciones con las subescalas físicas del cuestionario SF-36, el *Sickness Impact Profile*<sup>54</sup>, el *Québec Back Scale*<sup>55</sup> y el *Oswestry Questionnaire*<sup>56</sup>. La reproducibilidad es también elevada con correlaciones test-retest de 0,91 (mismo día) y 0,88 (intervalo de 1 semana), algo más baja en pacientes con dolor lumbar crónico<sup>53</sup>. En la monitorización de pacientes con dolor lumbar, las variaciones clínicamente significativas se sitúan en cambios entre 2,5 y 5 puntos, que se reducen a 1-2 puntos en pacientes con poca discapacidad y ascienden a 7-8 en pacientes que refieren gran discapacidad<sup>57</sup>. Su descripción figura en el Anexo V.

El cuestionario de discapacidad de *Oswestry* fue diseñado con pacientes que presentaban dolor lumbar crónico para evaluar su influencia en las actividades diarias. El índice de *Oswestry* se utiliza tanto para evaluación como seguimiento de los resultados del tratamiento. Es un cuestionario autoadministrado que puede ser cumplimentado en menos de 5 minutos. Consta de 10 dimensiones relacionadas con la intensidad del dolor, cuidado personal, carga o elevación de peso, caminar, permanecer sentado, permanecer de pie, sueño, vida sexual, vida social y viajes o desplazamientos. Cada dimensión consta de 6 ítems que el paciente debe responder en relación a la última semana. Puede administrarse por teléfono y está disponible en 9 idiomas. Cada dimensión tiene una puntuación de 5: si se marca el



primer ítem, la puntuación es cero, si se marca el último ítem, la puntuación es 5. Si se marca más de un ítem en cada dimensión, se debe tomar el de puntuación más alta. La puntuación final se calcula como: puntuación total / (5 × número de preguntas contestadas) × 100%. Cuanto mayor es el porcentaje final, mayor es la discapacidad. El grado de consistencia interna varía entre un  $\alpha$  de Cronbach de 0,7 y 0,87, en diferentes estudios<sup>53</sup>. Su correlación con la escala analógica visual del dolor<sup>58</sup> y el McGill Pain Questionnaire es moderada ( $r=0,62$ )<sup>59</sup>. Mejores correlaciones se observan con las pruebas de capacidad funcional, excepto para el arco de movimiento. Tiene capacidad de predicción del retorno al trabajo, de la capacidad de desarrollo de los protocolos isocinéticos y de la resistencia isométrica. Su reproducibilidad es elevada en la evaluación test-retest,  $r=0,99$  (a las 24 horas) y  $r=0,83$  (a la semana). Las variaciones clínicamente significativas se fijan en modificaciones entre 4 y 15 puntos, según diferentes estudios<sup>53</sup>. Su descripción figura en el Anexo VI.

En pacientes con elevado nivel de discapacidad, el Oswestry Questionnaire puede discriminar mejor que el Roland-Morris, mientras que en pacientes con discapacidad leve o moderada, la discriminación es mejor con el Roland-Morris Questionnaire<sup>53</sup>.

### 1.3.3. Pronóstico

El pronóstico del dolor lumbar es favorable. El 70-80% mejora dentro del primer mes de evolución, independientemente del tratamiento que reciba<sup>3</sup>. El 40% remite en una semana, el 60 al 85% en tres semanas y el 90% en tres meses<sup>12</sup>. Sólo un 10% sigue un curso crónico. El dolor suele descender rápidamente, con una disminución media del 58% dentro del primer mes y posteriormente disminuye más paulatinamente<sup>60</sup>. La incapacidad ocasionada por el dolor lumbar no está relacionada con la severidad o duración del dolor inicial. De hecho, el impacto de la lumbalgia sobre la incapacidad y deterioro de la calidad de vida depende más de su duración que de su intensidad, por lo que los casos crónicos son los que generan más sufrimiento a los pacientes<sup>10</sup>. La discapacidad que genera el dolor lumbar disminuye una media del 58% dentro del primer mes de evolución<sup>60</sup>. El pronóstico funcional es peor cuanto mayor sea el tiempo que el paciente tarde en incorporarse a su vida normal.

Las recurrencias del dolor lumbar son frecuentes. El riesgo acumulado de recurrencia en los tres primeros meses es del 26%

(IC95%:19-34%), a los 12 meses entre el 66% y el 84% y después de tres años, del 84%<sup>60</sup>. Los antecedentes de episodios de dolor lumbar y la mayor duración de los episodios previos, predicen un mayor riesgo de recurrencia de nuevos episodios, pero no su duración. Predicen riesgo de cronificación el humor depresivo, la exageración en la descripción de los síntomas, las expectativas negativas del paciente en relación con su pronóstico, el desempeño de trabajos físicamente exigentes y cuyas características son inmodificables, la mayor repercusión funcional del dolor, la existencia de signos de compromiso radicular y los antecedentes previos de lumbalgia. Por tanto, la existencia de signos de compromiso radicular es el único resultado de la exploración física que tiene valor predictivo del riesgo de cronificación del episodio doloroso<sup>3,27,60-63</sup>.

Numerosos factores psicosociales se asocian a un mal pronóstico funcional en el dolor lumbar inespecífico. Las guías de práctica clínica recomiendan explorar la existencia de estos signos psicosociales cuando un paciente con dolor lumbar inespecífico no mejora en el plazo de 6 semanas, a pesar de los tratamientos recomendados.<sup>3,27,61,64-65</sup>. Los factores psicosociales de mal pronóstico funcional influyen en la cronificación del dolor lumbar y, especialmente, en el grado de incapacidad asociado al dolor. El valor pronóstico de los signos psicosociales se refiere al regreso al trabajo y al mantenimiento de la reducción de la actividad habitual, pero no se refiere a la persistencia del dolor en sí mismo. Los signos psicosociales de mal pronóstico funcional incluyen<sup>3</sup>:

- Creencias erróneas, como que el dolor lumbar significa la existencia de una lesión grave o se debe a una alteración estructural irreversible, o mayor confianza en los tratamientos pasivos que en las actitudes activas propias.
- Conductas inadecuadas frente al dolor, como miedo, evitación y reducción del grado de actividad más allá de lo que condiciona el dolor.
- Factores laborales, como falta de apoyo en el trabajo, escasa satisfacción con el trabajo, conflictos, demandas o litigios laborales.
- Problemas emocionales, como depresión, ansiedad, estrés, humor depresivo o aislamiento social.

La falta de apoyo en el trabajo, la baja satisfacción con el trabajo y la existencia de factores psicosociales de mal pronóstico funcional en la vida privada, son factores de riesgo de cronificación y recurrencia del

dolor lumbar<sup>66</sup>. Además, la falta de apoyo en el trabajo predice la cronificación del absentismo laboral causado por un episodio de lumbalgia aguda. En cambio, el nivel de esfuerzo físico que requiere el trabajo desempeñado habitualmente no se considera factor de riesgo de la aparición de dolor lumbar. En el paciente que no ha regresado a su trabajo entre las 4 y 12 semanas después del inicio del episodio de dolor lumbar, cuanto más largo sea el periodo de absentismo laboral menor es la probabilidad de que alguna vez vuelva al trabajo, y la mayoría de los tratamientos son incapaces de lograr el retorno al trabajo después de un periodo prolongado de absentismo. Ninguna variable clínica ha demostrado predecir la duración del absentismo laboral ni el retorno al trabajo<sup>3,27,61,63</sup>. No obstante, la reinserción laboral de los pacientes con dolor lumbar es favorable. El 82% (IC95%:73-91%) regresan al trabajo en el plazo de un mes y el 93% (IC95%:91-96%) entre los 3 y 6 meses<sup>60</sup>.

Un aspecto controvertido es la validez de las medidas de fuerza de tronco isométricas y/o isocinéticas para predecir nuevos episodios de dolor lumbar y recurrencias, ya que numerosos autores han puesto en relación la menor fuerza de la musculatura del tronco con un mayor riesgo de dolor lumbar y de evolución a la cronicidad. A su vez, la posibilidad de identificar grupos de especial riesgo permitiría la implementación de medidas preventivas, especialmente en el entorno laboral.

Sin embargo, las evidencias científicas son contradictorias. El estudio prospectivo de Cady et al.<sup>67</sup> muestra, en un periodo de tres años, una mayor incidencia de lesiones lumbares en bomberos que tienen menor entrenamiento muscular y peores resultados en las mediciones de fuerza del tronco. El estudio prospectivo de Biering-Sorensen<sup>68</sup>, realizado con habitantes de Copenhague, encuentra una mayor frecuencia de recurrencias de patología lumbar en los individuos con historia previa de dolor lumbar y medidas de fuerza del tronco disminuidas. Chaffin et al.<sup>69</sup> encuentran también asociación entre la capacidad funcional y las lesiones lumbares en los trabajadores que realizan cargas de peso. En contraposición, el estudio prospectivo de Battie et al.<sup>70</sup> no demuestra que la fuerza isométrica del tronco identifique individuos con riesgo de desarrollar dolor lumbar. De la misma manera, en el seguimiento de 171 enfermeras asintomáticas durante un periodo de dos años, las medidas isométricas de fuerza del tronco, obtenidas mediante ejercicios de carga de peso con el módulo liftask del dinamómetro Cybex, no fueron un buen predictor de dolor lumbar o lesión de columna lumbar<sup>71</sup>. En el seguimiento de individuos asintomáticos del estudio de Newton et al.<sup>72</sup> tampoco las medidas

isocinéticas de fuerza del tronco fueron significativamente diferentes en los individuos que desarrollaron dolor lumbar, ni en las lesiones lumbares de los trabajadores de una fábrica de acero seguidos durante 6 años por Dueker et al.<sup>73</sup>.

En definitiva, no existen evidencias consistentes sobre la capacidad predictora de dolor lumbar de las medidas de fuerza muscular de la columna.

## I.4. Factores de riesgo

Las variables asociadas con el dolor lumbar inespecífico se clasifican en cuatro grandes grupos: factores individuales, psicosociales, ocupacionales y relacionados con ganancias secundarias (tabla 2)<sup>1</sup>. Existen numerosos estudios epidemiológicos que evalúan la asociación de tales factores con la ocurrencia de episodios de dolor lumbar. Sin embargo, se dispone de menos evidencias sobre su influencia en la transición de dolor lumbar agudo a crónico.

### Factores individuales

Los factores individuales que más frecuentemente aparecen asociados al dolor lumbar en los estudios epidemiológicos son la edad, la actividad física y la fuerza de los músculos abdominales y de la espalda. En cambio, no parece existir relación con otras variables como el género, peso, altura, índice de masa corporal, flexibilidad/movilidad y alteraciones estructurales de la columna.

Las revisiones sistemáticas observan que el peso corporal y el tabaco deberían considerarse débiles indicadores de riesgo y no causas del dolor lumbar<sup>74</sup> y que el consumo de alcohol<sup>75</sup>, permanecer sentado o de pie, caminar, hacer deporte y el tiempo dedicado a la actividad física<sup>76</sup> no parecen estar asociados con el dolor lumbar.

### Factores psicosociales

Numerosos factores psicosociales han sido relacionados con el dolor lumbar, fundamentalmente la ansiedad, depresión, inestabilidad emocional y abuso de alcohol y drogas<sup>40</sup>. Sin embargo, una revisión sistemática de estudios observacionales concluye que existe insuficiente evidencia de la influencia de factores psicosociales tales como el soporte familiar, el contacto social con amigos o vecinos, la

participación social y el soporte instrumental y emocional<sup>66</sup>. La revisión sistemática de Linton muestra, en cambio, una clara asociación entre las variables psicosociales y el dolor lumbar. Las variables asociadas son el estrés, ansiedad, estado de ánimo, emociones, función cognitiva y conducta ante el dolor<sup>77</sup>.

Un estudio prospectivo muestra que la presencia de estresores psicosociales a la edad de 23 años, dobla el riesgo de dolor lumbar en los 10 años siguientes, mientras que otros factores como la clase social, el estado emocional en la infancia, el índice de masa corporal y la satisfacción laboral no incrementan el riesgo<sup>78</sup>.

En el modelo biopsicosocial del dolor, tanto los factores físicos como los psicosociales contribuyen a la experiencia de dolor y, a su vez, los factores psicosociales se asocian en mayor grado a la discapacidad que a la intensidad del dolor.

Algunos autores apuntan que los factores psicosociales tienen influencia en la medición de la capacidad funcional y, sobre todo, en las medidas que evalúan la sinceridad del esfuerzo<sup>79</sup>. En un estudio, la conducta frente al dolor se asocia con un mayor coeficiente de variación en las pruebas isocinéticas de medición de la fuerza del tronco, pero para los autores no puede interpretarse como indicador de simulación. Otras asociaciones positivas se encuentran entre el autocontrol del dolor y el pico de torque del esfuerzo. También observan asociaciones negativas entre medidas de ansiedad, distimia y somatización, y medidas de pico de torque y rango de movimiento del tronco<sup>80</sup>.

Determinados factores psicosociales se comportan como predictores del desarrollo de dolor lumbar crónico. El miedo relacionado con el dolor y la evitación de actividad por el miedo al dolor, predicen esta evolución en el 66% de los casos<sup>81</sup>. Para otros autores, estos factores predicen una mayor discapacidad para el trabajo en pacientes con dolor lumbar agudo<sup>82</sup>. También se relacionan con una menor fuerza muscular lumbar en las mediciones isométricas<sup>83</sup> e isocinéticas<sup>84</sup>.

## Factores ocupacionales

Los factores ocupacionales clásicamente relacionados con el dolor lumbar son los trabajos con actividad física importante, cargar peso, movimientos de flexión y rotación de la cintura, movimientos de arrastre y empuje de cargas y soportar vibraciones<sup>84</sup>.

Una revisión sistemática encuentra que el trabajo manual pesado, la realización repetitiva de movimientos de flexión y rotación de la

cintura y la vibración del cuerpo son factores de riesgo de dolor lumbar<sup>66</sup>.

Según Eurostat, en la encuesta europea de condiciones laborales del año 2000 se detectan los siguientes factores de riesgo relacionados con el trabajo para el desarrollo de enfermedades músculo-esqueléticas: físicos, ergonómicos y psicosociales. El 17% de los trabajadores afirman estar expuestos a vibraciones al menos la mitad de su jornada laboral, el 33% a posturas dolorosas o forzadas, el 23% cargan o movilizan peso, el 46% realizan movimientos repetitivos de hombro o brazo y el 31% trabaja con ordenadores. En todos los sectores económicos, los factores de riesgo más frecuentes son las posturas dolorosas y los movimientos repetitivos de hombro o brazo, de manera que el 15-20% de los trabajadores sufren esta exposición durante, al menos, la mitad de su jornada laboral. Existe mayor variación entre sectores en la exposición a vibración (2 a 37%), cargas pesadas (4 a 49%) y trabajo con ordenador (2 a 77%). La exposición a mover o transportar cargas pesadas es más frecuente entre los hombres (27%) que entre las mujeres (17%), así como la exposición a vibración (hombres 24%, mujeres 7%). En el resto de exposiciones la distribución es similar entre géneros<sup>45</sup>.

Entre los factores psicosociales relacionados con el entorno laboral y con el desarrollo de dolor lumbar, las revisiones sistemáticas confieren importante evidencia a la insatisfacción laboral, realización de trabajos con ejercicios repetitivos y monótonos, las relaciones laborales, el soporte social en el trabajo, los conflictos laborales, el estrés y la percepción de habilidad para desarrollar el trabajo<sup>66</sup>. Las personas insatisfechas con su trabajo tienen una frecuencia de lesiones de espalda 2,5 veces mayor que los satisfechos<sup>85</sup>. En un estudio se muestra cómo la insatisfacción laboral se comporta como mejor predictor de dolor lumbar que los factores físicos y psicosociales<sup>86</sup>. La evidencia es moderada para variables como el ambiente de tranquilidad en el trabajo, el control sobre el trabajo realizado, el esfuerzo emocional en el trabajo y la creencia de que el trabajo desarrollado es peligroso. Se considera insuficiente la evidencia de asociación con el dolor lumbar de la baja satisfacción y el bajo control sobre el trabajo realizado<sup>66</sup>.

## Factores relacionados con ganancias secundarias

La obtención de compensaciones secundarias al dolor lumbar se refleja también en la literatura, pero su asociación es motivo de debate. El absentismo laboral, la búsqueda de incapacidad laboral permanente, el

deseo de modificar el puesto de trabajo y los procesos judiciales han sido relacionados con la incidencia de dolor lumbar, su evolución a la cronicidad, la baja capacidad funcional y el pobre resultado en las mediciones objetivas de la fuerza muscular.

La simulación de dolor lumbar es también objeto de investigación y debate. Se ha estimado que su prevalencia podría estar entre el 1,25% y el 10,4% de las personas que refieren dolor crónico<sup>28</sup>, aunque la baja validez de los métodos utilizados para evaluarla determina una gran variabilidad en las estimaciones.

En la evaluación de la capacidad funcional de los pacientes con dolor lumbar es importante el nivel de esfuerzo que realicen en los ejercicios propuestos, ya que este aspecto se utiliza para evaluar la validez del examen. Las medidas objetivas del nivel de esfuerzo propuestas consisten en examinar la consistencia de la respuesta del paciente ante la repetición de similares ejercicios. La alta variabilidad en las respuestas, objetivada a través del coeficiente de variación, se considera un indicador de esfuerzo submáximo o no fidedigno. Numerosos estudios evalúan el impacto de los factores psicosociales en las medidas de veracidad del esfuerzo y su relación con ganancias secundarias o simulación del dolor. La revisión sistemática de Fishbain et al.<sup>28</sup> concluye que ni el coeficiente de variación ni las pruebas isométricas de evaluación de la fuerza muscular discriminan adecuadamente el esfuerzo verdadero del esfuerzo submáximo o no fidedigno. Las pruebas isocinéticas parecen tener un mayor potencial de discriminación entre esfuerzo máximo y submáximo, sin existir suficiente evidencia sobre las causas de las diferencias observadas entre ambos tipos de pruebas, aunque podría ser debido a la resistencia a la contracción muscular que condicionan los instrumentos isocinéticos. No obstante, pocos estudios han explorado la sensibilidad y especificidad de las diferentes medidas de esfuerzo máximo y submáximo.

## Factores de riesgo de evolución a la cronicidad

La identificación de factores que favorecen la evolución a la cronicidad del dolor lumbar (tabla 2) es importante para llevar a cabo intervenciones preventivas porque cuanto mayor es la duración de la sintomatología y la discapacidad, menor es la probabilidad de recuperación y reinserción laboral. El relativamente pequeño subgrupo de pacientes con dolor lumbar severo y de larga duración incrementan notablemente los costes totales del dolor lumbar, a expensas de una mayor utilización de

servicios sanitarios y mayor duración de las incapacidades laborales temporales.

Los factores psicosociales ejercen un papel relevante en la transición hacia la cronicidad y discapacidad<sup>77</sup>. En una revisión sistemática de estudios prospectivos, el estrés, el humor depresivo y la somatización se asocian a un incremento de riesgo de dolor lumbar crónico<sup>87</sup>.

También se han relacionado con la evolución a la cronicidad determinados factores individuales y ocupacionales, como la insatisfacción con el trabajo, el bajo nivel educacional y niveles altos de dolor y discapacidad<sup>88</sup>. Un reciente estudio prospectivo muestra que el dolor severo de la pierna, la obesidad, la incapacidad funcional, el pobre estado de salud, la falta de percepción del deber de reincorporarse al trabajo y el trabajo elevando peso durante al menos el 75% de la jornada laboral, se asocian a una mayor probabilidad de evolucionar a dolor lumbar crónico<sup>89</sup>. Otro estudio prospectivo sobre 328 trabajadores identificó como factores de mal pronóstico de reincorporación al trabajo antes de 3-4 meses, el pobre estado de salud, la baja satisfacción con el trabajo desempeñado, la menor edad y la mayor intensidad del dolor<sup>90</sup>. Estos resultados confirman que los factores psicosociales relacionados con la salud y el trabajo junto con los factores económicos, tienen un gran impacto en la reincorporación al trabajo de los individuos con dolor lumbar, comparados con la relativa menor influencia de los requerimientos del puesto de trabajo.

<b>Tabla 2. Factores de riesgo de dolor lumbar y su evolución a la cronicidad</b>		
<b>Tipo de factor de riesgo</b>	<b>Ocurrencia de episodio</b>	<b>Cronicidad</b>
Factores individuales	Edad	Obesidad
	Actividad física	Bajo nivel educacional
	Fuerza de músculos abdominales y de espalda	Niveles elevados de dolor y discapacidad
	Tabaco	
Factores psicosociales	Estrés	Estrés
	Ansiedad	Humor depresivo
	Humor/emociones	Somatización



**Tabla 2. Factores de riesgo de dolor lumbar y su evolución a la cronicidad**

Tipo de factor de riesgo	Ocurrencia de episodio	Cronicidad
	Función cognitiva	
	Conducta ante el dolor	
Factores ocupacionales	Carga manual de materiales	Insatisfacción laboral
	Doblar y rotar la cintura	No percepción del deber de retornar al trabajo
	Vibración de todo el cuerpo	Trabajos que requieren elevar peso durante ¼ del día
	Insatisfacción en el trabajo	
	Ejercicios repetitivos	
	Relaciones laborales/soporte social	
	Control	

Fuente: Van Tulder M<sup>1</sup>

## I.5. Métodos de evaluación del dolor lumbar

### I.5.1. Pruebas funcionales de capacidad muscular

La relación entre el dolor lumbar y la fuerza de la musculatura del tronco es compleja, pero numerosos estudios concluyen que la fuerza del tronco está disminuida en pacientes con dolor lumbar y, especialmente, en aquellos con dolor lumbar crónico. Por este motivo se ha propuesto la utilización de pruebas objetivas de medición de la fuerza muscular en la evaluación del dolor lumbar. Los métodos de evaluación funcional de la capacidad muscular del tronco pueden ser isométricos, isocinéticos e isoenergéticos.

La contracción isométrica muscular es aquella en la que la longitud del músculo permanece constante durante la tensión muscular. En las contracciones isométricas no se producen movimientos visibles del músculo, por lo que se equiparan a fuerza estática. Las pruebas de

medición isométrica de la fuerza se emplean en pacientes con dolor lumbar para discernir si el paciente realiza un esfuerzo máximo o submáximo. Se considera esfuerzo submáximo cualquier esfuerzo inferior al mejor esfuerzo posible. Los tests para detectar esfuerzo submáximo se han propuesto como prueba de identificación de la simulación del dolor lumbar porque el esfuerzo simulado es esencialmente un esfuerzo submáximo<sup>28</sup>. Existen numerosos estudios que evalúan la capacidad de discriminación entre contracciones isométricas máximas y submáximas<sup>91</sup>, pero la mayoría están realizados con sujetos voluntarios. Las contracciones más analizadas son la extensión lumbar y la elevación de peso. La mayor parte de estos estudios fueron diseñados para identificar esfuerzos submáximos, más que esfuerzos simulados o falsos. Por ejemplo, la evaluación de la pendiente de las curvas de producción de fuerza lumbar, obtenidas a través de pruebas isométricas o isocinéticas, no discrimina satisfactoriamente entre esfuerzos máximos y submáximos<sup>92</sup>. De hecho, la obtención de curvas aplanadas sólo indica debilidad muscular y la necesidad de pruebas adicionales<sup>93</sup>. La calidad de evidencia que aportan estos estudios es débil pero son consistentes en la conclusión de que las pruebas isométricas de evaluación de fuerza muscular no discriminan con fiabilidad entre esfuerzos máximos y submáximos.

La menor resistencia de la musculatura extensora del tronco también se ha relacionado con el dolor lumbar. El test de Sorensen es la prueba más utilizada para evaluar la resistencia isométrica del tronco. Consiste en medir el tiempo que un sujeto puede permanecer en posición decúbito prono con la pelvis y miembros inferiores sujetos sobre una tabla y con la parte superior del tronco en suspensión horizontal y sin apoyo. Aunque su capacidad de discriminación entre individuos asintomáticos y pacientes con dolor lumbar, así como su reproducibilidad parecen buenas, más controvertido es su valor predictivo de dolor lumbar<sup>94</sup>. Biering-Sorensen<sup>68</sup> muestra que una resistencia inferior a 176 segundos predice, en varones, dolor lumbar en el siguiente año, mientras que la resistencia superior a 198 segundos predice ausencia de dolor lumbar, pero el test no tiene capacidad de predicción en mujeres. Otros autores demuestran capacidad predictiva en ambos sexos<sup>95</sup>. Mayor consistencia entre estudios muestra la capacidad del test para discriminar entre sanos e individuos con dolor lumbar<sup>68</sup>. El tiempo de resistencia es significativamente menor en sujetos con dolor lumbar crónico, indicando una asociación entre la disminución de la resistencia isométrica de la musculatura extensora de tronco y el dolor lumbar crónico.

Con objetivo similar se han propuesto los métodos isocinéticos de medición de la fuerza muscular del tronco. En la contracción muscular isocinética la velocidad de la contracción muscular es constante, pero la resistencia muscular es variable. La longitud muscular cambia en relación a la amplitud del movimiento, pero la variación de la resistencia mantiene la velocidad muscular constante. La capacidad de modificar la resistencia o acomodación durante la contracción del músculo es la característica diferencial de los métodos isocinéticos<sup>96</sup>. La mayoría de los estudios analizan la fuerza de extensión del tronco y emplean sujetos voluntarios<sup>97-98</sup>. Para identificar el nivel de esfuerzo en pacientes con dolor lumbar se ha propuesto emplear el índice de fuerza de flexión-extensión del tronco obtenido mediante pruebas isocinéticas, pero aunque su reproducibilidad es aceptable en voluntarios sanos, no lo es en pacientes<sup>72</sup>. Las conclusiones de los estudios disponibles son consistentes en afirmar que los métodos isocinéticos discriminan adecuadamente entre esfuerzo máximo y submáximo y entre esfuerzo fidedigno y falso. No obstante la baja calidad de evidencia que aportan conduce a tomar con precaución tales afirmaciones.

La literatura que evalúa la sinceridad del esfuerzo asume que los sujetos que simulan dolor lumbar por lesión muscular creen que en la evaluación de la capacidad funcional deberían expresar debilidad y descenso de la amplitud y velocidad del movimiento<sup>99</sup>. Estas creencias parecen lógicas porque estos aspectos han sido aportados por numerosos estudios. Por ejemplo, Mayer et al.<sup>100</sup> y Reid et al.<sup>101</sup> muestran que los individuos con dolor lumbar presentan menor pico de torque o momento de fuerza que los controles asintomáticos, durante contracciones isocinéticas. McIntyre et al.<sup>102</sup> refieren que la amplitud y la velocidad del movimiento durante la flexión y extensión lumbar es significativamente menor en pacientes con dolor lumbar frente a voluntarios sanos. Los individuos que expresan dolor lumbar y tienen signos de Waddell positivos presentan significativamente menos fuerza y rango de movimiento en la evaluación funcional con dinamómetro lumbar<sup>103</sup>. Además, cuando se instruye a voluntarios para fingir una lesión lumbar, las contracciones submáximas son reproducibles. No obstante, como se comenta a continuación, la reproducibilidad de los parámetros de las pruebas musculares no es un método útil para distinguir la sinceridad del esfuerzo.

El coeficiente de variación de medidas repetidas del mismo ejercicio ha sido utilizado en diferentes estudios para identificar contracciones musculares máximas versus submáximas y/o simuladas. La utilización de esta medida se basa en dos asunciones: los resultados

de medición de la fuerza de la contracción en ejercicios repetidos deben ser similares, y esfuerzos similares y consistentes sólo se producen en esfuerzos máximos o verdaderos en contraposición a los esfuerzos submáximos o fingidos, los cuales producen mediciones inconsistentes. En cualquier caso, los resultados de los estudios disponibles son contradictorios. Hupli et al.<sup>104</sup> y Luoto et al.<sup>105</sup> encuentran diferencias significativas en los coeficientes de variación de varias medidas de fuerza entre pacientes con dolor lumbar moderado y leve, y, en cambio, Simonsen<sup>106</sup> no detecta diferencias cuando emplea pruebas funcionales isométricas. La mayoría de los estudios coinciden al establecer que el coeficiente de variación de la medida de fuerza empleada no diferencia adecuadamente los esfuerzos submáximos-simulados de los esfuerzos máximos-fidedignos<sup>28,92,96,107</sup>. Esta conclusión podría deberse a la inconsistencia de las evidencias sobre la fiabilidad test-retest de las pruebas isométricas y algunas variables empleadas en las pruebas isocinéticas<sup>72,96,108-111</sup> incluso cuando se consiguen esfuerzos máximos<sup>112</sup>. De hecho el rango de coeficientes de variación publicados está entre 5,1% y 29%. Por ejemplo, Owens et al.<sup>113</sup> muestran que el 25% de los sujetos con lesiones musculoesqueléticas presentan esfuerzos repetidos inconsistentes cuando la capacidad funcional se evalúa a través del coeficiente de variación. Es muy poco probable que todos estos pacientes sean simuladores. Este autor propone asociar otras medidas como la frecuencia cardíaca y el registro electromiográfico para evaluar la sinceridad del esfuerzo. Otros estudios describen cómo los sujetos con dolor lumbar tienen coeficientes de variación de la medida de fuerza utilizada más elevados que voluntarios sin dolor lumbar<sup>114</sup>. Otro problema es el establecimiento del punto de corte que determine cuándo un coeficiente de variación es excesivo o indique cuándo la colaboración del sujeto en la prueba es mala. Se han propuesto valores muy diferentes: >7,5%<sup>115</sup>, >20%<sup>116</sup>, >35%<sup>113</sup>. En definitiva, un coeficiente de variación elevado puede deberse a varias razones y, por tanto, no es específico del esfuerzo submáximo y esfuerzo simulado. Puede influir el tipo de contracción muscular empleada, la presencia de dolor durante el ejercicio, el protocolo del ejercicio, el equipamiento utilizado y la magnitud de la variable medida<sup>106</sup>. Al tratarse de una medida de escasa estabilidad, no debería emplearse para clasificar pacientes.

Por último, se propone otro método para determinar la sinceridad del esfuerzo durante la evaluación de la capacidad funcional que consiste en comparar la escala analógica visual del dolor o una escala verbal con la frecuencia cardíaca. La hipótesis en la que se basa este

método es que a medida que aumenta el dolor, la frecuencia cardíaca también se eleva y cuando los pacientes muestran puntuaciones elevadas en la escala del dolor sin presentar simultáneamente una elevación de la frecuencia cardíaca, es debido a que conscientemente intentan exagerar su dolor. Sin embargo, esta afirmación ha sido evaluada solamente en pacientes con angor<sup>117</sup> y sus resultados no son extrapolables a pacientes con dolor lumbar. Además, otros autores atribuyen el aumento de frecuencia cardíaca a la ansiedad anticipatoria del posible dolor durante el ejercicio de evaluación<sup>118</sup>. Más aún, Peters et al.<sup>119</sup> no obtienen aumentos de frecuencia cardíaca en sujetos con dolor lumbar cuando se les somete a estímulos dolorosos. Por tanto, las evidencias disponibles indican que el aumento de la frecuencia cardíaca no es un método válido para objetivar las medidas autorreferidas del dolor lumbar.

### I.5.1.1. Dinamometría

Existen numerosas evidencias sobre la relación entre la fuerza muscular del tronco y el dolor lumbar. Como además la validez de la evaluación clínica del dolor lumbar es muy limitada, una alternativa puede ser la medición directa de la fuerza de la musculatura lumbar. Las limitaciones que presentan los métodos de medición de la fuerza isométrica o estática, fundamentalmente durante la flexión, extensión y elevación de peso, sugieren la necesidad de incorporar medidas de fuerza dinámica, durante el movimiento (isocinéticas).

La dinamometría isocinética es un sistema de evaluación que utiliza la tecnología informática y robótica para obtener y procesar la capacidad muscular en datos cuantitativos, a velocidad constante<sup>120</sup>. Es un sistema objetivo de evaluación de la fuerza muscular en movimiento, en términos de momento de fuerza, trabajo y potencia<sup>121</sup>. Se diseñó como método de reeducación y entrenamiento muscular, y de evaluación y diagnóstico en el campo de la biomecánica. Por tanto, se emplea en el tratamiento de determinadas patologías que requieren potenciación de grupos musculares, y también como método complementario de evaluación diagnóstica, valoración evolutiva y para intentar discriminar la simulación<sup>106,122</sup>.

El movimiento isocinético se define por mantener una velocidad angular de movimiento constante durante todo el recorrido articular. Esta velocidad es programada y la resistencia opuesta a la fuerza externa es variable, a medida que se acomoda a la propia biomecánica articular del individuo, a lo largo del arco de movimiento. Las

contracciones musculares son efectivas y se acomodan al dolor y a la fatiga.

Los dinamómetros isocinéticos pueden clasificarse en dos categorías: sistema pasivo y sistema activo<sup>123</sup>. El sistema pasivo utiliza freno mecánico, magnético, hidráulico o eléctrico y puede usarse en las modalidades de ejercicio isocinético concéntrico, isotónico o isométrico. Los sistemas activos disipan la fuerza producida por una persona o producen fuerza para trabajar sobre la persona, y pueden utilizarse para ejercicios isocinéticos excéntricos, concéntricos, isotónicos e isométricos.

El sistema de evaluación isocinética está formado por tres elementos: un goniómetro, que facilita la medida de arco del movimiento, un taquímetro, que indica la velocidad de realización del movimiento, y un dinamómetro, que ofrece el valor del momento de fuerza desarrollado en cada instante<sup>121</sup>. Los tres tipos de datos se integran y relacionan a través de un sistema informático.

En la realización de la prueba isocinética se lleva a cabo un protocolo de ejercicios que varía de acuerdo con el individuo objeto del estudio y en función de los objetivos que se pretenden lograr. En general, se establece el arco de movimiento en el que se va a realizar el estudio. A continuación se realiza la prueba de corrección del componente de la gravedad y posteriormente se inician los ejercicios, comenzando con el movimiento continuo pasivo y después el movimiento isotónico e isocinético a diversas velocidades, terminando con los ejercicios isométricos o estáticos.

La valoración isocinética aporta una serie de datos<sup>121</sup>. El más importante es el momento de fuerza o torque de cada arco de movimiento, que gráficamente se representa como una curva en función del tiempo. La punta de momento de fuerza o pico de torque representa el valor más alto del momento de fuerza registrado durante el test e indica la máxima fuerza que el grupo muscular analizado es capaz de desarrollar. El área bajo la curva del momento de fuerza representa el trabajo muscular. Otras medidas aportadas y útiles en la valoración de la capacidad muscular son la potencia o producto del trabajo por la unidad de tiempo, y la resistencia a la fatiga durante las contracciones isocinéticas consecutivas. En el trazado gráfico que aporta el estudio isocinético se analiza la pendiente de la primera parte de la curva del momento de fuerza, el espacio intercurvas, la pendiente de la segunda parte de la curva y la morfología de la curva. La pendiente de la primera parte de la curva indica la rapidez con la cual el músculo alcanza el máximo momento de fuerza. Cuanto menor es este tiempo más cerca

está el sujeto de su rendimiento máximo. El espacio intercurva es el tiempo transcurrido entre el cese de la actividad del grupo muscular agonista del movimiento y el inicio de la actividad muscular antagonista. No existen morfologías de la curva patognomónicas de ninguna patología pero los ejercicios que ocasionan sintomatología dolorosa producen una caída en el trazado de la curva y un déficit momentáneo de fuerza en correspondencia con el dolor o alteración biomecánica.

Los datos obtenidos deben ser evaluados desde diferentes perspectivas. En primer lugar relacionándolos con valores normativos, posteriormente comparando el lado sano y el lado patológico y, por último, analizando los cambios existentes a lo largo del tiempo. En la comparación frente a valores normativos se debe tener en cuenta que proceden habitualmente de muestras de sujetos sanos americanos, en los que se ha observado un mayor momento de fuerza entre los varones<sup>96,124</sup> y que también influyen variables como la edad y el peso corporal<sup>125</sup>.

El estudio de la columna lumbar mediante dinamometría isocinética presenta el inconveniente de la falta de una articulación simétrica con la que comparar los resultados, por lo que las alternativas disponibles consisten en realizar comparaciones con datos normativos, estudiar la relación flexo-extensora y utilizar índices globales. El estudio de la relación flexo-extensora se basa en la hipótesis de que en el dolor lumbar crónico existe una pérdida de la capacidad extensora de la columna. La utilización de índices globales de evaluación de la columna que combinan parámetros de fuerza, trabajo y potencia, no están suficientemente validados.

Los instrumentos o tecnologías que permiten la evaluación isocinética de la fuerza del tronco son<sup>96,126</sup>:

- *Cybox* (Cybex Inc., Lumex, NY). El sistema Cybex consta de tres partes. El módulo flexo-extensión del tronco (TEF) mide la fuerza del tronco en el plano sagital con el sujeto de pie. El módulo rotación del tronco (TR) mide la rotación con el sujeto sentado. El módulo LIFTASK mide la fuerza de carga.
- *Biodex* (Biodex Corp., Shirley, NY). Este sistema realiza mediciones solo en el plano sagital y con el sujeto sentado y con sujeción del tronco. Únicamente mide fuerza en flexión-extensión del tronco.
- *Akron* (Impswich, UK). Mide la fuerza isométrica e isocinética del tronco en el plano sagital y con el sujeto de pie.

- *Kin/com* (Chattecx Corp., Chattanooga, TN). Este sistema asocia un dinamómetro en una extremidad. Mide fuerza isométrica e isocinética además de potencia muscular excéntrica frente a resistencia. El sujeto está en posición sentada.
- *Lido* (Loredan Biomedical Inc., Davis, CA). Únicamente mide fuerza en flexión-extensión del tronco.
- *Isostation B-200* (Isotechnologies, Inc., Hillsborough, NC). Es un dinamómetro triaxial que mide la funcionalidad de la columna lumbar en sus tres ejes. Permite, por tanto, la evaluación isoinercial de la columna lumbar que es la que mejor simula el movimiento natural de la columna<sup>127,128</sup>. La contracción isoinercial es aquella en la cual la resistencia contra el movimiento es constante. Permite medir el momento de fuerza, su trabajo y potencia, y la velocidad (aceleración). La fuerza es monitorizada por un sistema hidráulico y la velocidad y aceleración pueden preestablecerse. Su ventaja es poder ofrecer las medidas de fuerza y movilidad en el eje primario y secundario del movimiento simultáneamente. En sujetos con dolor lumbar crónico, dispone de una adecuada reproducibilidad intra y entre ejercicios en los parámetros de momento de fuerza y velocidad contrarresistencia, no así en la amplitud del movimiento<sup>96,102,128-130</sup>. La evidencia es muy limitada sobre la reproducibilidad de los iso-índices, como por ejemplo el de flexo-extensión<sup>96</sup>. Con protocolos de ejercicio de máximo esfuerzo, las mediciones de velocidad son más sensibles que las de fuerza isométrica y amplitud del movimiento, para diferenciar los sujetos asintomáticos de los pacientes con lumbalgia, lo mismo que para evaluar los resultados de tratamientos<sup>102,128</sup>. Algunos patrones propuestos de resultados inconsistentes, no fisiológicos o simulados son<sup>128</sup>:
  - Pares isométricos bajos y pares dinámicos más altos en el mismo plano.
  - Velocidad máxima contra la mayor resistencia superior a velocidad máxima contra la menor resistencia en el mismo plano.
  - Diferencias significativas entre amplitud de movimiento en la prueba dinámica y en relación con la prueba exclusiva de movimiento.
  - Pares mayores en ejes secundarios que en primarios.
  - Modelos de curvas variables.



Las evidencias disponibles no permiten afirmar que la dinamometría triaxial supere en validez y fiabilidad a las mediciones isocinéticas.

En las comparaciones con los valores procedentes de sujetos asintomáticos, Seed et al.<sup>131</sup> obtienen valores de torque y amplitud de movimiento significativamente menores en pacientes con dolor lumbar subagudo. McIntyre y Glover<sup>132</sup> también obtienen valores de fuerza del tronco menores en sujetos con dolor lumbar, evaluando el eje secundario del movimiento con el dinamómetro Isostation B200. De la misma manera Kumar et al.<sup>133</sup> obtienen menores valores de fuerza del tronco en sujetos con dolor lumbar. Newton et al.<sup>72,96</sup> obtienen similares resultados en mediciones isocinéticas pero asumen la posibilidad de una baja sensibilidad y especificidad de estas medidas. El índice de flexo-extensión del tronco aparece significativamente reducido en sujetos con dolor lumbar en numerosos estudios<sup>101,134-135</sup>. A pesar de estas evidencias, el amplio rango de los valores de fuerza en sujetos asintomáticos, puede conducir a interpretaciones erróneas de los resultados obtenidos en sujetos con dolor lumbar<sup>126</sup>. En líneas generales, existe acuerdo en que los pacientes con dolor lumbar muestran valores inferiores de capacidad funcional en todas las iso-medidas frente a individuos asintomáticos, pero no existen evidencias consistentes de la validez de las iso-medidas para discriminar entre ambos grupos de sujetos. Esto es debido al amplio rango de los valores de las mediciones con superposición importante entre asintomáticos y pacientes con lumbalgia. Otras limitaciones de estos estudios se refieren al pequeño tamaño de muestra empleado y la falta de comparabilidad entre los sujetos sanos y aquellos con dolor lumbar<sup>96</sup>. Tampoco se han encontrado diferencias en la fuerza isocinética entre pacientes con dolor lumbar agudo y crónico<sup>136</sup>.

Todas las medidas isocinéticas pueden mejorar con el tiempo en sujetos con dolor lumbar sometidos a programas de ejercicios, tratamientos farmacológicos y rehabilitación. Se han publicado mejorías en el arco de movimiento, capacidad de elevación de peso, fuerza isocinética de extensión del tronco (significativamente mayor que la fuerza isocinética de flexión del tronco), que en algunas ocasiones se asocia a mejoría del dolor, mejoría de los síntomas depresivos y retorno al trabajo, aunque las evidencias son insuficientes para apoyar una relación causa-efecto<sup>103</sup>.

En la utilización del dinamómetro isocinético se debe tener en cuenta el efecto del proceso de aprendizaje en la realización del ejercicio propuesto sobre las medidas de fuerza obtenidas. En este

sentido McIntyre et al.<sup>102</sup> sugieren que sólo es necesaria una ronda de ejercicios para conseguir el máximo torque, mientras que Newton et al.<sup>72</sup> muestran que las medidas de fuerza mejoran de la primera a la segunda ronda de realización del mismo ejercicio y se estabilizan a partir de la tercera ronda. Resultados similares a Newton et al. consiguen Grabiner et al.<sup>137</sup> en el índice de flexo-extensión del tronco obtenido con el sistema isocinético Biodex.

La calibración de la lectura del momento de fuerza suele realizarse a velocidades bajas de 12 grados por segundo porque es altamente precisa y consistente (dinamómetros Cybex, Kin/com, Biodex, Isostation B-200). Aunque sea isocinética, esta velocidad es tan baja que se aproxima a isométrica. Pero cuando se realiza una evaluación isocinética la velocidad es mucho mayor, lo que puede conducir a sobre o infraestimaciones del momento de fuerza.

Debido a las diferencias observadas entre sexos en las iso-mediciones, las bases de datos normativas para establecer la comparación de las medidas obtenidas deben estar diferenciadas para hombres y mujeres. El ajuste de las medidas por el índice de masa corporal muestra evidencias controvertidas y en el grupo etáreo en el que es más frecuente el dolor lumbar (20- 55 años) es probablemente innecesario el ajuste por edad<sup>96,138-139</sup>.

Todas las pruebas dinamométricas requieren la determinación de la máxima contracción voluntaria para evitar errores de interpretación de la prueba.

### 1.5.1.2. Electromiografía de superficie

La electromiografía de superficie (EMGS) es una técnica no invasiva para medir la actividad muscular que emplea electrodos de superficie, normalmente pasivos, de 10 mm de diámetro colocados en la piel adyacente al área muscular a evaluar, con una banda de frecuencia entre 20 y 500 Hz. Sus principales limitaciones son la emisión de señales de baja resolución y presentar una gran susceptibilidad a la introducción de artefactos en la imagen. La EMGS puede registrar actividad muscular voluntaria e involuntaria, así como actividad muscular estimulada externamente.

La EMGS se refiere al registro de señales electrofisiológicas de los músculos, proporcionando los potenciales de acción motores que se observan cuando los músculos son activados<sup>140</sup>.

El motivo de utilizar la EMGS en la evaluación del dolor lumbar es la presunta asociación entre el dolor lumbar y la contractura y fatiga

muscular. Aunque no existen evidencias consistentes de tal relación, los mecanismos fisiopatológicos del dolor lumbar inespecífico no están claramente definidos, por lo que la fatiga secundaria a la inactividad muscular y la inhibición de la activación muscular secundaria al dolor, podrían jugar algún papel en la etiología del dolor lumbar y, en consecuencia, ser detectados mediante EMGS. Por otra parte, la contractura de la musculatura paravertebral ha sido implicada en numerosas ocasiones en la génesis y mantenimiento del dolor lumbar. La EMGS aporta información relevante sobre el estado de contractilidad de la musculatura lumbar, así como su posible debilidad<sup>141</sup>.

Más de 2.500 artículos originales, revisiones y libros examinan la utilidad de la EMGS en diferentes aplicaciones clínicas. La mayoría de los estudios centran sus objetivos en la capacidad de la EMGS para discriminar sujetos con dolor lumbar de asintomáticos, monitorizar los resultados de intervenciones terapéuticas y programas de rehabilitación, clasificar subgrupos de pacientes con dolor lumbar y predecir dolor lumbar en individuos asintomáticos.

En el contexto del dolor lumbar, uno de los aspectos más relevantes es la capacidad de la EMGS para discriminar entre pacientes con dolor lumbar y controles asintomáticos. En el estudio de Roy et al.<sup>142</sup>, se determinó la frecuencia mediana de contracción muscular a niveles del 40%, 60% y 80% de la máxima contracción voluntaria (MCV). Al 40 % de la MCV, el análisis discriminante clasificó correctamente al 92% de los sujetos con dolor lumbar y al 82% del grupo de controles asintomáticos. Al 80% de la MCV, clasificó correctamente al 91% del grupo de dolor lumbar y al 84% del grupo control. Al 60% de la MCV, su poder discriminante fue menor: 75% en el grupo de dolor lumbar y 67% en el grupo control. Sin embargo, existen importantes limitaciones en este trabajo tales como la pequeña muestra evaluada (12 sujetos por grupo), su escasa representatividad, la falta de verificación de la función discriminante obtenida en una muestra independiente de pacientes y controles, y el posible sesgo de motivación y de localización de los electrodos. Estas limitaciones son habituales en los estudios con EMGS<sup>143</sup>.

Para controlar el sesgo de la motivación, Biedermann et al.<sup>144</sup> estratifican 27 pacientes con dolor lumbar de más de 6 meses de duración en “evitadores”, porque limitan su actividad física y social como consecuencia del dolor, y “afrentadores”, porque permanecen activos a pesar del dolor, y los comparan con 22 controles asintomáticos. El análisis discriminante clasificó correctamente al 88,9% de los “evitadores” pero tuvo mucho menor poder discriminante en los

“afrentadores”. No obstante, en este estudio se mantiene el resto de limitaciones anteriormente expuestas.

Entre remeros con y sin dolor lumbar, el análisis discriminante clasificó correctamente al 100% de los que tenían dolor lumbar y al 93% de los asintomáticos<sup>145</sup>. También entre remeros y aplicando el porcentaje de recuperación de la frecuencia mediana al minuto y a los 2 minutos de una contracción de 30 segundos y al 80% de la MCV, el análisis discriminante clasificó correctamente el 88% y el 100% de los sujetos con y sin dolor lumbar respectivamente<sup>146</sup>.

Con el objetivo de relacionar el dolor lumbar con cambios en el espectro de frecuencia de la EMGS, 403 enfermeras sin historia de dolor lumbar fueron evaluadas prospectivamente. En el registro basal, los parámetros de la EMGS fueron registrados durante una contracción muscular de 28 segundos, al 80% de la MCV. El descenso de la frecuencia mediana se asoció con una mayor probabilidad de desarrollar dolor lumbar en el futuro<sup>147</sup>. Sihvonen et al.<sup>148</sup> muestran que las embarazadas con probabilidad elevada de desarrollar dolor lumbar relacionado con la gestación, pueden ser identificadas mediante parámetros de la EMGS.

Por otra parte, la reproducibilidad de los parámetros de la EMGS no es adecuada. Aunque la frecuencia mediana inicial, con electrodos a nivel de multifidus e iliocostal, presenta coeficientes de correlación de Pearson aceptables ( $r=0,74$  a  $0,94$ ), el descenso de la frecuencia mediana es menos estable ( $r=0,39$  a  $0,55$ )<sup>149</sup>.

En la monitorización de la respuesta al tratamiento rehabilitador existen menos evidencias. El estudio cuasi-experimental antes-después de Mayer et al.<sup>150</sup>, indica que, tras un programa intensivo de rehabilitación de 10 horas diarias, los 10 pacientes con dolor lumbar crónico mejoran significativamente el descenso de la frecuencia mediana en comparación con sus medidas basales y con cohortes de control sin dolor lumbar. Con un diseño similar Roy et al.<sup>151</sup> muestran también mejoras en la frecuencia mediana, indicando una menor fatigabilidad muscular tras el programa rehabilitador. Otros estudios no obtienen diferencias significativas en las medidas antes y después del tratamiento<sup>152-153</sup>.

En definitiva, en el contexto del dolor lumbar inespecífico la utilidad clínica de la EMGS podría ser la identificación de individuos con dolor lumbar, pero dadas la inconsistencias y sesgos en los estudios disponibles y la falta de evidencia sobre su capacidad para discernir el dolor lumbar simulado, y discriminar pacientes con dolor lumbar inespecífico de los sujetos asintomáticos, esta técnica no parece aportar

valor añadido a la historia clínica en la evaluación de pacientes con lumbalgia<sup>143,152</sup>. También son inconsistentes las evidencias sobre su validez en la monitorización de los resultados de programas terapéuticos de rehabilitación. Por estos motivos, las guías de práctica clínica no recomiendan prescribir la EMGS a los pacientes con dolor lumbar inespecífico como método diagnóstico o de evaluación de respuesta al tratamiento<sup>3,27</sup>. Las evidencias más consistentes se refieren al aumento de la actividad muscular de la musculatura paravertebral en flexión en las conductas de miedo o evitación frente al dolor<sup>62</sup>.

## 1.5.2. Otros métodos

### Exploración biopsicosocial

Varias guías de práctica clínica recomiendan la exploración de factores psicosociales cuando un individuo con dolor lumbar presenta dificultad para la reincorporación a su actividad habitual<sup>3,27,61,64-65,154-155</sup>. La presencia de signos no orgánicos acompañando a los signos orgánicos del dolor lumbar no refleja por sí misma la existencia de simulación o problemas psicológicos, pero sí indica la presencia de una conducta exagerada o inapropiada frente a la enfermedad y su relación con la actividad funcional y, en consecuencia, la necesidad de una investigación más profunda del paciente.

Esta conducta inapropiada frente a la enfermedad en los pacientes con dolor lumbar crónico se define por la presencia o ausencia de los signos o síntomas de Waddell<sup>156</sup> y se presenta en diversos estudios con una fuerte relación con las medidas de evaluación de la capacidad funcional. Los signos no orgánicos de Waddell han sido también llamados “signos conductuales” o “signos inapropiados”. Los signos de Waddell, descritos en la tabla 3, se utilizan como prueba de cribado de la presencia de factores psicológicos en pacientes con dolor lumbar<sup>157</sup>. Su utilización complementaria durante el examen físico se realiza en menos de un minuto. De los cinco tipos de signos, la sobre-reacción o respuesta exagerada del paciente es la evaluación más subjetiva y, por tanto, puede ser el tipo de signo no orgánico más difícil de identificar<sup>158</sup>.

La presencia de 3 o más tipos de signos no orgánicos se correlacionan bien con los resultados de tests psicológicos, indicando la existencia de un problema añadido, considerándose el test de Waddell positivo. La presencia de uno o dos signos aislados no es indicativa de problemas de índole psicológica. De hecho, las anomalías sensoriales

de distribución no dermatómica son muy frecuentes en sujetos con dolor crónico, en torno al 38% en la serie de Fishbain et al.<sup>159</sup>, y no se asocian con la existencia de ninguna patología psiquiátrica específica, indicando la potencial contribución de causas fisiopatológicas<sup>160-161</sup>. Este signo tampoco tiene validez para diferenciar la simulación del trastorno conversivo<sup>28</sup>.

La concordancia interobservador del test de Waddell es del 86% e interexámenes del 85% (media de 23 días entre evaluaciones). Sin embargo, esta fiabilidad fue conseguida tras una intensa formación de los examinadores en el método de Waddell y, por tanto, difícilmente aplicable en la práctica clínica<sup>157,162</sup>. En otros estudios, la fiabilidad de los signos no orgánicos de Waddell es mucho menor, fundamentalmente para los signos de sobre-reacción, sensibilidad y trastornos sensoriales regionales<sup>163</sup>.

Los signos no orgánicos de Waddell muestran correlación con las medidas de hipocondriasis, depresión e histeria del Minnesota Multiphasic Personality Inventory (MMPI), pero no con el resto de sus dimensiones<sup>157</sup>. Este test se utiliza para medir el malestar psicológico en pacientes con dolor lumbar. También muestra correlación con las dimensiones de afirmación de enfermedad y trastorno hipocondríaco del Illness Behavior Questionnaire (IBQ)<sup>164</sup>, el Distress and Risk Assessment Method (DRAM)<sup>165</sup> y el test del dibujo del dolor<sup>157,166</sup>, pero no los sustituye en la evaluación psicológica de pacientes con dolor lumbar. En la serie de Chan et al. el 82% de los pacientes con un test de dibujo del dolor patológico tienen 3 o más signos de Waddell<sup>166</sup>.

La sensibilidad y especificidad del test de Waddell no han sido correctamente evaluadas al carecer de un “gold estándar” apropiado. En un estudio se evaluó la validez de ocho tests psicométricos, incluyendo el test de Waddell, en un grupo de 264 individuos con dolor lumbar. El gold estándar utilizado fue la definición de trastorno psicológico basado en la respuesta positiva a tres o más tests. La especificidad del test de Waddell para identificar correctamente individuos sin trastorno psicológico fue del 86% en hombres y del 84% en mujeres. La sensibilidad del test de Waddell para identificar correctamente a los individuos con trastornos psicológicos fue del 44% en hombres y del 48% en mujeres<sup>167</sup>.

Un test de Waddell positivo aparece con más frecuencia en individuos con ganancias secundarias al dolor lumbar (laborales u económicas), con falta de respuesta al tratamiento y cuanto mayor es la duración e intensidad del dolor lumbar o de la baja laboral. En diferentes muestras de individuos con dolor lumbar, la prevalencia de positividad

varía entre el 12 y el 50%<sup>157,168</sup>. No obstante, las evidencias no son consistentes, aunque orientan hacia una falta de asociación entre los signos de Waddell y las ganancias secundarias<sup>161</sup>.

La relación de los signos no orgánicos de Waddell y las medidas de evaluación de la capacidad funcional en sujetos con dolor lumbar también ha sido evaluada. En concreto, pacientes con dolor lumbar y test de Waddell positivo obtienen peores resultados en las pruebas isométricas de medición de la fuerza muscular, rango de movimiento lumbar, elevación de carga, velocidad de movimiento y capacidad motora, frente a pacientes con dolor lumbar y test de Waddell negativo<sup>169</sup>. No obstante, la obtención de niveles bajos en las pruebas funcionales no puede utilizarse para identificar individuos con problemas no orgánicos, ya que algunas personas con test de Waddell positivo obtienen similares mediciones de capacidad funcional a los sujetos con test de Waddell negativo. Por tanto, el dolor lumbar puede estar influenciado por componentes orgánicos y no orgánicos. Y, a su vez, los hallazgos orgánicos pueden estar influenciados por factores no orgánicos y, en algunos pacientes, los hallazgos no orgánicos podrían estar influenciados por factores orgánicos.

Las evidencias sobre el valor predictivo de los signos no orgánicos de Waddell en la reincorporación al trabajo son inconsistentes<sup>161</sup>. Bradish et al.<sup>170</sup>, muestran que un test positivo en la evaluación inicial de trabajadores con lesión lumbar no se correlaciona con el estado laboral entre los 12 y 18 meses posteriores al inicio del cuadro. De la misma manera, Öhlund et al.<sup>171</sup> obtienen un coeficiente de correlación de 0,34 entre la presencia de signos no orgánicos y el tiempo necesario para reincorporarse al trabajo en una fábrica de automóviles. Por el contrario, Karas et al. encuentran que los pacientes con dolor lumbar y baja puntuación de signos de Waddell se reincorporan al trabajo con mayor frecuencia que los que tienen puntuaciones altas<sup>172</sup>. Los mejores predictores de retorno al trabajo antes de 6 meses parecen ser los signos no orgánicos de carga axial, rotación simulada del tronco, prueba de distracción y trastornos sensoriales regionales<sup>173</sup>.

Kummel ha descrito dos nuevos signos no orgánicos: dolor lumbar durante el movimiento del cuello y dolor lumbar que limita el movimiento activo del hombro. En una serie retrospectiva de 717 pacientes, la presencia de estos dos signos junto con tres o más signos de Waddell mejora la capacidad de predicción de los pacientes con dolor lumbar que no se reincorporan al trabajo<sup>174</sup>.

Los signos no orgánicos de Waddell son más frecuentes en patrones de dolor difuso que en dolores radicales. De igual manera,

los pacientes cuyos síntomas neurológicos mejoran, tiene menos signos de Waddell<sup>175</sup>. Estos hallazgos sugieren que los signos de Waddell aparecen con más frecuencia en pacientes con dolor lumbar mecánico o difuso. Otros estudios indican que los signos de Waddell, más que predictores de resultados, cambian de acuerdo a los resultados del tratamiento<sup>156</sup>.

En resumen, la utilidad de los signos no orgánicos de Waddell ha sido evaluada en pacientes con dolor localizado en región lumbar y, por tanto, no deben utilizarse para otras localizaciones. La presencia de signos no orgánicos es más frecuente en pacientes con dolor lumbar crónico que en los que tienen dolor agudo. Los signos no orgánicos pueden coexistir con signos orgánicos. Los signos no orgánicos sugieren una conducta inapropiada frente al dolor lumbar y se relacionan con discapacidad y peores resultados en las pruebas objetivas de evaluación funcional. Sin embargo, los signos no orgánicos de Waddell por sí mismos no indican simulación ni la existencia de problemas psicológicos. Pero el hallazgo de signos no orgánicos en pacientes con dolor lumbar debe alertar sobre la necesidad de una evaluación más integral y profunda. El empleo de los signos de Waddell para predecir el resultado del tratamiento o la reincorporación al trabajo, debe hacerse con precaución.

**Tabla 3. Signos no orgánicos de Waddell**

Tipo de signo	Signo no orgánico	Prueba	Descripción de signo positivo
Sensibilidad	Superficial	El examinador pellizca suavemente la piel entre el pulgar e índice y sobre la región tóraco-lumbo-sacra	Paciente refiere sensibilidad en un área amplia de la piel de la región lumbar
	Profunda	El examinador presiona la región tóraco-lumbo-sacra	Paciente refiere sensibilidad profunda no localizada en una estructura sino en un área amplia que suele englobar espina dorsal, sacro o pelvis



**Tabla 3 (Continuación). Signos no orgánicos de Waddell**

Tipo de signo	Signo no orgánico	Prueba	Descripción de signo positivo
Pruebas de simulación	Carga axial	Con el paciente sentado, el examinador presiona la cabeza del paciente hacia abajo	Paciente refiere dolor lumbar secundario a la presión
	Rotación	Con el paciente de pie, el examinador rota los hombros y la pelvis simultáneamente	Paciente refiere dolor lumbar secundario a la rotación, cuando los hombros y la pelvis se rotan en el mismo plano, con el paciente de pie y con los pies juntos
Prueba de distracción	Elevación de la pierna recta	En decúbito supino, elevación pasiva de la pierna recta. Extensión de la rodilla en posición sentado.	Paciente muestra marcada mejoría o eleva más la pierna cuando el examinador la levanta desde la posición decúbito supino, frente a la posición sentado
Trastornos neurológicos regionales	Debilidad	Pruebas musculares manuales de las extremidades inferiores	Discreto fenómeno de rueda dentada en varios grupos musculares, no explicable neurológicamente
	Capacidad sensorial	Pruebas de sensibilidad durante toques ligeros y pellizcos suaves en extremidades inferiores	Capacidad sensorial disminuida frente a un ligero toque u otras pruebas neurológicas sin distribución en dermatoma
Sobrerreacción		Observaciones del examinador durante la evaluación	Desproporcionada verbalización, expresión facial, tensión muscular y temblor. Sudoración. Derrumbamiento.

Fuente: Adaptada de Waddell G et al.<sup>157</sup>

## Expresión facial

Otro método propuesto para la identificación de la simulación en el dolor crónico son las cuatro expresiones faciales características del dolor, que muestran una relación consistente con las escalas de dolor<sup>176</sup>. En cuatro estudios se afirma que las expresiones faciales de dolor simuladas o falseadas pueden ser identificadas<sup>177</sup>.

## Cuestionarios

El test de personalidad Minnesota Multiphasic Personality Inventory (MMPI) ha sido también utilizado para la detección de simulación en el dolor crónico en los ámbitos de la medicina forense y psiquiátrica. Sus detractores argumentan que es un cuestionario fundamentalmente psiquiátrico y, por tanto, no diseñado para identificar la simulación en el dolor. Además, en el contexto del dolor lumbar, si identificara a los simuladores, éstos serían simuladores de dolor y no de enfermedad mental. Algunos estudios obtienen puntuaciones más elevadas del MMPI, en sus dimensiones de hipocondriasis, histeria y depresión, en los individuos con ganancias laborales secundarias al dolor<sup>178</sup>. Sin embargo, otros estudios observan el efecto contrario<sup>179</sup>. La revisión sistemática de Fishbain et al.<sup>28</sup> concluye que no existe evidencia consistente de que el MMPI sea un herramienta válida en la identificación de simulación de dolor.

Otros cuestionarios como el Symptom Checklist-90 (SCL-90), McGill Pain Questionnaire (MPQ), Illness Behavior Questionnaire (IBQ) y Low Back Pain Symptom Checklist, tampoco son herramientas válidas para identificar un perfil de simulación en el dolor crónico<sup>28</sup>.

## II. Objetivo

### Justificación

Una de las hipótesis de mayor aceptación sobre la génesis y recurrencia del dolor lumbar es la debilidad y pérdida de resistencia de los músculos del tronco, especialmente los extensores, por atrofia de las fibras tipo II y/o espasmo y/o inhibición neuromuscular protectora<sup>153</sup>, así como la disminución más o menos marcada del arco de movimiento de la columna<sup>180</sup>. Bajo este supuesto la identificación del dolor lumbar se realizaría midiendo la fuerza de la musculatura del tronco al ejercer un esfuerzo voluntario y la resistencia muscular se podría medir como el tiempo hasta que el sujeto queda exhausto realizando el test de Sorensen<sup>94</sup>.

La validez de la medición de la fuerza muscular está determinada por el carácter voluntario del esfuerzo que tiene que realizar el sujeto, de manera que el esfuerzo máximo posible puede estar influenciado por el dolor, el miedo a lesionarse, otros factores psicológicos y la simulación. Son escasos los autores que intentan controlar el sesgo del carácter voluntario del esfuerzo. Verbunt et al.<sup>181</sup> intentan paliarlo con estimulación eléctrica de la contracción muscular, pero su carácter invasivo limita la aplicabilidad de la técnica.

En consecuencia, es frecuente que los pacientes con dolor lumbar crónico no puedan realizar un esfuerzo máximo y, por tanto, invaliden las pruebas de evaluación de la fuerza muscular que requieren este esfuerzo, como son las realizadas a través de dinamometría. Por ello se propone como alternativa la electromiografía de superficie, que puede analizar la fatiga muscular en condiciones de esfuerzo submáximo. No obstante, para evaluar el carácter fidedigno del dolor lumbar se precisaría la realización del esfuerzo máximo, ya que el submáximo podría ser fingido, y bajo esta hipótesis la electromiografía de superficie carecería de validez y se precisarían las mediciones por dinamometría. Por otra parte se requiere el registro de la contracción voluntaria máxima mediante dinamometría para normalizar la señal electromiográfica.

Por tanto, la combinación de la electromiografía de superficie y la dinamometría y su aplicación conjunta podría suplir las limitaciones de ambas técnicas y aumentar su capacidad discriminatoria en la evaluación del dolor lumbar. En concreto podría discriminar entre

individuos con dolor lumbar y asintomáticos, tanto mediante ejercicios isométricos como isodinámicos, y evaluar el carácter fidedigno del dolor. El dinamómetro mide la fuerza realizada por el paciente durante los esfuerzos isométricos y/o movimientos del tronco con respecto a los tres ejes del espacio (triaxial), el rango del movimiento y la velocidad en que se realizan los movimientos frente a fuerzas constantes. La electromiografía de superficie registra la actividad muscular que se produce durante la contracción de los músculos analizados. Las características de estos parámetros y su reproducibilidad determinan el grado de afectación del paciente. No encontramos en la literatura ninguna revisión sistemática, con o sin metanálisis, sobre la utilización sincrónica de ambas pruebas, a pesar de tratarse de pruebas diagnósticas que se están probando desde hace más de dos décadas.

## Objetivo

El objetivo de esta revisión es evaluar la utilidad de la dinamometría con la electromiografía de superficie, realizadas simultáneamente, en la identificación del dolor lumbar inespecífico y en la evaluación de su carácter fidedigno.

### III. Descripción de la revisión sistemática de la literatura

#### Fuentes de información

Para la identificación de los estudios a incluir en esta revisión se realizó una búsqueda sistemática de la literatura en bases de datos bibliográficas generales, como Medline, Embase, Centre for Reviews & Dissemination (CRD), Cumulative Index to Nursing and Allied Health Literature (CINAHL), Índice Médico Español (IME), y en bases de datos especializadas en rehabilitación y problemas de la espalda, como Rehabdat y Kovacs. El periodo de revisión abarca desde 1954 a febrero de 2007. En la tabla 4 se recoge la información relativa a cada una de las bases de datos consultadas incluyendo la forma de acceso utilizada, la cobertura temporal de la base de datos, la fecha en la que se realizó la búsqueda y el número de referencias recuperadas.

<b>Tabla 4. Fuentes de información para la búsqueda sistemática de la literatura</b>					
Base de datos	Plataforma de acceso	Página web	Periodo de búsqueda	Fecha acceso	Resultados obtenidos
MEDLINE	OVID	gateway.ovid.com	1954-diciembre 2006	9/01/07	214
Medline in process and other non-indexed citations	OVID	gateway.ovid.com		17/01/07	15
EMBASE	OVID	gateway.ovid.com	1980-enero 2007	9/01/07	210
Centre for Reviews & Dissemination (CRD)	Universidad de York	www.york.ac.uk/inst/crd/	1973-mayo 2006	15/12/06	4
CINAHL	OVID	gateway.ovid.com	1982-diciembre 2006	10/01/07	103
Pascal Biomed	OVID	gateway.ovid.com	2001-diciembre 2006	17/01/07	33

**Tabla 4. Fuentes de información para la búsqueda sistemática de la literatura**

Base de datos	Plataforma de acceso	Página web	Periodo de búsqueda	Fecha acceso	Resultados obtenidos
PsychInfo	OVID	gateway.ovid.com	1887-enero 2007	10/01/07	9
Rehabdata	Nacional Rehabilitation Information Center (NARIC)	www.naric.com/research/rehab/default.cfm	1950-enero 2007	11/01/07	50
Kovacs	Web de la espalda. Fundación Kovacs	www.kovacs.org/	16/03/1999-enero 2007	11/01/07	438
Science Citation Index (SCI)	Web of Science. FECYT. Ministerio Educación y Ciencia	www.accesowok.fecyt.es/	1945-enero 2007	17/01/07	230
Índice Médico Español (IME)	Centro de Información y Documentación Científica (CINDOC). CSIC	bddoc.csic.es:8080/index.jsp	1971-enero 2007	17/01/07	14
DIALNET	Universidad de La Rioja	dialnet.unirioja.es/	2001-enero 2007	17/01/07	4
AMED	DialogWeb	www.dialogweb.com	1984-febrero 2007	12/02/07	218
Clin J Pain	OVID (full text)	gateway.ovid.com	1985-febrero 2007	12/02/07	10
J Occup Rehabil	Springer	www.springerlink.com/	1991-febrero 2007	12/02/07	10

## Estrategia de búsqueda

Se elaboró una estrategia de búsqueda exhaustiva para Medline, combinando términos MeSH con términos en texto libre, que a continuación fue adaptada a cada una de las bases de datos

consultadas. Las palabras clave utilizadas fueron low back pain, back pain, lumbago, lumbar pain, isokinetic, isocinetic, dynamometry, dynamometer, surface electromyography, malingering, simulation, dissimulation.

Los detalles de las estrategias de búsqueda desarrolladas pueden consultarse en el Anexo I.

Las referencias se importaron a un programa de gestión de citas bibliográficas, el Referente Manager Edition©, versión 10, para la eliminación de referencias duplicadas.

## Selección de estudios

En la primera fase de selección, dos revisores evaluaron de forma independiente y por duplicado todos los títulos, las palabras clave y los resúmenes de los estudios identificados mediante las estrategias de búsqueda. De los estudios potencialmente relevantes para la revisión y de aquellos en los que no se disponía de resumen o suficiente información, se obtuvo el artículo completo. En la segunda fase de selección de estudios, los mismos revisores aplicaron los siguientes criterios de inclusión y exclusión:

### Criterios de inclusión:

#### Población:

- Sujetos adultos (edad igual o superior a 18 años) con dolor lumbar inespecífico (ver definición en apartado 3.2) de cualquier duración.

#### Ámbito:

- Los sujetos de la muestra pueden proceder de cualquier entorno: poblacional, clínico, experimental, laboral.

#### Intervención evaluativa:

- Cualquier diseño que evalúe mediante dinamometría y electromiografía de superficie simultáneas la actividad muscular paraespinal desarrollada durante la realización de ejercicios isocinéticos/isométricos.

#### Comparación:

- Sujetos sin dolor lumbar.
- Simuladores de dolor lumbar.

Medida de resultado:

- Cualquier medida de resultado de fuerza muscular y actividad eléctrica muscular.

Criterios de exclusión:

- Evaluación exclusiva de sujetos con dolor lumbar.
- Evaluación exclusiva de sujetos sin dolor lumbar.
- Evaluación exclusiva de pacientes con dolor lumbar de etiología específica.
- Evaluación exclusiva de la eficacia de una intervención.
- Utilización exclusiva de dinamometría.
- Utilización exclusiva de electromiografía de superficie.
- Utilización de otros instrumentos de medición de la fuerza muscular de la columna diferentes al dinamómetro.
- Utilización de otros instrumentos de medición de la actividad eléctrica de los músculos de la columna diferentes al electromiógrafo de superficie.
- Evaluación exclusiva de la fuerza y actividad eléctrica de músculos diferentes a los paraespinales.

No se realizó ninguna restricción por idioma de publicación. Los desacuerdos entre los dos revisores se resolvieron por discusión entre ellos y cuando no se alcanzó consenso, se consultó a un tercer revisor.

Los estudios rechazados en ambas etapas de la selección se registraron en una tabla de estudios excluidos junto con las razones de exclusión (Anexo IV).

Todos los estudios que cumplían los criterios de inclusión se sometieron a evaluación de la calidad metodológica y de la evidencia que proporcionan, así como a extracción estructurada de datos. La tabla de evidencias empleada puede consultarse en el Anexo II y contiene, además de la evaluación de la calidad del estudio y el nivel de evidencia que aporta, la referencia del estudio, autores, pregunta clínica, población de estudio, diseño, instrumentos de medición, posición/ejercicios, sistema de fijación del tronco, localización de los electrodos de la electromiografía de superficie, mediciones, resultados y conclusiones.



## IV. Niveles de evidencia

Para establecer los niveles y consistencia de las evidencias obtenidas de la revisión sistemática de la literatura se ha utilizado la metodología de valoración de evidencias científicas propuesta por la Agency for Healthcare Research and Quality de Estados Unidos para estudios observacionales (tablas 5 y 6)<sup>182</sup>.

<b>Tabla 5. Nivel de evidencia</b>	
<b>NIVEL EVIDENCIA</b>	<b>DISEÑO ESTUDIO</b>
NIVEL I	Metaanálisis de múltiples estudios controlados bien diseñados.
NIVEL II	Al menos un estudio experimental bien diseñado.
NIVEL III	Estudios cuasi-experimentales, cohortes, casos-controles y series temporales bien diseñados.
NIVEL IV	Estudios descriptivos, comparativos y correlaciones bien diseñados.
NIVEL V	Series de casos y ejemplos clínicos.

Fuentes: Agency for Healthcare Research and Quality (AHRQ). Institute of Medicine Committee to Advise the Public Health Service on Clinical Practice. Clinical Practice Guidelines: directions for a new program. Washington DC:National Academy Press;1990.  
Bigos SJ et al<sup>154</sup>  
West S et al<sup>182</sup>

**Tabla 6. Fuerza y consistencia de la evidencia**

GRADO RECOMENDACIÓN	FUERZA EVIDENCIA
A	Existe evidencia de tipo I ó hallazgos consistentes de múltiples estudios tipo II, III ó IV.
B	Existe evidencia de tipo II, III ó IV y los hallazgos son consistentes.
C	Existe evidencia de tipo II, III ó IV pero los hallazgos son inconsistentes.
D	Existe escasa evidencia o no existe evidencia o la evidencia es de tipo V.
E	Panel de consenso: práctica recomendada en base a la opinión de expertos.

Fuentes: Agency for Healthcare Research and Quality (AHRQ). Institute of Medicine Committee to Advise the Public Health Service on Clinical Practice. Clinical Practice Guidelines: directions for a new program. Washington DC:National Academy Press;1990.

Bigos SJ et al<sup>154</sup>

West S et al<sup>162</sup>

## V. Resultados

La estrategia de búsqueda de la literatura científica permitió identificar 976 referencias potencialmente relevantes, una vez eliminadas las duplicadas, a partir de las cuales se seleccionaron 225 artículos con texto completo que podían estar relacionados con el objetivo de la revisión: 181 a partir del resumen de la referencia y 44 a través de la bibliografía utilizada en los artículos (Anexo I).

Aplicando los criterios de inclusión y exclusión relacionados con el objetivo del informe, se seleccionaron 13 estudios originales<sup>150,180,183-193</sup>. El anexo II, tablas 7, 8 y 9 presenta la síntesis de evidencias aportadas por los estudios seleccionados. El Anexo III ofrece una descripción y evaluación crítica de estos estudios, ordenados cronológicamente por año de publicación.

De los 38 estudios que empleaban la dinamometría y la EMGS, realizadas simultáneamente, se excluyeron 25<sup>108,142,145-146,151,181,194-212</sup>. Los motivos de exclusión se presentan en el anexo IV. Los principales motivos de exclusión se relacionan con el empleo de instrumentos de medición de la fuerza muscular que no pueden considerarse dinamómetros y ofrecer resultados exclusivamente de sujetos asintomáticos, a pesar de haber establecido como objetivo la comparación con lumbálgicos.

### V.1. Descripción de los estudios

No se identificaron revisiones sistemáticas, con o sin metaanálisis, que analicen la dinamometría asociada a la EMGS, realizadas simultáneamente, en la identificación del dolor lumbar, acorde con el objetivo de este informe. Las tres revisiones encontradas tienen como objetivo evaluar la utilidad clínica de la EMGS de superficie (revisiones sistemáticas de Geisser et al.<sup>62</sup> y Mohseni-Bandpel et al.<sup>152</sup>) o de la dinamometría (revisión narrativa de Newton et al.<sup>96</sup>), como técnicas aisladas, en la discriminación de sujetos con y sin dolor lumbar.

Los 13 estudios incluidos en la revisión tienen un diseño observacional descriptivo con comparación entre grupos (Nivel IV de evidencia). Todos evalúan la EMGS asociada a la dinamometría, realizadas simultáneamente, para diferenciar sujetos con y sin dolor lumbar y, en algún caso, el carácter fidedigno de la lumbalgia (Anexos II

y III). Cinco de estos estudios se llevaron a cabo en Canadá, cuatro en Australia, dos en EE.UU, uno en Hong Kong y uno en España. El estudio español de Garcés et al.<sup>180</sup> es el único que evalúa específicamente el carácter fidedigno del dolor lumbar. Predominan el grupo de investigación canadiense de Lariviere et al.<sup>184,189,190,192</sup>, al que corresponden cuatro artículos seleccionados y el grupo australiano de Ng et al.<sup>186-188</sup>, con tres artículos. El periodo de estudio abarca casi dos décadas, con publicación de los artículos entre los años 1989 y 2006. El número de sujetos evaluados es escaso en todos los artículos, con un rango entre 21 y 91, y con subgrupos de lumbálgicos que van desde 10 hasta 55 sujetos. Gran parte de los estudios están realizados con varones; tan sólo el estudio de Pirouzi et al.<sup>183</sup> evalúa exclusivamente mujeres y el de Mayer et al.<sup>150</sup>, combina mujeres y hombres. La edad media de los sujetos incluidos varía entre 27 y 40 años, con un rango entre 19 y 66 años. La mayoría de los estudios analizan la lumbalgia crónica, con o sin irradiación ciática, pero con una gran heterogeneidad en la definición del curso crónico: 3 meses, 6 meses o 1 año. La procedencia de los sujetos incluidos no está especificada en la mayor parte de los estudios aunque, en general, se trata de sujetos voluntarios. Los lumbálgicos suelen proceder de centros donde realizan programas de rehabilitación, pero desconocemos la fuente de los controles asintomáticos. Los grupos de investigación de Canadá (Lariviere et al.) y Australia (Ng et al.), utilizan las mismas muestras de sujetos en más de un artículo.

## V.2. Síntesis cualitativa de evidencias

La síntesis de resultados fue cualitativa porque la heterogeneidad en las variables de medición, en la calidad de los estudios y en otras características que se comentan en la discusión, desaconsejaba la utilización de técnicas metaanalíticas. Por estos motivos, los resultados se presentan agrupados por tópicos de especial relevancia para el objetivo de la revisión.

La síntesis cualitativa de los estudios seleccionados se realiza de acuerdo a los criterios de la finalidad evaluada, tipología de los sujetos estudiados, instrumentación empleada, posicionamiento y sujeción de los individuos, protocolo de ejercicios empleado, medición de la fuerza muscular, grupos musculares analizados, tratamiento de las señales y parámetros electromiográficos utilizados, resultados y conclusiones. El

análisis pormenorizado de cada estudio se puede consultar en el Anexo III.

### V.2.1. Finalidad de los estudios

Durante el periodo de casi dos décadas que abarcan los estudios seleccionados su propósito se mantiene más o menos invariable: valorar las diferencias en los patrones de la actividad eléctrica de superficie de los grupos musculares relacionados con los movimientos isocinéticos o isométricos de flexión y extensión de la espalda en diferentes ejes, durante la ejecución de tareas de esfuerzo, entre sujetos lumbálgicos y quienes no lo son, empleando las medidas dinamométricas del momento máximo o pico de la fuerza ejercida durante el esfuerzo, siempre como referente para normalizar las señales electromiográficas o, en algunos casos, también como parte del patrón a ser comparado.

Dentro de este objetivo común los diferentes estudios se circunscriben a propósitos colaterales o centrales disímiles, como la valoración de la fiabilidad de diferentes manejos de las señales electromiográficas, la elaboración de patrones estándares, tanto de las mediciones dinamométricas como electromiográficas para sujetos sin lumbalgia y con lumbalgia, establecer desviaciones de tales patrones para identificar el carácter fidedigno de la lumbalgia, explorar la validez de constructo de los parámetros electromiográficos como forma de valorar la debilidad y composición de la fibra muscular, averiguar cuál es la dirección de las contracciones que ofrece la mayor activación de los registros dinamométricos y electromiográficos, diferenciando de forma más clara a sujetos con y sin lumbalgia, valorar si los desequilibrios en la actividad electromiográfica contralateral es un indicador de debilidad de la musculatura, o valorar diferentes protocolos de tareas para elegir aquél que mejor discrimine a lumbálgicos y no lumbálgicos (Ver Tabla 7. Anexo II).

### V.2.2. Tipología de los sujetos estudiados y tamaños de muestras

En cuanto a la selección de sujetos para intentar alcanzar esas metas, los estudios han ido evolucionando hacia una definición algo más

precisa de caso y control, mediante el establecimiento de criterios de inclusión más rigurosos, aunque todavía resultan heterogéneos.

Así, el trabajo más antiguo de esta serie incluía como sujeto afectado de lumbalgia a personas con diagnóstico de disfunción crónica, sin empleo, con restricciones en su estilo de vida respecto al ejercicio físico, que estuviesen incluidos en programas de tratamiento y rehabilitación y con la capacidad funcional suficiente para realizar las tareas del protocolo empleado en los estudios. Trabajos posteriores definen el caso como una persona con lumbalgia crónica participante en un programa de rehabilitación, sin especificar su estado laboral por ese motivo. Otros estudios entienden por caso a un sujeto con lumbalgia inespecífica, referida por el mismo como dolor lumbar o sacrolumbar, con o sin irradiación radicular proximal hasta la rodilla, presente de forma crónica diaria, o casi diaria, con al menos 3 meses de duración. En un estudio se llega a definir el caso como sujeto con lumbalgia que ha permanecido al menos 6 meses de baja laboral por ese motivo y se encuentre bajo un tratamiento de rehabilitación. Una serie de estudios repiten la definición de caso como sujeto con síndrome lumbálgico definido como la referencia de dolor lumbar o sacrolumbar, con o sin irradiación radicular proximal hasta el nivel de la rodilla, padecido con periodicidad diaria, o casi, de al menos tres meses de duración. En otro estudio el caso incluye un abanico de patologías lumbálgicas como la inespecífica mezclada con la objetivada por hernia discal, con etiología de esfuerzo o lumbartrosis, pero que no están inmersos en reclamaciones legales por este motivo. En varias ocasiones se emplea la definición de caso como persona con diagnóstico de lumbalgia crónica no traumática, de al menos 1 año de evolución, que requiere tratamiento y produce baja laboral o reposo en cama, o que si es episódica se reitera al menos 1 vez al año, y si no tiene un carácter continuo se presenta con cierta periodicidad. En otros se emplea de forma reiterativa el criterio de caso como sujeto con diagnóstico de lumbalgia insidiosa, en lugar de adjetivarla como crónica. El criterio es rectificado posteriormente pudiendo incluir sujetos en baja laboral pero sin compensación económica. En un estudio el caso es el sujeto diagnosticado de lumbalgia crónica especificada como unilateral o central. La definición llega a ser tan simple como la de sujeto con diagnóstico de lumbalgia inespecífica, o diagnosticado de lumbalgia crónica con o sin irradiación ciática de más de 6 meses de evolución.

En cuanto a la definición de control, la mayoría de los estudios selecciona al sujeto para tal fin por el hecho de referir no padecer lumbalgia o de forma tan específica como referir no haber sufrido dolor

de espalda en el año precedente, ni haber tenido nunca dolor de espalda de más de una semana de duración, ni haber perdido un solo día de trabajo por dolor de espalda, ni haber consultado nunca a un médico por tal motivo. El criterio de control puede llegar a ser tan laxo como el de sujeto sin antecedentes de lumbalgia conocidos que refiere no haber sufrido en el último año dolor lumbar ni dorsolumbar. La mayoría de los estudios no especifica el origen y vinculación de los controles al estudio, y en los que lo hacen descubrimos que son voluntarios que se presentan por un anuncio o son empleados del centro donde se realiza el estudio. En uno de los estudios seleccionados se incluye un grupo de voluntarios no lumbálgicos con la finalidad de solicitarles fingir una lumbalgia durante la realización de las tareas.

El control de la confusión no es una consideración tenida en cuenta en los estudios, sólo en dos de ellos se aparean casos y controles: en uno, por edad, estatura y peso, y en el otro, por edad, estatura, peso e índice de masa corporal (IMC), sin que se estime el tamaño de muestra necesario para tal apareamiento ni se estratifique el análisis por las variables de apareamiento.

Respecto al género, es curioso observar cómo los primeros estudios incluían mujeres, que desaparecen en las posteriores investigaciones, realizadas sólo con hombres, para volver a ser incluidas en un par de estudios más recientes.

Los tamaños y relaciones de muestra son, por regla general muy escasos y desequilibrados en sentido contrario a lo establecido como conveniente, moviéndose en 10-30 casos y 11-30 controles, con relaciones casos-controles invertidas de 15-18, 15-28, 20-34, 21-12, 39-20, llegando en el estudio más reciente a la cantidad mínima imprescindible para una comparación básica: 30 casos con sus 30 controles (Ver Tabla 7, Anexo II).

### V.2.3. Determinación de la afectación e instrumentación empleada

La variabilidad de las estaciones y aparatos donde se realizan las tareas de ejercicios, cuando los estudios se analizan en su contexto histórico siguiendo un orden cronológico, reflejan el progresivo desarrollo de la tecnología disponible, no así la ausencia de una valoración del grado de percepción del dolor y la consecuente afectación funcional y psíquica provocada por la lumbalgia, injustificables por cuanto se encontraban

disponibles ya entonces las escalas y cuestionarios para su determinación.

El más remoto de los estudios seleccionados emplea como estación de trabajo una silla romana donde realizan movimientos de extensión del tronco, a la que se halla acoplado un dinamómetro Cybex Lumex, N.Y., sin que los investigadores valoren de ninguna forma la afectación producida por la lumbalgia en los casos. El siguiente estudio, en orden cronológico, emplea un tensiómetro de extensión lumbar MedX, Ocala, Fla. Es a partir del tercero de los estudios cuando se emplea para valorar la intensidad de dolor percibida, la Escala Visual Análogica de 10 cm, para valorar la discapacidad funcional producida por la lumbalgia, un cuestionario de 0 a 30 puntos de origen incierto, y los sujetos realizan sus tareas en una isoestación Advanced Mechanical Technology Inc. con dinamómetro acoplado, aún en fase de patente. En los siguientes estudios se emplean, respectivamente, una isoestación dinamométrica B-200 y una isoestación Lido Loredan Biomédica, CA, con dinamómetro, sin que en ninguno de ellos se valore el impacto de la lumbalgia en los casos. Los estudios que le suceden ya comienzan a emplear los instrumentos disponibles para determinar las consecuencias de la lumbalgia: intensidad del dolor percibido con la Escala Visual Análogica de 10 cm, su duración con el test de Recuerdo de Duración, el grado de discapacidad funcional mediante el Cuestionario de Oswestry o el de Roland-Morris, y el afrontamiento del problema de salud con el Cuestionario FABQ de Temor y Creencias de Evitación del Dolor, empleando para la realización de las tareas la isoestación dinamométrica MC6-6-1000 Advanced Mechanical Tech Inc. En uno de estos estudios se llega a medir el grosor del tejido subcutáneo con un calibrador Harpender, para controlar su posible influencia sobre las determinaciones electromiográficas. Al empleo ya casi permanente en los estudios de instrumentos de determinación del grado de afectación de la lumbalgia, incluyendo en algunos la identificación de la localización del dolor mediante diagramas anatómicos, se sucede el empleo de diferentes modelos de isoestaciones dinamométricas, como la B200, MC6-6-1000 y CYBEXII (ver Tabla 8, Anexo II).

#### V.2.4. Posicionamiento y fijación de los sujetos estudiados

El posicionamiento de los sujetos en la estación de trabajo y el procedimiento de fijación en los estudios es muy variado, dependiendo



del tipo de tareas a realizar, aunque a veces para una tarea similar el modo de fijación es diferente. En un estudio se posiciona a los sujetos en decúbito prono con la cara antero-superior de la cresta ilíaca alineada al borde craneal del soporte pélvico, con las extremidades inferiores extendidas, sujetos por el tríceps con el pecho descansando sobre un cojín. En otro se les sienta sujetándolos para estabilizar la pelvis y se fijan al aparato mediante sujeción a nivel femoral, con los muslos y la cadera inmovilizados por correas. En la mayoría de los estudios los sujetos se mantienen en bipedestación en una posición erguida con los brazos libres, manteniendo rodillas y codos lo más derechos posible, con algún tipo de fijación o sin ella. La fijación en bipedestación, cuando se efectúa, es variada. A veces se fija al sujeto mediante correas con la cresta ilíaca alineada con el eje flexo-extensor del dinamómetro; en otras se les fija mediante un aparato diseñado para mantenerlos en una postura que estabilice la pelvis y fije los miembros inferiores, y en otras ocasiones se estabilizan piernas y pelvis con sujetadores, cada rodilla se fija con una correa de sujeción independiente y el torso se inmoviliza con arnés contra un cojín a nivel de tórax. Otras veces el sujeto permanece con el tronco erecto y las rodillas ligeramente flexionadas con pies, rodillas y pelvis fijadas con arneses, o con tronco y rodillas erectas, mientras el pecho, la pelvis, miembros inferiores y rodillas son fijados mediante correas.

Tal variedad de formas de inmovilización para aislar el grupo de músculos de interés para la realización de la tarea y la medición de su actividad dinámica y eléctrica, impidiendo la participación de músculos ajenos, incluyendo la ausencia de inmovilización, hace difícil la comparabilidad de los estudios dirigidos a valorar la utilidad de dinamometría y electromiografía combinadas en la identificación de la lumbalgia inespecífica (ver Tabla 8, Anexo II).

### V.2.5. Tareas/ejercicios realizados por los sujetos estudiados

Otro aspecto donde se presenta una gran variabilidad entre los estudios es en las tareas de ejercicios encomendadas a los sujetos comparados.

En un estudio las tareas se realizan con las manos entrelazadas detrás de la cabeza manteniendo el cuerpo recto en posición horizontal, mientras se efectúan contracciones y extensiones del tronco, ejercicio que se repite en series de tandas, con un descanso prolongado entre ellas. En otro estudio, los sujetos se posicionan en la máxima flexión

lumbar que pueden desarrollar, haciendo extensiones máximas y continuas en diferentes ángulos con intervalos ínfimos de descanso. Otra opción empleada es la realización de flexiones laterales máximas del tronco en el plano sagital con y sin peso, en repeticiones seguidas al compás de un metrónomo, con intervalos medios de descanso. Para otros autores la tarea consiste en desarrollar una fuerza máxima en flexión ventral y dorsal con rotación derecha e izquierda. Otro estudio utiliza la realización de contracciones voluntarias máximas del tronco con intervalos de descanso de duración prolongada, seguidas de movimientos simétricos y asimétricos con rotación, al 30% de la contracción voluntaria máxima, y con intervalos medios de descanso. En un estudio se propone como tarea la extensión del tronco sobre una barra, con contracciones seguidas de rampas al 0%-100% de la contracción voluntaria máxima, extensiones estáticas del tronco al 75% de la contracción voluntaria máxima y maniobras de fatiga con tiempos muy breves de descanso. En otro estudio la tarea es realizar contracciones máximas en todos los planos, con contracciones submáximas adicionales a diferente nivel de esfuerzo, con los brazos cruzados. Otra tarea propuesta consiste en realizar contracciones máximas del tronco en todos los planos seguidas de pruebas de fatiga al 80% de las contracciones voluntarias máximas, con intervalos medios de descanso. Otros autores emplean como tarea contracciones voluntarias máximas del tronco en flexión, extensión y rotación, con intervalos medios de descanso. Para otros dos estudios la tarea consiste en extensiones del tronco con esfuerzos submáximos y contracciones del tronco con esfuerzos máximos. Por último, un estudio realiza contracciones de esfuerzo máximo en rotación del tronco en cuatro posiciones y situaciones de apoyo diferentes.

La ausencia de un protocolo, al menos consensuado entre investigadores, para la realización de las tareas a que son sometidos los sujetos en los estudios que emplean dinamometría y electromiografía combinadas en la identificación de la lumbalgia inespecífica, es una limitación de consideración para la interpretación y síntesis de sus resultados (Ver Tabla 8, Anexo II).

## V.2.6. Mediciones del esfuerzo realizado por los sujetos estudiados

En todos los estudios, el dinamómetro acoplado a la isoestación, estación de trabajo o aparato donde se realizan los ejercicios va

midiendo la fuerza desarrollada por los músculos del sujeto con el esfuerzo, determinando el momento de la fuerza voluntaria máxima ejercida por los mismos durante la ejecución de los diferentes ejercicios que conforman el protocolo de trabajo que se sigue. En la mayoría de los estudios hay un periodo de ajuste previo para determinar el torque asociado a la contracción voluntaria máxima, que sirve de referencia para determinar el porcentaje de esfuerzo realizado en la ejecución de cada tarea, y que se emplea también como guía o patrón de referencia para que el sujeto mantenga el esfuerzo dentro de un margen tolerable de error preestablecido alrededor de ese momento de contracción voluntaria máxima.

En este aspecto los estudios se diferencian en que, según el tipo de tarea ejecutada y los grupos musculares a estudio, la dinamometría ofrece el momento de la fuerza en diferentes circunstancias. Así, en algunos estudios se determina la fuerza isocinética, en otros la isométrica y en terceros ambas; en el plano sagital durante las extensiones, a nivel L5/S1 en las flexiones, durante tareas de levantamiento de cargas en diferentes posturas o desarrollada en los ejes axial, coronal y sagital, o sobre los planos transversos en rotación derecha-izquierda, sagital en flexión-extensión y coronal en flexión derecha-izquierda, en el plano transversos durante los movimientos de rotación-flexión derecha e izquierda, y sobre los grandes grupos musculares o regiones (tórax, espalda, abdomen, etc.) de interés en cada caso.

El momento de la fuerza ejercida durante cada tarea es tomado como torque pico de referencia para la normalización de las señales electromiográficas. En este punto estriba la fundamentación del empleo simultáneo y sincronizado de dinamometría y electromiografía: la medición dinamométrica aporta a la electromiográfica la referencia para su estandarización porque la electromiografía no puede por sí misma identificar el momento de la fuerza ejercida durante las contracciones máximas de esfuerzo, mientras que la electromiografía aporta a la dinamometría la actividad de grupos musculares específicos muy definidos, ya que la dinamometría no puede por sí misma alcanzar ese nivel de precisión (Ver Tabla 8, Anexo II).

## V.2.7. Grupos musculares valorados y posicionamiento de electrodos

Los grupos musculares específicos seleccionados en los estudios difieren en localización y número, empleando diferentes tipos de electrodos para captar la actividad eléctrica desarrollada por los músculos durante las tareas de esfuerzo y que se transmite a la superficie de la piel. Se ubican en diferentes localizaciones no estandarizadas para los mismos músculos, y varían en el número utilizado, empleando también electrodos neutros de referencia para filtrar el ruido en las señales. Los grupos musculares analizados son también altamente variables entre estudios.

Así, en un caso se emplean electrodos de 4 mm colocados de forma bilateral, a derecha e izquierda de L3 para captar la actividad eléctrica del *longissimus dorsi*, mientras en otro estudio se emplean con el mismo fin electrodos de 12 mm emplazados a la altura de L1 y L2. También se utilizan pares de electrodos en posicionamiento bilateral para los extensores lumbares, extensor dorsal, dorsal ancho, recto abdominal y oblicuos externo e interno, siendo habitual la localización del electrodo de referencia en C7, aunque en algunos casos se utiliza uno específico para cada grupo muscular. Electrodo de 20 mm bilaterales pueden servir también para medir la actividad mioeléctrica lumbar pero ahora colocados sobre el trapecio, el *longissimus dorsi*, el extensor espinal y el oblicuo externo. En ocasiones, en vez de un electrodo global de control se emplea un trío, colocados en el centro de la espalda a nivel T10, y sobre la espina dorsal a nivel T8, mientras pares bilaterales captan la actividad del *multifidus* sobre L5, del ileocostal lumbar en L3, y del *longissimus dorsi* también, pero ahora a nivel L1.

Otra selección de grupos musculares y ubicación de electrodos para el registro de su actividad eléctrica de superficie, en más de un estudio, es recto abdominal sobre ombligo y a ambos lados del eje central, oblicuo externo bajo la parrilla costal, oblicuo interno en cara antero-superior de fosa ilíaca y bajo la línea entre estas, el dorsal ancho a nivel T12 y sobre línea entre axila y S2, el ileocostal lumbar en L2, entre fosa ilíaca y 12ª costilla, y el multifidus en L5, entre cara postero-superior de fosa ilíaca y L1-L2.

En otros estudios se decide medir la actividad eléctrica desarrollada durante las tareas del *multifidus* colocando los electrodos a nivel L5, del ileocostal lumbar a nivel L3, y del *longissimus dorsi* además de a nivel L1, también a nivel T10. Algún estudio, para medir la actividad eléctrica del dorsal ancho, los glúteos máximos superior e inferior y el extensor espinal sólo especifica el empleo de electrodos de 10 mm que se colocan en forma simétrica bilateral, sin especificar lugar exacto de ubicación.

Esta diversidad de elección de músculos y ubicaciones de los electrodos para registrar la actividad eléctrica de los mismos grupos musculares durante el desarrollo de tareas similares, hace difícil interpretar de una manera unívoca los resultados de los estudios y dificulta su síntesis (Ver Tabla 8, Anexo II).

## V.2.8. Tratamiento de las señales electromiográficas y parámetros electromiográficos empleados

Las señales mioeléctricas de superficie captadas por los electrodos sufren una serie de transformaciones iniciales estandarizadas análogas en todos los estudios, pero difieren en los rangos seleccionados para las diversas operaciones: son amplificadas con una ganancia en el rango de los 1.000-1.800 mV, se les filtra en anchos de banda de 5-500, 20-400, 20-450, 25-500, 100-540 ó 10-1.000 Hz, se digitalizan a intervalos que fluctúan entre los 128 Hz y los 4.096 Hz, pasando por intervalos de 1.000, 1.024 y 2.048 Hz, y su frecuencia y amplitud se normalizan respecto al pico del torque para el grupo muscular y tarea, algunas veces para el referente de esfuerzo de contracción voluntaria máxima, y en otros casos para los esfuerzos submáximos logrados en la tarea.

Tal normalización se realiza mediante la tendencia central de la señal sincronizada a los valores electromiográficos máximos u obtenidos para el momento de fuerza máximo en las contracciones para cada plano y dirección. A partir de aquí cada grupo de investigación opera con transformaciones singulares de las señales. En algunos estudios se integran por grupos de canales, en otros se opera con cada canal de forma independiente, la señal es rectificadora o no, se extrae la raíz media cuadrática de la señal normalizada respecto al torque en intervalos muy variables de tiempo (0,004- 0,1 segundos) y frecuencia (100-1.000 Hz), o se opera con la pendiente de los valores medios respecto al tiempo. A veces se emplean, además de los valores medios, los máximos registrados a periodicidad variable.

Los estudios más sofisticados someten la señal electromiográfica ampliada, rectificadora, digitalizada, normalizada al torque y promediada, a conversiones de frecuencia y amplitud en diferentes ventanas espectrales mediante transformada rápida de Fourier, para diversos rangos, obteniendo el periodograma, la ventana de Hamming, etc. A partir de estos procedimientos, extraen características de las señales electromiográficas con las que se llegan a construir unos 20 índices o

parámetros electromiográficos diferentes. Estos índices son comparados entre grupos para valorar su validez discriminatoria y en sucesivos ensayos se prueba su fiabilidad.

Tal profusión de parámetros electromiográficos apunta hacia una búsqueda de indicadores de la actividad eléctrica de los músculos durante la ejecución de las tareas de esfuerzo de la musculatura lumbo-torácica, que sincronizados a los registros dinamométricos permita la obtención de parámetros válidos y fiables para el empleo de dinamometría y electromiografía combinadas en la identificación de la lumbalgia inespecífica. La utilización de tan diversa variedad de parámetros electromiográficos parece indicar que no se han encontrado hasta la actualidad los que cumplan tal requisito (Ver Tabla 9, Anexo II).

## V.2.9. Resultados obtenidos, su interpretación y conclusiones de los estudios

En los diferentes estudios relacionados con el empleo de dinamometría y electromiografía combinadas en la identificación de la lumbalgia inespecífica, producto de la diversidad de objetivos, tipología de casos y controles, formas de medir el grado de afectación, aparatos empleados, posicionamientos y maneras de fijación en ellos durante las tareas, protocolos de tareas a realizar, dianas musculares de valoración del esfuerzo, grupos musculares seleccionados para evaluar la actividad eléctrica, posicionamiento de electrodos para captar las señales eléctricas de esos músculos, y tratamiento de las señales electromiográficas de superficie obtenidas, se producen resultados de muy difícil integración y síntesis, por lo que han de ser considerados de manera individual en sí mismos.

En el estudio más antiguo de los seleccionados (Mayer, 1989<sup>150</sup>) se obtiene que la frecuencia de la señal electromiográfica es mayor en los sujetos lumbálgicos en algunas sesiones de un conjunto de tareas, hallándose una sensibilidad muy baja en la identificación de un paciente lumbálgico, por lo que los autores concluyen que el empleo de la dinamometría y electromiografía simultáneas no es una técnica de utilidad diagnóstica. De manera opuesta, en el estudio de Cassisi et al.<sup>193</sup>, se obtiene que los torques de flexión no distinguen un sujeto lumbálgico de quien no lo es, pero los valores electromiográficos correspondientes son menores en los lumbálgicos para ciertos ángulos de flexión direccional, permitiendo en esos ángulos y direcciones hasta

un 85% de clasificación correcta, por lo que los autores deducen que la técnica podría ser de utilidad en el diagnóstico de la lumbalgia.

El estudio de Larivière et al.<sup>192</sup> publicado en el año 2000, encuentra que las amplitudes electromiográficas para la flexión derecha son mayores entre los lumbálgicos, con una fiabilidad aceptable para un restringido grupo de músculos no antagonistas, y los autores infieren que la ausencia de diferencias en el resto de músculos podría deberse a la gran variabilidad interpersonal, no explicada por la fuerza desplegada en la realización de las tareas de esfuerzo, es decir, la técnica vuelve a carecer de utilidad con una finalidad discriminatoria. El estudio de Garcés et al.<sup>180</sup>, realizado un año después, obtiene como resultado diferencias que indican que la simulación de la lumbalgia se traduce en una disminución de la fuerza isométrica en todos los ejes respecto tanto a sanos como lumbálgicos, mientras la actividad eléctrica de los oblicuos en rotación es similar a la de los sujetos sanos, a diferencia de los lumbálgicos que activan más el homolateral al sentido de la rotación, por lo que el empleo de dinamometría isométrica y electromiografía de superficie simultáneas es un método capaz de detectar incluso la lumbalgia fingida de forma engañosa.

Siguiendo el decursar histórico de estos estudios, Lu et al.<sup>191</sup> hallan que los patrones electromiográficos de los sujetos sanos se caracterizan por una suave y sostenida forma ascendente con el esfuerzo realizado y un descenso con la finalización de las tareas, mientras que en los lumbálgicos su forma es irregular con picos en cada una de las fases de la tarea, con valores medios en los picos de la señal más altos en lumbálgicos, y una correlación entre señales bilaterales del mismo grupo muscular menor en lumbálgicos, por lo que los autores infieren que la activación muscular de la espalda de lumbálgicos y sanos presenta una sinergia diferente en el balance de la contracción, es decir, que la técnica podría ser de utilidad en la identificación de la lumbalgia.

Un estudio dirigido a valorar la fiabilidad de diferentes índices electromiográficos (Larivière et al., 2002<sup>190</sup>) obtiene que las señales son más fiables si provienen de las zonas proximales, si se opera con el valor medio de señales bilaterales del mismo grupo de músculos y a diferente nivel vertebral, y si las señales son valores medios de repeticiones de las mismas pruebas. Pero la complejidad del empleo de la dinamometría y electromiografía de superficie sincronizadas para alcanzar la fiabilidad requerida en un medio diagnóstico, rechazan su viabilidad con tal propósito en la práctica clínica. En otro estudio del mismo grupo de investigación<sup>189</sup>, publicado ese mismo año, se muestra que los parámetros electromiográficos presentan una fiabilidad

aceptable, no así los dinamométricos, y que los lumbálgicos presentan un momento pico de extensión menor y una actividad electromiográfica del multifidus mayor en máxima contracción voluntaria máxima, de lo que lo autores deducen que si bien los parámetros electromiográficos son fiables en general, sugiriendo que miden un fenómeno fisiológico estable, son insensibles a diferencias en el desarrollo de fuerza o composición de los músculos de la espalda, por lo que desestiman la técnica como un método útil para valorar la debilidad de la musculatura de la espalda.

Siguiendo en la línea del estudio anterior, el estudio de Ng et al.<sup>188</sup> del año 2002, no encuentra diferencias entre sujetos lumbálgicos y asintomáticos en la fuerza desarrollada durante las tareas en ningún plano, apareciendo una tendencia mayor en el torque de flexión durante el esfuerzo de rotación axial izquierdo y una actividad electromiográfica menor en el recto abdominal derecho en los lumbálgicos, por lo que los autores del estudio concluyen que torque mayor y actividad eléctrica menor del recto abdominal durante el esfuerzo de rotación axial en los lumbálgicos podría implicar un control neuronal deficiente para poder mantener un esfuerzo coordinado y controlado durante la rotación, resultado que carece de utilidad con respecto al objetivo de la presente revisión.

En otro estudio del mismo grupo investigador<sup>187</sup>, publicado también en el año 2002, no se halló diferencia en el torque para rotaciones en ninguna dirección ni plano. Mientras que en los lumbálgicos la actividad electromiográfica fue menor en el recto abdominal y mayor en el oblicuo, asociado a una menor fuerza del *multifidus*, la frecuencia fue mayor en oblicuo externo y dorsal ancho y menor en ileocostal lumbar, la amplitud fue menor en dorsal ancho e ileocostal lumbar derechos para rotación derecha y en dorsal ancho, ileocostal lumbar y *multifidus* izquierdos para rotación izquierda, y a tenor de estos resultados los autores concluyen que aunque la capacidad de resistencia en esfuerzo de rotación axial de la columna es similar en lumbálgicos y asintomáticos, la fatiga muscular del oblicuo externo es menor en los primeros. La complejidad de tal conclusión habla por sí misma de la poca aplicabilidad de la técnica hacia fines prácticos de diagnóstico.

El tercer estudio publicado en el año 2002 por el grupo de Ng et al.<sup>186</sup>, no encuentra ninguna diferencia en las señales electromiográficas para ningún grupo de músculos del tronco en ninguna de las direcciones de extensión-flexión entre sujetos lumbálgicos y no lumbálgicos, por lo que sus autores afirman que deben considerarse otras estrategias de empleo de dinamometría y electromiografía simultáneas para valorar la



actividad muscular. En la misma dirección, un nuevo estudio publicado tres años después (da Silva, 2005<sup>185</sup>) también falla en hallar diferencias en las valoraciones dinamométricas entre lumbálgicos y asintomáticos; los lumbálgicos presentan mayor amplitud y menor frecuencia de la señal, resultado del que sus autores infieren que los desequilibrios de la actividad electromiográfica entre músculos contralaterales no son un indicador válido para estimar la debilidad de la musculatura del tronco.

En el siguiente de los estudios seleccionados para esta revisión, publicado en el año 2005 por Larivière et al.<sup>184</sup>, no se hallan diferencias entre lumbálgicos y no lumbálgicos en el pico del torque de esfuerzo de extensión, ni en los parámetros electromiográficos y, como conclusión, los autores afirman que los sujetos lumbálgicos presentan un funcionamiento dinamométrico y electromiográfico similar a la de los sujetos que no padecen lumbalgia, respecto a la fatiga y fuerza de la espalda, es decir, dinamometría y electromiografía de superficie combinadas no pueden considerarse una técnica diagnóstica útil en la discriminación del padecimiento o no de lumbalgia.

Por último, en el más reciente de los estudios seleccionados (Pirouzi, 2006<sup>183</sup>) se obtiene que para la mayoría de músculos y tareas se observa una mayor amplitud de la actividad eléctrica muscular entre los sujetos lumbálgicos, sin ninguna diferencia en sentido contrario, por lo que sus autores concluyen que los sujetos con lumbalgia desarrollan una hiperactividad de los músculos del tronco en tareas isométricas de rotación detectable mediante la técnica de dinamometría y electromiografía de superficie combinadas (Ver Tabla 9, Anexo II).



## VI. Discusión

El dolor lumbar es un problema de salud importante, tanto por la afectación a la vitalidad de las personas que lo padecen, como por sus repercusiones socioeconómicas, el incremento en la utilización de los servicios sanitarios, el absentismo laboral y la discapacidad que conlleva, cuyas secuelas afectan a los pacientes, sus familias, empresas y sociedad en general. El pronóstico del dolor lumbar inespecífico es favorable, el 90% se resuelven en un plazo inferior a 3 meses<sup>12</sup>, pero son frecuentes las recidivas<sup>13,14</sup>. El dolor lumbar es una de las principales causas de incapacidad laboral temporal e invalidez permanente. Aunque el 90% de los afectados retornan al trabajo antes de dos meses, cuanto mayor es la duración de la baja menor es la probabilidad de reincorporarse al trabajo<sup>16</sup>. Los costes por pérdida productiva en el medio laboral asociados a la lumbalgia fueron, en Estados Unidos, de 16 billones de dólares por año durante el periodo comprendido entre 1972 y 1978<sup>19</sup> y de 11,1 billones en 1986<sup>20</sup>. Los costes totales que la lumbalgia generó en el Reino Unido, entre 1991 y 1992, alcanzaron la cifra de 3.333 millones de dólares, en Holanda de 4.968 millones de dólares, en 1991, y en Suecia de 2.475 millones de dólares, en 1995<sup>21</sup>. El dolor lumbar genera en los países europeos un coste equivalente anual que oscila entre el 1,7% y el 2,1% de su PIB<sup>18,19,23</sup>. El 50% del absentismo laboral se atribuye a un 15% de trabajadores con lumbalgia de duración superior a un mes<sup>22</sup>.

El 90% de los casos de dolor lumbar no tienen una etiología específica y se atribuyen a alteraciones estructurales o sobrecarga funcional del pilar anterior y posterior vertebral y la musculatura paravertebral, como elementos estructurales de la columna lumbar. A pesar de que estas alteraciones pueden estar implicadas en la génesis de una lumbalgia, no existe una correlación clara entre la clínica referida por el paciente y la alteración anatómica visualizada por las técnicas de imagen, radiología simple, TAC o resonancia magnética, porque los hallazgos patológicos en estas pruebas son tan frecuentes en los sujetos con lumbalgia como en los asintomáticos<sup>10,11</sup>. La existencia de personas que simulan el dolor lumbar para beneficiarse de manera ilegítima de la protección laboral en las sociedades del bienestar produce una innecesaria sobreutilización de servicios sanitarios,

diagnósticos y terapéuticos, recuperaciones prolongadas y aumento de la cantidad y duración de las bajas laborales, con el consiguiente incremento de costes. De ahí la importancia de disponer de métodos objetivos de evaluación del carácter fidedigno del dolor lumbar inespecífico.

Una forma de objetivar el sustrato fisiopatológico que se atribuye al dolor lumbar inespecífico es la evaluación de la debilidad y pérdida de resistencia de la musculatura paravertebral empleando las técnicas diagnósticas de la dinamometría y electromiografía de superficie<sup>153,194,213-215</sup>. Mientras la dinamometría permite medir la fuerza muscular durante la realización de tareas de esfuerzo, a través de la tensión generada en las contracciones, produciendo determinados parámetros de función mecánica que pueden ser de utilidad diagnóstica, la electromiografía de superficie registra la actividad eléctrica muscular durante esas contracciones y la evalúa a través del análisis del espectro de frecuencias y amplitudes de las señales obtenidas. Su empleo simultáneo como técnica diagnóstica de la lumbalgia complementa ambas pruebas al sincronizar la dinámica de las señales electromiográficas al par máximo de fuerza de la dinamometría. El momento de la fuerza ejercida durante cada ejercicio, indicado por el dinamómetro, es tomado como torque pico de referencia para la normalización de las señales electromiográficas. Así, mientras la dinamometría aporta a la electromiografía una referencia para su estandarización que ella por sí misma no puede identificar, la electromiografía aporta a la dinamometría la actividad singular de grupos musculares específicos muy definidos que ella por sí misma no puede alcanzar con tal nivel de precisión. De esta forma ambas técnicas se potencian mutuamente, aumentando con la combinación su valor diagnóstico individual en la lumbalgia inespecífica y en la identificación de la simulación del dolor lumbar, al menos teóricamente.

El empleo de dinamometría y electromiografía de superficie simultáneas en el diagnóstico de la lumbalgia inespecífica y su carácter fidedigno está afectado, en el estado actual de su desarrollo, por una serie de limitaciones de principio que dificultan su aplicación en la práctica clínica. Una de estas limitaciones es la necesidad de colaboración del paciente en el desarrollo de contracciones de esfuerzo voluntario máximo durante la realización de las pruebas, cuya sinceridad, además, es muy difícil de determinar. Otra es que la dinamometría, como uno de los componentes de la técnica diagnóstica, sólo valora puntos específicos del campo cinético de las articulaciones de grupos musculares aislados y no del conjunto que participa en la

realización de un movimiento articular, mientras la electromiografía de superficie, como otro de los componentes, opera a partir de señales de campos eléctricos, artefactadas por movimientos colaterales y la sensibilidad al posicionamiento de los electrodos. Otra limitación de principio es el elevado coste de esta tecnología, lo que la hace poco accesible, más aún cuando requiere la disponibilidad de personal con una formación altamente especializada y un entrenamiento suficientemente adecuado para la aplicación de la técnica y la interpretación de sus resultados. Por último, se puede observar cómo, a pesar del prolongado lapso de tiempo transcurrido desde que se evalúa esta técnica, no existen valores de referencia de los registros para poblaciones de sujetos sin lumbalgia y con ella, y para quienes la simulan. El tiempo suficiente para haber conformado tales bases de datos y su inexistencia, permite considerar este aspecto también como una limitación de principio.

A las limitaciones de principio se añaden las valoradas en esta revisión, concernientes a la existencia de pruebas y demostraciones que avalen la validez y fiabilidad del empleo simultáneo de la dinamometría y la electromiografía de superficie en el diagnóstico de la lumbalgia inespecífica y su carácter fidedigno. Los resultados de nuestra revisión muestran hallazgos parciales, algunas veces controvertidos y otras incluso contradictorios, aunque el origen de este fenómeno podría estar en la diversidad de objetivos planteados en los estudios, las diferencias en la tipología de casos y controles seleccionados, la gama de aparatos empleados, las diferencias en posicionamientos y maneras de fijación usados durante los ejercicios, la disimilitud de protocolos de tareas a realizar, la falta de concordancia en las dianas musculares de valoración del esfuerzo, la divergencia de grupos musculares elegidos en los que se evalúa la actividad eléctrica, la diversidad de posicionamiento de electrodos para captar las señales eléctricas de los mismos grupos musculares, y la diferencia en el tratamiento de señales electromiográficas de superficie similares. El estado de la cuestión, en las casi dos décadas que abarcan los estudios incluidos en la revisión, no parece haber recibido un impulso suficiente con las investigaciones realizadas que permitan sostener una madurez suficiente del conocimiento en esta área, necesitada, desde nuestro punto de vista, de investigaciones más sólidas en todos los puntos de debilidad señalados. Resulta necesario establecer finalidades más concisas en los estudios, prestar una atención especial a la definición de sujetos con lumbalgia inespecífica y sin ella, emplear instrumentos validados para valorar la afectación producida por el padecimiento de la lumbalgia que permita

definir el espectro de aplicación clínica de resultados, estandarizar las características de las isoestaciones dinamométricas y otros instrumentos para la realización de los ejercicios y las mediciones de fuerzas desarrolladas en su ejecución, consensuar el posicionamiento y fijación de los sujetos para la realización de las tareas, establecer protocolos de las tareas a realizar, seleccionar grupos musculares estándares para la medición de la actividad eléctrica desarrollada durante la ejecución de las tareas que permitan la comparación de resultados, normalizar el posicionamiento de los electrodos para captar las señales, tratar homogéneamente las señales electromiográficas, unificar el tipo de parámetros e indicadores derivados de ellas que posibiliten una interpretación unidireccional de los resultados obtenidos, emplear tamaños de muestras mínimos necesarios para dotar a los estudios del poder estadístico suficiente para afirmar la no existencia real de diferencias como resultado de las comparaciones realizadas, y una utilización racional y fundamentada de las técnicas y modelos estadísticos empleados en el procesamiento de los datos. Estas limitaciones han impedido el empleo de técnicas cuantitativas metanalíticas en esta revisión.

A la espera de estudios que en calidad reúnan esos requisitos y en cantidad permitan decidir que no nos encontramos ante muestras anómalas o no representativas del fenómeno estudiado, podemos afirmar que no existe evidencia, basada en hechos y demostraciones, que permita concluir que el empleo de la dinamometría y electromiografía de superficie combinadas sea de utilidad, o no, en la discriminación de la lumbalgia inespecífica y su carácter fidedigno.

Como conclusión de esta revisión consideramos que para valorar la validez y fiabilidad del empleo de la dinamometría y electromiografía de superficie combinadas en el diagnóstico de la lumbalgia inespecífica y su carácter fidedigno se requiere de estudios en cuyo diseño y realización se contemplen los siguientes aspectos:

- Prestar la suficiente atención al establecimiento de criterios rigurosos en la selección de los casos y sus controles, para obtener una representatividad consistente de la población diana hacia la que se pretenden dirigir los resultados.
- Emplear protocolos estandarizados de ejecución de tareas o ejercicios.
- Utilizar formas consensuadas de aislamiento de grupos musculares de interés mediante fijaciones, con selección uniforme de los

grupos de músculos a ser valorados y colocación reglada de los electrodos de superficie sobre ellos.

- Intentar un acuerdo en las transformaciones y formas de operar con las señales electromiográficas que reduzca la variabilidad de indicadores y parámetros electromiográficos que se utilizan con fines similares.
- Calcular a priori y emplear tamaños de muestra suficientes para lograr la potencia necesaria en la minimización del error asociado a no poder rechazar las hipótesis de no diferencia en las comparaciones.
- Emplear los modelos y pruebas estadísticas adecuadas a las características de las variables y tamaños de grupos entre quienes se realizan las comparaciones o estimación de asociaciones.
- Intentar brindar puntos de corte para los parámetros e índices empleados que haga viable el empleo de la técnica en la práctica clínica.
- Tomar en consideración los resultados obtenidos en estudios anteriores dirigidos al mismo fin como estrategia indispensable para consolidar una base adecuada sobre la que avanzar en el conocimiento del objeto de estudio.
- Asentar la interpretación de resultados sobre una base fisiológica que permita una interpretación unívoca de los hallazgos. Si no se dispone de ella, estos estudios deben ser complementados por investigaciones de nivel más básico sobre las que apoyar sus hallazgos.

La disponibilidad futura de estudios que respondan a estas exigencias, junto con la resolución de las limitaciones de principio señaladas anteriormente, aspecto este último que dependerá no ya de las evidencias a favor o en contra de la técnica por su valor diagnóstico, sino del mismo desarrollo de la tecnología empleada, podrían situar a la dinamometría combinada con la electromiografía de superficie en un medio diagnóstico válido, fiable y eficiente para la identificación de la lumbalgia inespecífica y su carácter fidedigno. El actual estado de la cuestión que se desprende de esta revisión no permite una aseveración en tal sentido.

En definitiva, podemos afirmar que existe escasa e inconsistente evidencia de nivel IV sobre la validez, fiabilidad y utilidad clínica de la combinación de la dinamometría y la electromiografía de superficie en la

identificación del dolor lumbar inespecífico y su carácter fidedigno  
(Grado de recomendación C).



# VII. Conclusiones

## Calidad de las evidencias

Existen pocos estudios que evalúen la asociación de la dinamometría con la electromiografía de superficie, realizadas simultáneamente, en la identificación del dolor lumbar, su carácter fidedigno y la comparación con individuos asintomáticos. También son escasos los estudios sobre reproducibilidad de la técnica en pacientes lumbálgicos. Asimismo, faltan estudios de evaluación de la concordancia interobservador e interdinamómetros.

Todos los estudios seleccionados en la revisión proporcionan un nivel de evidencia IV, con resultados inconsistentes e importantes limitaciones metodológicas, con falta de control de numerosos factores de confusión.

En los escasos estudios disponibles, existe una infrarrepresentación de las mujeres y de los sujetos de más de 40 años, probablemente debido a los requerimientos de los protocolos de ejercicios. La baja edad media de los sujetos estudiados no representa adecuadamente el espectro de pacientes con mayor incidencia de lumbalgia aguda y mayor prevalencia de dolor lumbar crónico.

En los estudios seleccionados se produce una sobrerrepresentación del dolor lumbar crónico asociado a una gran heterogeneidad en la definición de dolor lumbar.

Los sujetos participantes en los estudios, tanto lumbálgicos como sus controles, son fundamentalmente voluntarios, lo cual puede introducir un importante sesgo en las mediciones de fuerza y actividad muscular desarrollada.

La heterogeneidad de los estudios con respecto a los objetivos, tipología de los sujetos estudiados, instrumentación empleada, posicionamiento y sujeción de los individuos, ubicación de los electrodos, protocolo de ejercicios, grupos musculares analizados, parámetros de medida de la fuerza muscular, tratamiento de las señales y parámetros electromiográficos utilizados, obliga a una síntesis cualitativa de las evidencias que aportan.

Todos los estudios emplean tamaños de muestra pequeños que limitan su representatividad y la posibilidad de disponer de poder

estadístico suficiente para afirmar que no existen realmente diferencias en las comparaciones realizadas.

Se utilizan análisis estadísticos de baja calidad, con empleo de modelos y pruebas estadísticas inadecuadas a las características de las variables y tamaños de los grupos comparados.

Se emplean protocolos de ejercicios no estandarizados o, simplemente, no comentados y, por tanto, no reproducibles. A menudo se aplican diferentes protocolos a pacientes con dolor lumbar y a los sujetos que no lo padecen, con falta de información sobre las instrucciones, refuerzos y feed-back empleados. Es frecuente que los sujetos con lumbalgia fallen en realizar el protocolo, sin disponerse de información sobre tales pérdidas, que no se incluyen en el análisis de resultados.

Falta de estandarización de la selección y método de aislamiento de los grupos musculares a analizar, así como de la localización de los electrodos de superficie.

## Utilidad clínica

Existe una gran diversidad en los parámetros electromiográficos y medidas de fuerza empleados para analizar los mismos objetivos, lo que parece indicar que no se han encontrado aquellos que cumplan los requisitos de validez y fiabilidad necesarios para utilizarlos en la identificación de la lumbalgia inespecífica.

Falta información sobre numerosas variables de fuerza muscular: características de las curvas, trabajo, potencia, índice de flexo-extensión, resistencia y recuperación muscular.

Existe escasa información sobre los puntos de corte para los parámetros e índices empleados, que hagan viable y útil el empleo de esta técnica en la práctica clínica.

Existe escasa evidencia de la relación entre las medidas de fuerza y actividad eléctrica muscular y el dolor, medidas psicofísicas, conducta ante la enfermedad y discapacidad.

Existe escasa evidencia sobre la validez de las medidas de fuerza y actividad eléctrica muscular para detectar esfuerzo submáximo, normal o fingido.

No existen evidencias consistentes de que algún parámetro electromiográfico o dinamométrico discrimine de una manera válida y fiable entre pacientes con dolor lumbar y sujetos asintomáticos, durante tareas de flexión, extensión o rotación del tronco.

La fiabilidad de los índices electromiográficos podría mejorar si se utilizan valores medios de señales procedentes de parejas bilaterales de los mismos músculos, a diferentes alturas vertebrales y con la repetición de los mismos ejercicios, pero su complejidad limita la aplicabilidad en la práctica clínica.

Existe escasa evidencia sobre la disminución de la fuerza isométrica en todos los ejes del tronco en los sujetos que simulan una lumbalgia con respecto a los asintomáticos y lumbálgicos, mientras que la actividad eléctrica de los músculos oblicuos en rotación es similar a los asintomáticos, pero difiere de los lumbálgicos en una mayor activación del oblicuo contralateral al sentido de la rotación.

*Las evidencias sobre la capacidad de la dinamometría y la electromiografía de superficie, realizadas simultáneamente, para discriminar pacientes con dolor lumbar inespecífico de los sujetos asintomáticos y de aquellos que simulan una lumbalgia, son inconsistentes, por lo que no se recomienda su utilización en la práctica clínica con este propósito.*

**Nivel de evidencia IV.  
Grado de recomendación C.**



## VIII. Autores y revisores externos

- *Begoña Bellas Beceiro.*  
Hospital Universitario de Canarias, Tenerife
- *Armando Aguirre Jaime.*  
Hospital Universitario Nuestra Señora de la Candelaria, Tenerife
- *Beatriz Duque González.*  
Servicio de Evaluación y Planificación. Servicio Canario de Salud, Tenerife

### Revisores externos:

- *Gerardo Garcés.*  
Profesor Titular de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Deporte de la ULPGC  
Jefe de Servicio de Traumatología de la Clínica Perpetuo Socorro. Las Palmas de Gran Canaria
- *Daniel Medina Leal.*  
Especialista en Medicina de la Educación Física y del Deporte. ISOVAL. Instituto de Valoración del Aparato Locomotor, Las Palmas de GC.  
Prof. Escuela de Medicina de la Educación Física y del Deporte. Universidad de Barcelona



## IX. Bibliografía

1. Van Tulder M, Koes B, Bombardier C. Low back pain. *Best Prac Res Clin Rheumatol* 2002;16:761-775.
2. Deyo RA, Rainville J, Kent DL. What can the history and physical examination tell us about low back pain?. *JAMA* 1992;268:760-765.
3. Grupo Español de Trabajo del Programa Europeo COST B13. Guía de Práctica Clínica para la Lumbalgia Inespecífica. Disponible en: <http://www.REIDE.org>. [Visitada el 30 de abril de 2007].
4. Deyo RA. Measuring the functional status of patients with low back pain. *Arch Phys Med Rehabil* 1988;69:1044-1053.
5. Waddell G. 1987 Volvo award in clinical sciences. A new clinical model for the treatment of low back pain. *Spine* 1987;12:632-644.
6. Van Tulder MW, Assendelft WJ, Koes BW, Bouter LM. Spinal radiographic findings and non-specific low back pain. A systematic review of observational studies. *Spine* 1997;22:427-434.
7. Jensen MC, Brant-Zawadzki MN, Obuchowski N, Modic MT, Malkasian D, Ross JS. Magnetic resonance imaging of the lumbar spine in people without back pain. *N Engl J Med* 1994;331:69-73.
8. Frymoyer JW. Back pain and sciatica. *N Engl J Med* 1988;318:291-300.
9. Merskey H, Bogduk N. Description of chronic pain syndromes and definitions of pain terms. En: *Classification of chronic pain*. 2nd ed. IASP Press:Seattle WA;1994.
10. Kovacs FM, Abaira V, Zamora J, Gil del Real MT, Llobera J, Fernandez C et al. Correlation between pain, disability and quality of life in patients with common low back pain. *Spine* 2004;29:206-210.
11. Kovacs FM, Abaira V, Zamora J, Fernández C and the Spanish Back Pain Research Network. The transition from acute to subacute and chronic low back pain. A study based on determinants of quality of life and prediction of chronic disability. *Spine* 2005;30:1786-1792.
12. Croft PR, Macfarlane GJ, Papageorgiou AC, Thomas E, Silman AJ. Outcome of low back pain in general practice: a prospective study. *BMJ* 1998;316:1356-1359.

13. Croft PR, Papageorgiou AC, McNally R. Low back pain. En: Stevens A, Raffery J (eds). Health Care Needs Assessment. Oxford:Radcliffe Medical Press, 1997.
14. Von Korff M, Saunders K. The course of back pain in primary care. *Spine* 1996;21:2833-2837.
15. Andersson GB. Epidemiological features of chronic low-back pain. *Lancet* 1999;354:581-585.
16. Waddell G. The clinical course of low back pain. En: Back Pain Revolution. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1998.
17. Thomas E, Silman AJ, Croft PR, Papageorgiou AC, Jayson MI, Macfarlane GJ. Predicting who develops chronic low back pain in primary care: a prospective study. *BMJ* 1999;318:1662-1667.
18. Van Tuldder MW, Koes BW, Bouter LM. A cost-of-illness of back pain in The Netherlands. *Pain* 1995;62:233-240.
19. Frymoyer JW, Cats-Baril W. An overview of the incidences and costs of low back pain. *Orthop Clin North Am* 1991;22:263-271.
20. Webster BS, Snook SH. The cost of compensable low back pain. *J Occup Med* 1990;32:13-15.
21. Moffett JK, Richardson G, Sheldon TA. Back Pain: Its Management and Costs to Society. Discussion paper 129. York:Centre for Health Economics, University of York, 1995.
22. Watson PJ, Main CJ, Waddell G, Gales TF, Purcell-Jones G. Medically certified work loss, recurrence and costs of wage compensation for back pain: a follow-up study of the working population of Jersey. *Br J Rheumatol* 1998;37:82-86.
23. Carey TS, Evans AT, Hadler NM, Lieberman G, Kalsbeek WD, Jackman AM, et al. Acute severe low back pain. A population based study of prevalence and care-seeking. *Spine* 1996;21:339-344.
24. Puente Maestu L, Valdazo M. Evaluación de la función muscular periférica. *Arch Bronconeumol* 2001;37:317-323.
25. Luh JJ, Chang GG, Cheng CK, Lai JS, Kuo TS. Isokinetic elbow joint torque estimation from surface EMG and joint kinematics data: using an artificial network model. *J Electromyogr Kinesiol* 1999;9:173-183.
26. Sáinz de Murieta E, Fernández Baraibar J, Pascual I, Mena A, Martínez-Zubiri A, Condón MJ. Incapacidad laboral por patología del aparato



locomotor en la Comunidad Foral de Navarra. Aspectos epidemiológicos. *An Sist Sanit Navar* 2005;28:83-92.

27. van Tulder M, Kovacs F, Müller G, Airaksinen O, Balagué F, Broos L and COST B13 Working Group on Guidelines for Chronic Low Back Pain. European Guidelines for the Clinical Management of Chronic Non-Specific Low Back Pain. Luxembourg:European Commission;2005. Disponible en: <http://www.backpain europe.org>. [Visitada el 30 de abril de 2007].
28. Fishbain DA, Cutler RB, Rosomoff HL, Rosomoff RE. Chronic pain disability exaggeration/malingering and submaximal effort research. *Clin J Pain* 1999;15:244-274.
29. Sullivan M. Exaggerated pain behaviour: by what standard?. *Clin J Pain* 2004;20:433-439.
30. Kroenke K, Mangelsdorff AD. Common symptoms in ambulatory care: incidence, evaluation, therapy and outcome. *Am J Med* 1989;86:262-266.
31. Gorman WF. Defining malingering. *J Foren Sci* 1982;27:401-407.
32. Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders. 4<sup>th</sup> ed. Text revision. Washington, DC: American Psychiatric Association;2000.
33. Mendelson G, Mendelson D. Malingering pain in the medicolegal context. *Clin J Pain* 2004;20:423-432.
34. Smith RD. An overview of the use of psychological testing in the workers' compensation setting. *J Disabil* 1993;3:81-91.
35. Smythe HA, Gladman A, Mader R, Peloso P, Abu-Shakra M. Strategies for assessing pain and pain exaggeration: controlled studies. *J Rheumatol* 1997;24:1622-1629.
36. Rondinelli RD, Katz RT, eds. *Impairment Rating and Disability Evaluation*. Philadelphia: W.B. Saunders;2000.
37. Van den Velden J, De Bakker DH, Claessens AAMC. Een Nationale Studie Naar Ziekten en Verrichtingen in de Huisartspraktijk. Basisrapport: Morbiditeit in de huisartspraktijk. Utrecht:NIVEL, 1991.
38. Lamberts H. In *Het Huis Van de Huisarts*. Verslag van het Transitieproject. Lelystad:Meditesk, 1991.
39. Papageorgiou AC, Croft PR, Thomas E, Feury S, Jayson MI, Silman AJ. Influence of previous pain experience on the episode incidence of low back pain: results from the South Manchester Back Pain Study. *Pain* 1996;66:181-185.

40. Andersson GBJ. The epidemiology of spinal disorders. En: Frymoyer JW (ed.). *The adult spine: Principles and Practice*. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1997.
41. Bigos SJ, Battie MC. The impact of spinal disorders in industry. En: Frymoyer JW (Ed). *The Adult Spine:Principles and Practice*. New York:Raven Press;1991.
42. Deyo RA, Tsui-Wu YJ. Descriptive epidemiology of low back pain and its related medical care in the United States. *Spine* 1987;12:264-268.
43. Hart LG, Deyo RA, Cherkin DC. Physician office visits for low back pain. Frequency, clinical evaluation and treatment patterns from a U.S. national survey. *Spine* 1995;20:11-19.
44. Lehrich JR, Katz JN, Sheon RP. Approach to the diagnosis and evaluation of low back pain in adults. Disponible en: UpToDate, (15.1), 2007. <http://www.uptodate.com/>. [Visitada el 30 de abril de 2007].
45. European Comisión. Eurostat. *Work and Health in the EU. A statistical portrait. Data 1994-2002. 2003 ed.* Luxembourg:Office for Official Publications of the European Communities, 2004.
46. Artieda L, Gallo M, Layana C, Cipriain C, Lezaun M. Los principales problemas de salud laboral en Navarra, 1994-1996. *An Sist Sanit Navar* 1999;22:337-446.
47. Raspe H, Matthis C, Croft P, O'Neill T. Variation in back pain between countries: the example of Britain and Germany. *Spine* 2004;29:1017-1021.
48. Berndt S, Maier C, Schutz HW. Polymedication and medication compliance in patients with chronic non-malignant pain. *Pain* 1993;52:184-191.
49. Fishbain DA, Cutler R, Rosomoff HL, Rosomoff RS. Validity of self-reported drug use in chronic pain patients. *Clin J Pain* 1999;15:184-191.
50. Instituto Nacional de Estadística. *Encuesta sobre Discapacidades, Deficiencias y Estado de Salud, 1999*. Madrid: INE, 2000.
51. Roland M, Morris R. A study of the natural history of low back pain. Part 1: Development of a reliable and sensitive measure of disability in low-back pain. *Spine* 1983;8:141-144.
52. Fairbank J, Couper J, Davies J, O'Brien JP. The Oswestry low back pain questionnaire. *Physioterapy* 1980;66:271-273.
53. Roland M, Fairbank J. The Roland-Morris Disability Questionnaire and the Oswestry Disability Questionnaire. *Spine* 2000;25:3115-3124.

54. Jensen MP, Strom SE, Turner JA, Romano JM. Validity of the Sickness Impact Profile Roland Scale as a measure of dysfunction in chronic pain patients. *Pain* 1992;50:157-162.
55. Kopec JA, Esdaile JM, Abrahamowicz M, Abenhaim L, Wood-Dauphinee S, Lamping DL et al. The Quebec Back Pain Disability Scale: conceptualization and development. *J Clin Epidemiol* 1996;49:151-161.
56. Leclaire L, Blier F, Fortin L, Proulx R. A cross-sectional study comparing the Oswestry and Roland-Morris functional disability scales in two populations of patients with low back pain of different levels of severity. *Spine* 1997;22:68-71.
57. Stratford PW, Binkley JM, Riddle DL, Guyatt GH. Sensitivity to change of the Roland-Morris back pain questionnaire: Part 1. *Phys Ther* 1998;78:1186-1196.
58. Gronblad M, Hupli M, Wennerstrand P, Järvinen E, Luukkonen A, Kouri JP et al. Intercorrelation and test-retest reliability of the Pain Disability Index and the Oswestry Disability Questionnaire and their correlation with pain intensity in low back pain patients. *Clin J Pain* 1993;9:189-195.
59. Haas M, Nyiendo J. Diagnostic utility of the McGill Pain Questionnaire and the Oswestry Disability Questionnaire for classification of low back syndromes. *J Manipulative Physiol Ther* 1992;15:90-98.
60. Pengel LH, Herbert RD, Maher CG, Refshauge KM. Acute low back pain: systematic review of its prognosis. *BMJ* 2003;327:323-325.
61. Kendall NAS, Linton SJ, Main CJ. Guide to assessing psychosocial yellow flags in acute low back pain: Risk factors for long-term disability and work loss. Wellington (New Zealand): Accident Rehabilitation & Compensation Insurance Corporation of New Zealand and the National Health Committee;1997.
62. Geisser ME, Haig AJ, Wallbom AS, Wiggert EA. Pain-related fear, lumbar flexion, and dynamic EMG among persons with chronic musculoskeletal low back pain. *Clin J Pain* 2004;20:61-69.
63. Waddell G, Burton AK. Occupational health guidelines for the management of low back pain at work: evidence review. *Occup Med (Lond)* 2001;51:124-135.
64. Waddell G, Feder G, McIntosh A, Lewis M, Hutchinson A. Low back pain evidence review. London: Royal College of General Practitioners;1996.

65. Royal College of General Practitioners. Clinical Guidelines for the Management of Acute Low Back Pain. London: Royal College of General Practitioners; 1996 and 1999.
66. Hoogendoorn WE, van Poppel MNM, Bongers PM, Koes BW, Bouter LM. Systematic review of psychosocial factors at work and private life as risk factors for back pain. *Spine* 2000;25:2114-2125.
67. Cady L, Bischoft D, O'Connell E, Thomas P, Allan J. Strength and fitness and subsequent back injuries in firefighters. *J Occup Med* 1979;21:269-272.
68. Biering-Sorensen F. Physical measurements as risk indicators for low back trouble over a one-year period. *Spine* 1984;9:106-119.
69. Chaffin D, Herrin G, Keyserling W. Pre-employment strength testing. *J Occup Med* 1978;20:403-408.
70. Battie M, Bigos SJ, Fisher LD, Hansson TH, Jones ME, Wortley MD. Isometric lifting strength as a predictor of industrial back pain reports. *Spine* 1989;14:851-856.
71. Mostardi RA, Noe D, Kovacik M, Porterfield J. Isokinetic lifting strength and occupational injury. *Spine* 1992;17:189-193.
72. Newton M, Thow M, Somerville D, Henderson I, Waddell G. Trunk strength testing with iso-machines, part 2: experimental evaluation of the Cybex II back testing system in normal subjects and patients with chronic low back pain. *Spine* 1993;18:812-824.
73. Dueker J, Ritchie S, Knox T, Rose S. Isokinetic trunk testing and employment. *J Occup Med* 1994;36:42-48.
74. Leboeuf-Y de C. Smoking and low back pain. A systematic review of 41 journal articles reporting 47 epidemiologic studies. *Spine* 1999;24:1463-1470.
75. Leboeuf-Y de C. Alcohol and low back pain: a systematic review. *J Manipulative Physiol Ther* 2000;23:343-346.
76. Hoogendoorn WE, van Poppel MNM, Bongers PM, Koes BW, Bouter LM. Physical load during work and leisure time as risk factors for back pain. *Scand J Work Environ Health* 1999;25:387-403.
77. Linton SJ. A review of psychological factors increase the risk for back pain: a systematic review. *J Occup Rehabil* 2001;11:53-66.

78. Power C, Frank J, Hertzman C, Schierhout G, Li L. Predictors of low back pain onset in a prospective British study. *Am J Public Health* 2001;91:1671-1678.
79. Geisser ME, Robinson ME, Miller QL, Bade SM. Psychosocial factors and functional capacity evaluation among persons with chronic pain. *J Occup Rehabil* 2003;13:259-276.
80. Papciak AS, Feuerstein M. Psychological factors affecting isokinetic trunk strength testing in patients with work-related chronic low back pain. *J Occup Rehabil* 1991;2:95-104.
81. Klenerman L, Slade PD, Stanley IM, Pennie B, Reilly JP, Atchinson LE, et al. The prediction of chronicity in patients with acute attack of low back pain in a general practice setting. *Spine* 1995;20:478-484.
82. Fritz JM, George SZ, Delitto A. The role of fear-avoidance beliefs in acute low back pain: Relationships with current and future disability and work status. *Pain* 2001;94:7-15.
83. Al-Obaidi SM, Nelson RM, Al-Awadhi S, Al Shuwaie N. The role of anticipation and fear of pain in the persistence of avoidance behaviour in patients with chronic low back pain. *Spine* 2000;25:1126-1131.
84. Crombez G, Vlaeyen JWS, Heuts PHTG, Lysens R. Pain-related fear is more disabling than pain itself: Evidence on the role of pain-related fear in chronic back pain disability. *Pain* 1999;80:329-339.
85. Bigos SJ, Battie MC, Spengler DM, Fisher LD, Fordyce WE, Hansson TH, et al. A prospective study of work perceptions and psychosocial factors affecting the report of back injury. *Spine* 1991;16:1-6.
86. van Poppel MNM, Koes BW, Deville W, Smid T, Bouter LM. Risk factors for back pain incidence in industry: A prospective study. *Pain* 1998;77:81-86.
87. Pincus T, Burton AK, Vogel S, Hildebrandt VH. A systematic review of psychological factors as predictors of chronicity/disability in prospective cohorts of low back pain. *Spine* 2002;27:E109-E120.
88. Cats-Baril WL, Frymoyer JW. Identifying patients at risk of becoming disabled because of low back pain: the Vermont Rehabilitation Engineering Center predictive model. *Spine* 1991;16:605-607.
89. Fransen M, Woodward M, Norton R, Field AP. Risk factors associated with the transition from acute to chronic occupational back pain. *Spine* 2002;27:92-98.

90. van der Giezen AM, Bouter LM, Nijhuis FJ. Prediction of return-to-work of low back pain patients sicklisted for 3-4 months. *Pain* 2000;87:285-294.
91. Berryhill BH, Osborne P, Staats TE. Horizontal strength changes: an ergometric measure for determining validity of effort in impairment evaluations. A preliminary report. *J Disabil* 1993;3:143-148.
92. Robinson ME, O'Connor P, MacMillan M. Effect of instructions to simulate a back injury on torque reproducibility in an isometric lumbar extension task. *J Occup Rehab* 1991;2:191-199.
93. Hamilton-Farfaix A, Balnave R, Adams R. Review of sincerity of effort testing. *Saf Sci* 1997;25:237-245.
94. Demoulin C, Vanderthommen M, Duysens C, Crielaard JM. Spinal muscle evaluation using the Sorensen test: a critical appraisal of the literature. *Joint Bone Spine* 2006;73:43-50.
95. Adams MA, Mannion AF, Dolan P. Personal risk factors for first-time low back pain. *Spine* 1999;24:2497-2505.
96. Newton M, Waddell G. Trunk strength testing with iso-machines. Part 1: review of a decade of scientific evidence. *Spine* 1993;18:801-811.
97. Hazard RG, Reeves V, Fenwick JW. Lifting capacity. Indices of subject effort. *Spine* 1992;17:1065-1069.
98. Hazard RG, Reid S, Fenwick J, Reeves V. Isokinetic trunk and lifting strength measurements: variability as an indicator of effort. *Spine* 1988;13:54-57.
99. Robinson ME, Dannecker EA. Critical issues in the use of muscle testing for the determination of sincerity of effort. *Clin J Pain* 2004;20:392-398.
100. Mayer TG, Smith SS, Keeley J, Mooney V. Quantification of lumbar function. Part 2: sagittal plane trunk strength in chronic low-back pain patients. *Spine* 1985;10:765-772.
101. Reid S, Hazard RG, Fenwick JW. Isokinetic trunk-strength deficits in people with and without low-back pain: a comparative study with consideration of effort. *J Spinal Disord* 1991;4:68-72.
102. McIntyre DR, Glover LH, Conino MC, Seeds RH, Levene JA. A comparison of the characteristics of preferred low-back motion of normal subjects and low-back patients. *J Spinal Disord* 1991;4:90-95.
103. Cooke C, Menard MR, Beach GN, Locke SR, Hirsch GH. Serial lumbar dynamometry in low back pain. *Spine* 1992;17:653-662.

104. Hupli M, Hurri H, Luoto S, Sainio P, Alaranta H. Isokinetic performance capacity of trunk muscles. Part I: the effect of repetition on measurement of isokinetic performance capacity of trunk muscles among healthy controls and two different groups of low back patients. *Scand J Rehabil Med* 1996;28:201-206.
105. Luoto S, Hupli M, Alaranta H, Hurri H. Isokinetic performance capacity of trunk muscles. Part II: coefficient of variation in isokinetic measurements in maximal effort and in submaximal effort. *Scand J Rehabil Med* 1996;28:207-210.
106. Simonsen JC. Coefficient of variation as a measure of subject effort. *Arch Phys Med Rehab* 1995;76:516-520.
107. Robinson ME, MacMillan M, O'Connor P, Fuller A, Cassisi JE. Reproducibility of maximal versus submaximal efforts in an isometric lumbar extension task. *J Spinal Disord* 1991;4:444-448.
108. Robinson ME, Grene AF, O'Connor P, Graves JE, MacMillan M. Reliability of lumbar isometric torque in patients with chronic low back pain. *Phys Ther* 1992;72:186-190.
109. Smith SS, Mayer TG, Gatchel RJ, Becker TJ. Quantification of lumbar function. Part 1: isometric and multispeed isokinetic trunk strength measures in sagittal and axial planes in normal subjects. *Spine* 1985;10:757-764.
110. Stokes IAF, Moffroid M, Rush S, Haugh LD. EMG to torque relationship in rectus abdominis muscle. Results with repeated testing. *Spine* 1989;14:857-861.
111. Hazard RG, Reeves V, Fenwick JW. Test-retest variation in lifting capacity and indices of subject effort. *Clin Biomech* 1993;8:20-24.
112. Giles B, Henke P, Edmonds J, Mcneil D. Reproducibility of isokinetic muscle strength measurements in normal and arthritic individuals. *Scand J Rehabil Med* 1990;22:93-99.
113. Owens LA, Buchholz RL. Assessing reliability of performance in the functional capacity assessment. *J Disabil* 1993;3:149-160.
114. Akebi T, Saeki S, Hieda H, Goto H. Factors affecting the variability of the torque curves at isokinetic trunk strength testing. *Arch Phys Med Rehabil* 1998;79:33-35.
115. Chengalur SN, Smith GA, Nelson RC, Sadoff AM. Assessing sincerity of effort in maximal grip strength tests. *Am J Phys Med Rehabil* 1990;69:148-153.

116. McCombe PF, Fairbank JCT, Cockersole BC, Pynset PB. 1989 Volvo Award in clinical sciences. Reproducibility of physical signs in low back pain. *Spine* 1989;14:908-917.
117. Borg G, Holmgren A, Lindblad I. Quantitative evaluation of chest pain. *Acta Med Scand Suppl* 1981;644:43-45.
118. Coghill RC, Talbot JD, Evans AC, Meyer E, Gjedde A, Bushnell MC et al. Distributed processing of pain and vibration by the human brain. *J Neurosci* 1994;14:4095-4108.
119. Peters ML, Schmidt AJM. Psychophysiological responses to repeated acute pain stimulation in chronic low back pain patients. *J Psychosom Res* 1991;35:59-74.
120. Huesa Jiménez F. Medición de fuerza. Bosquejo histórico. Aparatos isocinéticos en el mercado. En: Huesa Jiménez F, Carabias Aguilar A, eds. *Isocinéticos: metodología y utilización*. Madrid:Mapfre;2000, p. 35-42.
121. Huesa Jiménez F, García Díaz J, Vargas Montes J. Dinamometría isocinética. *Rehabilitación (Madr)* 2005;39:288-296.
122. Dvir Z, Keating JL. Trunk extension effort in patients with chronic low back dysfunction. *Spine* 2003;28:685-692.
123. Balzopoulos V, Brodie DA. Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. *Sport Med* 1989;8:101-116.
124. Levene J, Seeds R, Goldberg H, Frazier M, Fuhrman G. Trends in isodynamic and isometric trunk testing on the isostation B200. *J Spinal Disord* 1989;2:20-35.
125. Gómez T, Beach G, Cooke C, Hrudehy W, Goyert P. Normative database for trunk range of motion, strength, velocity and endurance with the isostation B200 lumbar dynamometer. *Spine* 1991;16:15-21.
126. Coulter A, Langridge J. Iso-machines in the physiotherapy management of low back pain. *Br J Ther Rehabil* 1997;4:536-558.
127. Szpalski M. *J Bone Joint Surg* 2000;84B (supp II):146-147.
128. Ramos Cristóbal JA, Arsuaga Urriza L. Revisión de la evaluación isoinercial de columna lumbar. *Rehabilitación (Madr)* 2005;39:297-304.
129. Szpalski M, Federspiel CF, Poty S, Hayez JP, Debaize JP. Reproducibility of trunk isoinertial dynamic performance in low back pain patients. *J Spin Disorders* 1992;5:78-85.



130. McIntyre D, Glover LH, Seeds RH, Levene JA. The characteristics of preferred low-back motion. *J Spin Disorders* 1990;3:147-155.
131. Seed R, Levene J, Goldeberg H. Abnormal patient data for the isostation B100. *J Orthop Sports Phys Ther* 1988;10:121-133.
132. McIntyre D, Glover L. Secondary axes activity of normal subjects and low back patients. *J Spinal Disord* 1993;6:11-16.
133. Kumar S. A functional evaluation of human back: isometric and isokinetic strength of trunk muscles. *Eur J Phys Med Rehabil* 1994;4:73-82.
134. Langrana N, Lee C, Alexander H, Mayott C. Quantitative assessment of back strength using isokinetic testing. *Spine* 1984;9:287-290.
135. Hazard RG, Fenwick JW, Kalisch SM, Redmond J, Reeves V, Reid S et al. Functional restoration with behavioral support. A one-year prospective study of patients with chronic low-back pain. *Spine* 1989;14:157-161.
136. Suzuki N, Endo S. A quantitative study of trunk muscle strength and fatigability in the low-back-pain syndrome. *Spine* 1983;8:69-74
137. Grabiner M, Jeziorowski J, Divekar A. Isokinetic measurements of trunk extension and flexion performance collected with the biodex clinical data station. *J Sport Phys Ther* 1990;11:590-598.
138. Jerome JA, Hunter K, Gordon P, McKay N. A new robust index for measurement isokinetic trunk flexion and extension. *Spine* 1991;16:804-808.
139. Timm KE. Isokinetic lifting simulation: a normative data study. *J Orthop Sports Phys Ther* 1988;10:156-166.
140. Finneran MT, Mazanez D, Marsolais ME, Marsolais EB, Pease WS. Large-Array surface electromyography in low back pain. A pilot study. *Spine* 2003;28:1447-1454.
141. 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;6:711-726.
142. Roy SH, De Luca CJ, Casavant DA. Lumbar muscle fatigue and chronic low back pain. *Spine* 1989;14:992-1001.
143. Pullman SL, Goodin DS, Marquínez AI, Tabbal S, Rubin M. Clinical utility of surface EMG. Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology* 2000;55:171-177.

144. Biedermann HJ, Shanks GL, Forrest WJ, Inglis J. Power spectrum analyses of electromyographic activity. Discriminators in the differential assessment of patients with chronic low-back pain. *Spine* 1991;16:1179-1184.
145. Roy SH, De Luca CJ, Snyder-Mackler L, Emley MS, Crenshaw RL, Lyons JP. Fatigue, recovery and low back pain in varsity rowers. *Med Sci Sports Exerc* 1990;22:463-469.
146. Klein AB, Snyder-Mackler L, Roy SH, De Luca CJ. Comparison of spinal mobility and isometric trunk extensor forces with electromyographic spectral analysis in identifying low back pain. *Phys Ther* 1991;71:445-454.
147. Mannion AF, Connolly B, Wood K, Dolan P. The use of surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function. *J Rehabil Res Dev* 1997;34:427-439.
148. Sihnoven T, Hattunen M, Makkonen M, Airaksinen O. Functional changes in back muscles activity correlate with pain intensity and prediction of low back pain. *Arch Phys Med Rehabil* 1998;79:1210-1212.
149. Ng JK, Richardson CA, Jull GA. Electromyographic amplitude and frequency changes in the iliocostalis lumborum and multifidus muscles during a trunk holding test. *Phys Ther* 1997;77:954-961.
150. Mayer TG, Kondrask G, Mooney V, Carmichael TW, Butsch R. Lumbar myoelectric spectral analysis for endurance assessment. A comparison of normals with deconditioned patients. *Spine* 1989;14:986-991.
151. Roy SH, De Luca CJ, Emely M, Buijs RJ. Spectral electromyographic assessment of back muscles in patients with low back pain undergoing rehabilitation. *Spine* 1995;20:38-48.
152. Mohseni-Bandpei MA, Watson MJ, Richardson B. Application of surface electromyography in the assessment of low back pain: a literature review. *Phys Ther Rev* 2000;5:93-105.
153. De Luca CJ. Use of surface EMG signal for performance evaluation of back muscle. *Muscle Nerve* 1993;16:210-216.
154. Bigos S, Bowyer O, Braen G, Brown KC, Deyo RA, Haldeman S et al. Acute low back problems in adults. Clinical practice guideline N° 14. AHCPR publication n° 95-0642. Rockville, MD: Agency for Health Care Policy and Research, Public Health Service, US Department of Health and Human Services;1994.
155. Quebec Task Force on Spinal Disorders. Scientific approach to the assessment and management of activity -related spinal disorders. A

monograph for clinicians. Report of the Quebec Task Force on Spinal Disorders. *Spine* 1987;12:51-59.

156. Waddell G, Main CJ, Morris EW, Di PM, Gray IC. Chronic low back pain, psychological distress and illness behaviour. *Spine* 1984;9:209-213.
157. Waddell G, McCulloch JA, Kummel E, Venner RM. Nonorganic signs in low back pain. *Spine* 1980;5:117-125.
158. Scalzitti DA. Screening for psychological factors in patients with low back problems: Waddell's nonorganic signs. *Phys Ther* 1997;77:306-312.
159. Fishbain DA, Goldberg M, Rosomoff RE, Meagher BR, Steele R, Rosomoff H. Male and female chronic pain patients categorized by DSM-III psychiatric diagnostic criteria. *Pain* 1986;26:181-197.
160. Fishbain DA, Goldberg M, Rosomoff DE, Rosomoff H. Chronic pain patients and the nonorganic physical sign of nondermatomal sensory abnormalities (NDSA). *Psychosomatics* 1991;32:294-303.
161. Fishbain DA, Cole B, Cutler RB, Lewis J, Rosomoff HL, Rosomoff RS. A structured evidence-based review on the meaning of nonorganic physical signs: Waddell signs. *Pain Medicine* 2003;4:141-181.
162. Waddell G, Main CJ, Morris EW, Venner RM, Rae PS, Sharmy SH et al. Normality and reliability in the clinical assessment of backache. *Br Med J (Clin Res Ed)* 1982;284:1519-1523.
163. Korbon GA, DeGood DE, Schroeder ME, Schwartz DP, Shutty MS. The development of a somatic amplification rating scale for low-back pain. *Spine* 1987;12:787-795.
164. Waddell G, Pilowsky I, Bond MR. Clinical assessment and interpretation of abnormal illness behaviour in low back pain. *Pain* 1989;39:41-53.
165. Main CJ, Wood PLR, Hollis S, Spanswick CC, Waddell G. The Distress and Risk Assessment Method: a simple patient classification to identify distress and evaluate the risk of poor outcome. *Spine* 1992;17:42-52.
166. Chan CW, Goldman S, Ilstrup DM, Kunselman AR, O'Neill PI. The pain drawing and Waddell's nonorganic physical signs in chronic low-back pain. *Spine* 1993;18:1717-1722.
167. Greenough CG, Fraser RD. Comparison of eight psychometric instruments in unselected patients with low back pain. *Spine* 1991;16:1068-1074.

168. Hayes B, Solyom CAE, Wing PC, Berkowitz J. Use of psychometric measures and nonorganic signs testing in detecting nomogenic disorders in low back pain patients. *Spine* 1993;18:1254-1262.
169. Hirsch GH, Beach GN, Cooke C, Menard M, Locke S. Relationship between performance on lumbar dynamometry and Waddell score in a population with low-back pain. *Spine* 1991;16:653-662.
170. Bradish CF, Lloyd GJ, Aldam CH, Albert J, Dyson P, Doxey NC et al. Do nonorganic signs help to predict the return to activity of patients with low-back pain?. *Spine* 1988;13:557-560.
171. Öhlund C, Lindström I, Areskoug B, Eek C, Peterson LE, Nachemson A. Pain behaviour in industrial subacute low back pain, part I: reliability-concurrent and predictive validity of pain behaviour assessment. *Pain* 1994;58:201-209.
172. Karas R, McIntosh G, Hall H, Wilson L, Meller T. The relationship between nonorganic signs and centralization of symptoms in the prediction of return to work for patients with low back pain. *Phys Ther* 1997;77:354-360.
173. Lancourt J, Kettelhut M. Predicting return to work for lower back pain patients receiving worker's compensation. *Spine* 1992;17:629-640.
174. Kummel BM. Nonorganic signs of significance in low back pain. *Spine* 1996;21:1077-1081.
175. Cinciripini PM, Floreen A. An assessment of chronic pain behaviour in a structured interview. *J Psychosom Res* 1983;27:117-123.
176. Solomon PE, Prkachin KM, Farewell V. Enhancing sensitivity to facial expression of pain. *Pain* 1997;71:279-284.
177. Poole GD, Craig KD. Judgments of genuine, suppressed and faked facial expressions of pain. *J Pers Soc Psychol* 1992;63:797-805.
178. Bush DM, Simons LE, Platt M. Psychological profiles distinguishing litigating and nonlitigating pain patients: subtle, and not so subtle. *J Person Assess* 1994;62:299-313.
179. Labbe EE, Fishbain DA, Goldberg M. Compensation and non-compensation pain patients. *Pain Manage* 1988;2:133-139.
180. Garcés GL, Milutinovic L, Medina D, Rasines JL, Roca G. Uso de la isoestación B-200 y electromiografía de superficie en la valoración del dolor lumbar. *MAPFRE MEDICINA* 2001;12:241-249.

181. Verbunt JA, Seelen HA, Vlaeyen JW, Bousema EJ, van der Heijden GJ, Heust PH. Pain-related factors contributing to muscle inhibition in patients with chronic low back pain. *Clin J Pain* 2005;21:232-240.
182. West S, King V, Carey TS, Lohr KN, McKoy N, Sutton SF et al. Systems to rate the strength of scientific evidence. Evidence Report/Technology Assessment N° 47. AHRQ Publication No 02-E016. Rockville, MD: Agency for Healthcare Research and Quality, April 2002. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/bv.fcgi?rid=hstat1.chapter.70996>. [Visitada el el 30 abril de 2007].
183. Pirouzi S, Hides J, Richardson C, Darnell R, Toppenberg R. Low back pain patients demonstrate increased hip extensor muscle activity during standardized submaximal rotation efforts. *Spine* 2006;31:E999-E1005.
184. Lariviere C, Gagnon D, Arsenault B, Gravel D, Loisel P. Electromyographic activity imbalances between contralateral back muscles: An assessment of measurement properties. *J Rehabil Res Develop* 2005;42:235-250.
185. Da Silva R, Arsenault AB, Gravel D, Lariviere C, Oliveira E. Back muscle strength and fatigue in healthy and chronic low back pain subjects: a comparative study of 3 assessment protocols. *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86:722-729.
186. Ng JK, Kippers V, Parnianpour M, Richardson CA. EMG activity normalization for trunk muscles in subjects with and without back pain. *Med Sci Sports Exerc* 2002;34:1082-1086.
187. Ng JK, Richardson CA, Parnianpour M, Kippers V. Fatigue-related changes in torque output and electromyographic parameters of trunk muscles during isometric axial rotation exertion. *Spine* 2002;27:637-646.
188. Ng JK, Richardson CA, Parnianpour M, Kippers V. EMG activity of trunk muscles and torque during isometric axial rotation exertion: a comparison between back pain patients and matched controls. *J Orthop Res* 2002;20:112-121.
189. Lariviere C, Arsenault AB, Gravel D, Gagnon D, Loisel P, Vadeboncoeur R. Electromyographic assessment of back muscles weakness and muscle composition: reliability and validity issues. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83:1206-1214.
190. Lariviere C, Arsenault AB, Gravel D, Gagnon D, Loisel P. Evaluation of measurement strategies to increase the reability of EMG indices to assess back muscle fatigue and recovery. *J Electromyogr Kinesiol* 2002;12:91-102.

191. Lu WW, Luk KD, Cheung KMC, Wong YW, Leong JCY. Back muscle contraction patterns of patients with low back pain before and after rehabilitation treatment: an electromyographic evaluation. *J Spinal Disord* 2001;14:277-282
192. Lariviere C, Gagnon D, Loisel P. The comparison of trunk muscles EMG activation between subjects with and without chronic low back pain during flexion-extension and lateral bending tasks. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10:79-91.
193. Cassisi JE, Robinson ME, O'Connor P, MacMillan M. Trunk strength and lumbar paraspinal muscle activity during isometric exercise in chronic low back pain patients and controls. *Spine* 1993;18:245-251.
194. Peach JP, McGill SM. Classification of low back pain with the use of spectral electromyogram parameters. *Spine* 1998;23:1117-1123.
195. Silva FS, Goncalves M. Protocol for the identification of the erector spinae muscles fatigue by means of the dynamometry and electromyography. *Fisioterapia em Movimento, Curitiba* 2005;18:77-87.
196. Marras WS, Ferguson SA, Burr D, Davis KG, Gupta P. Spine loading in patients with low back pain during asymmetric lifting exertions. *Spine J* 2004;4:64-75.
197. Elfving B, Dederling A, Németh G. Lumbar muscle fatigue and recovery in patients with long-term low-back trouble—electromyography and health-related factors. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2003;18:619-630.
198. Lariviere C, Arsenault AB, Gravel D, Gagnon D, Loisel P. Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties. *J Electromyogr Kinesiol* 2003;13:305-318.
199. Ng JK, Parnianpour M, Kippers V, Richardson CA. Reliability of electromyographic and torque measures during isometric axial rotation exertions of the trunk. *Clin Neurophysiol* 2003;114:2355-2361.
200. Sparto PJ, Parnianpour M. Generalizability of trunk muscle EMG and spinal forces. Identifying sources of variability during dynamic trunk extension that affect measurement of EMG and disk forces. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*. November/December, 2001.
201. Kumar S, Narayan Y, Garand D. Isometric axial rotation of the trunk neutral posture. *Eur J Appl Physiol* 2001;86:53-61.
202. Suter E, Lindsay D. Back muscle fatigability is associated with knee extensor inhibition in subjects with low back pain. *Spine* 2001;26:E361-E366.

203. Fall MP. Electromyographic analysis of the lumbar erector spinae muscles: influence of position, a history of low back pain, gender and muscle location on fatigue and recovery. Tesis doctoral. Disponible en: [http://www.lib.umi.com/dissertations/preview\\_pickup/29/59/312959/1/00003.gif](http://www.lib.umi.com/dissertations/preview_pickup/29/59/312959/1/00003.gif). Revisada el 30 de abril de 2007.
204. Radebold A, Chelewicki J, Panjabi MM, Patel TC. Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine* 2000;25:947-54.
205. Greenough CG, Oliver CW, Jones AP. Assessment of spinal musculature using surface electromyographic spectral color mapping. *Spine*. 1998;23:1768-1774.
206. Kankaanpää M, Taimela S, Laaksonen D, Hanninen O, Airaksinen O. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch Phys Med Rehabil* 1998;79:412-417.
207. Mooney V, Gulick J, Perlman M, Levy D, Pozos R, Leggett S et al. Relationships between myoelectric activity, strength, and MRI of lumbar extensor muscles in back pain patients and normal subjects. *J Spinal Disord* 1997;10:348-356.
208. Oddsson LI, Giphart JE, Buijs RJ, Roy SH, Taylor HP, De Luca CJ. Development of new protocols and analysis procedures for the assessment of LBP by surface EMG techniques. *J Rehabil Res Dev* 1997;34:415-426.
209. O'Sullivan P, Twomey L, Allison G, Sinclair J, Miller K. Altered patterns of abdominal muscle activation in patients with chronic low back pain. *Aust J Physiother* 1997;43:91-98.
210. Roy SH, De Luca CJ, Emley M, Oddsson LI, Buijs RJ, Levins JA et al. Classification of back muscle impairment based on the surface electromyographic signal. *J Rehabil Res Dev* 1997;34:405-414.
211. van Dieën JH, Heijblom P. Reproducibility of isometric trunk extension torque, trunk extensor endurance, and related electromyographic parameters in the context of their clinical applicability. *J Orthop Res* 1996;14:139-143.
212. Alexiev AR. Some differences of the electromyographic erector spinae activity between normal subjects and low back pain patients during the generation of isometric trunk torque. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 1994;34:495-499.

213. Keller A, Johansen JG, Hellesnes J, Brox JI. Predictors of isokinetic back muscle strength in patients with low back pain. *Spine* 1999;24:2775-280.
214. McGill SM. A myoelectrically based dynamics three-dimensional model to predict loads on lumbar spine tissues during lateral bending. *J Biomechanics* 1992;25:395-414.
215. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Applied Biomechanics* 1997;13:135-163.



# X. Anexos

## Anexo I. Estrategia de búsqueda bibliográfica

### **Medline (Ovid)**

- 1) exp Low Back Pain/
- 2) backache.tw.
- 3) back pain.tw.
- 4) lumbago.tw.
- 5) lumbar pain.tw.
- 6) trunk.tw.
- 7) isokinetic.tw.
- 8) isocinetic.tw.
- 9) dynamomet\$.tw.
- 10) surface electromyography.tw.
- 11) exp Torque/ or torque.mp.
- 12) exp Disability Evaluation/
- 13) exp Malingering/
- 14) malinger\$.tw.
- 15) faking.tw.
- 16) fake\$.tw.
- 17) simulation.tw.
- 18) dissimulation.tw.
- 19) symptom magnification syndrome.tw.
- 20) submaximal.tw.
- 21) sincerity.tw.
- 22) sincere.tw.
- 23) 1-6 OR
- 24) 7-11 OR
- 25) 12-22 OR
- 26) 23 AND 24 AND 25

**Medline in process (Ovid)**

- 1) back pain.mp
- 2) backache.mp
- 3) lumbago.mp
- 4) lumbar pain.mp
- 5) trunk.mp
- 6) isokinetic.mp
- 7) isocinetic.mp
- 8) dynamomet\$.mp
- 9) surface electromyography.mp
- 10) Torque.mp
- 11) 1-5 OR
- 12) 6-10 OR
- 13) 11 AND 12

**Embase (Ovid)**

- 1) exp Low Back Pain/
- 2) backache.tw.
- 3) back pain.tw.
- 4) lumbago.tw.
- 5) lumbar pain.tw.
- 6) trunk.tw.
- 7) exp ISOKINETIC EXERCISE/
- 8) isokinetic.tw.
- 9) isocinetic.tw.
- 10) exp Dynamometry/
- 11) dynamomet\$.tw.
- 12) surface electromyography.tw.
- 13) exp Torque/ or torque.mp.
- 14) exp Disability Evaluation/
- 15) exp Malingering/
- 16) malinger\$.tw.
- 17) faking.tw.
- 18) fake\$.tw.
- 19) simulation.tw.
- 20) dissimulation.tw.
- 21) symptom magnification syndrome.tw.

- 22) submaximal.tw.
- 23) sincerity.tw.
- 24) sincere.tw.
- 25) 1-6 OR
- 26) 7-13 OR
- 27) 14-24 OR
- 28) 25 AND 26 AND 27

#### **CRD – Centre for Reviews and Dissemination**

- 1) MeSH Low Back Pain EXPLODE 1 2 3
- 2) backache OR "back pain" OR lumbago OR "lumbar pain" OR trunk
- 3) 1 OR 2
- 4) isokinetic OR isocinetic OR "surface electromyography" OR torque  
OR dynamomet\*
- 5) 3 AND 4

#### **CINAHL**

- 1) exp Low Back Pain/
- 2) backache.tw.
- 3) back pain.tw.
- 4) lumbago.tw.
- 5) lumbar pain.tw.
- 6) trunk.tw.
- 7) isokinetic.tw.
- 8) isocinetic.tw.
- 9) exp DYNAMOMETRY/
- 10) dynamomet\$.tw.
- 11) surface electromyography.tw.
- 12) exp Torque/ or torque.mp.
- 13) exp Disability Evaluation/
- 14) exp Malingering/
- 15) malinger\$.tw.

- 16) faking.tw.
- 17) fake\$.tw.
- 18) simulation.tw.
- 19) dissimulation.tw.
- 20) symptom magnification syndrome.tw.
- 21) submaximal.tw.
- 22) sincerity.tw.
- 23) sincere.tw.
- 24) 1-6 OR
- 25) 7-12 OR
- 26) 13-23 OR
- 27) 24 AND 25 AND 26

### **Pascal Biomed (Ovid)**

- 1) backache.mp.
- 2) back pain.mp.
- 3) lumbago.mp.
- 4) lumbar pain.mp.
- 5) trunk.mp.
- 6) isokinetic.mp.
- 7) dynamomet\$.mp.
- 8) surface electromyography.mp.
- 9) torque.mp.
- 10) Disability Evaluation.mp.
- 11) malinger\$.mp.
- 12) faking.mp.
- 13) fake\$.mp.
- 14) simulation.mp.
- 15) dissimulation.mp.
- 16) submaximal.mp.
- 17) sincerity.mp.
- 18) sincere.mp.
- 19) 1-5 OR
- 20) 6-9 OR
- 21) 10-18 OR
- 22) 19 AND 20 AND 21

### **PsychINFO (EBSCO)**

- 1) TX lumbago
- 2) TX lumbar pain
- 3) TX trunk
- 4) TX isokinetic
- 5) TX dynamomet\*
- 6) TX surface electromyography
- 7) Tx torque
- 8) DE"Disability Evaluation"
- 9) DE"Malingering"
- 10) TX malinger\*
- 11) TX faking
- 12) TX fake\*
- 13) TX simulation
- 14) TX dissimulation
- 15) TX symptom magnification syndrome
- 16) TX submaximal
- 17) TX sincerity
- 18) TX sincere
- 19) DE"Back Pain"
- 20) TX backache
- 21) TX back pain
- 22) 1 OR 2 OR 3 OR 19 OR 20 OR 21
- 23) 8-18 OR
- 24) 22 AND 23

### **Rehabdata**

- 1) isokinetic AND (back OR trunk OR lumbar)
- 2) dynamometry AND (back OR trunk OR lumbar)
- 3) dynamometer AND (back OR trunk OR lumbar)
- 4) surface electromyography AND (back OR trunk OR lumbar)
- 5) torque AND (back OR trunk OR lumbar)
- 6) 1-5 OR

### **KOVACS**

- 1) isokinetic
- 2) medical: electromyography
- 3) torque
- 4) Electromyography methods
- 5) Physiopathology Electromyography
- 6) dynamometer
- 7) electromyography
- 8) 1-7 OR

### **Science Citation Index**

- 1) TS="low back pain"
- 2) TS=backache
- 3) TS="back pain"
- 4) TS=lumbago
- 5) TS="lumbar pain"
- 6) TS=trunk
- 7) TS=isokinetic
- 8) TS=isocinetic
- 9) TS=dynamomet\*
- 10) TS="surface electromyography"
- 11) TS=Torque
- 12) 1-6 OR
- 13) 7-11 OR
- 14) 12 AND 13
- 15) TS="Disability Evaluation"
- 16) TS=Malingering
- 17) TS=malinger\*
- 18) TS=faking
- 19) TS=fake\*
- 20) TS=simulation
- 21) TS=dissimulation
- 22) TS="symptom magnification syndrome"
- 23) TS=submaximal
- 24) TS=sincerity

- 25) TS=sincere
- 26) 15-25 OR
- 27) 12 AND 13 AND 26

### **AMED**

- 1) Low back pain
- 2) Backache
- 3) Back pain
- 4) Lumbago
- 5) Lumbar pain
- 6) Trunk
- 7) 1-6 OR
- 8) Isokinetic? OR isocinetic? OR dynamomet? OR torque OR electromyogra?
- 9) Disability evaluation OR malinger? OR faking OR fake? OR simula? OR disimula? OR symptom magnification síndrome OR magnification OR submaximal OR sincer
- 10) 7 AND 8 AND 9

### **Índice Médico Español y DIALNET**

Búsquedas simples utilizando los términos: isocinético, dinamómetro, electromiografía

### **Clin J Pain y J Occup Rehabil**

Búsquedas simples utilizando los terminos: isokinetic, dynamometer, electromyography

## Anexo II. Tabla de evidencias

**Tabla 7. Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión**

REFERENCIA	AUTORES	PREGUNTA	POBLACIÓN
Spine 2006;31:E999-E1005 <sup>183</sup>	Pirouzi S , Hides J, Richardson C, Damell R, Toppenberg R.	¿Qué cambios en el reclutamiento de los músculos extensores de espalda y cadera, durante rotaciones isométricas de esfuerzo leve del tronco, se producen en sujetos lumbálgicos respecto a los observados en sujetos no lumbálgicos?	30 mujeres diagnosticadas de lumbalgia crónica con o sin irradiación ciática, de más de 6 meses de evolución. 30 mujeres que refieren no padecer lumbalgia pareadas a los casos por edad, estatura, peso e IMC.
J Rehabil Res Develop 2005;42:235-250 <sup>184</sup>	Larivière C, Gagnon D, Arseneault B, Gravel D, Loisel P.	¿Son los desequilibrios de la actividad electromiográfica entre músculos contralaterales un indicador de debilitamiento del tronco?	20 hombres con diagnóstico de lumbalgia crónica. 14 hombres con diagnóstico de lumbalgia crónica de localización unilateral. 21 hombres con dx de lumbalgia crónica de localización central. 34 hombres que refieren no padecer lumbalgia.
Arch Phys Med Rehabil 2005;86:722-729 <sup>185</sup>	da Silva FA, Arseneault AB, Gravel D, Larviere C, Oliveira E.	¿Existen diferencias en la fatiga muscular de la espalda según los criterios electromiográficos y dinamométricos entre lumbálgicos y sujetos asintomáticos que realizan tareas de extensión estática de columna?	13 hombres con diagnóstico de lumbalgia idiopática. 15 hombres que refieren no padecer lumbalgia.



<b>Tabla 7 (continuación). Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión</b>			
<b>REFERENCIA</b>	<b>AUTORES</b>	<b>PREGUNTA</b>	<b>POBLACIÓN</b>
Med Sci Sports Exerc 2002;34:1082-1086 <sup>186</sup>	Ng JK, Kippers V, Parnianpour M, Richardson CA.	¿Cuál es la dirección de las contracciones isométricas máximas de los músculos del tronco que ofrece su mayor activación, según los registros dinamométricos y electromiográficos, tanto para sujetos asintomáticos como lumbálgicos?	15 hombres con diagnóstico de lumbalgia insidiosa, no traumática, de al menos 1 año, que requiere tratamiento y baja laboral o reposo en cama, si episódica de al menos 1 vez al año, si semicontinua con periodicidad. 28 hombres sin historia clínica de lumbalgia.
Spine 2002;27:637-646 <sup>187</sup>	Ng JK, Richardson CA, Parnianpour M, Kippers V.	¿Cuál es el efecto, entre sujetos lumbálgicos y asintomáticos, de la fatiga de los músculos del tronco durante la rotación axial isométrica de esfuerzo, sobre el torque y la frecuencia y amplitud de las señales electromiográficas?	12 hombres con diagnóstico de lumbalgia insidiosa, no traumática, de al menos 1 año, que requiere tratamiento, baja laboral o reposo en cama, si episódica de al menos 1 vez al año, si semicontinua con periodicidad. 12 hombres sin historia clínica de lumbalgia.
J Orthop Res 2002;20:112-121 <sup>188</sup>	Ng JK, Richardson CA, Parnianpour M, Kippers V.	¿Cuáles son las diferencias electromiográficas de la actividad de los músculos de abdomen y espalda durante la rotación axial isométrica del tronco para diferentes niveles de esfuerzo entre sujetos lumbálgicos y no lumbálgicos?	12 hombres con diagnóstico de lumbalgia insidiosa, no traumática, de al menos 1 año, que requiere tratamiento, baja laboral o reposo en cama, si episódica de al menos 1 vez al año, si semicontinua con periodicidad, sin compensación económica por baja laboral temporal motivada por la lumbalgia. 12 hombres sanos sin historia clínica de lumbalgia apareados a los casos por edad, estatura y peso.

<b>Tabla 7 (continuación). Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión</b>			
<b>REFERENCIA</b>	<b>AUTORES</b>	<b>PREGUNTA</b>	<b>POBLACIÓN</b>
Arch Phys Med Rehabil 2002;83:1206-1214 <sup>89</sup>	Larivière C, Arsenault AB, Gravel D, Gagnon D, Loisel P, Vadeboncoeur R.	¿Cuál es la fiabilidad y validez de constructo de los parámetros electromiográficos empleados en la valoración de la debilidad de los músculos de la espalda y la composición de la fibra muscular?	20 hombres con lumbalgia crónica definida como dolor lumbar o sacrolumbar con o sin irradiación radicular proximal (hasta la rodilla) diario o casi diario, de al menos tres meses de duración y 20 hombres que refieren no padecer lumbalgia. 12 hombres y 13 mujeres que refieren no padecer lumbalgia.
J Electromyogr Kinesiol 2002;12:91-102 <sup>90</sup>	Larivière C, Arsenault AB, Gravel D, Gagnon D, Loisel P.	¿Cuál es la estrategia de medición electromiográfica para la evaluación de la fatiga y recuperación de los músculos de la espalda, que obtiene la mayor fiabilidad?	20 hombres con síndrome lumbálgico definido como dolor lumbar o sacrolumbar con o sin irradiación radicular proximal (hasta la rodilla) diario o casi diario, de al menos tres meses de duración. 20 hombres que refieren no padecer lumbalgia.
J Spinal Disord 2001;14:277-282 <sup>91</sup>	Lu WW, Luk KD, Cheung KMC, Wong YW, Leong JCY.	¿En qué se diferencia un patrón electromiográfico de contracción de los músculos de la espalda de un sujeto lumbálgico respecto al de uno asintomático?	20 hombres con lumbalgia y al menos 6 meses de baja laboral por esa causa, que se encuentran bajo un tratamiento de rehabilitación. 20 hombres asintomáticos.

<b>Tabla 7 (continuación). Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión</b>			
<b>REFERENCIA</b>	<b>AUTORES</b>	<b>PREGUNTA</b>	<b>POBLACIÓN</b>
MAPFRE MEDICINA 2001;12:241-249 <sup>180</sup>	Garcés GL, Milutinovic L, Medina D, Rasines JL, Roca G.	¿Es posible, mediante la creación de una base de datos dinamométricos y electromiográficos de la actividad de los músculos lumbares y abdominales durante contracciones isométricas en los tres ejes para sujetos sin lumbalgia conocida y diagnosticados de lumbalgia, detectar a simuladores de dolor lumbar de una manera fiable?	39 pacientes que padecen lumbalgia inespecífica (24), lumbalgia de esfuerzo (4), lumbartrosis (4) y hernia discal (7), no inmersos en reclamaciones legales por este motivo. 36 sujetos sin antecedentes de lumbalgia conocidos que refieren no haber sufrido en el último año dolor lumbar ni dorsolumbar. 16 voluntarios en igual condición que los sujetos de grupo anterior que fingen padecer lumbalgia.
J Electromyogr Kinesiol 2000;10:79-91 <sup>182</sup>	Larivière C, Gagnon D, Loisel P.	¿Cuáles son los patrones electromiográficos de la actividad de los músculos del tronco durante tareas de flexión-extensión y flexiones laterales para sujetos sanos y lumbálgicos? ¿Cuál es la fiabilidad de la amplitud no normalizada de la EMGS en estas mediciones? ¿Cuál es la diferencia de la amplitud no normalizada de la EMGS entre asintomáticos y lumbálgicos?	15 hombres con lumbalgia inespecífica definida como dolor lumbar o sacrolumbar autorreferido, con o sin irradiación radicular proximal hasta la rodilla y presentación de forma crónica diaria o casi diaria, de al menos 3 meses de duración. 18 hombres que no refieren dolor de espalda en el año precedente, ni haber tenido dolor lumbar de más de 1 semana, ni haber perdido ni un día de trabajo por lumbalgia, ni haber consultado a un médico por ese motivo.

<b>Tabla 7 (continuación). Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión</b>			
<b>REFERENCIA</b>	<b>AUTORES</b>	<b>PREGUNTA</b>	<b>POBLACIÓN</b>
Spine 1999;18:245-251 <sup>193</sup>	Cassisi JE, Robinson ME, O'Connor P, MacMillan M.	¿Cuáles son las diferencias en la actividad de los músculos del tronco y lumbares paraespinales que se desarrollan entre sujetos afectados de lumbalgia y quienes no la padecen durante la ejecución de tareas de flexión isométricas y descanso?	21 hombres con lumbalgia crónica participantes en un programa de rehabilitación de espalda. 12 hombres sin historia de lumbalgia empleados del centro donde se desarrolla este programa.
Spine 1989;14:986-991 <sup>150</sup>	Mayer TG, Kondraske G, Money V, Carmichel TW, Butsch R.	Las diferencias en la resistencia de la actividad muscular que se espera existan entre los pacientes lumbálgicos y los sujetos sanos, ¿se reflejan en cambios de las funciones espectrales de las mediciones electromiográficas?	8 hombres y 2 mujeres con diagnóstico de disfunción crónica, sin empleo, con restricciones en su estilo de vida respecto al ejercicio físico y que se encuentran sometidos a un programa de rehabilitación funcional por ese motivo y con capacidad para realizar ejercicios al nivel mínimo exigido por la silla romana. 8 hombres y 3 mujeres que no refieren lumbalgia.

**Tabla 8. Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión**

<b>AUTORES</b>	<b>Pirouzi S et al., 2006</b>
DISEÑO ESTUDIO	Descriptivo con comparación de grupos.
INSTRUMENTOS	Dinamómetro isocinético CYBEXII adaptado como dispositivo de rotación del tronco para medir torque en el plano transversal. Electrodos Ag/AgCl de superficie de 1 cm de diámetro. Escala visual analógica de dolor de 10 cm. Cuestionario de discapacidad de Roland-Morris.
POSICIÓN/ EJERCICIO	Bipedestación, tronco y rodillas erectas. Contracciones isométricas voluntarias máximas de rotación del tronco en cuatro posiciones: brazos cruzados sobre el pecho y soporte pasivo de los cuadrantes superiores e inferiores, brazos elevados con soporte pasivo, brazos cruzados con soporte activo y brazos elevados con soporte activo.
FIJACIÓN TRONCO	Tórax, pelvis y miembros inferiores fijados mediante cojín torácico, sujetador pélvico y correas en las rodillas adaptadas a estatura.
LOCALIZACIÓN ELECTRODOS	10 pares en forma simétrica bilateral sobre dorsal ancho, glúteos mayores superior e inferior, tendones de la cara posterior del muslo, y extensor de espalda.
<b>AUTORES</b>	<b>Larivière C et al., 2005</b>
DISEÑO ESTUDIO	Descriptivo con comparación de grupos.
INSTRUMENTOS	Plataforma triaxial de fuerza MC6-6-1000. Electrodos de superficie DE-2.3 DelSys. Cuestionario de discapacidad de Oswestry. Escala visual analógica de dolor de 10 cm. Diagrama de localización del dolor. Cuestionario de miedo y creencias de evitación del dolor. Recuerdo de duración de la lumbalgia.
POSICIÓN/ EJERCICIO	Bipedestación, tronco erecto y rodillas derechas. Esfuerzo submáximo de extensión del tronco. Esfuerzos estáticos de extensión del tronco. Contracciones voluntarias máximas en rampas.
FIJACIÓN TRONCO	Pies, rodillas y pelvis fijadas con arneses.

**Tabla 8 (continuación). Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión**

LOCALIZACIÓN ELECTRODOS	8 pares bilaterales simétricos: Multifidus a nivel L5 Iliocostal lumbar nivel L3 Longissimus dorsi a nivel L1 y T10
<b>AUTORES</b>	<b>da Silva RA et al., 2005</b>
DISEÑO ESTUDIO	Descriptivo con comparación de grupos (de los 3 protocolos ensayados se describe sólo el que emplea dinamómetro)
INSTRUMENTOS	Plataforma triaxial de fuerza MC6-6-1000 Electrodos de superficie DE-2.3 DelSys. Cuestionario de Oswetry. Escala visual analógica de dolor de 10 cm. Cuestionario de miedo y creencias de evitación del dolor FABQ. Recuerdo de duración de la lumbalgia.
POSICIÓN/ EJERCICIO	Bipedestación, tronco erecto y rodillas ligeramente flexionadas. Esfuerzo submáximo de extensión del tronco. Esfuerzos estáticos de extensión del tronco. Contracciones voluntarias máximas en rampas
FIJACIÓN TRONCO	Pies, rodillas y pelvis fijadas con arneses.
LOCALIZACIÓN ELECTRODOS	8 pares bilaterales simétricos: Multifidus a nivel L5, Iliocostal lumbar a nivel L3, Longissimus dorsi a nivel L1 y T10
<b>AUTORES</b>	<b>Ng JKF et al., 2002</b>
DISEÑO ESTUDIO	Descriptivo con comparación de grupos.
INSTRUMENTOS	Dinamómetro triaxial Isoestación B2000. Electromiógrafo de superficie convencional. Escala visual analógica de dolor de 10 cm.
POSICIÓN/ EJERCICIO	Bipedestación, erecto, con L5-S1 alineada con el eje de flexión/extensión de la isoestación. Contracciones voluntarias máximas en flexión, extensión, flexión unilateral y bilateral y rotación axial bilateral durante 5 s con descanso de 2 min.

**Tabla 8 (continuación). Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión**

FIJACIÓN TRONCO	Piernas y pelvis fijadas con sujetadores, cada rodilla con correa de sujeción, torso superior fijado por arnés y cojín en tórax.
LOCALIZACIÓN ELECTRODOS	Para recto abdominal: sobre ombligo y a ambos lados del eje central. Para oblicuo externo: bajo parrilla costal y en línea entre el margen inferior costal y pubis. Para oblicuo interno a: 1 cm de cresta iliaca antero-superior y bajo la línea entre la fosa iliaca anterior y superior. Para dorsal ancho: sobre músculo a nivel T12 y sobre línea entre punto superior del pliegue axilar posterior y S2. Para iliocostal lumbar: en L2, paralelo a línea entre fosa iliaca postero-superior y borde lateral del músculo en 12ª costilla. Para multifidus: a nivel L5 en paralelo a línea entre fosa iliaca posterosuperior y L1-L2.
<b>AUTORES</b>	<b>Ng JKF et al., 2002</b>
DISEÑO ESTUDIO	Descriptivo con comparación de grupos.
INSTRUMENTOS	Dinamómetro triaxial Isoestación B2000. Electromiógrafo de superficie convencional. Cuestionario de actividad física habitual de Baecke. Escala visual analógica de dolor de 10 cm. Cuestionario de discapacidad de Roland-Morris. Escala de extenuación de Borg.
POSICIÓN/ EJERCICIO	Bipedestación, erecto, con L5-S1 alineada con el eje de flexión/extensión de la isoestación. Contracciones isométricas máximas en los 3 planos y 2 pruebas de fatiga al 80% de contracciones voluntarias máximas, con brazos cruzados sobre el pecho. Las contracciones voluntarias máximas en flexión, extensión y flexiones laterales se miden 5 s con 2 min de descanso. El esfuerzo máximo se estimula con órdenes verbales y feedback visual sobre monitor con representación de líneas del 80% de contracción máxima voluntaria, como esfuerzo a lograr para los ejes derecho e izquierdo de rotación, con una banda de tolerancia de 10% de error dentro de la que se debe mantener la contracción tanto como se pueda. La prueba de fatiga concluye si el sujeto no puede seguir o el torque reduce >10%. La extenuación se comprueba con el test de Borg.
FIJACIÓN TRONCO	Piernas y pelvis estabilizadas con sujetadores, cada rodilla con correa de sujeción, parte superior del torso fijada con arnés y cojín en tórax.

**Tabla 8 (continuación). Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión**

LOCALIZACIÓN ELECTRODOS	<p>Para recto abdominal: sobre ombligo y a ambos lados del eje central.</p> <p>Para oblicuo externo: bajo parrilla costal y en línea entre el margen inferior costal y pubis.</p> <p>Para oblicuo interno: a 1 cm de cresta ilíaca antero-superior y bajo la línea entre la fosa ilíaca anterior y superior. Para dorsal ancho: sobre músculo ventral a nivel T12 y sobre línea entre punto superior del pliegue axilar posterior y S2.</p> <p>Para iliocostal lumbar: en L2 paralelo a línea entre fosa ilíaca postero-superior y borde lateral del músculo en 12ª costilla.</p> <p>Para multifidus: a nivel L5 en paralelo a línea entre fosa ilíaca postero-superior y L1-L2.</p>
AUTORES	<b>Ng JKF et al., 2002</b>
DISEÑO ESTUDIO	Descriptivo con comparación de grupos.
INSTRUMENTOS	<p>Dinamómetro triaxial Isoestación B2000.</p> <p>Electromiógrafo de superficie convencional.</p> <p>Escala visual analógica de dolor de 10 cm.</p> <p>Cuestionario de discapacidad de Roland-Morris.</p>
POSICIÓN/ EJERCICIO	<p>Bipedestación, erecto, con L5-S1 alineada con el eje de flexión/extensión de la isoestación.</p> <p>Contracciones isométricas máximas en los 3 planos con contracciones submáximas adicionales a 3 niveles diferentes de esfuerzo en los ejes derecho e izquierdo de rotación, con brazos cruzados sobre el pecho.</p> <p>Las contracciones voluntarias máximas en flexión, extensión y flexiones laterales se miden 5 s con 2 min de descanso.</p> <p>El esfuerzo máximo se estimuló con órdenes verbales y feedback visual sobre monitor, representando las contracciones submáximas al 70%, 50% y 30% de contracciones máximas voluntarias en los ejes derecho e izquierdo de rotación, como referencia.</p>
FIJACIÓN TRONCO	Piernas y pelvis estabilizadas con sujetadores, cada rodilla con correa de sujeción, parte superior del torso fijada con arnés y cojín en tórax.
LOCALIZACIÓN ELECTRODOS	<p>Para recto abdominal: sobre ombligo y a ambos lados del eje central. Para oblicuo externo: bajo parrilla costal y línea entre el margen inferior costal y pubis. Para oblicuo interno: a 1 cm de cresta ilíaca antero-superior y bajo la línea entre la fosa ilíaca anterior y superior. Para dorsal ancho: sobre músculo a nivel T12 y sobre</p>



**Tabla 8 (continuación). Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión**

	línea entre punto superior del pliegue axilar posterior y S2. Para iliocostal lumbar: en L2 paralelo a línea entre fosa ilíaca postero-superior y borde lateral del músculo en 12ª costilla. Para multifidus: a nivel L5 en paralelo a línea entre fosa ilíaca postero-superior y L1-L2.
<b>AUTORES</b>	<b>Larivière C et al., 2002</b>
DISEÑO ESTUDIO	Descriptivo con comparación de hombres lumbálgicos y no lumbálgicos, y de hombres y mujeres no lumbálgicos.
INSTRUMENTOS	Dinamómetro triaxial MC6-6-1000 Advance Mechanical Tech Inc. Nueve electrodos activos de superficie en dos barras de plata de 10 mm de largo y 1 mm de ancho. Cuestionario de actividad física habitual de Baecke. Cuestionario de miedo y creencias de evitación del dolor FABQ. Cuestionario de discapacidad funcional de Oswestry. Escala visual analógica de dolor de 10 cm.
POSICIÓN/ EJERCICIO	Bipedestación, tronco erguido y rodillas rectas. La extensión del tronco se realiza contra una barra acolchada ajustada a nivel T4 Dos contracciones voluntarias máximas seguidas de 3 rampas de 7 s al 0%-100% de contracciones máximas voluntarias y un test de fatiga de 30 s al 75% de contracción voluntaria máxima.
FIJACIÓN TRONCO	No se especifica la forma de sujeción.
LOCALIZACIÓN ELECTRODOS	Para multifidus: bilaterales a nivel L5. Para iliocostal lumbar: bilaterales a nivel L3. Para longissimus dorsi: bilaterales a nivel L1 y dos adicionales sobre promontorio del músculo bilaterales y a 4-5 cm sobre el centro de la espalda a nivel T10. Un electrodo de referencia sobre la apófisis espinosa dorsal a nivel T8. Espaciamiento: 10 mm.
<b>AUTORES</b>	<b>Larivière C et al., 2002</b>
DISEÑO ESTUDIO	Descriptivo con comparación de grupos.
INSTRUMENTOS	Dinamómetro triaxial MC6-6-1000 Advanced Mechanical Tech Inc.

**Tabla 8 (continuación). Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión**

	<p>Nueve electrodos activos de superficie en dos barras de plata de 10 mm de largo y 1 mm de ancho modelo DE-2.3 DelSys Wellesey Inc.</p> <p>Cuestionario de discapacidad funcional de Oswestry.</p> <p>Cuestionario de miedo y creencias de evitación del dolor FABQ.</p> <p>Recuerdo de duración de la lumbalgia.</p> <p>Escala visual analógica de dolor de 10 cm.</p>
POSICIÓN/ EJERCICIO	<p>Bipedestación, tronco erguido y rodillas rectas. La extensión del tronco se realiza contra una barra acolchada ajustada a nivel T4. Dos contracciones voluntarias máximas seguidas de 3 rampas de 7 s al 0%-100% de contracciones máximas voluntarias y dos extensiones estáticas del tronco al 75% de contracción voluntaria máxima separadas por 1m de descanso, una maniobra de fatiga de 30 s y recuperación de 5 s.</p>
FIJACIÓN TRONCO	<p>No se especifica la forma de sujeción.</p>
LOCALIZACIÓN ELECTRODOS	<p>Para multifidus: bilaterales a nivel L5.</p> <p>Para iliocostal lumbar: bilaterales a nivel L3.</p> <p>Para longísimus dorsi: bilaterales a nivel L1 y dos adicionales sobre promontorio del músculo bilaterales y a 4-5 cm sobre el centro de la espalda a nivel T10.</p> <p>Un electrodo de referencia sobre la apófisis espinosa dorsal a nivel T8.</p> <p>Espaciamiento: 10 mm.</p>
<b>AUTORES</b>	<b>Lu WW et al., 2001</b>
DISEÑO ESTUDIO	<p>Descriptivo con comparación de grupos.</p>
INSTRUMENTOS	<p>Sistema estimulador de trabajo Lido de Loredan Biomedica</p> <p>Ocho electrodos de superficie Ag-AgCl de 2 cm de diámetro.</p>
POSICIÓN/ EJERCICIO	<p>Los sujetos son colocados en un aparato que les restringe la postura estabilizando pelvis y miembros inferiores y se les pide realizar contracciones voluntarias máximas de la espalda con intervalos de 3-5 min de descanso, después de lo cual realizan lentamente tareas simétricas y asimétricas a un 30% de la contracción voluntaria máxima para evitar fatiga muscular, durante 10 s con 2-3 min de descanso. La tarea simétrica es mover 5 kg arriba y abajo y la asimétrica, con 45° de rotación izquierda.</p>

**Tabla 8 (continuación). Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión**

FIJACIÓN TRONCO	Para las contracciones voluntarias máximas se les estabiliza pelvis y piernas en un aparato especialmente diseñado. Para la realización de las tareas no se emplea fijación.
LOCALIZACIÓN ELECTRODOS	Sobre los músculos de la región lumbar: 2 en el trapecio, 2 en el longissimus dorsi, 2 sobre el extensor espinal y 2 en el oblicuo externo, separados 3 cm.
<b>AUTORES</b>	<b>Garcés GL et al., 2001</b>
DISEÑO ESTUDIO	Descriptivo con comparación de grupos.
INSTRUMENTOS	Isoestación dinamométrica triaxial B-200. Electromiógrafo de superficie de 4 canales Mega 3000P con electrodos de superficie autoadhesivos Ag-AgCl.
POSICIÓN/ EJERCICIO	Bipedestación, posición erecta. Se pide al sujeto desarrollar su fuerza máxima durante 5 s en flexión ventral y dorsal, con rotación derecha e izquierda, midiendo fuerza y señal EMGS simultáneas para cada grupo de músculos. Al grupo de simuladores se le miden tres tareas: dos a esfuerzo máximo voluntario y otra falseando el resultado, anotando en una ficha en cual de las 3 tareas fingieron; las sinceras se incluyen en el grupo control y la falsa en un grupo aparte.
FIJACIÓN TRONCO	El sujeto es fijado mediante correas con la cresta ilíaca alineada con el eje flexo-extensor del dinamómetro. La estación se bloquea para evitar el movimiento y asegurar que la fuerza ejercida sea isométrica.
LOCALIZACIÓN ELECTRODOS	Extensores lumbares: 2 bilaterales a 3 cm de cada lado de la apófisis espinosa de L2 y L3 con 1 neutro a 3 cm bilateral de ambos. Oblicuos del abdomen: 2 bilaterales en un punto medio, entre cresta ilíaca y última costilla, separados 2 cm con 1 neutro, a 3 cm equidistante de ambos.
<b>AUTORES</b>	<b>Larivière C et al., 2000</b>
DISEÑO ESTUDIO	Descriptivo con comparación de grupos.
INSTRUMENTOS	Dos plataformas de fuerza Advanced Mechanical Technology Inc. con una caja dinamométrica (en proceso de patente) acoplada. Doce electrodos activos de superficie DE02 Delsys Wellesly Inc. Cinco videocámaras Panasonic WV-CL 700 que toman las posiciones bidimensionales a 30 Hz de 27 reflectantes colocados sobre el sujeto. Cuestionario de discapacidad funcional con puntuación 0-30.

**Tabla 8 (continuación). Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión**

	Escala visual análogica del dolor de 10 cm.
POSICIÓN/ EJERCICIO	<p>Bipedestación en posición erguida con los brazos colgando libres, sobre las plantas de los pies, manteniendo rodillas y codos lo más derechos posible. Primero se pide al sujeto realizar flexiones laterales de tronco máximas, colocando frente a él una marca correspondiente a la rotación máxima, a la altura de los nudillos como guía del esfuerzo.</p> <p>Flexión máxima de tronco en plano sagital, hacia delante con y sin 12 kg de peso y frontal con flexión lateral izquierda y derecha con y sin 12 kg de peso, volviendo a la posición vertical, con 3 repeticiones seguidas siguiendo el compás de un metrónomo ajustado a un ciclo de 5,45 s y con descanso de 2 min.</p>
FIJACIÓN TRONCO	No se especifica fijación.
LOCALIZACIÓN ELECTRODOS	Musculatura lumbar: 2 bilaterales. Extensor dorsal: 2 bilaterales. Dorsal ancho: 2 bilaterales Recto abdominal: 2 bilaterales. Oblicuo externo: 2 bilaterales. Oblicuo interno: 2 bilaterales. 1 electrodo Ag/AgCl Red Dot 2271 3M de referencia se coloca sobre la columna vertebral en C7.
<b>AUTORES</b>	<b>Cassisi JE et al., 1993</b>
DISEÑO ESTUDIO	Descriptivo con comparación de grupos.
INSTRUMENTOS	Tensiómetro de extensión lumbar MedX, Ocala, Florida, USA. Electrodo Ag/AgCl de 12 mm de diámetro.
POSICIÓN/ EJERCICIO	En sedestación, sujetados con estabilización de pelvis y fijados al aparato. El sujeto se posiciona en su máxima flexión lumbar donde se le fija con un respaldo, haciendo extensiones de espalda máximas y continuas por contracciones isométricas sobre el respaldo durante 10 seg, en ángulos de 72° a 0° con variación de 12° y 1 s de descanso entre cada variación de ángulo de extensión.
FIJACIÓN TRONCO	Sujeción femoral mediante dos respaldos ajustables ceñidos sobre la cara anterior de la tibia a nivel de la tuberosidad tibial, con los muslos sujetos por correas gruesas mullidas ceñidas a las cabezas de los fémures justo debajo de la articulación de la cadera. Las correas fuerzan los fémures hacia arriba, empujan la pelvis hacia atrás y eliminan los movimientos verticales de la pelvis. Un reposacabeza ajustado a nivel del hueso occipital soporta la cabeza y dos manillares estandarizan la posición de brazos, impidiendo que la presión de cabeza y brazos ayude a incrementar la fuerza lumbar ejercida en las tareas.

**Tabla 8 (continuación). Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión**

LOCALIZACIÓN ELECTRODOS	Emplazamiento bilateral a la altura de L1 y L2. Longissimus dorsi: 3 cm a la derecha e izquierda.
AUTORES	<b>Mayer TG at al., 1989</b>
DISEÑO ESTUDIO	Descriptivo con comparación de grupos.
INSTRUMENTOS	Silla romana para ejercicios de tensión por extensión del tronco. Dinamómetro isocinético Cybex para extensión/flexión del tronco Lumex NY. Electrodos diferenciales de superficie Ag-Ag/Cl de 4 mm.
POSICIÓN/ EJERCICIO	En posición horizontal prono con la cresta ilíaca antero-superior alineada con el borde craneal del soporte pélvico para asegurar un peso consistente del torso superior, alrededor del eje lumbo-sacro de pivoteo.  Durante las tareas el sujeto entrelaza sus manos detrás de la cabeza manteniendo el cuerpo recto en posición horizontal sobre el soporte del pecho.  Se realizan contracciones con extensiones suaves elevándose lo suficiente como para separar el esternón del cojín sobre el que apoya el tórax manteniendo la parte superior del cuerpo en posición horizontal con un mínimo de movimientos, en dos series de 10 repeticiones de elevación del tronco con unos 5 min de descanso entre ellas.
FIJACIÓN TRONCO	El pubis sobre un soporte pélvico, con las extremidades inferiores extendidas y sujetas en la porción carnosa del tríceps y un cojín de soporte para el tórax centrado en el esternón.
LOCALIZACIÓN ELECTRODOS	Longissimus dorsi: 3 cm a la derecha e izquierda de la línea media a nivel L3.

**Tabla 9. Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión**

AUTORES	Pirouzi S et al., 2006
MEDICIONES	<p>Dinamometría: torque producido por el tronco en el plano transversal durante los movimientos isométricos de rotación-flexión derecha e izquierda para esfuerzos voluntarios máximos.</p> <p>EMGS: se sincronizan las señales con los momentos de fuerza para las contracciones musculares normalizadas respecto a las contracciones voluntarias máximas y se selecciona el valor de la señal durante 1 s de torque máximo para el eje de rotación medido durante la tarea de 10 s de rotación del tronco. La raíz cuadrada de este valor se estandariza para esfuerzos máximos y submáximos con objeto de comparar la amplitud de la actividad muscular entre grupos de sujetos. Durante la realización de las tareas de esfuerzo de rotación el nivel de fuerza desplegado es mostrado al sujeto en un monitor con realimentación de referencia que sirve para alcanzar el esfuerzo diana en cada tarea.</p>
RESULTADOS	<p>En la mayoría de músculos y tareas se observa un nivel más elevado de la amplitud de la actividad muscular, estimada por la raíz de la señal electromiográfica durante 1 s torque y estandarizada para esfuerzo voluntario máximo y submáximo, entre los sujetos lumbálgicos que entre los sanos, sin que se alcance significación estadística en ninguna diferencia en sentido contrario.</p>
CONCLUSIONES	<p>Los sujetos con lumbalgia desarrollan una hiperactividad de los músculos del tronco en tareas isométricas de rotación.</p>
COMENTARIOS / NIVEL DE EVIDENCIA	<p>Este resultado ya se había encontrado en estudios anteriores (al menos 7) y sólo ofrece una diferencia de grupo no aplicable a la clínica al no fijar puntos de corte con valor diagnóstico en la medida que se emplea.</p> <p>Nivel IV</p>
AUTORES	Larivière C et al, 2005
MEDICIONES	<p>Dinamometría: momento, flexión lateral y rotación axial del esfuerzo de extensión del tronco.</p> <p>EMGS: señales filtradas en banda de 20-450 MHz, preamplificadas con ganancia de 1.000 y digitalizadas cada 2.048 Hz como intervalo de muestreo.</p>

**Tabla 9 (continuación). Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión**

RESULTADOS	No diferencias en dinamometría. En EMGS los lumbálgicos presentan una mayor razón de la raíz cuadrada media de la señal y menor mediana de frecuencia.
CONCLUSIONES	Los desequilibrios de la actividad electromiográfica entre músculos contralaterales no son un indicador válido ni fiable de debilidad del tronco.
COMENTARIOS / NIVEL DE EVIDENCIA	Resultados posiblemente condicionados a una potencia muy baja del estudio. Nivel IV.
<b>AUTORES</b>	<b>da Silva RA et al, 2005</b>
MEDICIONES	Dinamometría: momentos del esfuerzo de extensión. EMGS: señales filtradas en banda de 20-450 MHz, preamplificadas con ganancia de 1.000 y digitalizadas cada 4.096 Hz.
RESULTADOS	No se hallan diferencias entre lumbálgicos y controles en el momento del esfuerzo de extensión ni en los parámetros electromiográficos.
CONCLUSIONES	Los sujetos lumbálgicos presentan un funcionamiento dinamométrico y electromiográfico similar al de los sujetos asintomáticos, respecto a la fatiga y fuerza de la espalda.
COMENTARIOS / NIVEL DE EVIDENCIA	Resultados posiblemente condicionados a una potencia muy baja del estudio. Nivel IV.
<b>AUTORES</b>	<b>Ng JKF et al, 2002</b>
MEDICIONES	Dinamometría: torque producido por el tronco sobre los tres planos del cuerpo en seis direcciones. EMGS: las señales de músculos de abdomen y espalda se amplifican, se filtran en banda de 5-500 MHz, y se digitalizan con muestreo de 1.000 Hz. Media normalizada de cada músculo respecto a valores de EMG máximos (registrados durante el torque máximo de contracciones en tres planos).

**Tabla 9 (continuación). Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión**

RESULTADOS	En lo que respecta al propósito de la revisión: No se hallaron diferencias en la media normalizada de la señal electromiográfica para los seis músculos del tronco entre sujetos lumbálgicos y no lumbálgicos, ni para las interacciones músculo-grupo ni grupo- dirección.
CONCLUSIONES	No se extraen conclusiones con respecto al objetivo de la revisión.
COMENTARIOS / NIVEL DE EVIDENCIA	El estudio no hace aportaciones de interés con respecto al objetivo de la revisión.  Nivel IV.
<b>AUTORES</b>	<b>Ng JKF et al, 2002</b>
MEDICIONES	Dinamometría: torque producido por el tronco sobre los planos transverso (rotación derecha-izquierda), sagital (flexión-extensión) y coronal (flexión derecha-izquierda).  EMGS: las señales de músculos de abdomen y espalda se amplifican, se filtran en banda de 5-500 MHz, y se digitalizan con un paso de muestra de 1.000 Hz.  Se opera con la media normalizada de cada músculo respecto a los valores de EMG máximos (los registrados durante el torque máximo de contracciones en los tres planos).
RESULTADOS	No se hallaron diferencias entre lumbálgicos y controles en tiempo de resistencia, esfuerzo realizado, ni en el torque para ningún plano.  La señal de actividad EMG normalizada (torque máximo) fue menor entre los lumbálgicos para la rotación axial derecha en el recto abdominal, mientras que para la rotación axial izquierda fue mayor en el músculo oblicuo externo derecho, asociado a una menor actividad en el multifidus izquierdo. El descenso de la frecuencia mediana de la señal en el oblicuo externo y el dorsal ancho fue menor y en el iliocostal lumbar contralateral mayor para la rotación axial (ambas direcciones) entre lumbálgicos. La amplitud de la señal en dorsal ancho e iliocostal lumbar derechos para la rotación axial derecha y en dorsal ancho, iliocostal lumbar y multifidus izquierdos para la rotación axial izquierda, fue menor entre los sujetos lumbálgicos.
CONCLUSIONES	Aunque la capacidad de resistencia en esfuerzo de rotación axial de la columna es similar en lumbálgicos y asintomáticos, la fatiga muscular del oblicuo externo es menor en los lumbálgicos, por lo que las estrategias para reducir la actividad



**Tabla 9 (continuación). Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión**

	del oblicuo externo pueden ser útiles en la rehabilitación de pacientes lumbálgicos.
COMENTARIOS / NIVEL DE EVIDENCIA	El estudio no aporta puntos de corte para los valores de frecuencia normalizada por torque máximo, frecuencia mediana ni amplitud de la señal electromiográfica que sirvan para una discriminación en la clínica de un paciente lumbálgico de otro que no lo es. Algunos resultados podrían deberse a una potencia muy baja del estudio.  NIVEL IV.
<b>AUTORES</b>	<b>Ng JKF et al, 2002</b>
MEDICIONES	Dinamometría: torque producido por el tronco sobre los planos transversal (rotación derecha-izquierda), sagital (flexión-extensión) y coronal (flexión derecha-izquierda).  EMGS: las señales de músculos de abdomen y espalda se amplifican, se filtran en banda de 5-500 MHz y se digitalizan cada 1.000 Hz.  Se halla la media normalizada de cada músculo respecto a los valores de EMG máximos (los obtenidos para el torque máximo de contracciones en los tres planos).
RESULTADOS	No se halló diferencia en la fuerza desarrollada durante las tareas entre lumbálgicos y no lumbálgicos en ningún plano. Se halló una tendencia mayor en el acople del torque de flexión durante el esfuerzo de rotación axial izquierdo entre los lumbálgicos. La actividad EMG fue menor en el recto abdominal derecho (al 100% y 70% de contracciones máximas voluntarias) e izquierdo (al 100%) entre los lumbálgicos.  No se hallaron diferencias en el resto de mediciones.
CONCLUSIONES	La tendencia a un torque mayor durante el esfuerzo de rotación axial izquierdo unido a una menor actividad EMG en el recto abdominal, como estabilizador, en los lumbálgicos puede implicar un control neuronal deficiente para poder mantener un esfuerzo coordinado y controlado durante la rotación axial, lo que implica que la prescripción clínica de rehabilitación de los músculos debe considerar el aspecto de la coordinación y la tridimensionalidad de las tareas propuestas.

**Tabla 9 (continuación). Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión**

COMENTARIOS / NIVEL DE EVIDENCIA	<p>Al no establecer puntos de corte para las diferencias halladas en torque y EMGS entre lumbálgicos y no lumbálgicos, este estudio no aporta respuesta a la pregunta planteada como finalidad de la revisión.</p> <p>Los resultados pueden hallarse muy condicionados a la baja potencia del estudio.</p> <p>NIVEL IV.</p>
<b>AUTORES</b>	<b>Larivière C et al, 2002</b>
MEDICIONES	<p>Dinamometría: momento de fuerza de extensión de la espalda a nivel de vértebras L5-S1. EMGS: filtradas en banda de 20-450 Hz, amplificadas con ganancia de 1.000 y digitalizadas con muestreo de 2.048 Hz. Para la mayor contracción voluntaria máxima se halla la raíz cuadrada de la señal EMG en una ventana a 250 ms centrada en el pico del momento de la extensión L5-S1. Para las contracciones en rampa se halla raíz cuadrada de la señal EMG en ventana de 250 ms a cada 5% de nivel de fuerza, del 10% al 80% de las contracciones voluntarias máximas y se le aplica análisis espectral(cada 512 puntos con ventana de Hanning y transformación rápida de Fourier) obteniéndose las medianas de frecuencia. Para el test de fatiga se toman las series de señales EMG en una ventana de 250 ms con 75% de superposición y se le aplica el mismo análisis espectral para obtener las medianas de frecuencia. Durante cada extensión de esfuerzo, el momento que se produce se muestra en monitor frente al sujeto para retroalimentación del esfuerzo.</p>
RESULTADOS	<p>La fiabilidad de los parámetros EMG para la eficiencia neuromuscular es aceptable y para la composición de la fibra muscular es muy baja, tanto para lumbálgicos como no lumbálgicos. Los lumbálgicos presentan un momento pico de extensión L5-S1 menor y el único parámetro EMG que mostró diferencia fue el de eficacia neuromuscular para la máxima contracción voluntaria del multifidus, mayor en lumbálgicos.</p>
CONCLUSIONES	<p>Los parámetros electromiográficos son fiables en general, sugiriendo que miden un fenómeno fisiológico constante, pero no son sensibles a las diferencias en la fuerza o composición de los músculos de la espalda. La EMGS es un método poco sensible para valorar la debilidad de la musculatura de la espalda y los resultados sugieren que la variabilidad interindividual de los parámetros EMG es muy grande como para ser empleadas en una valoración clínica. Antes de descartar el empleo de la EMGS en la valoración de los músculos de la espalda deben realizarse estudios similares con lumbálgicos más graves.</p>

**Tabla 9 (continuación). Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión**

COMENTARIOS / NIVEL DE EVIDENCIA	Resultados posiblemente condicionados a una baja potencia del estudio. Nivel IV.
<b>AUTORES</b>	<b>Larivière C et al, 2002</b>
MEDICIONES	<p>Dinamometría: momento de fuerza de extensión de la espalda a nivel de vértebras L5-S1.</p> <p>EMGS: filtradas en banda de 20-450 Hz, amplificadas con ganancia de 1.000 y digitalizadas a un paso muestral de 2.048 Hz.</p> <p>Para construir los 17 índices electromiográficos a ser comparados en fiabilidad, se aplica análisis espectral a las señales EMG (ventanas de Hamming, transformación rápida de Fourier) y se obtiene la mediana de la frecuencia que corresponde al 75% de la contracción voluntaria máxima.</p> <p>Se calcula la raíz media cuadrática de la señal para un análisis de tendencia por regresión lineal.</p> <p>Durante cada extensión de esfuerzo el momento que se produce es mostrado en un monitor situado frente al sujeto para realimentación del esfuerzo realizado. El monitor es un blanco vertical móvil con una banda del 10% de tolerancia de 15 Nm.</p>
RESULTADOS	<p>La fiabilidad de los índices obtenidos de las mediciones electromiográficas de la espalda ofrece valores aceptables tanto en sujetos lumbálgicos como sanos.</p> <p>La fiabilidad de los índices de fatiga y recuperación muscular es mayor en el promedio del conjunto de los músculos analizados que para cada par de músculos contralaterales, y ésta mayor que la de cada músculo considerado individualmente.</p> <p>La reproducibilidad es mayor en los índices de fatiga muscular frente a los índices de recuperación</p>
CONCLUSIONES	<p>La fiabilidad de los índices EMG de espalda es aceptable. Los índices más fiables son los obtenidos de los músculos centrales de la espalda. La fiabilidad de los índices EMG aumenta si se emplean en su construcción valores medios de ambos músculos contralaterales, de electrodos a la altura de diferentes vértebras y de los mismos ejercicios repetidos en la misma sesión de tareas.</p>

**Tabla 9 (continuación). Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión**

COMENTARIOS / NIVEL DE EVIDENCIA	Estudio sobre fiabilidad que no aporta respuestas con utilidad clínica acordes al objetivo de la revisión.  Nivel IV.
<b>AUTORES</b>	<b>Lu WW et al, 2001.</b>
MEDICIONES	<p>Dinamometría: La contracción voluntaria máxima de la espalda durante 5 s se repite 2 veces y el momento pico promedio de ambas se fija como contracción voluntaria máxima de referencia para normalizar las mediciones EMG. La fuerza desarrollada por los músculos del tronco durante las tareas de carga se mide por el momento pico del levantamiento del peso en diferentes posturas mediante el sistema Lido, como la capacidad isocinética de elevación de los brazos para 3 niveles diferentes de trabajo acorde a las dimensiones antropométricas del sujeto. Se emplea el protocolo Lido para medir las capacidades de carga a nivel de rodilla, cintura, hombro, pico de torque isocinético y pico de torque isométrico.</p> <p>EMGS: Las señales EMG se amplifican diferencialmente, se filtran a un ancho de banda de 10-1.000 Hz y se digitalizan a un paso muestral de 1.000 Hz. Las señales se filtran a un paso bajo de 4 Hz y se rectifican su onda para linealizarlas y normalizarlas respecto al correspondiente % de contracción voluntaria máxima.</p>
RESULTADOS	Los patrones linealizados de EMGS de sujetos sanos se caracterizan por su forma ascendente con el esfuerzo de carga realizado, que cae al terminar la tarea, mientras en los lumbálgicos su forma es irregular con picos en cada una de las fases de la tarea. En lumbálgicos, el valor promedio del pico de la señal linealizada procedente de cada electrodo es mayor, como media, a excepción de uno de los canales del longissimus dorsi.
CONCLUSIONES	El que las señales de EMGS linealizadas produzcan patrones de contracción muscular desequilibrados en los lumbálgicos indica que los patrones de activación muscular de la espalda son diferentes en sujetos lumbálgicos y asintomáticos en cuanto a su sinergia, lo que contradice la orientación de los actuales programas de rehabilitación de lumbálgicos, dirigidos a mejorar la fuerza muscular más que a la sinergia y balance de su contracción.
COMENTARIOS / NIVEL DE EVIDENCIA	El estudio se centra en el efecto de un programa de tratamiento rehabilitador de la lumbalgia sobre la sinergia de contracción de los músculos y no guarda una relación directa con el objetivo de la revisión. No ofrece patrones claros de las

**Tabla 9 (continuación). Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión**

	<p>señales EMG, ni puntos de corte de sus valores que permitan discriminar un lumbálgico de un no lumbálgico.</p> <p>Nivel IV.</p>
<b>AUTORES</b>	<b>Garcés GL et al, 2001.</b>
MEDICIONES	<p>Dinamometría: Fuerza media desarrollada en los 3 ejes en las tareas isométricas.</p> <p>EMGS: raíz media cuadrática de la señal a 0,1 s, constante y frecuencia de 1.000 Hz.</p>
RESULTADOS	<p>Los sujetos sin lumbalgia desarrollan más fuerza en las tareas de flexión que los lumbálgicos y estos más que los simuladores, sin diferencia en el resto de tareas. Los simuladores desarrollan menor fuerza en todos los ejes. La actividad de los extensores en flexión es mayor en los asintomáticos sin diferencias entre lumbálgicos y simuladores. La actividad de ambos extensores es igual en asintomáticos y simuladores, y mayor en ambos que en lumbálgicos y la del extensor derecho ipsilateral es mayor en lumbálgicos. La actividad de los oblicuos en flexión es mayor en los asintomáticos que en los lumbálgicos y en los últimos es mayor que en los simuladores para el oblicuo izquierdo. La actividad de los oblicuos en rotación y lateralización es similar en asintomáticos y lumbálgicos, y en ambos mayor que en los simuladores.</p>
CONCLUSIONES	<p>Las musculaturas extensora y oblicua realizan mayor actividad en asintomáticos que en lumbálgicos. La simulación de la lumbalgia se traduce en la disminución de la fuerza isométrica en todos los ejes respecto a asintomáticos y lumbálgicos. En los simuladores la actividad eléctrica de los oblicuos en rotación es similar, como en los sujetos asintomáticos, a diferencia de los lumbálgicos que activan más el homolateral al sentido de la rotación. Estas diferencias sugieren que el empleo de dinamometría isométrica y EMGS simultáneas pueden emplearse en la detección de pacientes que refieren lumbalgia de forma engañosa.</p>
COMENTARIOS / NIVEL DE EVIDENCIA	<p>El estudio está afectado por un fuerte sesgo de selección al intentar discriminar la simulación de una lumbalgia no objetivable empleando en el grupo de lumbálgicos a un 38% de lumbalgias de etiología especificada. Las diferencias en los parámetros que se comparan poseen una significación grupal pero no ofrecen puntos de corte con utilidad para el diagnóstico clínico.</p> <p>Nivel IV.</p>

**Tabla 9 (continuación). Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión**

<b>AUTORES</b>	<b>Larivière C et al, 2000.</b>
MEDICIONES	<p>Dinamometría: Se miden los momentos de fuerza pico para flexiones L5/S1.</p> <p>EMGS: las señales crudas se filtran en la banda de 25-500 Hz, se filtran a un paso bajo de 2 Hz y se rectifican tomándose las amplitudes referidas al pico torque L5/S1. También se miden los ángulos cinemáticos a través de los movimientos de los marcadores recogidos por las cámaras de vídeo, pero estas mediciones y su análisis no son relevantes a los fines de la revisión.</p>
RESULTADOS	<p>Se obtienen los patrones EMGS para sujetos asintomáticos y lumbálgicos en los doce músculos estudiados. La fiabilidad de las amplitudes EMGS es buena durante las flexiones derechas para todos los músculos agonistas y algunos músculos del lado derecho; para el resto es pobre. Las amplitudes de las señales EMGS son mayores entre los lumbálgicos.</p>
CONCLUSIONES	<p>Se obtienen los patrones EMGS para asintomáticos y lumbálgicos de los músculos estudiados en flexión-extensión y flexión lateral. La fiabilidad de la amplitud de la señal EMGS es buena para los músculos agonistas pero pobre para los antagonistas. La falta de diferencia entre algunos músculos podría deberse a la gran variabilidad interpersonal que no es explicada por los momentos pico de fuerza ejercida L5/S1. La activación anormal de los músculos del tronco puede estar siendo compensada por una pérdida de estabilidad espinal.</p>
COMENTARIOS / NIVEL DE EVIDENCIA	<p>Resultados posiblemente condicionados a una baja potencia del estudio.</p> <p>Nivel IV.</p>
<b>AUTORES</b>	<b>Cassisi JE et al, 1993.</b>
MEDICIONES	<p>Dinamometría: fuerza isométrica voluntaria máxima con su torque pico, ejercida por la musculatura lumbar durante la flexión en los ángulos 0°, 12°, 24°, 36°, 48°, 60° y 72°, acorde a los límites del rango de movimiento de cada sujeto.</p> <p>EMGS: las señales se integran y digitalizan on-line, son filtradas en la banda de 100-540 Hz con paso de 60 Hz, se transforman en su raíz media cuadrática cada 40 ms, y su valor se muestrea a un paso de 128 Hz. La ganancia de la señal transformada es de 1800 mV. Los valores medio y máximo de la señal eletromiográfica integrada (en mV) se calculan bilateralmente para cada periodo de 10 s de contracción y 15 s de descanso.</p>

**Tabla 9 (continuación). Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión**

RESULTADOS	Los torques de flexión angular fueron menores en los sujetos lumbálgicos que en los no lumbálgicos. Los valores máximos de la señal EMGS integrada son más bajos entre los lumbálgicos, relación que se mantiene para ambos lados y cada ángulo de flexión. Los lumbálgicos presentan valores medios de la señal EMGS integrada menores en 12°, 24°, 36° y 48° de flexión izquierda y 24°, 36° y 48° de flexión derecha. Empleando el torque pico a los 0° y 48° de flexión se obtiene la mejor clasificación de sujetos en lumbálgicos o no (63%), pero sin que alcance la significación estadística, y usando el valor máximo de la señal EMGS para flexión izquierda a 0° y 48° la mejor clasificación (85%) con significación.
CONCLUSIONES	El torque de la musculatura lumbar durante las tareas isométricas de flexión en el rango de ángulos limitados de movimiento no discrimina entre sujetos lumbálgicos o no. La señal EMGS integrada de la musculatura paraespinal durante esas mismas tareas discrimina entre sujetos lumbálgicos y no lumbálgicos con un error falso negativo del 15%.
COMENTARIOS / NIVEL DE EVIDENCIA	Resultados posiblemente afectados por una potencia muy baja del estudio y sesgados por emplear sujetos lumbálgicos bajo un tratamiento de rehabilitación. No ofrecen puntos de corte para la EMGS integrada en la prueba con utilidad diagnóstica clínica.  Nivel IV.
<b>AUTORES</b>	<b>Mayer TG at al, 1989.</b>
MEDICIONES	Dinamometría: de manera simultánea a la medición EMGS se mide la fuerza isocinética sagital desarrollada por los músculos del tronco con el esfuerzo. EMGS: la señal se amplifica, se filtra en la banda de 20-400 Hz y se digitaliza con muestreo de 1.024 Hz. Se obtiene la frecuencia media de la señal por cada uno de los canales de registro, digitalizándola cada 2 seg; cada valor se divide en 4 ventanas de amplitud de 512 puntos (mediante coseno) y se lleva al dominio de las frecuencias con transformada rápida de Fourier; para cada rango de 0-512 Hz se obtiene un periodograma de frecuencias, se calcula la frecuencia media para cada periodograma y también el promedio de frecuencia para el espectro medio de los primeros 2 s de cada tanda de ejercicios. Sobre este valor promedio se ajusta un modelo de regresión lineal con la tarea como variable independiente, para obtener la pendiente Hz/ejercicio en las 10 pruebas en conjunto y las 5 primeras, considerándolos como los valores de frecuencia media que corresponden a los músculos no fatigados. La frecuencia media coincidente con el torque incorpora a la medida las diferencias en las distancias pélvicas del brazo del momento.

**Tabla 9 (continuación). Tabla de evidencias de los estudios incluidos en la revisión**

RESULTADOS	La frecuencia media de la señal electromiográfica es mayor en los sujetos lumbálgicos, para las 2 sesiones de 10 tareas y la primera de 5, no hallándose diferencias para la segunda sesión de 5 tareas. La sensibilidad del método establecido por este protocolo en la identificación de un lumbálgico, a través de la EMGS, es del 40%. No se encuentran diferencias EMGS a nivel individual entre sujetos lumbálgicos y asintomáticos.
CONCLUSIONES	Los resultados no fundamentan una utilidad clínica clara de la EMGS en el diagnóstico de la lumbalgia. Aunque se hallan diferencias en la media de frecuencia entre los grupos, no se encuentra entre todos ellos sobre una base individual.
COMENTARIOS / NIVEL DE EVIDENCIA	Resultados posiblemente condicionados a un sesgo de selección de casos. Nivel IV.



## Anexo III. Descripción de los estudios incluidos en la revisión

**Pirouzi S, Hides J, Richardson C, Darnell R. Low back pain patients demonstrate increase hip extensor muscle activity during standardized submaximal rotation efforts. Spine 2006;31:999-1005.**

El objetivo perseguido por los autores de este trabajo es medir los cambios en el reclutamiento de los músculos extensores de espalda y cadera durante rotaciones isométricas de esfuerzo leve del tronco, y valorar una posible diferencia en esos cambios entre sujetos lumbálgicos y quienes no padecen lumbalgia. Para ello realizan un estudio descriptivo donde se comparan los patrones de entrenamiento de los músculos extensores del tronco y cadera entre 30 mujeres diagnosticadas de lumbalgia crónica, con o sin irradiación ciática, de más de 6 meses de evolución y 30 mujeres que refieren no padecer lumbalgia, pareadas a las primeras por edad, estatura, peso e IMC. La intensidad del dolor se valora con una escala visual analógica de 10 cm y la discapacidad producida por la lumbalgia con el cuestionario de Roland-Morris.

Los sujetos son colocados en una isoestación dinamométrica Cybex II adaptada como dispositivo de rotación del tronco para medir torque en el plano transversal en bipedestación, con el tronco y rodillas rectas, tórax, pelvis y miembros inferiores fijados mediante cojín torácico, sujetador pélvico y correas en las rodillas adaptadas a la estatura. Se realizan contracciones isométricas máximas voluntarias de rotación del tronco en cuatro posiciones: brazos cruzados sobre el pecho y soporte pasivo de los cuadrantes superiores e inferiores, brazos elevados con soporte pasivo y brazos cruzados y elevados con soporte activo. Durante la realización de estas tareas de esfuerzo de rotación, el nivel de fuerza desplegado es mostrado al sujeto en un monitor para proveerle una realimentación de referencia que le sirva para alcanzar el esfuerzo diana en cada tarea.

Mientras el dinamómetro mide el torque producido por el tronco en el plano transversal, durante los movimientos isométricos de rotación-flexión derecha e izquierda para esfuerzos voluntarios máximos, 10 pares de electrodos Ag/AgCl de superficie de 1 cm de diámetro, colocados en forma simétrica bilateral, valoran la actividad mioeléctrica desarrollada por el dorsal ancho (*latissimus dorsi*), los glúteos mayores

superior e inferior y el extensor de la espalda. Las señales electromiográficas se sincronizan con los momentos de fuerza para las contracciones musculares normalizadas respecto a las contracciones voluntarias máximas y se selecciona el valor de la señal durante 1 segundo de torque máximo, para el eje de rotación medido durante la tarea de 10 segundos de rotación del tronco. La raíz cuadrada de este valor se estandariza respecto a esfuerzos máximos y submáximos, para comparar la amplitud de la actividad muscular entre grupos de sujetos. Estos resultados son transformados a escala logarítmica y comparados mediante el test ANOVA, a un nivel de significación 0,05.

Como resultado se obtiene que para la mayoría de músculos y tareas se observa un nivel más elevado de la amplitud de la actividad muscular, estimada por la raíz de la señal electromiográfica durante 1 segundo estandarizada al torque del esfuerzo voluntario, tanto máximo como submáximo, entre los sujetos lumbálgicos, sin que se observe ninguna diferencia en sentido contrario. A partir de este resultado los autores concluyen que los sujetos con lumbalgia desarrollan una hiperactividad de los músculos del tronco en tareas isométricas de rotación.

En nuestra opinión este estudio no posee la potencia suficiente para un apareo de tres variables que permita el adecuado empleo del modelo ANOVA estratificado por ellas o empleándolas como covariables en las comparaciones mientras que, por otra parte, no se comprueba si la transformación logarítmica sobre la variable de comparación ha logrado inducir normalidad en ella, por lo que la técnica de comparación podría ser inadecuada. Desde el punto de vista práctico, el estudio sólo ofrece una diferencia de grupo, ya conocida (Ng JKF et al, J Orthop Res 2002), no aplicable a la discriminación entre un sujeto que padece una lumbalgia inespecífica y otro que no la padece, al no fijar puntos de corte en la amplitud de la señal EMGS para su empleo diagnóstico. Por su carácter descriptivo y las limitaciones señaladas asignamos a este estudio un nivel de evidencia IV.

**Larivière C, Gagnon D, Arsenault AB, Gravel D, Loisel P. Electromyographic activity between contralateral back muscles: An assessment of measurement properties. J Rehabil Res Develop 2005;42: 235-50.**

Este estudio persigue como finalidad aclarar la cuestión de si los desequilibrios en la actividad electromiográfica entre músculos

contralaterales son un indicador de debilitamiento del tronco. Para intentar esclarecer este extremo comparan a 20 hombres diagnosticados de lumbalgia crónica, 14 hombres con lumbalgia crónica de localización unilateral, 21 hombres con lumbalgia crónica de localización central y 34 hombres que refieren no padecer lumbalgia. La localización del dolor se especifica mediante el Diagrama de Localización de Dolor, su intensidad mediante la Escala Visual Analógica de 10 cm, su duración con el test de Recuerdo de Duración, su discapacidad con el Cuestionario de Oswestry y su afrontamiento con el Cuestionario de Miedo y Creencias de Evitación del Dolor.

Los sujetos son colocados en una isoestación de plataforma triaxial dinamométrica MC6-6-1000 en bipedestación, con el tronco erecto y las rodillas derechas; pies, rodillas y pelvis fijadas con arneses. La tarea consiste en la realización de esfuerzos isométricos submáximos de extensión del tronco y contracciones voluntarias máximas en rampas. Mientras se realizan esas tareas, el dinamómetro valora el momento de fuerza del esfuerzo de extensión del tronco realizado en flexión lateral y rotación axial. Ocho pares bilaterales de electrodos de superficie DE-2.3 DelSys colocados de forma simétrica miden de forma simultánea la actividad eléctrica del multifidus a nivel L5, el iliocostal lumbar a nivel L3, y el longissimus dorsi a nivel L1 y T10. Las señales electromiográficas sincronizadas a las dinamométricas son preamplificadas con ganancia de 1.000 mV, filtradas en la banda de 20-450 MHz, digitalizadas a intervalos de 2.048 Hz, y transformadas en su raíz cuadrática media normalizada con referencia al torque. Torques, raíz cuadrada media y frecuencias medianas de la señal electromiográfica se comparan mediante el test de Kruskal-Wallis con un nivel de significación 0,05, ante la imposibilidad de aplicar el test de análisis de la varianza por no lograrse la normalidad en las variables a comparar con diversas transformaciones.

Como resultado no se hallan diferencias en las valoraciones dinamométricas entre grupos y para la medición electromiográfica, los lumbálgicos presentan una mayor razón de la raíz cuadrada media de la señal y menor mediana de frecuencia. A partir de estos resultados los autores concluyen que los desequilibrios de la actividad electromiográfica entre músculos contralaterales no son un indicador válido para estimar el debilitamiento de la musculatura del tronco.

En nuestra opinión, la principal debilidad de este estudio viene dada por la baja potencia que le confiere el escaso tamaño de muestra de los grupos comparados, por lo que tiene cabida la duda razonable de si la no significación de la diferencia hallada se debe a que no existe tal

diferencia, o a la incapacidad de ser detectada por la poca sensibilidad del estudio. Debido al carácter descriptivo exploratorio del estudio y a la deficiencia señalada se le otorga un nivel de evidencia IV.

**da Silva RA, Arsenault AB, Gravel D, Larivière C, de Oliveira E. Back muscle strength and fatigue in healthy and chronic low back pain subjects: A comparative study of 3 assessment protocols. Arch Phys Med Rehabil 2005;86: 722-9.**

El objetivo que se plantean los investigadores con este estudio es valorar si existen diferencias, entre lumbálgicos y sujetos que no padecen lumbalgia, en la fatiga de los músculos de la espalda según los criterios electromiográficos y dinamométricos, realizando tareas de extensión estática de columna de acuerdo a tres protocolos de ejercicios diferentes. De los protocolos ensayados sólo exponemos el que emplea dinamometría y EMGS simultáneas por ser el que cumple los criterios de inclusión y ninguno de los de exclusión de nuestra revisión sistemática. Para alcanzar su objetivo los autores del estudio realizan una comparación entre 13 hombres con diagnóstico de lumbalgia inespecífica y 15 hombres que refieren no padecerla. La intensidad del dolor se valora con una Escala Visual Analógica de 10 cm, su duración con el Cuestionario de Recuerdo de Duración de la lumbalgia, su efecto discapacitante con el Cuestionario de Oswestry y la forma de afrontamiento con el cuestionario FABQ de Miedo y Creencias de Evitación del Dolor.

Los sujetos son colocados en una isoestación dinamométrica MC6-6-1000 en bipedestación, con el tronco erecto y las rodillas ligeramente flexionadas, pies, rodillas y pelvis son fijados con arneses. La tarea consiste en una extensión isométrica del tronco con esfuerzo submáximo, extensión del tronco con esfuerzos estáticos submáximos y contracciones del tronco voluntarias máximas en rampas. El dinamómetro registra los momentos torque picos del esfuerzo de extensión mientras ocho pares de electrodos de superficie DE-2.3 DelSys, colocados de forma simétrica, registran de manera sincronizada la actividad eléctrica del músculo multifidus a nivel L5, del ileocostal lumbar a nivel L3 y del longissimus dorsi a nivel L1 y T10. Estas señales son preamplificadas con ganancia de 1.000 mV, filtradas en banda de 20-450 MHz y digitalizadas en intervalos de 4.096 Hz. A la señal resultante de las transformaciones se le halla su pendiente respecto al tiempo. Registros dinamométricos y pendiente de la señal

electromiográfica se comparan entre los grupos mediante las pruebas estadísticas t-Student y ANOVA de dos vías para medidas repetitivas, a un nivel de significación de 0,05.

Como resultado, no se hallan diferencias entre sujetos lumbálgicos y sus controles en el momento pico del torque de esfuerzo de extensión, ni en los parámetros electromiográficos. Los autores interpretan estos resultados en el sentido de que los sujetos lumbálgicos presentan un funcionamiento dinamométrico y electromiográfico similar a la de los sujetos que no padecen lumbalgia, respecto a la fatiga y fuerza de la espalda.

En nuestra opinión la conclusión a la que se llega en el estudio no se fundamenta en los resultados, al interpretarse éstos como que la no significación estadística de las diferencias se debe a la no existencia de las mismas, siendo muy probable que la misma se produzca debido a un uso inadecuado de la prueba de comparación por violación de las condiciones de su aplicación, o al escaso tamaño de muestra de los grupos comparados, que dota al estudio de una potencia muy baja, o poca sensibilidad para detectar diferencias que podrían existir. Por la naturaleza descriptiva del estudio y lo inadecuado de su metodología le asignamos un nivel de evidencia IV.

**Ng JKF, Kippers V, Parnianpour M, Richardson CA. EMG activity normalization for trunk muscles in subjects with and without back pain. Med Sci Sports Exerc 2002;34: 1082-6.**

En este estudio los autores se plantean el objetivo de averiguar cuál es la dirección de las contracciones isométricas máximas de los músculos del tronco que ofrece los registros dinamométricos y electromiográficos más elevados para sujetos sin y con lumbalgia y la diferencia entre ellos. Para lograrlo, realizan las mediciones en 15 hombres con diagnóstico de lumbalgia insidiosa, no traumática, de al menos 1 año de evolución, en tratamiento, que haya producido baja laboral temporal o indicación de reposo en cama, o que si es episódica se presente al menos 1 vez al año, y de ser discontinua se presente con cierta periodicidad, y en 28 hombres sin historia clínica conocida de lumbalgia. La intensidad del dolor se valora con una Escala Visual Analógica de 10 cm.

Los sujetos son colocados en una isoestación dinamométrica B2000 en bipedestación y posición erecta, con la franja L5-S1 alineada al eje de flexión-extensión de la estación, con piernas y pelvis fijadas

con sujetadores, rodillas fijadas con correas y tórax sujeto por arnés y cojín. La tarea a realizar consiste en contracciones voluntarias máximas en flexión, extensión, flexión unilateral y bilateral y rotación axial bilateral durante 5 segundos, con intervalos de descanso de 2 minutos entre ellas. Durante la realización de estas tareas el dinamómetro de la estación registra el torque producido por el tronco en sus movimientos sobre los planos axial, sagital y coronal hacia la derecha o la izquierda, seis direcciones en total. De forma sincrónica se recoge la actividad mioeléctrica del rectus abdominus con electrodos de superficie situados sobre el ombligo y a ambos lados del eje central, del oblicuo externo situados bajo la parrilla costal y en línea entre el margen inferior costal y el monte púbico, del oblicuo interno situados a 1 cm de la cara antero-superior de la fosa iliaca y bajo la línea entre las caras anterior y superior de la fosa iliaca, del dorsal ancho con electrodos situados sobre el músculo ventral a nivel T12 y sobre la línea de demarcación entre el punto superior del pliegue axilar posterior y S2, del iliocostal lumbar en L2 paralelo a la línea entre la cara postero-superior de la fosa iliaca y el borde lateral del músculo en la 12ª costilla, y del multifidus a nivel L5 en paralelo a la línea entre cara postero-superior de la fosa iliaca y vértebras L1-L2.

Las señales eléctricas de los músculos del abdomen y la espalda se amplifican a 1.000 mV, se filtran en la banda de 5-500 MHz, se digitalizan a intervalos de 1.000 Hz. y al resultado se le halla su media normalizada para cada grupo muscular, respecto a los valores registrados durante el torque máximo de contracciones en los tres planos. Las señales electromiográficas así transformadas se comparan entre sujetos lumbálgicos y los que refieren no padecerla, para los doce grupos de músculos analizados en las seis direcciones de flexión-extensión, mediante el análisis de la varianza para medidas repetitivas a un nivel de significación estadística  $p \leq 0,05$ .

Centrándonos en los resultados que conciernen al propósito de la revisión, no se hallaron diferencias en la media normalizada de la señal electromiográfica para ningún grupo de músculos del tronco entre sujetos lumbálgicos y no lumbálgicos, en ninguna de las direcciones de extensión-flexión, ni para las interacciones músculo-grupo ni grupo-dirección. A partir de este resultado los autores del estudio concluyen que para pacientes lumbálgicos con dolor en curso, las contracciones isométricas máximas realizadas según el protocolo empleado en esta investigación pueden no ser factibles, por lo que deben considerarse otras estrategias de normalización EMGS-dinamometría para valorar la actividad muscular.

Desde nuestro punto de vista este estudio está afectado por varios defectos metodológicos. Haciendo hincapié en los más notables de ellos, podemos señalar un sesgo de selección de los sujetos lumbálgicos al hallarse inmersos en procesos de baja laboral temporal por ese motivo, lo cual podría afectar a la sinceridad del esfuerzo realizado en las tareas de contracciones máximas voluntarias; por otra parte, el tamaño de muestra de los grupos y la naturaleza y distribución de las variables comparadas no permite el empleo de las técnicas estadísticas usadas en las comparaciones; por último, la baja potencia del estudio no permite concluir que las diferencias exploradas no existan sin considerar que tal resultado pueda deberse a una baja sensibilidad del estudio para detectarlas. Debido al carácter descriptivo del estudio y los errores metodológicos que le afectan le hemos otorgado un nivel de evidencia IV.

**Ng JKF, Richardson CA, Parnianpour M, Kippers V. Fatigue-related changes in torque output and electromyographic parameters of trunk muscles during isometric axial rotation exertion. Spine 2002;27: 637-46.**

El propósito de este estudio es esclarecer cuál es el efecto diferencial de la fatiga de los músculos del tronco durante la rotación axial isométrica de esfuerzo sobre torque dinamométrico y frecuencia y amplitud electromiográfica entre sujetos lumbálgicos y asintomáticos. Para ello los autores emplean a 12 hombres con diagnóstico de lumbalgia crónica no traumática, de al menos 1 año de evolución, que requiere tratamiento y produce baja laboral o reposo en cama, o que si es episódica se reitera al menos 1 vez al año, o si no tiene un carácter continuo se presenta con cierta periodicidad y a 12 hombres sin historia clínica de lumbalgia conocida. La intensidad del dolor se valora en una Escala Visual Analógica de 10 cm, y la discapacidad que produce la lumbalgia con el Cuestionario de Roland-Morris y el Cuestionario de Actividad Física Habitual de Baecke.

Los sujetos se colocan en una isoestación dinamométrica B2000 en bipedestación, posición erecta, con la franja L5-S1 alineada al eje de flexión-extensión de la isoestación, las piernas y pelvis fijadas con sujetadores, cada rodilla estabilizada de forma independiente mediante una correa de sujeción y el torso fijado con arnés y cojín a nivel del tórax. La tarea asignada consiste en la realización de contracciones isométricas máximas en los planos sagital, axial y coronal, con dos

pruebas de fatiga al 80% de contracciones voluntarias máximas, manteniendo los brazos cruzados sobre el pecho. Las contracciones voluntarias máximas en flexión, extensión y flexiones laterales se miden durante 5 segundos, con intervalos de 2 minutos de descanso. El esfuerzo máximo se estimula con órdenes verbales y feedback visual mediante un monitor situado enfrente del sujeto donde se representan las líneas del 80% de contracción voluntaria máxima realizada durante la fase de ajuste, como esfuerzo a lograr para los ejes derecho e izquierdo de rotación, con una banda de tolerancia de 10% de error dentro de la que se alienta al sujeto a mantener el esfuerzo de contracción. La prueba de fatiga concluye si el sujeto no puede seguir o el torque se reduce en más de un 10% del máximo para contracción voluntaria máxima, comprobando el grado de agotamiento mediante la escala de extenuación de Borg.

Durante la realización de estas tareas el dinamómetro de la isoestación mide el torque producido por el tronco sobre los planos transversos en rotación derecha e izquierda, sagital en flexión-extensión y coronal en flexión derecha e izquierda. De forma simultánea, se mide la actividad mioeléctrica desarrollada en las tareas por el recto abdominal con electrodos de superficie situados sobre el ombligo y a ambos lados del eje central del abdomen, por el músculo oblicuo externo bajo la parrilla costal y en línea entre el margen inferior costal y el pubis, del oblicuo interno situándolos a 1 cm de la cara antero-superior de la fosa iliaca y bajo la línea entre las caras anterior y superior de la fosa iliaca, del dorsal ancho sobre los músculos del abdomen a nivel T12 y sobre la línea entre el punto superior del pliegue axilar posterior y S2, del iliocostal lumbar situándolos en L2, paralelos a la línea entre la cara postero-superior de la fosa iliaca y el borde lateral del músculo en la 12<sup>a</sup> costilla, y del multifidus a nivel de L5 en paralelo a la línea entre cara postero-superior de la fosa ilíaca y L1-L2. Estas señales electromiográficas se amplifican a una ganancia de 1.000 mV, se filtran en la banda de 5-500 MHz, se digitalizan en intervalos de 1.000 Hz, y se halla su media normalizada para cada grupo muscular respecto a sus valores durante el torque máximo de contracciones en cada plano y dirección. Los valores de torque y de las señales electromiográficas transformadas y sincronizadas a ellas se comparan entre sujetos lumbálgicos y sus controles mediante las pruebas t-Student, ANOVA y MANOVA, a un nivel de significación estadística bilateral de 0,05.

No se hallaron diferencias en tiempo de resistencia, esfuerzo realizado, ni torque para ninguna dirección, en ningún plano. La actividad electromiográfica normalizada fue menor en el músculo recto



abdominal en rotación axial derecha y mayor en el oblicuo externo derecho en rotación axial izquierda, asociado a una menor fuerza en el multifidus izquierdo en los lumbálgicos. La frecuencia electromiográfica fue menor en el músculo oblicuo externo y el dorsal ancho y mayor en el iliocostal lumbar contralateral para la rotación axial en ambas direcciones en los lumbálgicos. La amplitud electromiográfica fue menor en el dorsal ancho e iliocostal lumbar derechos para la rotación axial derecha y en el dorsal ancho, iliocostal lumbar y multifidus izquierdos para la rotación axial izquierda en lumbálgicos. A partir de estos resultados los autores concluyen que aunque la capacidad de resistencia en esfuerzo de rotación axial de columna es similar en lumbálgicos y asintomáticos, la fatiga muscular del oblicuo externo es menor en los lumbálgicos, por lo que las estrategias para reducir la actividad del oblicuo externo pueden ser útiles en la rehabilitación de pacientes lumbálgicos.

En nuestra opinión este estudio está afectado por un sesgo de selección de los sujetos lumbálgicos, involucrados en bajas laborales temporales por ese motivo, que podría afectar la sinceridad del esfuerzo y explicar, junto a la baja potencia del estudio, las pocas diferencias halladas entre los grupos de lumbálgicos y controles en la multitud de comparaciones realizadas. Otro error metodológico de consideración que afecta a este estudio es el empleo de pruebas estadísticas que exigen la normalidad de las variables a comparar y un mínimo de tamaño de muestra que muestra que no satisface, por lo que la interpretación de los resultados de dichas pruebas es difícil y posiblemente condicionada a la probabilidad de significaciones espurias, debidas al azar, por la cantidad de comparaciones ejecutadas. Desde un punto de vista práctico, para los valores de frecuencia normalizada por torque máximo, frecuencia mediana y amplitud de la señal electromiográfica, en los grupos de músculos y ejes-dirección en que se encontró diferencia, el estudio no aporta puntos de corte que sirvan para la discriminación de un paciente lumbálgico de otro que no lo sea, ciñéndose a exponer diferencias a nivel epidemiológico o de grupo. Debido al carácter descriptivo del estudio y los problemas señalados se le otorga un nivel de evidencia IV.

**Ng JKF, Richardson CA, Parnianpour M, Kippers V. EMG activity of trunk muscles and torque output during isometric axial rotation exertion: a comparison between back pain patients and matched controls. J Orthop Res 2002;20: 112-21.**

La finalidad que se proponen los autores de este estudio es valorar las diferencias electromiográficas de la actividad de los músculos de abdomen y espalda durante la rotación axial isométrica del tronco, para diferentes niveles de esfuerzo, entre sujetos aquejados de lumbalgia y quienes no la padecen. Para ello emplean a 12 hombres con diagnóstico de lumbalgia crónica no traumática, de al menos 1 año de evolución, que requieren tratamiento y se hallan con baja laboral temporal sin compensación económica o con indicación de reposo en cama, o si la lumbalgia es intermitente se manifieste con una periodicidad de al menos 1 vez al año y a 12 hombres sin historia clínica de lumbalgia conocida apareados a los casos por edad, estatura y peso. La intensidad del dolor se valora con una Escala Visual Analógica de 10 cm y la discapacidad producida por la lumbalgia con el Cuestionario de Roland-Morris.

Los sujetos son colocados en una isoestación B 2000 con dinamómetro, en bipedestación erecta, con la franja entre L5 y S1 alineada al eje de flexión-extensión de la isoestación, con piernas y pelvis estabilizadas con sujetadores, cada rodilla fijada con una correa de sujeción independiente y el torso fijado con arnés y cojín a nivel de tórax. La tarea a ejecutar consiste en contracciones isométricas máximas en los planos sagital, axial y coronal, con contracciones submáximas adicionales a tres niveles diferentes de esfuerzo en ambas direcciones de rotación, manteniendo los brazos cruzados sobre el pecho. Las contracciones voluntarias máximas en flexión, extensión y flexiones laterales se realizan durante 5 segundos, con intervalos de 2 minutos de descanso. El esfuerzo máximo se estimula con órdenes verbales y feedback visual empleando un monitor colocado frente al sujeto donde se representan con sendas líneas las contracciones submáximas al 70%, 50% y 30% de sus contracciones máximas voluntarias de referencia en los ejes derecho e izquierdo de rotación, incitándole a no desviarse del centro.

Durante la realización de las tareas el dinamómetro de la estación registra el torque producido por el tronco sobre los planos transversos en rotación derecha-izquierda, sagital en flexión-extensión y coronal en flexión derecha-izquierda. De forma sincrónica, se registra la actividad

eléctrica de los músculos mediante electrodos de superficie, en el recto abdominal colocados sobre el ombligo y a ambos lados del eje central de la musculatura abdominal, en el oblicuo externo colocados bajo la parrilla costal y en línea entre el margen inferior costal y el pubis, en el oblicuo interno colocado a 1 cm de la cara antero-superior de la fosa ilíaca y bajo la línea entre las caras antero-superior de la fosa iliaca, en el dorsal ancho a nivel T12 y sobre la línea trazada entre el punto superior del pliegue axilar posterior y S2, en el iliocostal lumbar colocado el electrodo en L2 paralelo a la línea entre la cara postero-superior de la fosa ilíaca y el borde lateral del músculo en la 12ª costilla, y en el multifidus en el nivel L5 paralelo a la línea entre la cara postero-superior de la fosa ilíaca y L1-L2.

Las señales electromiográficas producidas por la actividad de los grupos musculares de abdomen y espalda durante la ejecución de las tareas se amplifican a 1.000 mV de ganancia, se filtran en la banda de los 5-500 MHz, se digitalizan a intervalos de 1.000 Hz, y al resultado se le halla su media normalizada respecto a los valores de EMG máximos u obtenidos para el torque máximo de contracciones en cada plano y dirección. Para valorar las diferencias de la fuerza isométrica máxima ejercida entre lumbálgicos y sus controles, los datos electromiográficos, así como los datos de dinamometría y electromiografía sincronizados, por cada grupo de músculos, en los tres planos, y cada una de sus dos direcciones, se emplea la prueba ANOVA para medidas repetitivas a un nivel de significación estadística de 0,05, y en caso de alcanzarse esa significación en la diferencia se emplea la prueba t-Student de muestras independientes para comparar las diferencias entre ambos grupos en cada nivel de esfuerzo, ajustando el nivel de significación por la tasa de error porcentual.

Los resultados de las comparaciones no arrojan diferencia en la fuerza desarrollada durante las tareas en ningún plano, pero se aprecia una tendencia mayor en el acople del torque de flexión durante el esfuerzo de rotación axial izquierdo y una actividad electromiográfica menor en el recto abdominal derecho al 100% y 70% de contracciones máximas voluntarias e izquierdo para el 100% en los lumbálgicos. Los autores del estudio concluyen que la tendencia a un torque mayor durante el esfuerzo de rotación axial izquierdo unido a una menor actividad EMG en el recto abdominal, como estabilizador, en los lumbálgicos podría implicar un control neuronal deficiente para poder mantener un esfuerzo coordinado y controlado durante la rotación axial, lo que implicaría que en la rehabilitación de los músculos se debe

considerar el aspecto de la coordinación y la tridimensionalidad de las tareas.

En nuestra opinión los resultados obtenidos en este estudio deben ser interpretados con cautela. En primer lugar, aún cuando los sujetos lumbálgicos no perciban una retribución económica por encontrarse en situación de baja laboral por ese motivo, existen otras compensaciones secundarias a la baja que pueden hacer dudar de la sinceridad del esfuerzo llevado a cabo por estas personas durante la realización de las tareas encomendadas, lo cual constituye un sesgo que debería producir una mayor cantidad de diferencias que las halladas en las comparaciones. El hecho de que no se detecten, por su parte, podría estar asociado a dos errores metodológicos que afectan al estudio. El primero de ellos es la inadecuación del método estadístico empleado en las comparaciones al violarse sus condiciones de aplicación, tanto por la naturaleza de distribución de las variables comparadas como por el escaso tamaño de muestra de los grupos que se comparan. El segundo se asocia a esta última limitación y es la baja potencia del estudio que confiere a la no aparición de diferencias con significación estadística la posibilidad de una insuficiente sensibilidad del estudio para detectarlas. Desde el punto de vista práctico el estudio adolece, a los fines de nuestra revisión, de puntos de corte para acople del torque de flexión durante el esfuerzo de rotación axial izquierdo, así como para los valores electromiográficos en recto abdominal derecho al 100% y 70% de contracciones máximas voluntarias e izquierdo al 100%, que permitan una discriminación diagnóstica de la lumbalgia, limitándose a establecer algunas vagas diferencias de tipo epidemiológico, entre sujetos lumbálgicos y quienes no lo son, sin utilidad clínica. Debido al carácter meramente descriptivo del estudio y los defectos de diseño y análisis que se han señalado, otorgamos al mismo un nivel de evidencia IV.

**Larivière C, Arsenault AB, Gravel D, Gegnon D, Loisel P, Vadeboncoeur R. Electromyographic assessment of back muscle weakness and muscle composition: Reliability and validity issues. Arch Phys Med Rehabil 2002;83: 1206-14.**

La finalidad de este estudio es valorar la fiabilidad y validez de constructo de los parámetros electromiográficos empleados en la evaluación de la debilidad de los músculos de la espalda y la composición de la fibra muscular. Para alcanzar su objetivo los autores reclutan a dos grupos de sujetos, el primero compuesto por 20 hombres con lumbalgia crónica definida como dolor lumbar o sacrolumbar, con o

sin irradiación radicular proximal hasta la rodilla, padecido de forma diaria o casi diaria, de al menos tres meses de duración, y por 20 hombres que refieren no padecer lumbalgia; y un segundo grupo compuesto por 12 hombres y 13 mujeres que refieren no padecer lumbalgia. El dolor percibido es valorado mediante la Escala Visual Analógica de 10 cm, la discapacidad funcional asociada a la lumbalgia con el Cuestionario de Oswestry y el Cuestionario de Actividad Física Habitual de Baecke, y el afrontamiento con el Cuestionario FABQ de Miedo y Creencias de Evitación del Dolor. A los participantes también se les mide el grosor del tejido subcutáneo con un calibrador Harpender para controlar su posible influencia sobre las determinaciones electromiográficas de superficie.

Los sujetos son colocados en una isoestación dinamométrica MC6-6-1000 Advance Mechanical Tech Inc en bipedestación, con el tronco erguido y las rodillas rectas, sin sujeción. La tarea a realizar consiste en extensiones del tronco en rampa sobre una barra acolchada ajustada a nivel T4, dos contracciones voluntarias máximas seguidas de 3 rampas de 7 segundos entre un 0% y 100% de las contracciones máximas voluntarias y una prueba de fatiga de 30 segundos al 75% de la contracción voluntaria máxima. Durante cada extensión de esfuerzo, el momento que se produce es mostrado en un monitor situado frente al sujeto para alentarle a mantener el esfuerzo que realiza dentro de una banda vertical de error del 10%, equivalente a una tolerancia de  $\pm 15$  Nm.

El dinamómetro de la estación durante esas tareas registra el momento de fuerza ejercido por la extensión de la espalda a nivel de las vértebras L5-S1. De forma simultánea, nueve electrodos activos de superficie formados por dos barras de plata de 10 mm de largo y 1 mm de ancho, colocados de forma bilateral a 10 mm entre sí registran la actividad eléctrica desarrollada por el *multifidus* colocados a nivel L5, el músculo iliocostal lumbar a nivel L3, el dorsal ancho a nivel L1, y 2 electrodos adicionales a 4-5 cm sobre el centro de la espalda, a nivel T10. Un electrodo sobre la espina dorsal a nivel T8 se emplea como referencia. Las señales electromiográficas son amplificadas con ganancia de 1.000 mV, filtradas en la banda de 20-450 Hz y digitalizadas a intervalos de 2.048 Hz. Para la mayor de las contracciones voluntarias máximas registradas por el dinamómetro, se halla la raíz cuadrada de la señal electromiográfica correspondiente, en una ventana espectral de 250 ms centrada en el pico del momento de la extensión L5-S1. Para las contracciones en rampa se halla la raíz cuadrada de la señal en una ventana de 250 ms, a cada 5% de nivel de fuerza en el intervalo 10%-80% de contracciones voluntarias máximas, y se construye una ventana

de Hanning de 512 puntos con transformada rápida de Fourier obteniendo las medianas de frecuencia. Para la prueba de fatiga se obtiene la ventana de 250 ms con 75% de superposición y se le aplica el mismo procedimiento para obtener las medianas de frecuencia.

La fiabilidad de las mediciones se estima mediante análisis de varianza para medidas repetitivas y el coeficiente de correlación intraclase. Las comparaciones de la duración del momento pico y los parámetros electromiográficos para cada grupo muscular y tarea entre lumbálgicos y controles se realizan con la prueba t-Student para muestras independientes. Las mismas comparaciones entre sexos se realizan mediante análisis de covarianza para controlar por el grosor del tejido subcutáneo, como posible variable de confusión asociada al sexo. Todas las pruebas emplean un nivel de significación bilateral del 0,05.

Como resultados de interés para la finalidad de nuestra revisión se obtiene una fiabilidad bastante aceptable de los parámetros electromiográficos para valorar la actividad muscular y muy baja para valorar la composición de la fibra muscular, tanto para lumbálgicos como no lumbálgicos. Los lumbálgicos presentan un momento pico de extensión menor y una actividad electromiográfica del *multífidus* mayor en máxima contracción voluntaria. No se halló ninguna otra diferencia. A partir de estos resultados los autores del estudio concluyen que los parámetros electromiográficos son fiables en general, sugiriendo que miden un fenómeno fisiológico estable, pero son insensibles a diferencias en desarrollo de fuerza o composición de los músculos de la espalda. Según los autores, la electromiografía de superficie es un método poco sensible para valorar la debilidad de la musculatura de la espalda debida a la gran variabilidad interindividual.

En nuestra opinión, este estudio presenta varias debilidades metodológicas. La primera es un posible sesgo de clasificación debido a la falta de una definición clara de los criterios de inclusión y exclusión de un lumbálgico, por empleo de un criterio impreciso de lo que se está entendiendo por lumbalgia en el contexto del estudio, mientras otro tanto sucede con los controles ya que son admitidos en el estudio por la simple declaración de no padecer lumbalgia. La segunda es el empleo de un protocolo de tareas poco claro, donde no se controla la posibilidad de participación de grupos musculares ajenos en la realización de los ejercicios. Otra debilidad es la inadecuación de los métodos estadísticos de comparación, el empleo de pruebas donde se violan los supuestos de partida de su aplicabilidad, tanto en la forma de distribución de probabilidades de las variables como del tamaño de muestra mínimo exigido en su uso. Por último, las pocas diferencias

halladas entre la multitud de comparaciones realizadas, hace sospechar de una interpretación inadecuada de los resultados, ya que si no se hallan diferencias puede deberse a que no existan si la imposibilidad de rechazar las hipótesis nulas se ve apoyada por un error de tipo II muy bajo, lo que no parece ser el caso debido a lo reducido del tamaño de los grupos comparados, por lo que no se debe excluir la posibilidad de que la falta de significación en las diferencias se deba a que el estudio no tiene la suficiente capacidad para detectarlas, opción que atenta contra las conclusiones a las que se llega. Debido al carácter descriptivo del estudio y los defectos de diseño, análisis e interpretación de resultados que se han señalado, consideramos que aporta un nivel de evidencia IV.

**Larivière C, Arsenault AB, Gravel D, Gagnon D, Loisel P. Evaluation of measurement strategies to increase the reliability of EMG indices to assess back muscle fatigue and recovery. J Electromyogr Kinesiol 2002;12:91-102.**

El propósito de los autores de este estudio es determinar la estrategia de medición electromiográfica para la evaluación de la fatiga y recuperación de los músculos de la espalda que ofrece la mayor fiabilidad. Para esclarecer esta cuestión utilizan a un grupo de 20 hombres con síndrome lumbálgico definido como dolor lumbar o sacrolumbar, con o sin irradiación radicular proximal hasta el nivel de la rodilla, padecido con periodicidad diaria, o casi, de al menos tres meses de duración y a otro grupo de 20 hombres que refieren no padecer lumbalgia. Para valorar la intensidad del dolor percibido emplean la Escala Visual Analógica de 10 cm, su duración con el test de Recuerdo de Duración, determinan el grado de discapacidad funcional provocada por la lumbalgia mediante el Cuestionario de Oswestry y el afrontamiento al problema de salud con el Cuestionario FABQ de Miedo y Creencias de Evitación del Dolor.

Los sujetos estudio son colocados en una isoestación dinamométrica MC6-6-1000 Advanced Mechanical Tech Inc en bipedestación, con el tronco erguido y las rodillas rectas, sin fijación. La tarea a realizar consiste en la extensión del tronco sobre una barra acolchada ajustada a nivel T4 mediante dos contracciones voluntarias máximas de control, seguidas de tres rampas de 7 segundos al 0%-100% de la contracción voluntaria máxima y dos extensiones estáticas del tronco al 75% de contracción voluntaria máxima, con un intervalo de

1 minuto de descanso entre ellas, y finalizando con una maniobra de fatiga de 30 segundos con recuperación de 5 segundos. Para mantener el esfuerzo realizado en las tareas mientras se realiza cada extensión de esfuerzo, el momento que se produce es mostrado en un monitor situado frente al sujeto representando bandas verticales del 10% de tolerancia alrededor del momento pico de la contracción máxima, que equivalen a un error de  $\pm 15$  Nm, alentando al sujeto a mantener la fuerza desarrollada en las contracciones dentro de ese margen.

Durante esas maniobras el dinamómetro acoplado a la estación registra los momentos pico de fuerza de extensión de la espalda a nivel de las vértebras L5-S1, mientras de forma sincrónica nueve electrodos activos de superficie formado por dos barras de plata de 10 mm de largo y 1 mm de ancho, modelo DE-2.3 DelSys Wellesey Inc., colocados de forma bilateral simétrica a 10 mm de distancia, registran la actividad mioeléctrica del músculo *multifidus* a nivel L5, del iliocostal lumbar a nivel L3, del dorsal ancho a nivel L1, dos electrodos adicionales se colocan sobre el promontorio del músculo dorsal a 4-5 cm del centro de la espalda a nivel T10, y un electrodo de referencia se fija sobre la columna dorsal a nivel T8. Las señales electromiográficas se amplifican a una ganancia de 1.000 mV, son filtradas en la banda de 20-450 Hz, y digitalizadas a intervalos de 2.048 Hz.

Las señales electromiográficas son convertidas mediante la transformada rápida de Fourier en ventanas espectrales de tipo Hamming, se obtiene la mediana de la frecuencia que corresponde al 75% de la contracción voluntaria máxima y la raíz media cuadrática de la señal para un análisis de tendencia por regresión lineal. Con diferentes derivaciones de las señales de actividad mioeléctrica se construyen 17 índices diferentes cuya fiabilidad se estima mediante ANOVA para medidas repetitivas y se obtienen los componentes de la varianza de las mediciones (sujeto y día de la medición) sobre tres días consecutivos de repetición de las tareas, componentes que son empleados en una regresión lineal sobre los resultados electromiográficos para valorar la fracción de variabilidad observada entre ensayos que es explicada por cada uno de ellos, y que es equivalente al cálculo del coeficiente de correlación intraclass como medida de fiabilidad. El nivel alfa bilateral de las pruebas es 0,05.

Como resultados de este análisis se obtiene que la fiabilidad de todos los índices, contruidos a partir de las mediciones electromiográficas y sus transformaciones, es aceptable, tanto en sujetos lumbálgicos como en quienes no lo son. Dentro de estos índices, los obtenidos con las señales eléctricas provenientes de los



músculos de la espalda, obtienen estimaciones de fiabilidad más altas los de las zonas proximales intermedias que las de las distales. La fiabilidad es mayor cuando, en vez de construir el índice con las señales de grupos musculares independientes, se promedia los valores de las señales provenientes de ambos grupos de músculos bilaterales, de las señales de canales a diferente nivel vertebral del mismo grupo muscular, y de las mismas pruebas repetidas dentro de una misma sesión de tareas. A partir de estos resultados los autores concluyen que la fiabilidad de cualquier índice obtenido a partir de las señales electromiográficas de la musculatura espinal es aceptable en general, que los índices más fiables son los obtenidos de las zonas musculares centrales, y que la fiabilidad aumenta si en el índice se emplean valores medios de las señales provenientes de las parejas laterales de los mismos músculos, de canales a diferentes alturas vertebrales del mismo músculo, y de la repetición de los mismos ejercicios en la misma sesión de tareas.

Respecto a este estudio es necesario señalar que si bien no aporta un resultado directamente vinculado a la finalidad de nuestra revisión, la valoración de la fiabilidad de un amplio espectro de índices electromiográficos elaborados a partir de la combinación de ambas técnicas es un aspecto complementario a la validez del método que apunta hacia su estabilidad y reproducibilidad; por esa razón se incluye en esta revisión.

Este estudio adolece de varios problemas en su estrategia de diseño y análisis. En primer lugar, la fiabilidad de los índices entre sujetos que padecen lumbalgia debe ser relativizada al grado de indefinición en la selección de estos sujetos, ya que sólo el reducido tamaño de muestra empleado en el estudio puede justificar el no haber referido esa fiabilidad a la intensidad del dolor que refiere el paciente, medida con la Escala Visual Analógica de 10 cm, su duración, medida con el test de Recuerdo de Duración, su grado de discapacidad funcional, medido con el Cuestionario de Oswestry, y los afrontamientos del paciente, medidos con el Cuestionario FABQ de Miedo y Creencias de Evitación del Dolor. En cuanto al procedimiento, parece dudoso el empleo de los métodos de análisis de la varianza para medidas repetidas y el de regresión lineal para dos factores explicatorios, primero sobre una variable que no parece seguir una distribución normal ni se ha transformado para inducirle a seguirla y, segundo, con una muestra de sólo 20 sujetos por grupo. Por otra parte, la conclusión de que la fiabilidad de todos los índices construidos es aceptable, en general, con valoraciones de fiabilidad de hasta 0,15, no parece muy convincente. Y,

desde el punto de vista práctico, asegurar una buena confiabilidad de los índices electromiográficos a partir de construirlos con las señales provenientes de las zonas musculares centrales, valores medios de las parejas laterales del mismo músculo, de electrodos en diferentes posiciones sobre el mismo músculo y de la repetición de los mismos ejercicios en la misma sesión de tareas, resulta en una recomendación que entraña una complicación añadida a una metodología de evaluación ya de por sí costosa en tiempo. Por todas estas observaciones otorgamos al estudio un nivel de evidencia IV.

**Lu WW, Luk KDK, Cheung KMC, Wong YW, Leong JCY. Back muscle contraction patterns of patients with low back pain before and after rehabilitation treatment: An electromyographic evaluation. J Spinal Disord 2001;14: 277-82.**

Los autores de este estudio se plantean como finalidad determinar si existen diferencias en los patrones electromiográficos de contracción de los músculos de la espalda entre un sujeto lumbálgico y otro que no la padece y, de haberlas, determinar en qué consisten tales diferencias. Para alcanzar su propósito reclutan a 20 hombres con lumbalgia que han permanecido al menos 6 meses de baja laboral por ese motivo y se encuentran bajo un tratamiento de rehabilitación, y a 20 hombres que refieren no padecer lumbalgia.

Los sujetos son colocados en una isoestación Lido, de Loredan Biomédica, con dinamómetro acoplado, en un aparato diseñado para mantenerlos en una postura que les estabilice la pelvis y fije sus miembros inferiores. El aparato de fijación se emplea sólo para medir las contracciones voluntarias máximas, para la realización de las tareas no se emplea fijación. Las tareas consisten en la realización de contracciones voluntarias máximas de la espalda con intervalos de 3-5 minutos de descanso, después de lo cual realizan lentamente tareas simétricas moviendo un peso de 5 kg arriba-abajo y asimétricas con 45° de rotación izquierda a un 30% de la contracción voluntaria máxima para evitar la fatiga muscular, durante 10 segundos con intervalos de 2-3 minutos de descanso.

Durante la ejecución de las tareas el dinamómetro mide fuerza y torque desplegados. Para la contracción voluntaria máxima de la espalda durante 5 segundos, repetida dos veces, el momento pico promedio de ambas se toma como contracción voluntaria máxima de referencia para normalizar las mediciones electromiográficas. La fuerza desarrollada por los músculos del tronco durante las tareas de carga se

mide por el momento pico del levantamiento del peso en diferentes posturas, como capacidad isocinética de elevación de los brazos para 3 niveles diferentes de trabajo, acorde a las dimensiones antropométricas del sujeto. Se determinan los picos de torque isocinético e isométrico. Sincronizados con el dinamómetro, ocho electrodos de superficie Ag-AgCl de 2 cm de diámetro colocados de forma bilateral y separados 3 cm entre sí, registran la actividad mioeléctrica de la región lumbar: 2 colocados sobre el trapecio, 2 sobre *longissimus dorsi*, 2 sobre el extensor espinal y 2 sobre el oblicuo externo.

Las señales EMG se amplifican a una ganancia de 1.000 mV, se filtran en un ancho de banda de 10-1.000 Hz, se digitalizan a intervalos de 1.000 Hz, se rectifican y normalizan respecto al correspondiente porcentaje de torque para el referente de contracción voluntaria máxima. Los patrones electromiográficos se definen como las formas geométricas de las señales electromiográficas linealizadas durante la ejecución de la secuencia de tareas. Se exploran las relaciones de interdependencia de las señales electromiográficas provenientes de canales bilaterales (electrodos 1-4 de la izquierda con electrodos 5-8 de la derecha) del mismo grupo muscular, mediante la estimación de sus coeficientes de correlación, para valorar la simetría y balance muscular del esfuerzo. Las pruebas estadísticas se realizan a un nivel de significación de 0,05.

Como resultado obtienen que los patrones electromiográficos linealizados de sujetos sanos se caracterizan por su suave y sostenida forma ascendente con el esfuerzo realizado y un descenso con la finalización de las tareas, mientras en los lumbálgicos su forma es irregular con picos en cada una de las fases de la tarea. El valor medio del pico de la señal linealizada procedente de cada electrodo es mayor en lumbálgicos, excepto para el *longissimus dorsi*. Los coeficientes de correlación entre señales bilaterales del mismo grupo muscular son siempre menores en lumbálgicos. Como consecuencia de estos resultados, los autores concluyen que los patrones de activación muscular de la espalda para sujetos lumbálgicos y asintomáticos son diferentes en cuanto a su sinergia, lo que contradice la orientación de los actuales programas de rehabilitación de lumbálgicos, dirigidos a mejorar la fuerza muscular más que a la sinergia y balance de su contracción.

En nuestra opinión este estudio está afectado por varios sesgos y errores metodológicos. En primer lugar, la selección de casos no es adecuada al ser los sujetos lumbálgicos personas con baja laboral temporal de más de medio año, lo que hace dudar de la sinceridad del

esfuerzo en la realización de las contracciones voluntarias máximas y la honesta ejecución de las tareas asignadas. Por otra parte, los sujetos lumbálgicos se encuentran bajo un programa de rehabilitación cuya naturaleza no se especifica, por lo que no pueden considerarse representativos de la población de lumbálgicos y los resultados del estudio no son extrapolables a dicha población. El que la medición del torque para el esfuerzo de contracción máxima voluntaria de referencia se realice con fijación de cadera y extremidades inferiores, pero las tareas no, hace no comparables los esfuerzos de contracción respecto al referente, por cuanto en la realización de las tareas no se controla el aporte al esfuerzo de grupos musculares ajenos al valorado, como pueden ser los cuádriceps y la musculatura glútea. La naturaleza de los coeficientes de correlación estimados para valorar el balance y equilibrio de los grupos musculares durante la realización del esfuerzo en el cumplimiento de las tareas no se especifica, por lo que asumimos que son los lineales de Pearson, en cuyo caso su aplicación es incorrecta al no cumplir la señal electromiográfica la condición de aplicación de este estadígrafo. Desde un punto de vista práctico, a los fines de nuestra revisión, este estudio no ofrece patrones de las señales electromiográficas, ni puntos de corte de sus valores o correlaciones bilaterales que permitan discriminar una lumbalgia de no padecerla, no ya inespecífica, sino en general, ciñéndose a ofrecer una comparación epidemiológica entre grupos. Debido a la naturaleza descriptiva del estudio, los sesgos y errores señalados, asignamos a este estudio un nivel IV de evidencia.

**Garcés GL, Milutinovic L, Medina-Leal D, Resines-Pardo JL, Oliver-Roca G. Uso de la isoestación B-200 y electromiografía de superficie en la valoración del dolor lumbar. MAPFRE MEDICINA 2001;12: 241-9.**

La finalidad de este estudio es obtener una base referencial de datos dinamométricos y electromiográficos de la actividad de los músculos lumbares y abdominales durante contracciones isométricas en los tres ejes, para sujetos sin lumbalgia conocida y diagnosticados de lumbalgia, que posibilite detectar a simuladores de dolor lumbar de una manera fiable. Para ello sus autores reclutan a 39 pacientes que padecen lumbalgia, de ellos 24 inespecífica, 7 por hernia discal, 4 con etiología de esfuerzo y 4 por lumbartrosis, no inmersos en reclamaciones legales por este motivo, a 36 sujetos sin antecedentes de lumbalgia conocidos que refieren no haber sufrido en el último año dolor lumbar ni

dorsolumbar y a 16 voluntarios en igual condición que los del grupo anterior que fingirán padecer lumbalgia.

Los sujetos son situados en un isoestación dinamométrica B 200 en bipedestación manteniendo una posición erecta, fijados mediante correas con la cresta ilíaca alineada con el eje flexo-extensor del dinamómetro y bloqueando la isoestación para evitar el movimiento y asegurar que la fuerza ejercida durante las tareas asignadas sea isométrica. La tarea consiste en desarrollar una fuerza máxima durante 5 segundos en flexión ventral y dorsal, con rotación derecha e izquierda. Al grupo de simuladores se le miden tres tareas: dos a esfuerzo voluntario máximo y otra falseando el resultado, anotando en una ficha en cual de las 3 tareas fingieron; las sinceras se incluyen en el grupo control y la falsa en un grupo aparte.

Durante la realización de las tareas el dinamómetro de la estación mide la fuerza media desarrollada en los ejes axial, coronal y sagital, mientras, de manera simultánea, un electromiógrafo de superficie de 4 canales Mega 3000P con electrodos de superficie autoadhesivos Ag-AgCl, mide la actividad eléctrica desplegada por cada grupo de músculos: extensores lumbares con dos electrodos colocados de forma bilateral a 3 cm de la apófisis espinosa de L2-L3, con un electrodo neutro a 3 cm de ambos, los oblicuos del abdomen con dos electrodos colocados de forma bilateral en un punto medio entre cresta ilíaca y última costilla separados 2 cm, con un electrodo neutro equidistante 3 cm de ambos. La señal electromiográfica es preamplificada, se filtra y se calcula su raíz media cuadrática a un paso constante de 0,1 segundos y una frecuencia de 1.000 Hz. Las comparaciones entre grupos de los valores dinamométricos y electromiográficos se realizan mediante las pruebas t-Student y ANOVA, a un nivel bilateral de significación de 0,05.

Como resultado se obtiene que los sujetos sin lumbalgia desarrollan más fuerza en las tareas de flexión que los lumbálgicos y éstos más que los simuladores, sin diferencia en el resto de tareas. Se obtiene también que los simuladores desarrollan menor fuerza en todos los ejes, que la actividad de los extensores en flexión es mayor en los asintomáticos sin diferencias entre lumbálgicos y simuladores, que la actividad de ambos extensores es igual en sanos y fingidores, y mayor en ambos que en lumbálgicos y la del extensor derecho ipsilateral es mayor en lumbálgicos, que la actividad de los oblicuos en flexión es mayor en los asintomáticos que en los lumbálgicos y en los últimos es mayor que en los simuladores para el oblicuo izquierdo, y que la actividad de los oblicuos en rotación y lateralización es similar en asintomáticos y lumbálgicos, y en ambos mayor que en simuladores. A partir de estos resultados los autores del estudio concluyen que las

musculaturas extensora y oblicua realizan mayor actividad en asintomáticos que en lumbálgicos, que la simulación de la lumbalgia se traduce en la disminución de la fuerza isométrica en todos los ejes respecto a asintomáticos y lumbálgicos, que en los simuladores la actividad eléctrica de los oblicuos en rotación es similar, como en los sujetos asintomáticos, a diferencia de los lumbálgicos que activan más el homolateral al sentido de la rotación. Estas diferencias sugieren que el empleo de la dinamometría isométrica y EMGS simultáneas pueden emplearse en la detección de pacientes que refieren lumbalgia de forma engañosa.

En nuestra consideración este estudio está afectado por varios sesgos y errores metodológicos. En primer lugar, si el objetivo es desenmascarar la simulación de una lumbalgia, se sobreentiende que la misma se asocia a su carácter inespecífico ya que la objetivación de la etiología del padecimiento descarta su simulación, por ende la búsqueda de valores estándares dinamométricos y electromiográficos poblacionales para lumbálgicos debió verse restringida a una muestra de sujetos con lumbalgia inespecífica, sin embargo el 38% de lumbalgias de esa muestra se asocia a una etiología identificada. Por otra parte, tanto la naturaleza y distribución de las variables comparadas como el tamaño de muestra de los grupos entre quienes son comparadas no se adecua a las exigencias de partida para el empleo de las pruebas estadísticas utilizadas, por lo que, por una parte, la aparición de significación en las comparaciones no resulta en un resultado tangible y, por otra, la no significación bien podría deberse a una baja sensibilidad del estudio asociado a su baja potencia o el excesivo error de tipo II empleado en las pruebas de contraste de hipótesis. Desde un punto de vista práctico, las diferencias en parámetros dinamométricos y electromiográficos resultan complejas para su aplicación en la práctica clínica, las comparaciones poseen una significación epidemiológica, pero no ofrecen puntos de corte con utilidad para el diagnóstico clínico, en contra de la conclusión de los autores. Por su carácter descriptivo y los sesgos y errores metodológicos apuntados otorgamos a este estudio un nivel de evidencia IV.

**Larivière C, Gagnon D, Loisel P. The comparison of trunk muscles EMG activation between subjects with and without chronic low back pain during flexion-extension and lateral bending tasks. J Electromyogr Kinesiol 2000;10: 79-91.**

Este estudio se plantea varios objetivos: 1.-Hallar los patrones electromiográficos de la actividad de los músculos del tronco durante tareas de flexión-extensión y flexiones laterales para sujetos sin y con lumbalgia, 2.-Valorar la fiabilidad de la amplitud no normalizada de la electromiografía de superficie en el establecimiento de esos patrones, y 3.-Encontrar la diferencia de la amplitud no normalizada de las señales electromiográficas, entre sujetos que padecen y no padecen lumbalgia. Para alcanzar los tres objetivos sus autores emplean a 15 hombres con lumbalgia inespecífica definida como dolor lumbar o sacrolumbar referido por el sujeto, con o sin irradiación radicular proximal hasta la rodilla, presente de forma crónica diaria, o casi diaria, con al menos tres meses de duración, y a 18 hombres que refieren no haber sufrido dolor de espalda en el año precedente, no haber tenido nunca dolor de espalda de más de una semana de duración, no haber perdido un solo día de trabajo por dolor lumbar, ni haber consultado nunca a un médico por tal motivo. La intensidad de dolor percibida es referida sobre una Escala Visual Análogica de 10 cm, y la discapacidad funcional producida por la lumbalgia se valora con un cuestionario de 0 a 30 puntos.

Los sujetos son colocados en una de las dos isoestaciones Advanced Mechanical Technology Inc. con dinamómetro acoplado empleadas en el estudio, en bipedestación sobre las plantas de los pies y posición erguida con los brazos colgando libres, manteniendo rodillas y codos lo más derechos posible, sin fijación. La tarea consiste en la realización de flexiones máximas laterales de tronco colocando frente al sujeto una marca correspondiente a la rotación máxima a la altura de los nudillos como guía del esfuerzo, flexión máxima de tronco en plano sagital, hacia delante con y sin 12 kg de peso y frontal con flexión lateral izquierda y derecha con y sin 12 kg de peso, volviendo a la posición vertical, con 3 repeticiones seguidas al compás de un metrónomo ajustado a un ciclo de 5,45 segundos, con un intervalo de descanso de 2 minutos.

Durante la realización de las tareas el dinamómetro acoplado a la isoestación mide los momentos de la fuerza ejercida en las flexiones a nivel L5/S1. Mientras tanto, doce electrodos activos de superficie DE02 Delsys Wellesly Inc colocados de forma bilateral recopilan la actividad eléctrica de los músculos lumbares con dos electrodos, extensor dorsal

con dos, dorsal ancho con dos, recto abdominal con dos, oblicuo externo con dos, oblicuo interno con dos, y un electrodo Ag/AgCl Red Dot 2271 3M de referencia sobre la columna vertebral en C7. Las señales electromiográficas se amplifican, se filtran en la banda de los 25-500 Hz a un paso bajo de 2 Hz y se normalizan sus amplitudes referidas al pico del torque L5/S1. De manera simultánea, cinco videocámaras Panasonic WV-CL 700 toman las posiciones bidimensionales de 27 reflectantes colocados sobre el sujeto a 30 Hz y miden los ángulos cinemáticos a través de los movimientos grabados de los reflectantes. Estas últimas mediciones y su análisis se obvian al no ser relevantes a los fines de nuestra revisión. Los momentos de fuerza desarrollados en L5/S1 durante la realización de las tareas y las amplitudes de las señales electromiográficas de los doce grupos musculares medidos, normalizadas para los picos de esos momentos, se comparan entre los grupos mediante la t-Student para muestras independientes. Para la estimación de la fiabilidad de las mediciones entre sesiones se emplean los resultados obtenidos con 5 voluntarios lumbálgicos y 5 voluntarios no lumbálgicos que repiten la realización de las tareas en dos ocasiones, dentro de un lapso de dos semanas, con no menos de 48 horas entre repeticiones. La fiabilidad se estima mediante el coeficiente de correlación intraclase ajustado a la media por la relación de Spearman-Brown. Las pruebas de contraste de hipótesis son bilaterales a un nivel de significación de 0,05.

Como resultado se obtienen los patrones electromiográficos medios para sujetos asintomáticos y lumbálgicos en los doce grupos de músculos estudiados. La fiabilidad de las amplitudes EMGS es aceptable durante las flexiones derechas para todos los músculos agonistas y algunos músculos del lado derecho, para el resto es muy pobre. Las amplitudes de las señales EMGS son mayores entre los lumbálgicos.

A partir de estos resultados los autores concluyen que los patrones electromiográficos de los músculos estudiados para asintomáticos y lumbálgicos difieren en flexión-extensión y flexión lateral, que la fiabilidad de la amplitud de la electromiografía es aceptable para los músculos agonistas pero pobre para los antagonistas, que la falta de diferencias entre algunos músculos podría deberse a la gran variabilidad interpersonal no explicada por los momentos pico de fuerza ejercida L5/S1, y que la activación anormal de los músculos del tronco puede estar siendo compensada por una pérdida de estabilidad espinal.

En nuestra opinión este estudio presenta varios defectos de diseño y procedimiento. En primer lugar la definición de los criterios de persona



con lumbalgia o sin ella es vaga al apoyarse en referencias del sujeto, clasificación que puede estar distorsionada si los participantes recibieron alguna compensación por su colaboración en el estudio, o si se encuentran en situación de baja laboral temporal o están involucrados en alguna reclamación legal motivada por la lumbalgia, extremos que no se aclaran por los autores. El estudio también falla al emplear en la evaluación de la discapacidad producida por la lumbalgia cuestionarios ad hoc sin que se aporte su adecuación, cuando existen los correspondientes instrumentos validados para tal fin. En cuanto a la falta de sujeción de piernas y cadera en la realización de las tareas de flexión se puede argumentar la falta de control del aporte de otros grupos musculares ajenos a los valorados en la realización de los ejercicios. Las comparaciones empleando pruebas estadísticas no aplicables, ni a la naturaleza y distribución de las variables, ni al tamaño mínimo exigido para su aplicación, hace intangible la interpretación de sus resultados. Por otra parte, la falta de significación en las comparaciones, interpretadas por los autores como inexistencia de las mismas, podría tener su origen en una insuficiente potencia del estudio. Los argumentos para explicar tal resultado, debido a variaciones interpersonales no explicadas por los momentos de fuerza o a la activación anormal de los músculos del tronco compensada por una pérdida de estabilidad espinal, bajo la visión de baja sensibilidad no resulta convincente. Por último, el establecimiento de los supuestos patrones electromiográficos para lumbálgicos y no lumbálgicos es una descripción morfológica, de la misma manera que las diferencias y correlaciones halladas son características epidemiológicas sin ninguna aplicabilidad práctica a la discriminación de un sujeto lumbálgico de quien no lo es. Por su carácter descriptivo y los sesgos y errores metodológicos que afectan a este estudio se le concede un nivel IV de evidencia.

**Cassisi JE, Robinson ME, O'Conner P, MacMillan M. Trunk strength and lumbar paraspinal muscle activity during isometric exercise in chronic low back pain patients and controls. Spine 1993;18: 245-51.**

Este estudio se propone como finalidad resolver la cuestión de la aparición de una posible diferencia en la actividad de los músculos del tronco y lumbares paraespinales, entre sujetos afectados de lumbalgia y quienes no la padecen en la ejecución de tareas de flexión isométricas y descanso, valorada a través de las mediciones dinamométricas y electromiográficas durante la realización de las mismas. Para ello los

autores reclutan a 21 hombres con lumbalgia crónica participantes en un programa de rehabilitación de espalda, y a 12 hombres sin historia de lumbalgia, empleados del centro donde se desarrolla este programa.

Los sujetos son colocados en un tensiómetro de extensión lumbar MedX, Ocala, Florida, USA, sentados, con estabilización de pelvis y fijados al aparato mediante sujeción femoral con dos respaldos ajustables ceñidos sobre la cara anterior de la tibia a nivel de la tuberosidad tibial, y los muslos sujetos por correas gruesas mullidas ceñidas a las cabezas de los fémures, justo debajo de la articulación a la cadera. Esta fijación fuerza a los fémures hacia arriba, empujan la pelvis hacia atrás y eliminan los movimientos verticales de la pelvis. Un reposacabeza ajustado a nivel del hueso occipital soporta la cabeza y dos manillares estandarizan la posición de brazos, impidiendo que la presión de cabeza y brazos ayude a incrementar la fuerza lumbar ejercida en las tareas. Los sujetos se posicionan en la máxima flexión lumbar que pueden desarrollar, posición en la que se les fija con un respaldo haciendo extensiones de espalda máximas y continuas por contracciones isométricas sobre el respaldo durante 10 segundos, en ángulos de 72° a 0° con variación de 12°, y con intervalos de 1 segundo de descanso entre cada variación del ángulo de extensión.

Mientras se realizan estas tareas un dinamómetro mide la fuerza isométrica voluntaria máxima con su torque pico, ejercida por la musculatura lumbar durante la flexión en los ángulos 0°, 12°, 24°, 36°, 48°, 60° y 72°, acorde a los límites del rango de movimiento de cada sujeto. De forma sincrónica, electrodos Ag/AgCl de 12 mm de diámetro emplazados en la espalda de forma bilateral a la altura de L1 y L2 recolectan las señales de actividad eléctrica superficial. Esas señales se amplifican con un ganancia de 1.800 mV, son filtradas en la banda de 100-540 Hz a intervalos de 60 Hz, se integran y digitalizan a intervalos de 128 Hz, y se transforman en su raíz cuadrática media cada 40 mseg. Los valores medio y máximo de la señal electromiográfica integrada se obtiene para cada canal, con una periodicidad de 10 segundos durante las contracciones y de 15 segundos en los intervalos de descanso. Las comparaciones de torque y derivaciones electromiográficas medias entre los grupos se realizan mediante análisis de varianza y covarianza ajustando las comparaciones por el factor intervención quirúrgica de los lumbálgicos e índice de masa corporal, a un nivel de significación de 0,05.

Como resultado se obtiene que los torques de flexión angular fueron menores en los sujetos lumbálgicos que en los no lumbálgicos. Los valores electromiográficos máximos son más bajos entre los lumbálgicos, relación que se mantiene para ambos lados y cada ángulo

de flexión. Los lumbálgicos presentan valores electromiográficos medios menores en 12°, 24°, 36° y 48° de flexión izquierda y 24°, 36° y 48° de flexión derecha. Si se emplea el torque pico a los 0° y 48° de flexión, se obtiene la mejor clasificación en lumbálgicos o no (63%), pero sin que alcance la significación estadística, y usando el valor electromiográfico máximo para flexión izquierda a 0° y 48°, la mejor clasificación (85%) que alcanza la significación. Ante estos resultados los autores del estudio concluyen que el torque de la musculatura lumbar durante las tareas isométricas de flexión en el rango de ángulos limitados de movimiento no discrimina entre sujetos lumbálgicos o no, mientras la señal electromiográfica integrada proveniente de la musculatura paraespinal durante esas mismas tareas sí lo hace, con un error falso negativo del 15%.

Este estudio, en nuestra opinión está afectado por varios sesgos y limitaciones metodológicas. Dos sesgos, de selección y representatividad, podrían originarse con la inclusión en el estudio de sujetos lumbálgicos bajo un tratamiento de rehabilitación, algunos de los cuales incluso han sido sometidos a intervenciones quirúrgicas, mientras el criterio de selección de los controles entre los empleados del centro de rehabilitación, por el hecho de no estar entre los pacientes, es harto dudoso. Otro sesgo, de restricción de información que afecta al estudio, podría tener su origen en el desequilibrio de los grupos, con el doble de casos que controles. La aplicación de las técnicas estadísticas resulta inadecuada, debido al reducido tamaño de los grupos, entre quienes se comparan variables cuya distribución no se prueba sea cercana a la normal, algo dudoso dado lo escaso de la muestra, ni se induce tal necesaria propiedad mediante transformaciones. Muchos de los resultados posiblemente se hallen afectados, además, por una potencia muy baja del estudio. Por último, la señal electromiográfica integrada, para la que se halla diferencia entre lumbálgicos y no lumbálgicos, desde el punto de vista práctico que persigue nuestra revisión, no se acompaña de puntos de corte con utilidad diagnóstica, y la clasificación, aún desde la perspectiva epidemiológica, ofrece un error considerable. Por su carácter descriptivo, al que se añaden los defectos de diseño y procedimiento mencionados, a este estudio se le otorga una evidencia de nivel IV.

**Mayer TG, Kondraske G, Mooney V, Carmichael TW, Butsch R. Lumbar myoelectric spectral analysis for endurance assessment: A comparison of normal with deconditioned patients. Spine 1989;14: 986-91.**

El propósito de este estudio es comprobar la aparición de diferencias en la resistencia de la actividad muscular que se espera exista entre los pacientes lumbálgicos y los sujetos que no lo son, valorados por los cambios de la actividad eléctrica muscular. Para comprobar esta creencia extremo los autores del estudio reclutan a 8 hombres y 2 mujeres con diagnóstico de disfunción crónica, sin empleo, con restricciones en su estilo de vida respecto al ejercicio físico y que se encuentran sometidos a un programa de rehabilitación funcional por ese motivo y con capacidad para realizar ejercicios al nivel mínimo exigido en el estudio, y a 8 hombres y 3 mujeres que no refieren no padecer lumbalgia.

Los sujetos son colocados en una silla romana para ejercicios de tensión por extensión del tronco a la que se ha acoplado un dinamómetro Cybex para extensión/flexión del tronco de Lumex, N.Y., en posición decúbito prono con la cara antero-superior de la cresta ilíaca alineada al borde craneal del soporte pélvico, para asegurar un peso consistente del torso superior alrededor del eje lumbo sacro de pivoteo. El pubis se fija sobre un soporte pélvico, las extremidades inferiores extendidas y sujetas en la porción carnosa del tríceps, y el pecho descansando sobre un cojín de soporte centrado en el esternón. La tarea se realiza con las manos entrelazadas detrás de la cabeza, manteniendo el cuerpo recto en posición horizontal sobre el soporte del pecho. La tarea consiste en la realización de contracciones del tronco con extensiones suaves elevándolo lo suficiente como para separar el esternón del cojín sobre el que apoya el tórax manteniendo siempre la parte superior del cuerpo en posición horizontal con un mínimo de movimientos. El ejercicio se repite en dos series de 10 tandas de elevación del tronco con unos 5 minutos de descanso entre ellas.

Durante la realización de las tareas el dinamómetro acoplado a la silla mide la fuerza isocinética sagital desarrollada por los músculos del tronco con el esfuerzo. De forma simultánea, electrodos diferenciales de superficie Ag-Ag/Cl de 4 mm colocados sobre el músculo *longissimus dorsi*, 3 cm a la derecha e izquierda de la línea media a nivel L3, miden la actividad eléctrica de ese grupo muscular. La señal mioeléctrica se amplifica, se filtra en la banda de 20-400 Hz y se digitaliza a intervalos de 1.024 Hz. Se calcula la frecuencia media de la señal por cada uno de

los canales de registro, digitalizándola cada 2 seg, cada valor se divide en 4 ventanas espectrales de amplitud de 512 puntos y se lleva al dominio de las frecuencias mediante la transformada rápida de Fourier. Para cada rango de 0-512 Hz se obtiene un periodograma de frecuencias, al que se calcula la frecuencia media y el promedio de frecuencia para el espectro medio de los primeros 2 segundos de cada tanda de ejercicios. Sobre este valor promedio se ajusta un modelo de regresión lineal, con la tarea como factor explicatorio, para obtener la pendiente Hz/ejercicio en las 10 pruebas, considerando los 5 primeros como los valores de frecuencia media que corresponden a los músculos no fatigados. La frecuencia media coincidente con el torque incorpora a la medida las diferencias en las distancias pélvicas del brazo del momento. Se emplea la prueba de la t de Student para valorar la significación de las diferencias en las pendientes entre los grupos con un nivel alfa de 0,05.

Como resultado de las comparaciones se obtiene que la frecuencia media de la señal electromiográfica es mayor en los sujetos lumbálgicos, para las 2 sesiones de 10 tareas y la primera de 5, no hallándose diferencias para la segunda sesión de 5 tareas. La sensibilidad del método establecido por este protocolo en la identificación de un lumbálgico a través de la EMGS es del 40%. No se encuentra una diferencia a nivel individual para las variables electromiográficas entre sujetos lumbálgicos y quienes declaran no serlo.

A partir de estos resultados, los autores concluyen que no parece fundamentada la utilidad clínica de la dinamometría y electromiografía simultáneas en el diagnóstico de la lumbalgia, porque si bien se hallan diferencias en la media de frecuencia entre los grupos, no se encuentra entre los sujetos de manera individual.

En nuestra opinión este estudio está afectado por varios sesgos y errores metodológicos. El primero es el de la selección de sujetos lumbálgicos que se encuentran sometidos a un programa de rehabilitación funcional, lo cual introduce posibles sesgos considerables de selección y representatividad. Por otra parte, el escaso tamaño de muestra del estudio afecta al empleo de las técnicas de comparación, que hacen dudosa la interpretación de las diferencias cuando se manifiestan, y asignable a una baja potencia del estudio cuando no. La naturaleza descriptiva del estudio a la que se añaden los problemas antes señalados nos llevan a conferirle al mismo un nivel de evidencia IV.

## Anexo IV. Tabla de artículos con dinamometría más EMGS excluidos de la revisión

Autor, año publicación	MOTIVO DE EXCLUSIÓN
Verbunt, 2005 <sup>181</sup>	No emplea EMGS, sino estimulación eléctrica con EMG convencional
Silva, 2005 <sup>195</sup>	Incluye sólo sujetos asintomáticos
Marras, 2004 <sup>196</sup>	No emplea dinamometría completa, sólo goniómetro
Elfvig, 2003 <sup>197</sup>	El instrumento de medición de fuerza no puede considerarse un dinamómetro
Lariviere, 2003 <sup>198</sup>	Revisión narrativa de artículos originales del propio autor
Ng, 2003 <sup>199</sup>	Incluye sólo sujetos asintomáticos
Sparto, 2001 <sup>200</sup>	Incluye sólo sujetos asintomáticos
Kumar, 2001 <sup>201</sup>	Incluye sólo sujetos asintomáticos
Suter, 2001 <sup>202</sup>	La dinamometría no mide fuerza de músculos paraespinales, sólo de rodilla.
Fall, 2001 <sup>203</sup>	Tesis doctoral, no disponible la totalidad de resultados
Radebold, 2000 <sup>204</sup>	El instrumento de medición de fuerza no puede considerarse un dinamómetro
Greenough, 1998 <sup>205</sup>	El instrumento de medición de fuerza no puede considerarse un dinamómetro
Peach, 1998 <sup>194</sup>	El instrumento de medición de fuerza no puede considerarse un dinamómetro
Kankaanpaa, 1998 <sup>206</sup>	El instrumento de medición de fuerza no puede considerarse un dinamómetro

Autor, año publicación	MOTIVO DE EXCLUSIÓN
Mooney, 1997 <sup>207</sup>	El instrumento de medición de fuerza no puede considerarse un dinamómetro
Oddson, 1997 <sup>208</sup>	El instrumento de medición de fuerza no puede considerarse un dinamómetro
O'Sullivan, 1997 <sup>209</sup>	El instrumento de medición de fuerza no puede considerarse un dinamómetro. Incluye lumbalgia específica
Roy, 1997 <sup>210</sup>	El instrumento de medición de fuerza no puede considerarse un dinamómetro
van Dieen, 1996 <sup>211</sup>	La dinamometría y la EMGS no se realizan simultáneamente
Roy, 1995 <sup>151</sup>	El instrumento de medición de fuerza no puede considerarse un dinamómetro
Alexiev, 1994 <sup>212</sup>	El instrumento de medición de fuerza no puede considerarse un dinamómetro
Robinson, 1992 <sup>108</sup>	El instrumento de medición de fuerza no puede considerarse un dinamómetro
Klein, 1991 <sup>146</sup>	El instrumento de medición de fuerza no puede considerarse un dinamómetro
Roy, 1990 <sup>145</sup>	El instrumento de medición de fuerza no puede considerarse un dinamómetro
Roy, 1989 <sup>142</sup>	El instrumento de medición de fuerza no puede considerarse un dinamómetro
EMGS: Electromiografía de superficie	

## Anexo V. Roland Morris Disability Questionnaire. Versión española.

- 1.- Me quedo en casa la mayor parte del tiempo por mi dolor de espalda
- 2.- Cambio de postura con frecuencia para intentar aliviar la espalda.
- 3.- Debido a mi espalda, camino más lentamente de lo normal.
- 4.- Debido a mi espalda, no puedo hacer ninguna de las faenas que habitualmente hago en casa.
- 5.- Por mi espalda, uso el pasamanos para subir escaleras.
- 6.- A causa de mi espalda, debo acostarme más a menudo para descansar.
- 7.- Debido a mi espalda, necesito agarrarme a algo para levantarme de los sillones o sofás.
- 8.- Por culpa de mi espalda, pido a los demás que me hagan las cosas.
- 9.- Me visto más lentamente de lo normal a causa de mi espalda.
- 10.- A causa de mi espalda, sólo me quedo de pie durante cortos períodos de tiempo.
- 11.- A causa de mi espalda, procuro evitar inclinarme o arrodillarme.
- 12.- Me cuesta levantarme de una silla por culpa de mi espalda.
- 13.- Me duele la espalda casi siempre.
- 14.- Me cuesta darme la vuelta en la cama por culpa de mi espalda.
- 15.- Debido a mi dolor de espalda, no tengo mucho apetito.
- 16.- Me cuesta ponerme los calcetines - o medias - por mi dolor de espalda.
- 17.- Debido a mi dolor de espalda, tan sólo ando distancias cortas.
- 18.- Duermo peor debido a mi espalda.
- 19.- Por mi dolor de espalda, deben ayudarme a vestirme.
- 20.- Estoy casi todo el día sentado/a causa de mi espalda.
- 21.- Evito hacer trabajos pesados en casa, por culpa de mi espalda.
- 22.- Por mi dolor de espalda, estoy más irritable y de peor humor de lo normal.
- 23.- A causa de mi espalda, subo las escaleras más lentamente de lo normal.
- 24.- Me quedo casi constantemente en la cama por mi espalda.

Fuente: Kovacs FM, Llobera J, Gil del Real MT, Abraira V, Gestoso M, Fernández C et al. Validation of the Spanish version of the Roland Morris Questionnaire. Spine 2002;27:538-542.



# Anexo VI. Oswestry Disability Questionnaire

## Oswestry Disability Questionnaire

This questionnaire has been designed to give us information as to how your back or leg pain is affecting your ability to manage in everyday life. Please answer by checking one box in each section for the statement which best applies to you. We realise you may consider that two or more statements in any one section apply but please just shade out the spot that indicates the statement which most clearly describes your problem.

### Section 1: Pain Intensity

- I have no pain at the moment
- The pain is very mild at the moment
- The pain is moderate at the moment
- The pain is fairly severe at the moment
- The pain is very severe at the moment
- The pain is the worst imaginable at the moment

### Section 2: Personal Care (eg. washing, dressing)

- I can look after myself normally without causing extra pain
- I can look after myself normally but it causes extra pain
- It is painful to look after myself and I am slow and careful
- I need some help but can manage most of my personal care
- I need help every day in most aspects of self-care
- I do not get dressed, wash with difficulty and stay in bed

### Section 3: Lifting

- I can lift heavy weights without extra pain
- I can lift heavy weights but it gives me extra pain
- Pain prevents me lifting heavy weights off the floor but I can manage if they are conveniently placed eg. on a table
- Pain prevents me lifting heavy weights but I can manage light to medium weights if they are conveniently positioned
- I can only lift very light weights
- I cannot lift or carry anything

### Section 4: Walking\*

- Pain does not prevent me walking any distance
- Pain prevents me from walking more than 2 kilometres
- Pain prevents me from walking more than 1 kilometre
- Pain prevents me from walking more than 500 metres
- I can only walk using a stick or crutches
- I am in bed most of the time

### Section 5: Sitting

- I can sit in any chair as long as I like
- I can only sit in my favourite chair as long as I like
- Pain prevents me sitting more than one hour
- Pain prevents me from sitting more than 30 minutes
- Pain prevents me from sitting more than 10 minutes
- Pain prevents me from sitting at all

### Section 6: Standing

- I can stand as long as I want without extra pain
- I can stand as long as I want but it gives me extra pain
- Pain prevents me from standing for more than 1 hour
- Pain prevents me from standing for more than 30 minutes
- Pain prevents me from standing for more than 15 minutes
- Pain prevents me from standing at all

### Section 7: Sleeping

- My sleep is never disturbed by pain
- My sleep is occasionally disturbed by pain
- Because of pain I have less than 6 hours sleep
- Because of pain I have less than 4 hours sleep
- Because of pain I have less than 2 hours sleep
- Pain prevents me from sleeping at all

### Section 8: Sex Life (if applicable)

- My sex life is normal and causes no extra pain
- My sex life is normal but causes some extra pain
- My sex life is nearly normal but is very painful
- My sex life is severely restricted by pain
- My sex life is nearly absent because of pain
- Pain prevents any sex life at all

### Section 9: Social Life

- My social life is normal and gives me no extra pain
- My social life is normal but increases the degree of pain
- Pain has no significant effect on my social life apart from limiting my more energetic interests e.g. sport
- Pain has restricted my social life and I do not go out as often
- Pain has restricted my social life to my home
- I have no social life because of pain

### Section 10: Travelling

- I can travel anywhere without pain
- I can travel anywhere but it gives me extra pain
- Pain is bad but I manage journeys over two hours
- Pain restricts me to journeys of less than one hour
- Pain restricts me to short necessary journeys under 30 minutes
- Pain prevents me from travelling except to receive treatment

Fuente: Fairbank JCT, Davies JB. The Oswestry low back pain disability questionnaire. Physiotherapy 1980;66:271-273





