



UNIVERSIDAD DE MURCIA

**DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA, PEDIATRÍA,
OBSTETRICIA Y GINECOLOGÍA**

**Valor de la Dinamometría Isométrica y la Electromiografía
Superficial en la Valoración de la
Lumbalgia Inespecífica**

**D.Carlos Daniel Medina Leal
2015**



UNIVERSIDAD DE MURCIA

DPTO. DE CIRUGÍA, PEDIATRÍA, OBSTETRICIA Y GINECOLOGÍA

Valor de la Dinamometría Isométrica y la Electromiografía Superficial en la Valoración de la Lumbalgia Inespecífica

D. CARLOS DANIEL MEDINA LEAL

2015



UNIVERSIDAD DE MURCIA

DPTO. DE CIRUGÍA, PEDIATRÍA, OBSTETRICIA Y GINECOLOGÍA

Valor de la Dinamometría Isométrica y la Electromiografía Superficial en la Valoración de la Lumbalgia Inespecífica

Tesis para optar al grado de Doctor presentada por:

Carlos Daniel Medina Leal

Directores:

Dr. Fernando Santonja Medina
Dr. Gerardo Garcés Martín

2015



UNIVERSIDAD DE MURCIA

DPTO. DE CIRUGÍA, PEDIATRÍA, OBSTETRICIA Y GINECOLOGÍA

D. Fernando M. Santonja Medina

Doctor en Medicina y Cirugía y Profesor Titular de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Departamento de Cirugía, Pediatría, Obstetricia y Ginecología de la Universidad de Murcia

AUTORIZA:

La presentación de la Tesis Doctoral titulada: “**Valor de la Dinamometría Isométrica y la Electromiografía Superficial en la Valoración de la Lumbalgia Inespecífica**”, realizada por D. Carlos Daniel Medina Leal, bajo mi inmediata dirección y supervisión, y que presenta para la obtención del Grado de Doctor por la Universidad de Murcia.

Y, para que surta los efectos oportunos al interesado, firmo la presente en Murcia, a treinta de Septiembre de 2015.

Fdo: D. Fernando M. Santonja Medina



UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA

DPTO. DE CIENCIAS MÉDICAS Y QUIRÚRGICAS

D. Gerardo Garcés Martín

Doctor en Medicina y Cirugía y Profesor Titular de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Departamento de Ciencias Médicas y Quirúrgicas de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.

AUTORIZA:

La presentación de la Tesis Doctoral titulada: “**Valor de la Dinamometría Isométrica y la Electromiografía Superficial en la Valoración de la Lumbalgia Inespecífica**”, realizada por D. Carlos Daniel Medina Leal, bajo mi inmediata dirección y supervisión, y que presenta para la obtención del Grado de Doctor por la Universidad de Murcia.

Y, para que surta los efectos oportunos al interesado, firmo la presente en Murcia, a treinta de Septiembre de 2015.

Fdo: D. Gerardo Garcés Martín

*“Por si el tiempo me arrastra a
playas desiertas, hoy cierro yo
el libro de las horas muertas [...]
En los vértices del tiempo anidan
los sentimientos...hoy son
pájaros de barro que quieren
volar.”*

Manolo García
“Pájaros de barro”

AGRADECIMIENTOS

Al Dr. Ljubo Milutinovic, alma mater de este proyecto, por su amistad e inquebrantable integridad y lealtad.

A los directores de esta tesis: Prof. Fernando Santonja Medina y Prof. Gerardo Garcés Martín. Maestros y sobre todo amigos, por mantenerse cerca desde que arrancó éste proyecto, por su esmerada dirección, por su inagotable paciencia.

A D. Ramón Canal Comaposada por su permanente estímulo y confianza, por su pragmatismo y amistad.

Al profesor Canteras, al Dr. Montoro y la Dra. Artells por su inestimable ayuda con el estudio estadístico y la realización de la parte más árida del trabajo.

A mis padres, Isabel y Agustín, por su amor incondicional y todos los esfuerzos que han realizado por nosotros; por ayudarme a perseguir cada uno de mis sueños y comprender que ningún lugar está lejos.

A mis hermanos Vanessa y Félix, por estar siempre cerca y arroparme cada vez que lo he necesitado.

A Irene, mi alfa y omega, sin ti nada es posible.

A Eva y Ana, las luces que iluminan el camino.

A todos, gracias.

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS	6
ÍNDICE DE TABLAS	9
ÍNDICE DE FIGURAS	13
GLOSARIO DE ABREVIATURAS Y TÉRMINOS	16
JUSTIFICACIÓN	19
INTRODUCCIÓN	22
DEFINICIÓN DE DOLOR LUMBAR	22
COLUMNA LUMBAR Y DOLOR LUMBAR	23
<i>Anatomía básica de la columna lumbar</i>	23
<i>Función de la musculatura lumbar</i>	26
<i>Tipos de fibras de la musculatura lumbar</i>	28
EPIDEMIOLOGÍA DEL DOLOR LUMBAR.....	30
<i>Incidencia y prevalencia</i>	30
<i>Pronóstico y recurrencia</i>	33
<i>Coste socioeconómico y discapacidad</i>	34
DOLOR LUMBAR INESPECÍFICO	36
DOLOR LUMBAR FINGIDO.....	37
ELECTROMIOGRAFÍA SUPERFICIAL Y LUMBALGIA INESPECÍFICA	38
<i>Origen de la señal electromiográfica</i>	39
<i>Impedancia</i>	41
<i>Los electrodos y su colocación</i>	41
<i>Factores que afectan a la interpretación</i>	43
<i>Reproducibilidad de la SEMG en la valoración lumbar</i>	45
<i>Relación entre la electromiografía y la fuerza muscular</i>	47
<i>Coefficiente de Eficiencia Neuromuscular (NMER)</i>	48
<i>SEMG en la evaluación del dolor lumbar</i>	49
DINAMOMETRÍA Y LUMBALGIA INESPECÍFICA.....	50
<i>Definición de fuerza isométrica</i>	51
<i>Fundamentos de la dinamometría en la valoración de la fuerza muscular</i>	51
<i>Evaluación del rendimiento muscular</i>	52
<i>Uso de la dinamometría isométrica en la lumbalgia inespecífica</i>	53

DINAMOMETRÍA Y ELECTROMIOGRAFÍA EN LA LUMBALGIA INESPECÍFICA...	56
HIPÓTESIS	58
OBJETIVOS	60
SUJETOS, MATERIAL Y MÉTODOS	62
SUJETOS	62
MATERIAL	63
MÉTODO	65
DESCRIPCIÓN DE LAS VARIABLES ESTUDIADAS.....	66
ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	67
RESULTADOS	69
DINAMOMETRÍA ISOMÉTRICA.....	69
<i>Población control.</i>	69
<i>Población afecta de lumbalgia inespecífica.</i>	70
<i>Población simuladora</i>	72
<i>Análisis comparativo</i>	74
ELECTROMIOGRAFIA SUPERFICIAL	80
<i>Población normal.</i>	80
<i>Población afecta de lumbalgia inespecífica.</i>	85
<i>Población simuladora</i>	90
<i>Análisis comparativo</i>	95
COEFICIENTE DE EFICIENCIA NEUROMUSCULAR (NMER).....	105
DISCUSIÓN	110
REFLEXIÓN FINAL.....	118
PROPUESTAS DE LINEAS DE INVESTIGACIÓN FUTURAS.	119
CONCLUSIONES	121
BIBLIOGRAFÍA	124

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Resumen de la incidencia del primer episodio de dolor lumbar (first-ever episode) durante un año en población normal.....	30
Tabla 2. Resumen de la prevalencia no ajustada de lumbalgia en población general por países.....	31
Tabla 3. Representación de los costes nacionales estimados derivados de las lumbalgias.....	35
Tabla 4. Tabla comparativa de las posiciones recomendadas, tipos de localización y posibles artefactos descritos por CRAM y SENIAM.....	43
Tabla 5 . Descripción del número de sujetos estudiados en cada grupo según el sexo y la edad.....	62
Tabla 6. Valores de la fuerza isométrica media de la población control.....	69
Tabla 7. Valores de la fuerza isométrica media del grupo control, agrupadas por sexo y edad.....	70
Tabla 8. Valores de la fuerza isométrica media de la población afectada de lumbalgia inespecífica agrupadas por edad.....	71
Tabla 9. Valores de la fuerza isométrica media de la población afectada de lumbalgia inespecífica agrupadas por edad y sexo.....	71
Tabla 10. Valores de la fuerza isométrica media de la población afectada de simuladora agrupadas por edad.....	72
Tabla 11. Valores de la fuerza isométrica media de la población simuladora agrupadas por edad y sexo.....	73
Tabla 12. Comparativa de los valores antropométricos de los grupos estudiados.....	74

Tabla 13. Valores de significación estadística inter-sujetos de los tres grupos estudiados al analizarlos por edad, sexo y diagnóstico.....	74
Tabla 14. Valores de significación estadística ANOVA (test de Scheffé) al comparar la fuerza isométrica en los diferentes movimientos estudiados por grupos.....	78
Tabla 15. Valores de la fuerza isométrica media de los hombres clasificados por grupos.....	79
Tabla 16. Valores de la fuerza isométrica media de las mujeres clasificadas por grupos.....	79
Tabla 17. Valores de activación electromiográfica media durante las contracciones isométricas máximas de la población control.....	80
Tabla 18. Valores de activación electromiográfica durante las contracciones Isométricas máximas de la población control, agrupadas por edad.....	84
Tabla 19. Valores de activación electromiográfica durante las contracciones isométricas máximas de la población patológica, agrupadas por edad.....	85
Tabla 20. Valores de activación electromiográfica durante las contracciones isométricas máximas de la población patológico agrupadas por edad.....	89
Tabla 21. Valores de activación electromiográfica durante las contracciones isométricas máximas de la población simuladora agrupadas por edad.....	90
Tabla 22. Valores de activación electromiográfica durante las contracciones isométricas máximas de la población simuladora agrupadas por edad.....	94
Tabla 23. Valores de significación estadística inter-sujetos de los tres grupos estudiados al analizarlos por edad, sexo y diagnóstico.....	95
Tabla 24. Valores de significación estadística del test ANOVA (test de Scheffé) al comparar los valores de activación muscular de los tres grupos estudiados en los movimientos de flexo-extensión.....	96

Tabla 25. Valores de significación estadística del test ANOVA (test de Scheffé) al comparar los valores de activación muscular de los tres grupos estudiados en los movimientos de rotación.....	97
Tabla 26. Valores de significación estadística del test ANOVA (test de Scheffé) al comparar los valores de activación muscular de los tres grupos estudiados en los movimientos de flexión lateral.....	98
Tabla 27. Valores de activación electromiográfica de los hombres durante la flexión de los tres grupos estudiados la edad.....	99
Tabla 28. Valores de activación electromiográfica de las mujeres durante la flexión de los tres grupos estudiados la edad.....	99
Tabla 29. Valores de activación electromiográfica de los hombres durante la extensión de los tres grupos estudiados la edad.....	100
Tabla 30. Valores de activación electromiográfica de las mujeres durante la extensión de los tres grupos estudiados la edad.....	100
Tabla 31. Valores de activación electromiográfica de los hombres durante la rotación derecha de los tres grupos estudiados la edad.....	101
Tabla 32. Valores de activación electromiográfica de los hombres durante la rotación derecha de los tres grupos estudiados la edad.....	101
Tabla 33. Valores de activación electromiográfica de los hombres durante la rotación izquierda de los tres grupos estudiados la edad.....	102
Tabla 34. Valores de activación electromiográfica de las mujeres durante la rotación izquierda de los tres grupos estudiados la edad.....	102
Tabla 35. Valores de activación electromiográfica de los hombres durante la flexión lateral derecha de los tres grupos estudiados la edad.....	103
Tabla 36. Valores de activación electromiográfica de las mujeres durante la flexión lateral derecha de los tres grupos estudiados la edad.....	103

Tabla 37. Valores de activación electromiográfica de los hombres durante la flexión lateral izquierda de los tres grupos estudiados la edad.....	104
Tabla 38. Valores de activación electromiográfica de las mujeres durante la flexión lateral izquierda de los tres grupos estudiados la edad.....	104
Tabla 39. Valores de significación del análisis de varianza (ANOVA) inter individual respecto a edad, sexo y diagnóstico de las variables de coeficiente neuromuscular (NMER) en los movimientos estudiados.....	105
Tabla 40. Valores de significación del análisis de varianza (ANOVA) post hoc de las variables de coeficiente neuromuscular (NMER) al comparar los tres grupos estudiados.....	108

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Representación de las cinco vertebrae lumbares y su relación con el músculo Multifidus.....	24
Figura 2. Esquema resumen de los sistemas propuestos de estabilidad de la columna.....	27
Figura 3. Corte transversal del tronco donde se representa la relación de la musculatura de la pared abdominal.....	28
Figura 4. Distribución global por sexo y edad de los años de vida ajustados por discapacidad.....	32
Figura 5. Representación de despolarización de motoneurona.....	40
Figuras 6A y 6B. Localización recomendada por CRAM para la colocación de los electrodos de superficie para el estudio del oblicuo externo (figura 6A) y erector espinal (figura 6B).....	42
Figura 7. Detalle del dinamómetro triaxial Computarizado Isostación B-200 (Isotechnologies Inc., Hillsborough, NC).....	63
Figura 8. Detalle del electromiógrafo de superficie de ocho canales: Mega 3000P8 (Mega Electronics Ltd, KuopioFinlandia.....	64
Figura 9. Electrodos de superficie Ambu® BlueSensor R.....	65
Figura 10. Representación gráfica de los valores de fuerza isométrica media e intervalo de confianza (95%) de los hombres menores de 40 años en cada uno de los grupo estudiados.....	75
Figura 11. Representación gráfica de los valores de fuerza isométrica media e intervalo de confianza (95%) de los hombres mayores de 40 años en cada uno de los grupos estudiados.....	76

Figura 12. Representación gráfica de los valores de fuerza isométrica media e intervalo de confianza (95%) de las mujeres menores de 40 años en cada uno de los grupos estudiados.....	77
Figura 13. Valores comparativos de la fuerza isométrica media (newtons) de las mujeres menores de 40 años en cada uno de los grupos estudiados.....	77
Figura 14. Valores comparativos de la activación electromiográfica media (microvoltios) e intervalo de confianza al 95% de la musculatura oblicua y erectora lumbar durante el movimiento de flexo-extensión del grupo control agrupados por edad.....	81
Figura 15. Valores comparativos de la activación electromiográfica media (microvoltios) e intervalo de confianza al 95% de la musculatura oblicua y erectora lumbar durante el movimiento de rotación del grupo control agrupados por edad.....	82
Figura 16. Valores comparativos de la activación electromiográfica media (microvoltios) e intervalo de confianza al 95% de la musculatura oblicua y erectora lumbar durante el movimiento de flexión lateral del grupo control agrupados por edad.....	83
Figura 17. Valores comparativos de la activación electromiográfica media (microvoltios) e intervalo de confianza al 95% de la musculatura oblicua y erectora lumbar durante el movimiento de flexo-extensión del grupo patológico agrupado por edad.....	86
Figura 18. Valores comparativos de la activación electromiográfica media (microvoltios) e intervalo de confianza al 95% de la musculatura oblicua y erectora lumbar durante el movimiento de rotación del grupo patológico agrupados por edad.....	87
Figura 19. Valores comparativos de la activación electromiográfica media (microvoltios) e intervalo de confianza al 95% de la musculatura oblicua y erectora lumbar durante el movimiento de flexión lateral del grupo patológico agrupados por edad.....	88
Figura 20. Valores comparativos de la activación electromiográfica media (microvoltios) e intervalo de confianza al 95% de la musculatura oblicua y erectora lumbar durante el movimiento de flexo-extensión del grupo simulador agrupados por edad.....	91

Figura 21. Valores comparativos de la activación electromiográfica media (microvoltios) e intervalo de confianza al 95% de la musculatura oblicua y erectora lumbar durante el movimiento de rotación del grupo simulador agrupados por edad.....92

Figura 22. Valores comparativos de la activación electromiográfica media (microvoltios) e intervalo de confianza al 95% de la musculatura oblicua y erectora lumbar durante el movimiento de flexión lateral del grupo simulador agrupados por edad.....93

GLOSARIO DE ABREVIATURAS Y TÉRMINOS

Ag	PLATA
Ag-Cl	CLORURO DE PLATA
ANOVA	ANÁLISIS DE VARIANZA
CL	COLUMNA LUMBAR
CM	CENTÍMETROS
DEG/S	GRADOS POR SEGUNDO
EE.UU.	ESTADOS UNIDOS DE NORTEAMÉRICA
EMG	ELECTROMIOGRAFÍA
ERECT	MUSCULATURA ERECTORA LUMBAR
F	FUERZA ISOMÉTRICA
FWEMG	ELECTROMIOGRAFÍA DE AGUJAS FINAS
Hz	HERZIOS
ICC	COEFICIENTE DE CORRELACIÓN INTRACLASE
IMC	ÍNDICE DE MASA CORPORAL
IQ	ÍNDICE DE QUETELET
L3	VERTEBRA LUMBAR L ₃
L4	VERTEBRA LUMBAR L ₄
MF	FRECUENCIA MEDIA
MVC	CONTRACCIÓN VOLUNTARIA MÁXIMA
MVIC	CONTRACCIÓN ISOMÉTRICA VOLUNTARIA MÁXIMA
N	NEWTONS
Nm	NEWTONS POR METRO
NMEG	ELECTROMIOGRAFÍA DE AGUJAS
NMER	COCIENTE DE EFICIENCIA NEUROMUSCULAR
°	GRADO
OBL	MUSCULATURA OBLICUA

PIB	PRODUCTO INTERIOR BRUTO
RMN	RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR
RMS	ROOT MEAN SQUARE O ROIZ MEDIÁTICA CUADRADA
S	SEGUNDO
SEMG	ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE
TAC	TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTARIZADA
TEF	FLEXIÓN Y EXTENSIÓN DEL TRONCO
TR	ROTACIÓN DEL TRONCO
USA	ESTADOS UNIDOS DE AMÉRICA
μV	MICROVOLTIO

JUSTIFICACIÓN

JUSTIFICACIÓN

El dolor lumbar probablemente existe desde que el ser humano adquirió la posición erecta y en la actualidad, junto con la cefalea, es el síntoma doloroso más común por el que acuden los pacientes solicitando tratamiento médico ¹.

El dolor lumbar es un importante problema de salud en los países desarrollados, llegando a afectar al 65-85% de las personas al menos una vez durante su vida ²⁻⁸. Cada seis meses, uno de cada cuatro adultos requiere tratamiento por este motivo ⁹, representando el quinto motivo más frecuente de consulta en los EE.UU ¹⁰. Si consideramos los costes directos (atención médica, hospitalización, medios diagnósticos, etc.) así como los costes indirectos (absentismo, disminución de la productividad, etc.) resulta fácilmente comprensible el impacto que produce, no solo en los propios pacientes sino también en sus familias, empresas y en la sociedad en general ^{2; 6; 7; 9; 11-13}.

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 la población trabajadora. A la minoría de pacientes con dolor lumbar crónico se le atribuyen la mayoría de sus costes. La mitad del absentismo laboral se atribuye al 15% de los trabajadores con dolor lumbar de duración superior a un mes. Otros autores atribuyen al 10-25% de los pacientes con dolor lumbar el 7% de los costes totales debidos al absentismo laboral y discapacidad. El dolor lumbar inespecífico genera en los países europeos un coste equivalente anual entre el 1,7 y el 2,1% de su producto interior bruto ¹¹. Se ha estimado que en nuestro país, el coste generado por el dolor lumbar derivado de sus repercusiones laborales (tiempo de inactividad laboral) y gastos asistenciales podría alcanzar los 16.000 millones de euros ¹.

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 ¹¹.

El dolor lumbar suele clasificarse como dolor lumbar específico o inespecífico ^{6; 11; 14-19}. El dolor lumbar inespecífico es, por definición, un dolor lumbar no atribuible a una patología específica (por ejemplo, infecciosa, tumoral, osteoporótica, fractura, deformidad estructural, trastornos inflamatorios, síndrome radicular o síndrome de cauda equina) ^{14-16; 19-21}, es por tanto

un diagnóstico de exclusión ¹⁶. Aproximadamente, el 90% de los pacientes con dolor lumbar no tienen una etiología específica ^{3; 10; 15; 16; 22}.

Las lumbalgias inespecíficas son un verdadero reto diagnóstico, pues de hecho no parece existir asociación entre las alteraciones visualizadas en la radiología simple, resonancia magnética o tomografía computarizada y el dolor lumbar inespecífico ^{11; 20; 23}. Por otra parte, los hallazgos patológicos que encontramos en estas pruebas de imagen son frecuentes tanto en sujetos con lumbalgia como en los asintomáticos. Se cree que ésta sintomatología puede ser debida a pequeñas alteraciones no detectables con los medios diagnósticos citados: trastornos vertebrales menores, desgarros cápsulo-ligamentosos intervertebrales o desgarros fasciales, entre otras posibles etiologías. En consecuencia, las guías de práctica clínica sólo recomiendan realizar pruebas de imagen en las lumbalgias cuando existan signos o síntomas de alerta ^{11; 16}, indicativos de compresión radicular o enfermedad sistémica.

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, pueden ser empleadas en la identificación de la lumbalgia inespecífica no simulada ¹¹.

La aplicación conjunta de ambas técnicas en la valoración de la musculatura extensora, flexora y rotadora durante la contracción isométrica en los tres ejes del espacio, podría incrementar su valor diagnóstico en la lumbalgia inespecífica y en la identificación de la simulación del dolor lumbar. De manera individual, ya está demostrado el valor de la dinamometría computarizada tridimensional y de la electromiografía de superficie en el diagnóstico de la disfunción lumbar, por lo que la aplicación conjunta de ambas tecnologías debería permitir ampliar su capacidad para diferenciar lo normal de lo patológico. Debido a que con frecuencia es imposible objetivar un problema orgánico en sujetos aquejados de lumbalgia inespecífica, la combinación de ambos métodos podría aportar datos que permitan detectar pacientes con lumbalgia debida a pequeñas alteraciones, los cuales se podrían beneficiar de programas específicos de rehabilitación. Asimismo podría ayudar a identificar a los sujetos que fingen padecer este proceso.

INTRODUCCIÓN

INTRODUCCIÓN

DEFINICIÓN DE DOLOR LUMBAR

El dolor lumbar se define como dolor, tensión muscular, contractura o rigidez en el área ubicada por debajo de la parrilla costal (duodécima costilla) y por encima del pliegue glúteo inferior, con o sin dolor en la pierna (ciática) ^{14; 15; 21; 24}.

Habitualmente suele clasificarse como dolor lumbar específico o inespecífico ^{6; 11; 14-19}.

El dolor lumbar específico se define como la sintomatología causada por mecanismos fisiopatológicos conocidos, tales como infección, tumor, osteoporosis, fractura, deformidad estructural, trastornos inflamatorios, síndrome radicular o síndrome de cauda equina ^{14-16; 19-21; 24}.

El dolor lumbar inespecífico es, por definición, un dolor lumbar no atribuible a una patología específica; es por tanto un diagnóstico de exclusión ^{16; 20}. Está cifrado hasta un 90% los pacientes con dolor lumbar que se etiquetarían como etiología inespecífica ^{3; 10; 15; 16; 22}.

Este tipo de lumbalgia se atribuye a alteraciones estructurales (discos intervertebrales, articulaciones facetarias, ligamentos, fascias, músculos o las raíces nerviosas que inervan la duramadre) o a sobrecarga funcional de los elementos que conforman la columna lumbar (CL) (pilar anterior y posterior vertebral y musculatura paravertebral), siendo los síntomas más frecuentes el dolor, la contractura muscular, la disminución de la fuerza muscular y la disminución de la movilidad del tronco ^{1; 11; 22; 25}.

Estas alteraciones estructurales y funcionales de la columna vertebral son tan frecuentes entre los sujetos asintomáticos como entre aquellos con dolor lumbar. De la misma manera, las imágenes de protrusión y hernia discal se observan frecuentemente tanto en pacientes con dolor lumbar como en sujetos asintomáticos, por lo que únicamente son relevantes clínicamente si existen signos clínicos y/o exploratorios de compresión radicular ^{1; 10; 11; 23}.

Adicionalmente a su origen, las lumbalgias se clasifican tradicionalmente según la duración de los síntomas. Esta clasificación es la más utilizada sin que haya evidencia al respecto, ya que ha sido elaborada por consenso, no basándose en la evidencia científica. Se define como aguda cuando persiste menos de seis semanas, subaguda cuando persiste entre seis semanas y tres meses, y crónica cuando se prolonga más de tres meses ^{1; 11; 20; 24; 26}. Aún así,

existen estudios realizados en nuestro país, en los que se establece que el límite entre dolor lumbar agudo y subagudo debería establecerse en dos semanas ^{1; 11; 14; 27}.

Otros autores, sin embargo, consideran inadecuada esta clasificación debido a que el dolor lumbar tiene un curso fluctuante y un carácter recurrente, en lugar de agudo, con episodios autolimitados pero múltiples, sin que se haya consensuado una nueva denominación. 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 ^{11; 20}.

COLUMNA LUMBAR Y DOLOR LUMBAR

Anatomía básica de la columna lumbar

La CL se compone de cinco vértebras (L1- L5) tal como se presenta en la figura 1.

Desde el punto de vista anatómico los elementos más relevantes son: el cuerpo vertebral, los procesos articulares superiores e inferiores, los pedículos, las láminas, las apófisis espinosas y las transversas. El cuerpo vertebral lumbar se caracteriza por ser, en comparación con otras vértebras, más ancho de lado a lado que de adelante a atrás y más grueso en la sección anterior que en la posterior, debido a que soporta la mayor parte de la carga. El disco intervertebral está firmemente unido al cuerpo vertebral. Las apófisis articulares forman las articulaciones zigoapofisarias, también denominadas facetas ²⁸. Las superficies articulares están orientadas sagitalmente permitiendo una buena flexión y extensión en la CL, mientras que la rotación y flexión lateral son movimientos con una menor participación de la CL. Las apófisis transversas y espinosas sirven de inserciones para ligamentos y músculos^{28; 29}.

La musculatura de la columna se puede dividir en musculatura intrínseca, que conecta la vértebras entre sí y la musculatura extrínseca que une las vértebras con los miembros³⁰.

En el caso de la CL, la musculatura intrínseca está dominada por el *erector spinae*, conformado por un grupo de músculos interdigitados que se expande desde el sacro y la cresta iliaca hasta el cráneo. El otro grupo muscular importante es el *multifidus* que es más corto y profundo que el anterior. En la región lumbar, estos dos músculos conforman la masa paraespinal. Actualmente la función biomecánica diferenciada de estas dos “unidades funcionales musculares” no se encuentra completamente dilucidada. En un plano más profundo

al *multifidus*, está un grupo muscular más pequeño que son los interespinales e intertransversales.

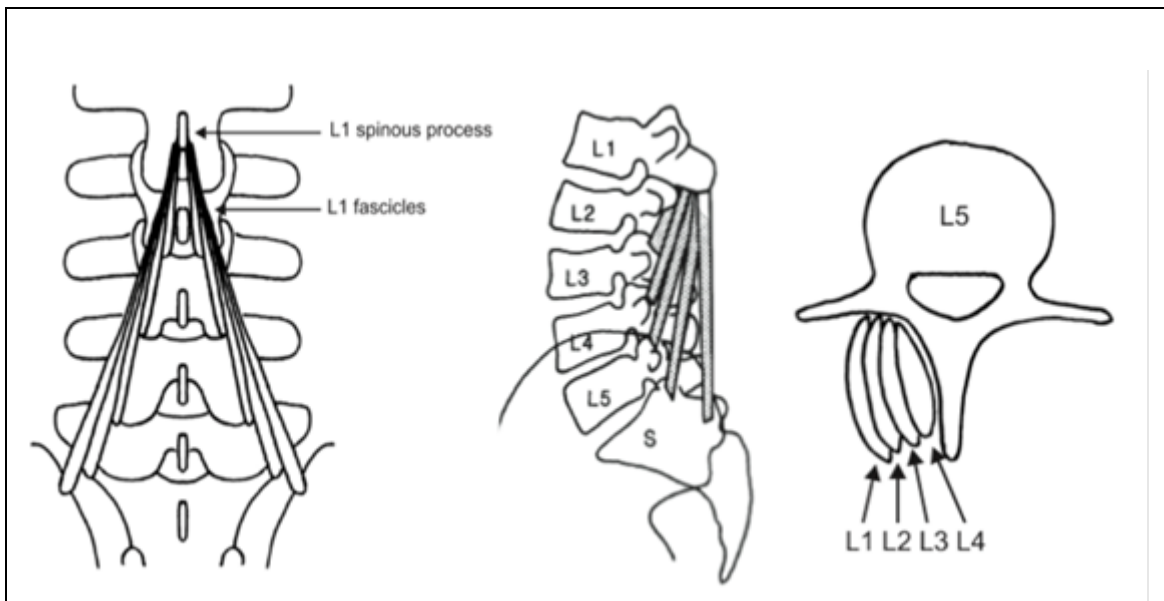


Figura 1. Representación de las cinco vértebras lumbares y su relación con el músculo multifidus. Primera vértebra lumbar: L1. Segunda Vértebra lumbar: L2. Tercera vértebra lumbar: L3. Cuarta Vértebra lumbar: L4. Quinta vértebra lumbar: L5. Sacro: S. ^{17; 31}

El *erector spinae* en la región lumbar se considera que está formado por tres músculos que de medial a lateral son el spinalis, longissimus e iliocostalis. Es el principal extensor de la columna vertebral, siendo su antagonista el músculo recto abdominal ³⁰.

- El músculo *spinalis*, el más medial, es básicamente aponeurótico en la región lumbar.
- El músculo *longissimus*, en la región lumbar, se compone de cinco bandas que surgen de las apófisis transversas y se insertan distalmente en la cresta iliaca. Cada banda se origina entre las vértebras L1 y L4 (Fig. 1), son pequeños músculos fusiformes con un tendón aplanado en su inserción distal. Las bandas más craneales se insertan de lateral a medial, conformando en conjunto la aponeurosis lumbar intermuscular.
- Los fascículos del *iliocostalis* descansan laterales al longissimus en las apófisis transversas de L1 a L4, formando 4 bandas anchas que se insertan en la fascia tóraco-lumbar y la cresta iliaca.

El músculo *multifidus* es el más medial de los músculos paraespinales, recorriendo el espacio formado por los procesos espinosos y las láminas de las vértebras. En el área lumbar está formado por cinco bandas separadas, cada una de las cuales surge de su apófisis espinal

lumbar específica de L1 a L5 (Fig. 1). La banda resultante de la vértebra L1 se encuentra más lateral y superficial, mientras que las bandas con orígenes inferiores (L2-L5) son más profundas y mediales. Las bandas se insertan secuencialmente desde L4 hasta el sacro ³². Se considera que su principal función es la extensión, sin embargo la naturaleza multisegmentaria y la compleja orientación espacial de sus fibras hacen que se le presuponga más un papel de ajuste intervertebral fino que de extensor principal de la columna.

La musculatura extrínseca de la CL está conformada por el *quadratus lumborum* y el *psoas mayor* cuya función es conectar las vértebras con la pelvis ³⁰.

El *quadratus lumborum* se inserta distalmente en el ligamento iliolumbar y en el labio externo de la cresta ilíaca, y cranealmente en el borde inferior de la XII costilla y en el vértice de los procesos transversos lumbares. Su función es inclinar la columna lumbar en sentido homolateral y la pelvis. Es también un extensor de forma bilateral de la columna lumbar y del tronco.

El *psoas mayor* está dividido en una parte superficial y otra profunda. La profunda se origina en las apófisis transversas de las vértebras lumbares L1-L5. Unido con el iliaco, el *psoas mayor* forma el iliopsoas que está rodeado por la fascia iliaca. El iliopsoas recorre la eminencia iliopúbica a través de la laguna muscular, para insertarse en el trocánter menor del fémur. Es el flexor mayor del muslo y del tronco.

La musculatura abdominal superficial se divide en dos grupos ²⁸:

1. Grupo lateral, que consta de tres músculos :
 - a. Músculos oblicuos externos del abdomen que surgen de las superficies externas de las costillas inferiores (5^a a 12^a) dirigiéndose hacia abajo y delante hasta insertarse en la cresta ilíaca y a la parte externa de la aponeurosis de los rectos del abdomen.
 - b. Músculo oblicuo interno del abdomen que se origina en la cresta ilíaca y se inserta en las costillas y aponeurosis más bajas.
 - c. Músculo transverso del abdomen que se origina en el cartílago de las costillas, la fascia tóraco-lumbar y la cresta ilíaca, y se inserta en la aponeurosis.
2. Grupo medial, que se compone de dos músculos:

- a. Músculo recto abdominal cuyo origen se sitúa en la cara anterior de los cartílagos de las costillas 5° a 7° y su inserción en el borde superior del pubis por medio de un pequeño tendón de 2-3 cm.
- b. Músculo piramidal del abdomen que surge del pubis y se inserta en la línea alba²⁸. Es un músculo delgado y rudimentario que no siempre existe³³.

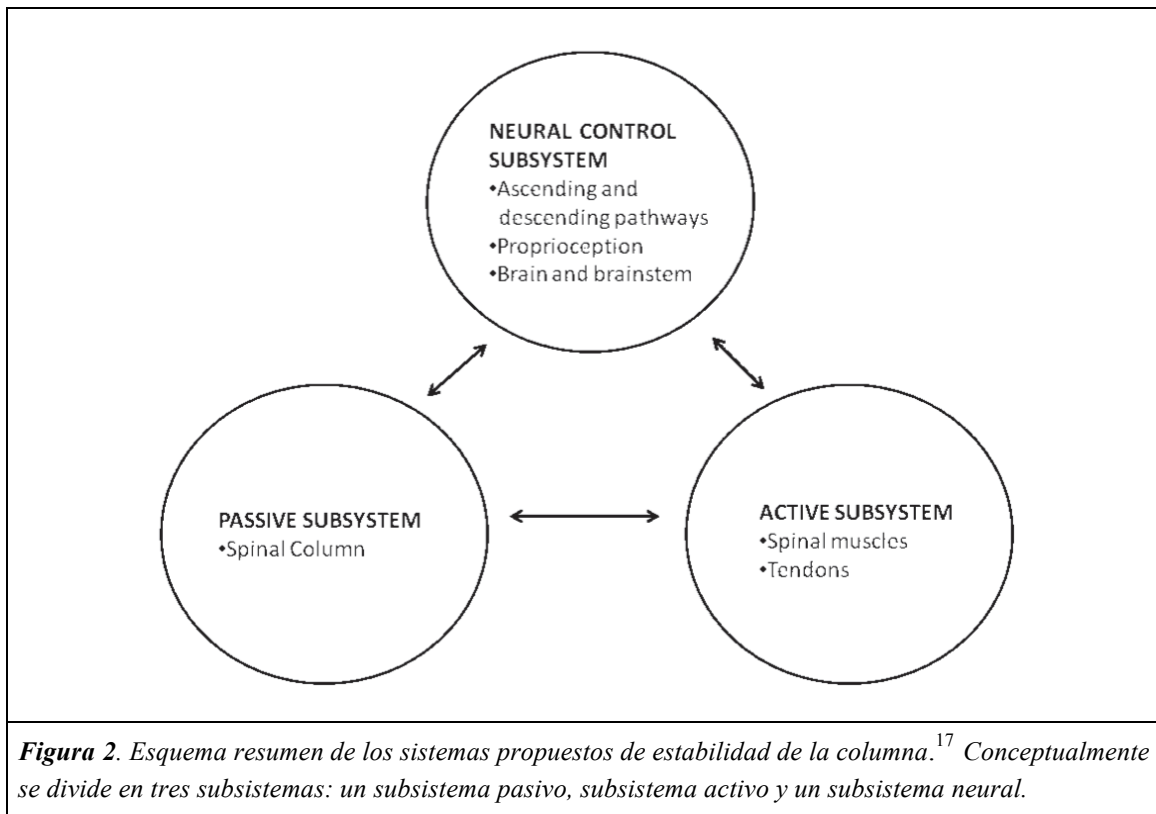
Función de la musculatura lumbar

Las principales funciones biomecánicas de la CL son: 1) permitir el movimiento entre diferentes partes del cuerpo, 2) transportar cargas y 3) proteger la médula espinal y las raíces nerviosas³⁴. La estabilidad de la CL es necesaria para permitir estas funciones, de especial relevancia en el cuerpo humano.

El sistema estabilizador conceptualmente se divide en tres subsistemas (figura 2). Un subsistema pasivo que incluye la vértebra, el disco intervertebral, las articulaciones facetarias, ligamentos espinales y cápsulas articulares. El subsistema activo consiste en los músculos y tendones que rodean la columna. Por último, el subsistema neural consiste en varios transductores de fuerza y movimiento que se localizan en los músculos, tendones y ligamentos, incluyendo también los centros de control neural³⁴. En condiciones normales estos tres subsistemas funcionan en armonía y proveen la estabilidad mecánica necesaria.

Los diferentes componentes de la columna generan información acerca del estado de la misma, como la posición, carga y movimiento de cada vértebra. El sistema de control neural establece las necesidades de estabilidad y genera los patrones de activación muscular necesarios³⁵.

Los músculos abdominales superficiales con sus aponeurosis forman la base de la pared abdominal anterior y la pared abdominal lateral (Fig. 2). Conjuntamente con la musculatura profunda, cuadrado lumbar y psoas, son los responsables de los necesarios movimientos del tronco²⁸. Los principales movimientos de la columna vertebral son la flexión, extensión, flexión lateral o inclinación y la rotación³⁶.

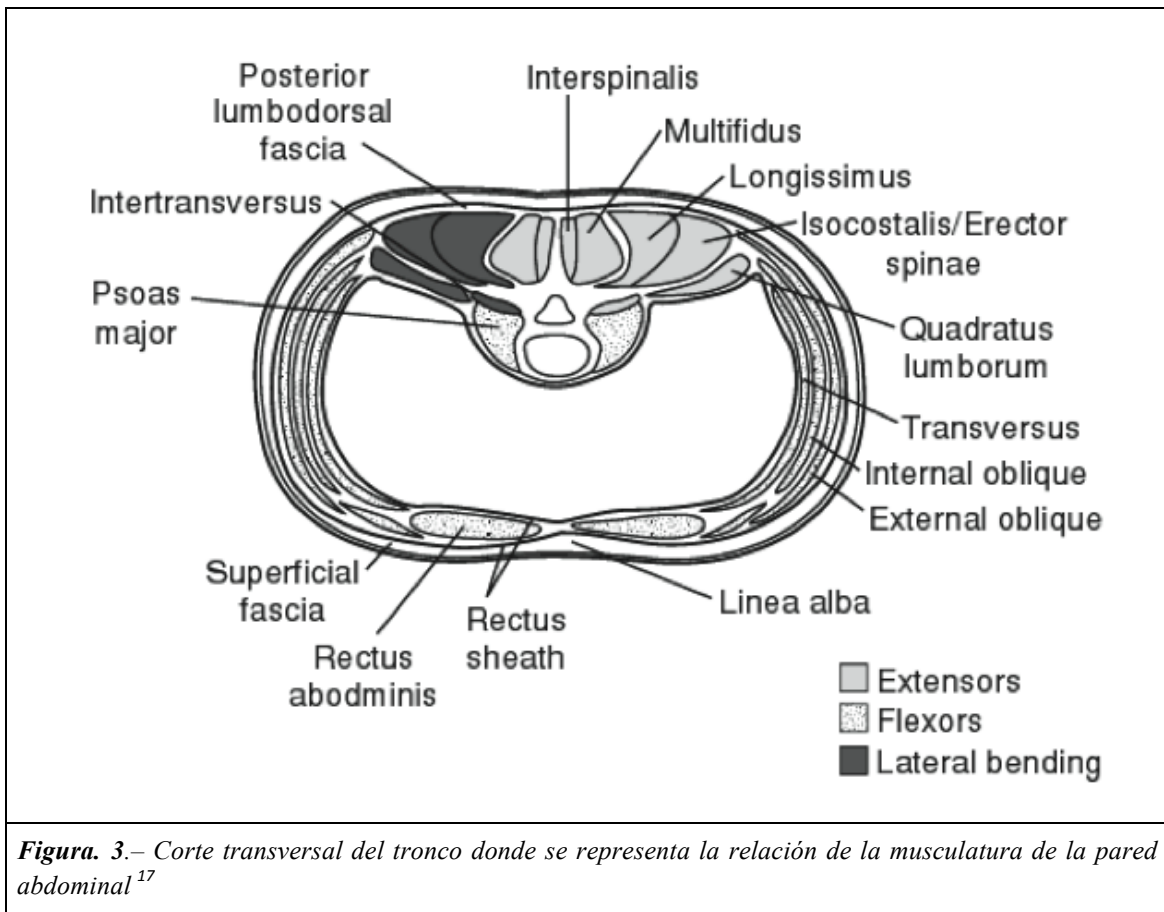


La flexión del tronco se produce principalmente por la acción del músculo recto del abdomen y es asistido por los músculos oblicuo externo e interno. El psoas que es un flexor de la cadera ayudar a realizar la flexión del tronco³⁷.

La extensión del tronco se produce por la contracción bilateral de los *multifidus* (*iliocostalis lumbares*) y del longissimus torácico³⁸ y *erector spinae*³⁹.

La flexión lateral o inclinación se consigue por la contracción de los músculos oblicuos externo e interno del abdomen, asistida por la contracción unilateral del *iliocostalis* y *longissimus thoracis*³⁷.

La rotación axial es provocada principalmente por la contracción del músculo oblicuo interno ipsilateral abdominal y del músculo oblicuo externo contralateral, y en menor medida por la contracción unilateral de los músculos *iliocostalis lumbar* con las aportaciones de los segmentos lumbares del erector lumbar (*longissimus*) y *multifidus*^{37;39}



Tipos de fibras de la musculatura lumbar

La mayor parte del área transversal de los músculos lumbares consta de fibras musculares. La literatura acepta que estas fibras musculares, atendiendo a características morfológicas, histoquímicas y bioquímicas se pueden clasificar en dos categorías: tipo I y tipo II. En cada músculo coexisten ambos grupos de fibras en proporciones variables, según el tipo de músculo y con variaciones intraindividuo.

Las fibras tipo II (también denominadas de contracción rápida o fast-twitch) son fibras ricas en enzimas glicolíticas y oxidativas y relacionadas con músculos de contracción rápida, intensa y discontinua. Las fibras tipo II se pueden subdividir en IIA y IIX (denominadas antiguamente IIB), siendo las IIX rápidas, glicolíticas, fatigables rápidamente y las IIA son rápidas, glucolíticas-oxidativas, resistentes a la fatiga presentando manifestaciones intermedias entre las tipo I y las tipo IIX^{40; 41}.

Las fibras tipo I (también denominadas de contracción lenta o slow-twitch) son muy resistentes a la fatiga, poseen un alto contenido en glucógeno y un alto contenido mitocondrial. Las fibras musculares tipo I se relacionan con las contracciones continuadas, su producción de fuerza es relativamente baja, lo que les confiere una mayor resistencia al esfuerzo que las fibras tipo II.

Las fibras tipo I juegan un papel importante en el mantenimiento de la postura, como demuestra el hecho de que sea el tipo de fibra predominante en el músculo multifidus en sujetos sanos, aunque la presencia de fibras tipo II no puede considerarse anormal, especialmente en las mujeres^{40; 42}. El porcentaje de fibras tipo I del músculo multifidus es mayor que en el erector espinalis³⁹, siendo el tipo de fibra predominante en ambas. Tanto hombres como mujeres muestran un predominio de las fibras tipo I (54-73%) en la musculatura lumbar⁴³.

Los estudios realizados en pacientes con lumbalgia han sido realizados principalmente en pacientes con hernias discales, y estos estudios han demostrado atrofia de las fibras tipo II; cambios musculares estructurales en la región lumbar⁴⁴⁻⁴⁶ y también atrofia de las fibras tipo I⁴⁵. Se han descrito cambios en las fibras musculares de los pacientes con dolor lumbar crónico^{40; 43; 47}. Sin embargo la interpretación de los resultados de todos los estudios es ambiguo en relación a la proporción de fibras y atrofia, puesto que los resultados dependen mucho del grupo de estudio seleccionado⁴⁸.

El hallazgo más consistente, en cualquier caso, es la reducción del área seccional de la musculatura paraespinal profunda en los pacientes con dolor lumbar crónico⁴⁹, con atrofia de las fibras tipo II pero sin atrofia de las fibras tipo I^{43; 50}. La razón, según algunos autores, podría ser que los pacientes con lumbalgia evitan las contracciones lumbares intensas que activarían las fibras tipo II. Las fibras tipo I de la musculatura paraespinal profunda, sin embargo, podrían estar activadas debido a contracciones musculares relacionadas con el dolor y al incremento de actividad de su función estabilizadora como consecuencia de la atrofia de otros músculos^{51; 52}, no obstante el modelo de las contracciones relacionadas con el dolor es discutida por algunos autores⁵³. Mannion et al (2000), describieron en los pacientes con dolor lumbar crónico un incremento de las fibras IIX⁴⁷.

EPIDEMIOLOGÍA DEL DOLOR LUMBAR

Incidencia y prevalencia

La estimación de la incidencia de la lumbalgia resulta compleja debido a que la incidencia acumulada del primer episodio de dolor lumbar es muy alta desde los adultos jóvenes y los síntomas tienden a recurrir en el tiempo ⁷. Adicionalmente, los estudios longitudinales que son los que miden la incidencia, son mucho más costosos que los estudios transversales que miden la prevalencia. Como resultado hay muchos estudios de prevalencia pero bastante menos información relacionada con la incidencia y remisión de la lumbalgia ^{7; 12}. Recientemente, un trabajo de revisión mostró, tal y como puede observarse en la tabla 2, que la incidencia del episodio debut de lumbalgia (first-ever episode) varió entre 6,3% y 15,4%. Además, la incidencia a un año de personas que tuvieron una lumbalgia se estimó entre 1,5% y 36%. Debido a que estos estudios no incluyen los episodios repetidos en el periodo de estudio, lo más probable es la incidencia de episodios se haya subestimado ¹².

Citation	Country	Age range (years)	Inclusion criteria at baseline	Case definition ^a	Incidence (%)	Standard error (%)	Risk of bias
<i>Incidence of number of people who have a first-ever episode</i>							
Biering-Sorensen [21]	Denmark	30–60	Never had low back pain	Low back pain over past year	6.3 ^c	0.8	Low
Croft et al. [24]	United Kingdom	18–75	Never had low back pain	Low back pain over past year	15.4 ^c	0.9	Moderate
Mustard et al. [30]	Canada	21–34	Never had back pain >1 day	Back pain >1 day over past year	7.5 ^c	0.6	High
<i>Incidence of number of people who have any episode (first-ever or recurrent)</i>							
Al-Awadhi et al. [28]	Kuwait	15–99	No low back pain at baseline	Low back pain over past year	1.5 ^b	0.2	High
Cassidy et al. [23]	Canada	20–69	No low back pain for 6 months prior to baseline	Low back pain over past year	18.9 ^b	2.2	Low
Croft et al. [24]	United Kingdom	18–75	No low back pain at baseline	Low back pain over past year	36.0 ^c	1.2	Moderate
Hestbaek et al. [20]	Denmark	30–50	No low back problems over past year	Low back problems over past year	19.3 ^c	1.7	Low
Jacob et al. [25]	Israel	22–70	No activity-limiting low back pain >1day over past month	Activity-limiting low back pain >1day over past year	18.4 ^c	2.7	Moderate

Tabla 1. Resumen de la incidencia del primer episodio de dolor lumbar (first-ever episode) durante un año en población normal. **a** Definición de nuevo episodio de dolor lumbar. **b** Normalizado por sexo y edad. **c** Sin normalizar. Tomado de Hoy et al (2010)¹²

La prevalencia de la lumbalgia varía en los diferentes estudios según la definición y los criterios de clasificación sobre el dolor lumbar empleados, el ámbito de procedencia de la

población estudiada, la edad y el sexo ^{20; 21; 54}. Es quizás por este motivo que la evidencia en cuanto a la prevalencia puntual de dolor crónico lumbar es limitada ¹.

Para algunos autores, la prevalencia puntual en la población mundial (tabla 3) se estima entre el 8,4-34,1% y la prevalencia anual entre el 9,7-56% ^{6; 20; 55; 56}. En los adolescentes la prevalencia acumulada varía entre un 11-71% ^{17; 21; 24; 26; 57}.

The unadjusted prevalence of low back pain in the general population, by country.					
Citation	Country	Age range (years)	Prevalence (%)	Standard error (%)	Risk of bias
<i>Point prevalence</i>					
Walker et al. [66]	Australia	18–99	25.6	1.00	Low
Skovron et al. [67]	Belgium	15–99	33.0	0.76	Low
Cassidy et al. [68]	Canada	20–69	28.7	1.35	Low
Hoy et al. [13]	China	15–99	34.1	3.00	Low
Biering-Sorensen [21]	Denmark	30–60	13.7	0.87	Low
Bredkjaer [69]	Denmark	16–99	12.0	0.47	Low
Kohlmann et al. [70]	Germany	25–74	39.2	3.41	Low
Mahajan et al. [71]	India	15–99	8.4	0.87	Low
Mohseni-Bandpei et al. [72]	Iran	11–14	15.0	0.51	Low
Carmona et al. [73]	Spain	20–99	14.8	0.83	Low
Andersson et al. [74]	Sweden	25–74	23.2	1.05	Low
Harkness et al. [75]	United Kingdom	18–64	18.0	0.88	Low
Hillman et al. [76]	United Kingdom	25–64	19.0	0.69	Low
<i>One-week prevalence</i>					
Grimmer et al. [77]	Australia	13–13	7.8	1.29	Low
Haq et al. [78]	Bangladesh	15–99	20.1	1.11	Low
Davatchi et al. [79]	Iran	15–99	14.8	0.50	Low
Al-Awadhi et al. [80]	Kuwait	15–99	9.5	0.34	Low
Cardiel et al. [81]	Mexico	18–99	6.3	0.49	Low
Chaiamnuay et al. [12])	Thailand	15–99	11.7	0.92	Low
Jones et al. [58]	United Kingdom	10–16	15.6	1.62	Low
Minh Hoa et al. [82]	Viet Nam	16–99	11.2	0.68	Low
<i>One-month prevalence</i>					
Heistaro et al. [83]	Finland	30–59	49.5	0.66	Low
Stranjalis et al. [84]	Greece	15–99	31.7	1.47	Low
Kristjansdottir [85]	Iceland	11–16	34.0	1.03	Low
Croft et al. [86]	United Kingdom	18–75	39.0	0.73	Low
Watson et al. [87]	United Kingdom	11–14	24.0	1.15	Low
<i>Three-month prevalence</i>					
Miro et al. [88]	Spain	65–99	43.9	2.04	Low
<i>One-year prevalence</i>					
Lau et al. [89]	China, Hong Kong	18–99	21.7	2.30	Low
Hestbaek et al. [20]	Denmark	30–50	56.0	1.37	Low
Hestbaek et al. [90]	Denmark	12–22	32.4	0.48	Low
Taimela et al. [91]	Finland	7–16	9.7	1.23	Low
Demyttenaere et al. [92]	Spain	18–99	20.0	1.23	Low
Demyttenaere et al. [92]	Ukraine	18–99	50.3	1.70	Low
Walsh et al.; Demyttenaere et al. [92,93]	United Kingdom	20–59	36.1	0.93	Low

Tabla 2. Resumen de la prevalencia no ajustada de lumbalgia en población general por países. Tomado de Hoy et al (2010)¹²

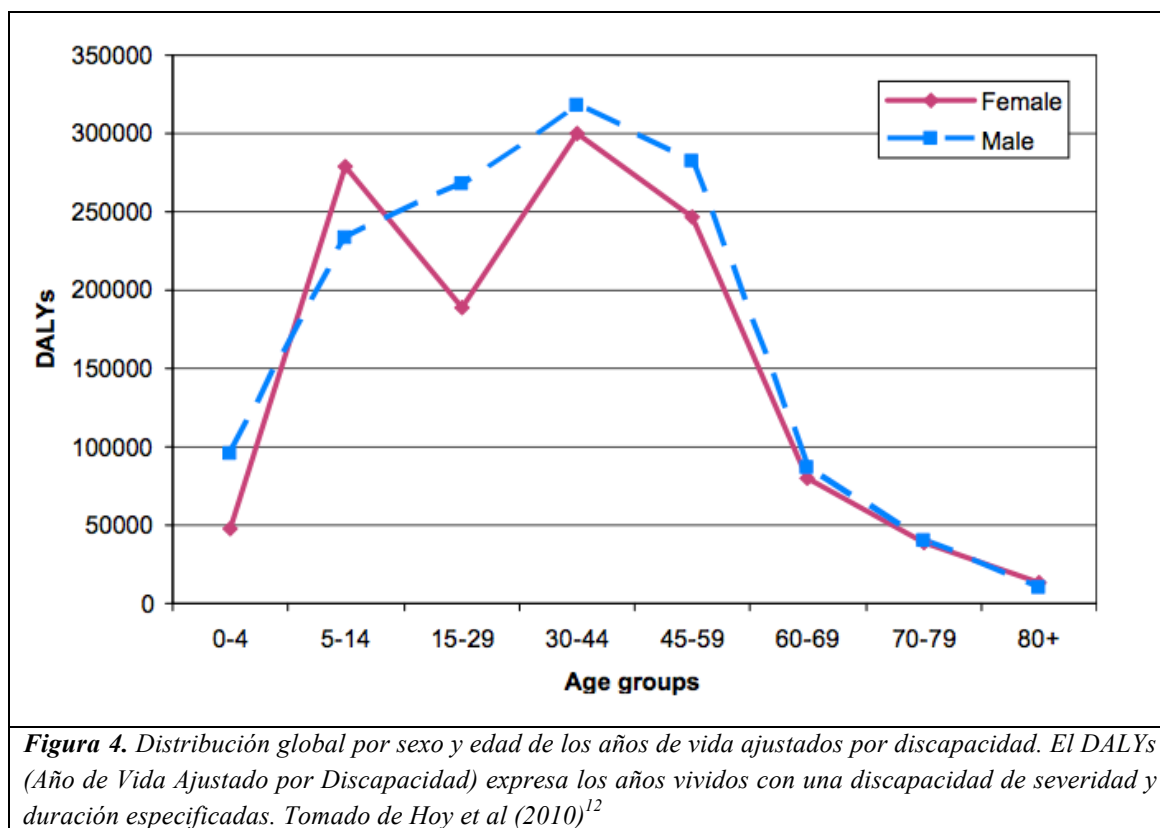
Sin embargo, la prevalencia parece incrementarse con la edad ⁶. En un estudio con un seguimiento de 5 años de adolescentes británicos, la prevalencia acumulada a la edad de 11 años fue de 11.6%, incrementándose hasta un 50.4% ⁵⁷. En otro estudio transversal realizado con más

de 10.000 adolescentes finlandeses entre los 12-15 años se observó que la incidencia a los 18 años era dos o tres veces superior a la observada 4 años antes ⁵⁸. Para algunos autores, no existe evidencia suficiente de que la prevalencia sea diferente en niños, adolescentes o adultos cuando son estudiados de forma individual ⁵⁹.

De esta forma, el Programa COST B13 de la Comisión europea estimó que la prevalencia de la lumbalgia a lo largo de la vida es de más del 84% ^{20;55}. Esto quiere decir que, a lo largo de su vida 84 de cada 100 personas sufrirán alguna vez una lumbalgia ^{1;11}.

En lo que respecta al sexo y la edad, la lumbalgia tiene su mayor prevalencia en las mujeres (tabla 4) que en los hombres en todas las edades y se incrementa en mayores de 40 años ⁶. Afecta más a la raza blanca que a la negra ⁵⁵, aunque todos los grupos etarios están afectados (Fig. 3). El impacto en la calidad de vida es menor en los adolescentes que en los adultos ²⁰.

En el ámbito laboral, el dolor lumbar afecta al 25% de la población cada año, con algún grado de incapacidad en el 2-8%. En España el dolor lumbar es la primera o segunda causa de baja laboral. En la Comunidad Navarra es la primera causa de baja laboral, representando el 13% del total de días de baja.



Pronóstico y recurrencia

El pronóstico del dolor lumbar es bueno ya que el 70-80% mejora dentro del primer mes de evolución, el 40% remite en una semana, del 60 al 85% en tres semanas y el 90% en tres meses. Solo un 10% sigue un curso crónico ¹¹, sin embargo, para algunos autores esta asunción no se encuentra adecuadamente referenciada en la literatura ^{8;26}.

Una reciente revisión pone en duda estos datos, demostrando que en los primeros tres meses desde el inicio del cuadro, el dolor desaparece en un tercio de los pacientes. Sin embargo, la mayoría de los pacientes (65%) todavía presentan dolor un año después del inicio del dolor lumbar ⁸. Esta diferencia puede deberse al uso de “la vuelta al trabajo” o “recuperación de la funcionalidad” como criterio de recuperación. Obviamente, esta suposición no asume que los pacientes que pueden volver a trabajar o que recuperan su funcionalidad, no puedan continuar con cierto nivel de dolor ⁸.

En el ámbito laboral, se ha demostrado que el hecho de recibir compensación económica por la baja producida por lumbalgia, es un factor de mal pronóstico en relación a la evolución del dolor y la vuelta al trabajo. Asimismo, los casados con lumbalgias de origen laboral vuelven al trabajo antes que los solteros.

Por el contrario, no se ha encontrado influencia en la duración de la baja laboral con el diagnóstico etiológico concreto del síndrome, su gravedad sintomática, ni la existencia ni cuantificación de eventuales déficits neurológicos ¹.

En la población general, son signos pronósticos negativos en relación a la duración del episodio doloroso: 1) la existencia de episodios dolorosos previos, 2) el tiempo total de trabajo perdido en los últimos 12 meses debido al dolor de espalda, 3) la existencia de dolor irradiado, además del localizado en la zona lumbar, 4) la existencia de signos de compresión radicular, 5) la falta de potencia y resistencia en la musculatura paravertebral y de los abdominales, 6) la mala forma física, 7) la autoclasificación como sujetos que no tienen buena salud, 8) el tabaquismo, 9) padecer ansiedad o depresión y 10) la insatisfacción con el trabajo y, por último, la existencia de problemas personales o de pleitos médico-legales.

Además de esos factores, se debe tener en cuenta que influyen en el pronóstico de la afección algunos aspectos difíciles de cuantificar como la actualización de los conocimientos, experiencia y entrenamiento de los médicos responsables del manejo de estos pacientes o la disponibilidad de medios, etc.) ⁶⁰.

Las tasas de recurrencia varían dependiendo de la definición utilizada. En general en la lumbalgia, la tasa de recidivas es tan alta que parece formar parte de la historia natural del

cuadro ⁵⁵, siendo una de sus principales características ²⁰. Para Hoy et al (2010)¹², las recidivas contribuyen al desproporcionado coste generado por las lumbalgias inespecíficas. Aproximadamente el 50% de los pacientes tienen una recidiva en el primer año, el 60% a los dos años y el 70% a los cinco años ¹². La literatura describe hasta un 85% de recidivas durante la vida, con una recurrencia anual del 44%. Para algunos autores los hombres entre 25 y 44 años muestran un riesgo mayor de recidiva ⁵⁵, para otros, sin embargo, han observado una mayor recidiva en las mujeres.

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, siendo los síntomas más frecuentes el dolor lumbar y la discapacidad ^{12; 55}. Entre un 26-37% de estas recidivas se acompañan de bajas laborales ¹¹. Las recurrencias son más frecuentes y severas si los pacientes tienen antecedentes de episodios frecuentes de dolor lumbar o de algias de larga duración ¹¹.

Coste socioeconómico y discapacidad

La carga económica derivada de la lumbalgia es muy elevada por el coste directo (sanitario) e indirecto (absentismo laboral) que supone, siendo este último 5 veces superior ⁶¹. Se estima que el coste anual global (tabla 6) que genera solo la lumbalgia inespecífica equivale al 1,7% del producto interior bruto (PIB) en un país europeo ^{1; 26}. En España se calcula que pudo ascender a unos 16.000 millones de euros en el año 2006 ¹.

La patología derivada de la columna lumbar genera en nuestro país, en el ámbito de Atención Primaria, dos millones de consultas al año, siendo la primera causa de morbilidad en menores de 50 años y la tercera en mayores de esta edad ⁶². En cuanto al consumo de recursos sanitarios en nuestro país, el estudio EPISER ⁶³ demostró que el 42,4% ⁶² de las personas que referían haber padecido un episodio de lumbalgia en los 6 meses anteriores a la entrevista, consultó a algún médico (37,3% al generalista, 20,2% al traumatólogo, 4% a otros especialistas y hasta un 4,3% precisó ir a urgencias). Se les había realizado radiografía al 33% de los encuestados, contrastando con que sólo al 27,9% se les hizo historia clínica detallada y exploración. Se practicaron otras exploraciones como TAC al 5,7% y RNM al 4,48% de los estudiados.

En el EPISER se estudió el consumo de fármacos, resultando que un 40% de los individuos con lumbalgia habían consumido analgésicos y un 41% antiinflamatorios no esteroideos (AINES).

Kovacs (2006)¹⁴, describe que la petición de radiología simple es bastante elevada en nuestro país. Concluye que los médicos de Atención Primaria suelen seguir las pautas promovidas por la Medicina Basada en la Evidencia para el abordaje de la lumbalgia, excepto en la petición de pruebas radiológicas, donde el número de peticiones es realmente importante sin que exista evidencia de su indicación. En este caso, frente al estudio EPISER⁶³ el trabajo no se realizó en población general sino en pacientes que acudieron a una consulta y quizá esta característica explique que el consumo de fármacos en este caso llegue al 91%, frente al 40% que se describe en el párrafo anterior en población general.

National estimates of total, direct, or indirect costs for low back pain												
Reference	Country	Year	Population	Currency	Total costs		Direct costs			Indirect costs		
					National	Per capita	National	%	Per capita	National	%	Per capita
[6]	Australia	2001	19,357,954	AUD	9,174,931,649	474	1,025,840,000	11	53	8,149,091,649	89	421
[7]	Belgium	1999	10,182,034	€	1,179,605,000	116	187,005,000	16	18	992,600,000	84	97
[9]	Japan	1994	124,712,000	Yen	6,022,403,378	48	2,713,454,390	45	22	3,308,948,988	55	27
[8]	Jersey	1994	82,000	£	—	—	—	—	—	1,287,204	—	16
[10]	Korea	1997	45,948,811	Won	—	—	349,742,900,000	—	7612	—	—	—
[11]	Netherlands	1991	15,022,393	\$	—	—	—	—	—	4,613,000,000	—	307
[2]	Netherlands	2002	16,067,754	€	6,418,744,458	399	4,236,371,342	66	264	2,182,373,116	34	136
[13]	Sweden	1994	8,730,290	SEK	25,089,000,000	2874	832,000,000	3	95	24,257,000,000	97	2778
[5]	Sweden	1994–1995	8,778,461	€	3,346,300,485	381	234,241,034	7	27	3,112,059,451	93	355
[4]	Sweden	2001	8,909,128	€	1,860,000,000	209	297,600,000	16	33	1,562,400,000	84	175
[14]	UK	1998	58,970,119	£	12,332,000,000	209	1,632,000,000	13	28	10,700,000,000	87	181
[15]	United States	1995	260,713,585	\$	—	—	—	—	—	13,925,940,000	—	53
[26]	United States	1996	263,814,032	\$	—	—	14,701,417,650	—	56	—	—	—
[27]	United States	1996	263,814,032	\$	—	—	—	—	—	18,533,583,620	—	70
[21]	United States	1996	263,814,032	\$	—	—	—	—	—	28,170,000,000	—	107
[1]	United States	1996	263,814,032	\$	—	—	12,200,000,000	—	46	—	—	—
[17]	United States	1998	270,311,756	\$	—	—	90,600,790,000	—	335	—	—	—
[22]	United States	2002	280,562,489	\$	—	—	—	—	—	19,800,000,000	—	71
[19]	United States	2004	293,027,571	\$	—	—	—	—	—	7,400,000,000	—	25

Tabla 3. Representación de los costes nacionales estimados derivados de las lumbalgias. Tomado de Dagenais (2008)⁶¹. **Total cost:** costes totales. **Direct cost:** costes directos. **Indirect cost:** costes indirectos.

Se sabe que las afecciones mecánicas del raquis generan el 25% de los días de baja laboral en el mundo industrializado. En nuestro país los datos del número de bajas son comparables a los de otros países del mundo occidental, representando solo un retrato parcial de las consecuencias de la lumbalgia en España, ya que solo recoge aspectos laborales⁶⁴.

Aunque el pronóstico de la mayoría de las lumbalgias inespecíficas agudas es favorable por su tendencia a la resolución espontánea, los casos subagudos y crónicos presentan una evolución tórpida y ocasionan más del 85% de los costes globales^{22; 65}. Hay que destacar que en

USA, donde los mecanismos de protección social y subsidios al desempleo y la invalidez laboral son más restrictivos que los españoles, el 16% de los pacientes con afecciones mecánicas del raquis de origen laboral nunca vuelven a trabajar. En Suecia durante el año 2001 la lumbalgia representó un 11% del gasto total de las bajas laborales, y el gasto en pensiones de invalidez por este problema supuso un 13% del total. En este mismo artículo se destaca que el coste indirecto, es decir la pérdida de productividad por este proceso representaba el 84% de los costes totales ⁶⁶. En Australia se ha estimado el coste directo del dolor lumbar en 1,02 billones de dólares y un coste indirecto de 8,15 billones, lo que representa una importante carga económica ¹⁹.

Es por esto, por lo que se puede concluir que el dolor lumbar no es solo un problema médico, sino también un problema económico muy importante.

La prevalencia global de lumbalgia de más de un día es del 11,9 + 2,0% y aquellas de más de un mes en 23,2 ± 2,9%. En EE.UU. un 2% anual de la población trabajadora recibe compensaciones derivadas por el dolor lumbar ⁵⁵.

El impacto de la lumbalgia sobre la incapacidad y el 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.

DOLOR LUMBAR INESPECÍFICO

Aproximadamente, el 90% de los pacientes con dolor lumbar no tienen una etiología específica ⁷. En la literatura, el dolor lumbar inespecífico se ha relacionado con alteraciones estructurales y sobrecargas funcionales de los pilares anterior y posterior vertebrales, así como con alteraciones de la musculatura paravertebral.

No existe una correlación clara entre la clínica referida por el paciente y los hallazgos radiológicos, fundamentalmente aquellos relacionados con la espondiloartrosis¹¹. Las protrusiones/hernias discales objetivadas en RMN sólo son relevantes clínicamente si existen signos clínicos y/o exploratorios de compresión radicular pues su incidencia es idéntica en sujetos asintomáticos.

Desde una perspectiva biomecánica, alteraciones de la estática (escoliosis, espondilólisis o listesis) y dinámica (desequilibrios musculares o sobrecargas músculo-ligamentosas), se han relacionado con el dolor lumbar inespecífico. Al igual que ocurre con los hallazgos radiológicos, estas alteraciones son igual de frecuentes entre los sujetos asintomáticos como en los aquejados de dolor lumbar inespecífico.

Los síntomas más frecuentes en el dolor lumbar inespecífico son el dolor y la incapacidad funcional.

DOLOR LUMBAR FINGIDO

La literatura refleja que la prevalencia de simulación de dolor lumbar entre las personas que refieren dolor lumbar crónico podría situarse entre el 1,25% y el 10,4%. El absentismo laboral, la búsqueda de incapacidad laboral permanente, el deseo de modificar el puesto de trabajo y los procesos judiciales, se han relacionado 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 ¹¹.

Atendiendo al “Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders” (DSM-V), la enfermedad fingida es la simulación fraudulenta o la exageración de una enfermedad física, psíquica o defecto 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 ⁶⁷.

En el dolor lumbar inespecífico, el principal obstáculo para su valoración objetiva es que la relación entre la magnitud de la lesión orgánica y la presencia de dolor es altamente variable ¹¹. No parece existir asociación entre la presencia e intensidad del dolor y las alteraciones visualizadas en la radiografía simple y en la resonancia magnética. Es por ello que en los ámbitos en los que el paciente se encuentra inmerso en conflictos laborales o judiciales, como sucede en los accidentados de tráfico, situaciones de incapacidad laboral o tribunales de valoración de incapacidades o minusvalías, nos podemos encontrar con intentos de simulación de dolor lumbar en orden a obtener un beneficio secundario.

Fishbain ⁶⁸ clasifica la enfermedad y los síntomas fingidos de una manera práctica desde el punto de vista médico-legal:

- 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.

En la evaluación de la capacidad funcional de los pacientes con dolor lumbar, es importante el nivel de esfuerzo que realicen en una serie de 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 ejercicios similares. La alta variabilidad en las respuestas, objetivada a través del coeficiente de variación, se considera un indicador de esfuerzo submáximo o no fidedigno ¹¹.

Sin embargo, Fishbain ⁶⁸ concluye que ni el coeficiente de variación ni las pruebas isométricas de evaluación de la fuerza muscular, discriminan adecuadamente entre 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.

ELECTROMIOGRAFÍA SUPERFICIAL Y LUMBALGIA INESPECÍFICA

La electromiografía (EMG) es un registro de la actividad eléctrica muscular, y por tanto constituye una extensión de la exploración física y prueba la integridad del sistema motor ^{69; 70}. Esta actividad eléctrica generada por un músculo tiene un valor muy pequeño y se mide en microvoltios (μV), por lo que en esencia, un electromiógrafo no es otra cosa que un voltímetro muy sensible ⁶⁹.

En la práctica diaria, se asocia la EMG con la electromiografía con agujas (NEMG), en la cual el electrodo que recibe la señal se sitúa intramuscularmente ⁷¹. La NEMG, en combinación con los estudios de conducción nerviosa, son considerados los “patrones oro” o “gold standard” para la evaluación de la patología neuromuscular. Asimismo, la electromiografía con agujas finas (FWEMG), es utilizada para la evaluación de los trastornos de la marcha, estudios kinesiológicos y estudios de investigación, considerándose una evaluación estándar en este tipo de estudios ⁷².

Sin embargo, tanto la NEMG como la FWEMG tienen una serie de inconvenientes, debido a que son invasivas y dolorosas al tener que colocarse la aguja, necesitan una buena relajación muscular, se tardan tiempo en realizar, frecuentemente ocurren problemas técnicos

debidos a la anatomía de la zona, así como existe una potencial producción de lesiones iatrogénicas^{71;72}.

Existe otra variante de EMG que es la electromiografía de superficie (SEMG), en la que el electrodo se coloca adherido a la superficie dérmica. El uso de la SEMG tiene muchas ventajas, como que las mediciones proveen de forma segura, rápida y no invasiva una cuantificación objetiva de la actividad eléctrica muscular^{69;71}.

Sin embargo, los inconvenientes del uso de la SEMG son inherentes a la anatomía estudiada, al instrumental que usamos en el estudio y al método o procedimiento que elegimos. Es importante, desde un punto de vista clínico conocer y comprender estas limitaciones. Una limitación clave es nuestra capacidad para poder monitorizar sólo algunos puntos musculares. El sistema neuromuscular es muy complejo y reducirlo a uno o dos canales de información SEMG es muy limitado. Como mínimo, debemos usar un electromiógrafo de cuatro canales, que permita el estudio de dos grupos musculares opuestos de forma bilateral. De ésta forma, la información obtenida se vuelve mucho más significativa y clínicamente relevante^{69;71}.

Otra dificultad de la SEMG es la presencia de “cruces”, un fenómeno en el que la energía de un grupo muscular se registra en el campo de exploración de otro grupo muscular. Cuando esto sucede, nos encontramos ante un problema de especificidad de la señal SEMG. Es prácticamente imposible aislar la señal SEMG para un músculo específico^{69;71}.

Una limitación adicional de la SEMG es que a día de hoy, tan sólo se han publicado tres guías de colocación de electrodos⁷³⁻⁷⁵ y, desgraciadamente, ninguna de las tres se ha convertido en el estándar. La elección de un apropiado tipo de electrodos para la evaluación SEMG y su correcta localización influye de forma importante en la señal electromiográfica^{69;71}.

Origen de la señal electromiográfica

El elemento básico del sistema músculo-nervioso es la unidad motora. Se compone de una motoneurona inferior, su axón y de las fibras musculares que inerva. El número de fibras musculares por una unidad motora varía bastante en el cuerpo humano. El nivel de inervación más alto lo representan los músculos faciales, donde los músculos extraoculares tienen una relación de inervación de 3:1, el más alto en el cuerpo humano. El nivel de activación más bajo (2000:1) se encuentra en el músculo gastrocnemio. El nivel de inervación alto es excelente para trabajo motor fino, mientras que el nivel bajo es ideal para la producción de la fuerza. Cuando

un potencial nervioso de acción viaja a través del axón, alcanza la sinapsis neuromuscular y libera acetil colina, que origina la rotura de la barrera iónica del tejido muscular y envía la señal a través de todo el sistema a través de los tubulares transversos. Esto crea el potencial de acción de la unidad motora y el músculo se contrae. Los registros extracelulares de la energía intercambiada origina la base para la SEMG ^{69; 71; 76}.

El origen de la señal de la SEMG es el potencial de acción de la unidad motora. Los potenciales de acción se producen en cada una de las unidades motoras activadas durante una contracción determinada. En un patrón de reclutamiento, muchas unidades motoras son activadas bajo un patrón asíncrono. La suma de la actividad es la que constituye el volumen de la señal conducida, que es llevada hasta los electrodos y amplificada por los instrumentos de la electromiografía de superficie (Fig. 4).

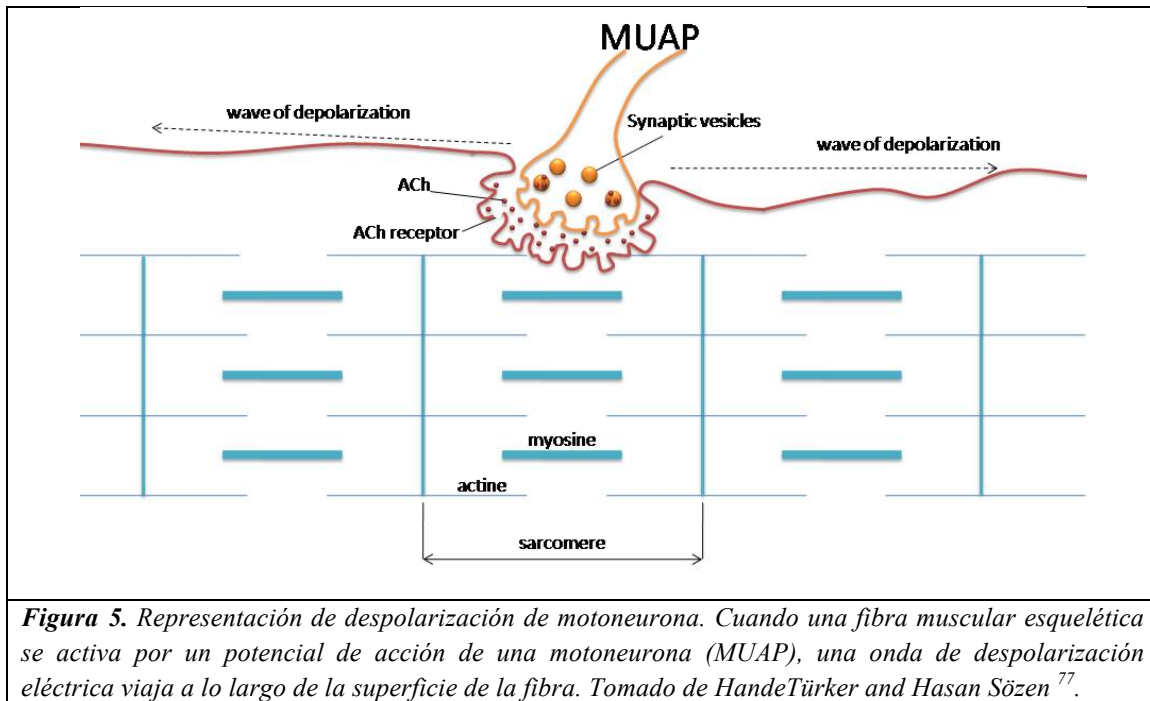


Figura 5. Representación de despolarización de motoneurona. Cuando una fibra muscular esquelética se activa por un potencial de acción de una motoneurona (MUAP), una onda de despolarización eléctrica viaja a lo largo de la superficie de la fibra. Tomado de HandeTürker and Hasan Sözen ⁷⁷.

Cuanto más lejos tiene que viajar la señal a través de los tejidos corporales antes de alcanzar los electrodos de registro, más resistencia encuentra. Esta resistencia absorbe la energía, de forma que no toda la energía original alcanza al electrodo de superficie. Además, los tejidos corporales tienden a absorber las energías de alta frecuencia, permitiendo que las más pequeñas frecuencias atraviesen más rápidamente. Así se considera al organismo como un filtro de estas señales ^{69; 71}.

Impedancia

Una vez la energía alcanza la piel, es recogida por los electrodos de superficie. La interfase entre la piel y el electrodo es una materia delicada. Por ejemplo, la impedancia de la piel, también descrita como la resistencia a la corriente directa; depende de su humedad, de la cantidad de grasa superficial y la densidad de las células muertas en su superficie. Es importante mantener la impedancia de la piel lo más baja posible, para ello se recomienda frotar la piel con una gasa impregnada de alcohol. Una discrepancia mayor del 20% entre los dos electrodos nos lleva a una evaluación errónea ^{69; 71}.

Hay otros dos elementos que pueden influir de manera importante en la impedancia de la señal y son el electrodo y el cable que existe entre los electrodos y el amplificador. Generalmente el tamaño del electrodo y el material del que está compuesto puede causar diferencias. Hoy en día la mayoría de los electrodos son de plata-cloro. El segundo elemento es una de las partes más vulnerables del SEMG sistema. Si el cable se rompe causa una resistencia infinita que satura totalmente al amplificador, por tanto es mejor dejar los cables lo más cortos posible y revisarlos a menudo ^{69; 71}.

Es importante tener en cuenta que la impedancia de la piel tiene que ser la menor posible. En la piel húmeda, con grasa y pelo, y con muchas células muertas, la impedancia puede ser infinita. Por eso debe prestarse mucha atención a la adecuada limpieza de la piel con alcohol ^{69; 71}.

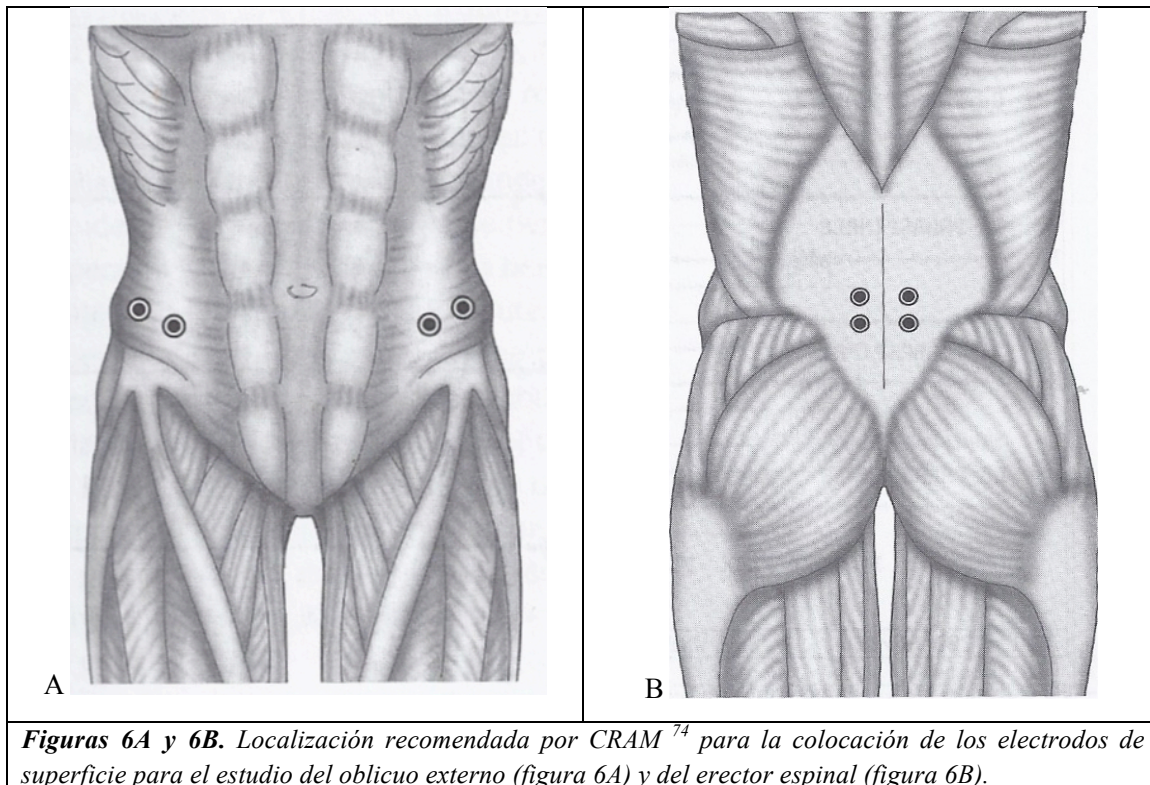
Los electrodos y su colocación

La selección apropiada del tipo y del tamaño de los electrodos asegura una alta calidad de la señal electromiográfica. Los electrodos con el área de detección pequeña permiten una menor distancia entre los electrodos y un alto nivel de selectividad. Estos electrodos normalmente tienen 0,5 cm de diámetro y la distancia entre los dos es alrededor de 1 cm. Este hecho es especialmente relevante en la evaluación de los músculos de la cara y de la extremidad superior. Para la evaluación de músculos de mayor longitud, el tamaño de los electrodos y la distancia entre ellos puede aumentar también. El aumento de la distancia entre los electrodos disminuye la especificidad de la evaluación y los datos obtenidos son más inespecíficos, dando más información de la región muscular que de un músculo. Algunos electrodos están en contacto directo con la piel, mientras que otros están separados por una película de gel por encima de la piel, también denominados electrodos flotantes. Los electrodos de contacto directo

son ideales para la evaluación estática, por su contacto directo con la piel son más sensibles a los artefactos del movimiento y por eso no están recomendados para la evaluación dinámica. Los electrodos flotantes se recomiendan para la evaluación dinámica. El electrodo se localiza dentro de una cúpula, elevada por encima de la piel, aproximadamente un milímetro. La cúpula se llena con un medio electrolítico, gel o pasta, que asegura el puente entre el electrodo y la piel. La utilización de la pasta o del gel permite el contacto entre los dos electrodos activos, principalmente cuando la distancia entre los electrodos es menor de 2 centímetros ^{69;71}.

Fridlund y Cacioppo ⁷⁸ describieron seis elementos en el proceso de colocación de los electrodos que mejoran la fiabilidad de la evaluación SEMG:

1. La proximidad del sitio propuesto a la masa muscular subyacente, con una mínima intervención de tejidos que puedan causar interferencia.
2. La posición del electrodo relativo a la localización y orientación de la fibra muscular (la colocación de los electrodos de forma paralela a las fibras musculares maximiza la selectividad de la evaluación).



3. Evitar la colocación cercana a la placa motora, colocando los electrodos a una pequeña distancia del centro del músculo explorado.

4. Facilitar la colocación de los electrodos usando como referencias anatómicas topográficas que sean fácilmente identificables.
5. Facilitar la colocación de los electrodos en zonas donde haya mínima dificultad derivadas por pliegues cutáneos, rebordes óseos, etc.
6. Minimizar el fenómeno de “interferencia” (cross-talk) de los músculos profundos o superficiales, seleccionando el tamaño apropiado de los electrodos así como su mejor localización.

	ERECTOR ESPINAL		OBLICUO EXTERNO	
	<i>Cram</i>	<i>SENIAM</i>	<i>Cram</i>	<i>SENIAM</i>
Localización	En cresta iliaca, paralelo a la columna, sobre el vientre muscular a 2 cm de la apófisis espinosa y a una distancia de 2 cm entre electrodos.	A dos dedos lateralmente de la apófisis espinosa de L ₁ , orientados verticalmente.	En el vientre muscular entre la cresta iliaca y el reborde costal, a 2 centímetros de la espina iliaca ántero-superior colocamos dos electrodos separados 2 cm y ligeramente oblicuos siguiendo la dirección de las fibras (L ₃).	No descrito
Tipo de localización	Casi específica	No definida	Casi específica	
Artefactos	En las evaluaciones dinámicas derivadas del movimiento		Al ser una localización superficial, recogerá actividad del músculo oblicuo profundo	

Tabla 4. Tabla comparativa de las posiciones recomendadas, tipos de localización y posibles artefactos descritos por *Cram*⁷⁴ y *SENIAM*⁷⁵.

Factores que afectan a la interpretación

La existencia de un protocolo asegura la base para la comparación entre los pacientes. Hay algunos parámetros que durante la evaluación deben tenerse en cuenta:

- Tipo de contracción: Los patrones electromiográficos obtenidos durante la evaluación estática son generalmente menos problemáticos que los patrones obtenidos durante las contracciones dinámicas. Durante el estudio dinámico, los músculos cambian su longitud e influyen en el movimiento de la piel. Debido al movimiento natural de la piel, los electrodos no se encuentran en el mismo lugar durante todo el arco de

movimiento. El ejemplo más claro son los electrodos pegados en el vientre del erector espinal a 2 centímetros al lado de la apófisis espinosa de la CL, a nivel de la tercera vértebra lumbar en la posición neutral del tronco. Con la flexión, la distancia entre los electrodos aumenta con el estiramiento del erector espinal e intenta adaptarse al aumento de la longitud muscular. Al volver a la posición de partida (extensión), la distancia entre los electrodos vuelve a su posición inicial. Si se exige al paciente que realice la extensión del tronco desde la posición de partida, la distancia entre los electrodos disminuye por el acortamiento muscular. De Luca (2010) sugiere una posible solución al problema, utilizando en todos sus estudios la contracción isométrica sostenida (activación sin cambio en la longitud muscular) considerando la evaluación dinámica errónea ^{69; 71; 79}.

- Tejido adiposo: El tejido adiposo influye más en la señal electromiográfica del tono basal (no hay contracción muscular) que durante las contracciones activas. El tono basal está siempre asociado a los menores valores electromiográficos que se absorben siempre por el efecto aislante del tejido adiposo. Las contracciones activas producen los valores electromiográficos más altos, lo que permite una mayor conducción de la energía en el tejido adiposo. Por eso las personas obesas tienen la amplitud de SEMG bastante más baja que las personas delgadas. Cram ⁷⁴ efectuó las medidas del pliegue cutáneo en seis sitios donde se efectúan las medidas electromiográficas. Observó que la correlación entre el grosor del tejido adiposo con el tono básico es alrededor de 0,5 durante moderados niveles de contracción. Sin embargo, la determinación de la composición corporal no resuelve el problema, porque dentro del mismo sujeto existe una desigual distribución del tejido adiposo ^{69; 71}.
- Posición, postura y movimiento dinámico: Durante la evaluación estática se estudia al paciente en la postura bípeda o sentada. Los músculos trabajan contra la gravedad y los cambios de los patrones de la activación muscular son asociados con los cambios de la postura. Algunos factores pueden causar estos cambios: dolor (posición antálgica); hábitos posturales; razones anatómicas (discrepancia en la longitud de las piernas); daños neurológicos (causado por accidentes cardiovasculares, hernia del disco). El médico debe tener en cuenta otras informaciones obtenidas durante la anamnesis, la evaluación física y la inspección de la postura y del movimiento ^{69; 71}. La evaluación estática se utiliza para determinar el tono o estado muscular durante el reposo (sin contracciones). La evaluación estática permite objetivar las medidas de la hiperactividad crónica de la musculatura. En el estado más agudo, esta hiperactividad se puede describir como el espasmo muscular. El espasmo muscular así como la

hiperactividad crónica de la musculatura, son causadas por un aumento involuntario de la actividad a nivel neuronal. El músculo hiperactivo es duro a la palpación y eléctricamente activo. Si no se registra una elevada actividad eléctrica, este músculo tiene una disminución fisiológica de su longitud^{69; 71}. Cada músculo tiene su respectivo tono basal y éste varía con la postura. Kasman⁸⁰ intentó utilizar un criterio general para evaluar todos los sitios a través de la “regla del 5”. Esta regla considera cualquier valor electromiográfico del tono basal que supere 5 microvoltios como anormal pero este fundamento es muy simple y lleva a sacar conclusiones erróneas. La mejor solución a este problema es la utilización de los datos normalizados para las diferentes regiones musculares en la postura bípeda y sentada. Los patrones de la activación dinámica pueden cambiar en función de las ligeras distintas posiciones del miembro: por ejemplo, la activación del bíceps durante la flexión del codo se modifica cuando la mano se encuentra pronada^{69; 71}.

- La conducción de volumen (fenómeno de interferencia o cross-talk): es el término que se utiliza cuando los electrodos registran la señal que pertenece al músculo estudiado y a otros músculos que no se encuentran justo por debajo del electrodo. Para evitar las conclusiones erróneas, es importante saber qué zonas se contaminan más debido al fenómeno de interferencia. Este fenómeno afecta más a la evaluación dinámica que a la estática. En la señal SEMG no se puede distinguir si es de la musculatura superficial o profunda. Es más complicado si ambos músculos, superficial y profundo, son sinergistas, y se activan en el mismo momento. El supraespinoso versus las fibras medias del trapecio o el cuadrado lumbar versus el músculo dorsal ancho son solo dos ejemplos^{69; 71}.
- Edad y sexo: Durante la evaluación dinámica el nivel de la activación de SEMG disminuye con los años. Esto es posiblemente causado por la pérdida de la masa muscular que se produce con el transcurso de los años⁸⁰. Sin embargo, durante la evaluación estática esta diferencia desaparece y la diferencia por sexo muestra mucho más variabilidad en las condiciones estáticas^{69; 71}.

Reproducibilidad de la SEMG en la valoración lumbar

La correlación existente entre los resultados obtenidos por la NEMG y la SEMG, así como su reproducibilidad han sido estudiadas por diversos autores tanto en condiciones dinámicas como isométricas. Giroux y Lamontagne⁸¹, no encuentran diferencias significativas entre ambos métodos electromiográficos. La correlación intra-test es superior en la SEMG

tanto en test dinámicos como en isométricos, $r=0,79$ y $r=0,75$ respectivamente, frente a $r=0,55$ y $r=0,59$ de la NEMG. Asimismo, la correlación inter-test es muy superior en la SEMG $r=0,92$, siendo para la NEMG $r=0,31$ ⁸¹. Esta alta reproducibilidad se debe a que es más difícil colocar el electrodo intramuscular en la misma localización anatómica para que la lectura sea reproducible; en el caso de la SEMG al tratarse de una “visión global” de la función muscular, la lectura es más independiente de la localización exacta del electrodo. La SEMG no aísla la actividad de un músculo específico⁸², en cualquier caso una buena selección en la colocación de los electrodos resulta representativa de la activación de los músculos más profundos⁸³.

La reproducibilidad de la SEMG en la musculatura lumbar es una materia de estudio compleja, debido a que en la literatura no existe una metodología homogénea. Algunos autores⁸⁴⁻⁸⁶ utilizan un número de sujetos que varía entre 4 y 28, siendo en su mayoría varones. En la mayoría de los estudios la señal SEMG se obtiene generalmente entre las vértebras T10 y L5. Los posicionamientos para la evaluación por lo general son decúbito prono^{85; 87-89}, sentado^{86; 90; 91} y de pie^{92; 93}. El tiempo entre la prueba y la repetición de la prueba descritos oscilan entre los 5 y los 60 minutos en una comparación intra día; y entre 1 y 6 días en una comparación de días.

Varios autores han realizado estudios específicos para comprobar la fiabilidad de los métodos de SEMG: Spector⁹⁴ encontró coeficientes de correlación que van desde 0,73 y 0,97, mientras que Komi y Buskirk (1970) lograron una fiabilidad test-retest de 0,88 para electrodos de superficie⁷¹.

Danneels et al.⁹⁵ encuentran una excelente correlación intraclass (ICC) intradía durante contracción isométrica máxima tanto para sujetos sanos y como aquellos afectados de dolor lumbar. Dederig et al.⁹⁶, durante un protocolo submáximo, han demostrado una buena fiabilidad de la SEMG, corroborando los hallazgos de Fleiss⁹⁷, quien también demostró una buena fiabilidad de la técnica en la evaluación de la columna lumbar. En su estudio encontró una ICC entre 0,443-0,727 para la inicial frecuencia media (MF), y que van 0,273 a 0,734 para la pendiente MF. Estos mejores resultados de los valores iniciales que comparan a los valores de pendiente es apoyada por estudio de Peach et al.⁹⁸ analizaron la fatiga muscular.

Sin embargo, no existe consenso respecto a la reproducibilidad de todos los parámetros de la SEMG. Para algunos autores como Ng JK et al.⁹⁹ 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 $0,55$).

Arnall et al.¹⁰⁰ obtuvieron que con el uso de la normalización de la señal mediante root mean square (RMS) una ICC entre 0,70 y 0,83 en sujetos sanos.

Relación entre la electromiografía y la fuerza muscular

La asunción de la asociación existente entre la EMG y la fuerza muscular generada es la base para la mayoría de las aplicaciones de la EMG, permitiendo inferencias a diferentes aspectos de la fisiología muscular. Sin embargo, no es posible medir la fuerza directamente mediante la EMG. A pesar de los avances en la detección y procesamiento de la señal eléctrica (mejor equipamiento, estadística y estrategias computacionales), la relación entre fuerza y EMG durante las contracciones musculares voluntarias sigue sin entenderse completamente. Algunos autores ha llegado a la conclusión de que para algunos músculos la magnitud de la señal EMG es directamente proporcional a la fuerza muscular durante la contracciones isométricas y/o en las contracciones isotónicas a velocidad constante, sin embargo otros afirman que esta relación no es lineal¹⁰¹. En general, se acepta que los músculos con una composición predominante de fibras tipo I tienden a tener una relación más lineal entre la fuerza ejercida y la SEMG. En músculos con tipos de fibras mixto (tipos I y II), ésta relación parece ser más curvilínea, situándose el “punto de ruptura” aproximadamente al 50% de la contracción voluntaria máxima⁶⁹.

La normalización de la actividad electromiográfica es un procedimiento utilizado comúnmente para la comparación de la actividad mioeléctrica de diferentes músculos o de diferentes individuos. Es importante señalar que, desgraciadamente no existe un consenso acerca de las estrategias de normalización^{102; 103}. En la literatura se describen básicamente cuatro métodos de normalización de la señal:

1. Activación máxima (pico) durante las contracciones máximas:
 - 1.1. Contracción isométrica máxima voluntaria (MVIC)
 - 1.2. Activación obtenida durante la tarea estudiada a máximo esfuerzo
 - 1.3. Activación obtenida en el rango de movimiento articular durante una contracción dinámica máxima
2. Activación media o máxima obtenida durante la tarea estudiada.
3. Activación durante contracciones submáximas isométricas.
4. Amplitud de pico a pico de la Onda M máxima (M-max)

De todos ellos, el único método recomendado para establecer el nivel de referencia para comparar actividad muscular y patrones de activación muscular, tareas e individuos es el MVIC. El método es aparentemente sencillo: se recomienda hacer 3 repeticiones del test de referencia que produce una activación máxima de ese músculo separadas por 2 minutos para evitar la fatiga. La señal posteriormente es procesada, normalmente a “root mean square“ (RMS), tomándose como referencia el valor máximo obtenido. El problema más importante es

determinar qué test produce la máxima activación neural para un determinado músculo. Una vez más, no existe consenso en la literatura. Muchos estudios describen activaciones musculares por encima del 100% del MVIC, particularmente en contracciones rápidas o excéntricas, demostrando que el test de normalización utilizado para determinar el MVIC no revela adecuadamente la capacidad máxima de activación de éste músculo.

En el ámbito clínico, el principal problema que nos encontramos es la identificación de diferencias entre los niveles o patrones de activación entre sujetos normales y aquellos aquejados de patología músculo-esquelética, como por ejemplo en el caso de las lumbalgias¹⁰⁴. Estos pacientes son incapaces, o no pueden, realizar una contracción máxima voluntaria (MVC) verdadera, y la normalización con una señal de referencia, obtenida mediante una tarea estandarizada, tenderá a suprimir diferencias existentes como resultado de la patología en sí mismo. La única comparación posible entre sujetos sanos e individuos sintomáticos son los patrones de activación muscular^{103; 105}

Coefficiente de Eficiencia Neuromuscular (NMER).

El hallazgo a mediados del siglo pasado, de una relación lineal entre la actividad electromiográfica y la tensión ejercida por el sóleo antes y después de un ejercicio fatigante atrajo a muchos investigadores, en concreto la relación de esta curva con la fatiga. Muchos autores¹⁰⁶ sugirieron que el incremento progresivo de la actividad eléctrica durante una contracción isométrica continua en un nivel submáximo determinado era debido al reclutamiento de unidades motoras adicionales necesarias para compensar el descenso en la fuerza de contracción que ocurre en las fibras fatigadas.

Bajo esta premisa se desarrolló el cociente de eficiencia neuromuscular (NMER o neuromuscular efficiency ratio en inglés) que es el cociente entre la fuerza de extensión y la actividad electromiográfica procesada (Root Mean Square o RMS). El objetivo era permitir la evaluación en el entorno clínico, donde la contracción máxima no está indicada. El NMER de la musculatura extensora se incrementaba al mismo tiempo que la flexión^{107; 108}. Parniourpour¹⁰⁸ estudió el NMER del erector espinal y el *latisimus dorsi* en 31 sujetos durante contracciones voluntarias máximas y submáximas. Al 30% de la contracción voluntaria máxima (MVC), únicamente el erector espinal mostró actividad. Entre el 50-100% de la MVC la actividad del erector y *latisimus* se incrementó significativamente. Cuanto mayor fue el ángulo de flexión mayor activación NMER se observó en ambos músculos¹⁰⁷. En conclusión, el NMER mostró

una utilidad clínica sensible tanto al nivel de contracción como a la postura, que afectan significativamente a los resultados ¹⁰⁹.

SEMG en la evaluación del dolor lumbar

El motivo de utilizar la SEMG en la evaluación del dolor lumbar inespecífico, es la presunta asociación entre el dolor lumbar, la contractura muscular y la 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 a 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 SEMG ¹¹. Por otra parte, la contractura de la musculatura paravertebral ha sido implicada en numerosas ocasiones en la génesis y mantenimiento del dolor lumbar. La SEMG aporta información relevante sobre el estado de contractilidad de la musculatura lumbar, así como sobre su posible debilidad ¹¹⁰.

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 ¹¹¹. 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 ¹¹² 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 ¹¹³.

Para controlar el sesgo de la motivación, Biedermann et al ¹¹⁴ estratificaron 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 mantienen el resto de limitaciones anteriormente expuestas ¹¹.

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 asintomáticos¹¹⁵. 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.

Con el objetivo de relacionar el dolor lumbar con cambios en el espectro de frecuencia de la SEMG, 403 enfermeras sin historia de dolor lumbar fueron evaluadas prospectivamente. En el registro basal, los parámetros de la SEMG fueron registrados durante una contracción muscular de 28 segundos, al 80% de la MVC. El descenso de la frecuencia mediana se asoció con una mayor probabilidad de desarrollar dolor lumbar en el futuro ¹¹⁶. Sihvonen et al ¹¹⁷ muestran que las embarazadas con probabilidad elevada de desarrollar dolor lumbar relacionado con la gestación, pueden ser identificadas mediante parámetros de la SEMG.

Roy et al ¹¹⁸ describieron un patrón incremental de la señal RMS con el incremento de fuerza entre los sujetos afectados de lumbalgia y los sujetos control, observado mayor asimetría en los sujetos patológicos.

DINAMOMETRÍA Y LUMBALGIA INESPECÍFICA

Desde el punto de vista de la mecánica, la fuerza muscular se centra en el efecto externo, generalmente observable, producido por la acción muscular, la atracción de la gravedad o la inercia de un cuerpo. Por tanto, en el sentido en el que se define la fuerza en mecánica, la fuerza muscular, como causa, sería la capacidad de la musculatura para deformar un cuerpo o para modificar la aceleración del mismo: iniciar o detener el movimiento de un cuerpo, aumentar o reducir su velocidad o hacerle cambiar de dirección.

Desde el punto de vista fisiológico, la fuerza se entiende como la capacidad de producir tensión que tiene el músculo al activarse, es algo interno (fuerza interna), que puede tener relación con un objeto (resistencia) externo o no. La tensión muscular se puede definir como el grado de estrés mecánico producido por el eje longitudinal del músculo cuando las fuerzas internas tienden a estirar o separar moléculas que constituyen las estructuras musculares y tendinosa¹¹⁹.

Definición de fuerza isométrica

La tensión se produce por la activación del músculo (generalmente se utiliza el término menos apropiado de “contracción” en lugar de “activación”), la cual tiene lugar cuando el músculo recibe un impulso eléctrico y se libera la energía necesaria. La activación siempre tiende a acortar las sarcómeros, tanto si el músculo se está acortando (activación concéntrica) como elongando (activación excéntrica). Según la voluntad del sujeto o la relación que se establezca con las resistencias externas, la activación del músculo puede dar lugar a tres activaciones diferentes:

1. Acortamiento o acción dinámica concéntrica: superación de la resistencia externa, la fuerza externa actúa en sentido contrario al del movimiento.
2. Alargamiento/estiramiento o acción dinámica excéntrica: cesión ante la resistencia externa, la fuerza externa actúa en el mismo sentido del movimiento.
3. Mantenimiento de su longitud o acción isométrica: la fuerza muscular es equivalente a la resistencia externa, no existe movimiento ni, por supuesto, trabajo mecánico.

Esta última definición de fuerza isométrica no se ajusta totalmente a la realidad, pues lo único que se mantiene igual es el ángulo en el que se está produciendo la tensión muscular, pero la acción del músculo es de acortamiento de fibras y estiramiento del tejido conectivo, tal y como ocurre con el tendón¹¹⁹.

Fundamentos de la dinamometría en la valoración de la fuerza muscular

La evaluación objetiva del rendimiento del músculo humano ha sido el objetivo de investigación en el campo de las ciencias del deporte y de la rehabilitación durante muchos decenios. Las indicaciones clásicas para la evaluación muscular ha sido la evaluación de la disfunción muscular en pacientes que tenían enfermedades neuromusculares o habían sufrido un traumatismo en el raquis y/o en las extremidades¹²⁰.

En el siglo pasado, el estudio se realizaba primariamente mediante la evaluación manual, observando la postura, la marcha y el rango del movimiento activo. En la primera mitad del siglo pasado las grandes disfunciones musculares provocadas por el virus de la poliomielitis, forzó a los cirujanos ortopedas a desarrollar mejores métodos de evaluación de la fuerza muscular. Surgieron así métodos semicuantitativos de testaje manual y, a continuación, test cuantitativos para valorar las variaciones en la fuerza muscular⁷¹.

Actualmente, la demanda de una gran documentación médica, la incrementada expectación de los pacientes y los cambiantes estándares de la práctica ortopédica han creado la necesidad de realizar test cuantitativos y objetivos con mayor grado de certeza y sensibilidad. El incremento en las demandas personales por lesión, la creciente necesidad de objetivar y cuantificar las lesiones derivadas de accidentes de tráfico o laborales, y sobre todo la necesidad de diferenciar a los que intentan simular la existencia de lesiones derivadas de los anteriores con fines económicos, ha creado la necesidad de medios más sofisticados para la cuantificación objetiva de la pérdida funcional ¹²⁰.

Todo ello ha contribuido a que en las últimas décadas, la cirugía ortopédica, inmersa dentro de la ola de las nuevas tecnologías, haya introducido la instrumentación electrónica para el testaje muscular, tanto en el área diagnóstica como en la rehabilitadora ¹²¹.

La importancia de una correcta evaluación del rendimiento del músculo humano radica en que permite: 1.- Evaluar la fuerza muscular mediante la comparación de los efectos obtenidos con distintos programas de fortalecimiento y puesta en forma; 2.- Estudiar la eficacia del ejercicio terapéutico para la recuperación de pacientes convalecientes de lesiones musculares y osteoarticulares; 3.- Prevenir lesiones a partir de la identificación de los déficit de fuerza subyacentes y de las relaciones de fuerza en los grupos de músculos bilateral y recíprocos ¹²² y 4.- discernir entre individuos sanos y aquellos que con fines económicos intentan simular una lesión o perjuicio ⁷¹.

Evaluación del rendimiento muscular

La fuerza producida por el músculo se puede calcular estática (isométrica) o dinámicamente (isotónica e isocinética). Mediante la contracción isométrica se valora la capacidad del músculo para generar fuerza frente a una resistencia en ausencia de movilidad articular. Durante la contracción isométrica, el músculo se contrae contra un transductor de fuerza, sin que se produzcan cambios en la longitud del músculo. Se registran estrictamente cambios en la contracción muscular, y por lo tanto, se utiliza para comparar las características funcionales de diferentes tipos de músculos. ¹¹⁹

Este tipo de medición presenta algunas desventajas entre las que destacan la necesidad de controlar rigurosamente el posicionamiento y la estabilización del cuerpo del sujeto explorado ^{123; 124} y que la medición de la fuerza en valores absolutos es superior a la obtenida en

los test dinámicos. Esto último podría estar contraindicado en situaciones en las que no se desee la generación de grandes fuerzas sobre la articulación o sobre los tejidos blandos. Sin embargo, la evaluación isométrica es un buen método de evaluación del rendimiento muscular en condiciones dinámicas ¹²⁵. La principal ventaja de la resistencia isométrica reside en su utilidad en situaciones en las que se desea evitar la movilización de la articulación estudiada (como consecuencia de una patología; en el postoperatorio inmediato; etc.) ¹²⁶

El aspecto más importante de los test isométricos es la reproducibilidad de los resultados en los test-retest que ha demostrado ser bastante alta, tanto en sujetos sanos como en afectados por algún tipo de patología ¹²⁷. Diversas investigaciones parecen coincidir en la validez de los estudios dinamométricos desde el punto de vista diagnóstico, tanto en el campo de la Ortopedia como en la Neurología o la Reumatología. En la cirugía ortopédica existen publicaciones que estudian la evaluación funcional tras diversas fracturas; evalúan las lesiones del aparato músculo-tendinoso y ligamentoso; valoran los efectos de la inmovilización; estudian el fenómeno de la artrosis, tanto desde el punto de vista del tratamiento, como de la capacidad predictiva del estudio que aportan datos sobre la fisiología muscular; o abordan la patología deportiva. Los datos obtenidos a partir de una evaluación dinamométrica pueden utilizarse como herramienta diagnóstica o bien rehabilitadora ^{71; 121; 128-130}.

Uso de la dinamometría isométrica en la lumbalgia inespecífica

Existen numerosas publicaciones que sugieren la existencia de una relación entre la fuerza muscular del tronco, el aumento de fatigabilidad de la misma y el desarrollo, persistencia o recurrencia del dolor lumbar ¹³¹. 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 ¹¹.

En la actualidad existen diferentes dinamómetros desarrollados para evaluar la musculatura lumbar, los cuales permiten una valoración precisa, completa y más específica que los test no dinamométricos (test de Sorensen o el “arch-up test) ⁸⁷. Estos dinamómetros también permiten el entrenamiento de la musculatura lumbar, diferenciándose en el tipo de contracción (isométrica, isotónica o isocinética), la posición de la evaluación (de pie, sentado, acostado), etc., permitiendo en general la evaluación de diferentes cualidades musculares ¹³¹.

Sin embargo, el estudio de la columna lumbar mediante dinamometría 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 ¹¹.

Los instrumentos o tecnologías que permiten la evaluación dinamométrica de la fuerza del tronco son ¹³²⁻¹³⁴:

- Cybex® (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 ¹¹.
- MedX® (MedX Corp., Ocala, FL, USA). Se trata de un sistema diseñado para la evaluación y entrenamiento de la musculatura lumbar ¹³⁵. La evaluación con MedX consiste en la medida de la fuerza de extensión isométrica en 7 ángulos dentro del arco de movilidad del paciente. Su principal característica es que utiliza un sistema de corrección de gravedad ¹³¹.
- Akron®. 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® (LoredanBiomedical Inc., Davis, CA). Únicamente mide fuerza en flexión-extensión del tronco.
- David®, Tergumed®, Schnell® y DBD®. Estos sistemas proponen el uso de cuatro sets individuales para el entrenamiento ^{133; 136; 137} permitiendo valorar la musculatura funcionalmente en los tres ejes del espacio ^{138; 139}.
- Isostation B-200® (Isotechnologies, Inc., Hillsborough, NC). Es un dinamómetro triaxial que mide la funcionalidad de la columna lumbar en sus tres ejes. Además de la movilidad y la fuerza isométrica máxima, este dinamómetro permite la evaluación isoinercial de la columna lumbar que consiste en utilizar una carga constante durante todo el arco de movimiento. ¹⁴⁰⁻¹⁴²

La obtención de una alta fiabilidad diagnóstica con el uso de estas sofisticadas máquinas no es aceptada por todo el mundo. Para algunos autores su reproducibilidad es muy elevada y para otros escasa ¹⁴³. Se han publicado bases de datos en sujetos normales ^{141; 142; 144} y patrones de

alteración en determinadas enfermedades causantes de lumbalgias ^{145; 146}. Asimismo, las evidencias disponibles no permiten afirmar que la dinamometría triaxial supere en validez y fiabilidad a las mediciones isocinéticas ¹¹.

En las comparaciones con los valores procedentes de sujetos asintomáticos ¹⁴⁷, obtienen valores de fuerza y amplitud de movimiento significativamente menores en pacientes con dolor lumbar subagudo. McIntyre y Glover ¹⁴⁸ 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 ¹⁴⁹ obtienen menores valores de fuerza del tronco en sujetos con dolor lumbar.

A pesar de estos resultados, 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 ¹³².

Otra limitación de estos estudios está en referencia al pequeño tamaño de muestra empleado y la falta de comparabilidad entre los sujetos sanos y aquellos con dolor lumbar ¹¹.

En la utilización del dinamómetro 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. ¹⁵⁰ sugieren que solo es necesaria una ronda de ejercicios para conseguir el máximo esfuerzo de torsión (torque), mientras que Newton et al. ¹³⁴ 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.

Debido a las diferencias observadas entre sexos, 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 etario en el que es más frecuente el dolor lumbar (20- 55 años), es probablemente innecesario el ajuste por edad. Todas las pruebas dinamométricas requieren la determinación de la máxima contracción voluntaria para evitar errores de interpretación de la prueba ¹¹, aunque en el entorno clínico la máxima contracción voluntaria no siempre es alcanzable o recomendable.¹⁰⁸

DINAMOMETRÍA Y ELECTROMIOGRAFÍA EN LA LUMBALGIA INESPECÍFICA.

Pocos autores han utilizado la dinamometría isométrica y la electromiografía de superficie para estudiar diversos aspectos del dolor lumbar^{37; 151-153}. Sin embargo, los trabajos que relacionan la electromiografía de superficie y la dinamometría se limitan a valorar la musculatura extensora y flexora del tronco. No existe una base de datos de una población normal correlacionando patrones isoinerciales en los tres ejes del espacio con el tipo de contracción muscular generada por la musculatura del tronco, ni se han realizado estos estudios en pacientes con alteraciones orgánicas conocidas. Tampoco se ha estudiado si la relación entre la fuerza generada en los tres ejes del espacio y la activación electromiográfica en forma de NMER se modifica en una población afecta de dolor lumbar inespecífico y de aquellos sujetos que intentan simular una lumbalgia.

HIPÓTESIS

HIPÓTESIS

Hipótesis principal. La valoración conjunta de la fuerza isométrica de la musculatura erectora lumbar y oblicua abdominal en los tres ejes del espacio junto a la activación electromiográfica superficial de los mismos grupos musculares, permitirá diferenciar e identificar entre una población control, una población afectada de lumbalgia inespecífica y una población control que “intenta simular” una lumbalgia inespecífica.

Hipótesis secundaria. La combinación de la electromiografía superficial y la dinamometría isométrica mediante el uso del coeficiente de eficiencia neuromuscular (NMER), permitirá diferenciar la población normal de una población afectada de lumbalgia inespecífica, y a su vez detectar los “intentos de simulación”.

OBJETIVOS

OBJETIVOS

- 1°.- Describir la fuerza isométrica de la musculatura erectora lumbar y oblicua abdominal en los tres ejes del espacio de una población control, una población afecta de lumbalgia inespecífica y una población control que “intenta simular” una lumbalgia inespecífica.

- 2°.- Describir la activación electromiográfica superficial de la musculatura erectora lumbar y oblicua abdominal en los tres ejes del espacio de una población control, una población afecta de lumbalgia inespecífica y una población control que “intenta simular” una lumbalgia inespecífica.

- 3°.- Determinar la utilidad del coeficiente de eficiencia neuromuscular (NMER) en la discriminación de dichas poblaciones y para detectar “intentos de simulación”.

**SUJETOS, MATERIAL Y
MÉTODO.**

SUJETOS, MATERIAL Y MÉTODOS

SUJETOS

El estudio se llevó a cabo con una población total de 197 individuos, 100 hombres y 97 mujeres distribuidas en tres grupos (tabla 5).

	Hombres		Mujeres		Total
	≤40 años	> 40 años	≤40 años	> 40 años	
Control	34	24	29	25	112
Lumbalgia	18	10	17	9	54
Simuladores	7	7	9	8	31
	100		97		197

Tabla 5 . Descripción del número de sujetos estudiados en cada grupo según el sexo y la edad

Grupo control: Constituido por 112 voluntarios agrupados en dos subgrupos de edad. El primero, formado por 63 individuos hasta los 40 años, el segundo por 49 individuos mayores de 40 años. De los 112 individuos 58 fueron hombre y 54 mujeres.

Los voluntarios incluidos en este grupo carecían de antecedentes de lumbalgias o lumbociatalgias, agudas o traumáticas durante los últimos doce meses, así como de patología lumbar específica conocida.

Grupo patológico: Formado por 54 pacientes diagnosticados de lumbalgia inespecífica que persistía al menos 6 semanas antes de la realización del estudio, y con una evolución máxima de 6 meses. De estos 35 tenían menos de 40 años y 19 más de 40 años. El grupo patológico lo conformaron 28 hombres y 26 mujeres.

Dentro de los criterios de inclusión en este grupo se tuvo en cuenta que: no hubiese lesión ósea (fractura, tumores, infecciones....) descartándose éstas mediante radiografías simples en proyección ántero-posterior y lateral y confirmándose con radiografías oblicuas y funcionales laterales en máxima flexión y extensión en caso de duda. Igualmente se descartó la presencia de discopatías mediante resonancia magnética en aquellos pacientes que referían irradiación y/o parestesias o hipoestesias en los miembros inferiores. Fueron excluidos del estudio aquellos individuos afectos de lumbociatalgias, aquellos inmersos en contenciosos laborales o de tráfico en el momento de la realización del estudio.

Este grupo, fue considerado el grupo patológico, por haber transcurrido al menos tres semanas desde el inicio de los síntomas y encontrarse aún bajo tratamiento en fase considerada aguda. A los pacientes se les solicitó la máxima colaboración en la prueba indicándoles que serviría para orientar su rehabilitación.

Grupo de simuladores: Constituido por 31 voluntarios agrupados en dos grupos de edad. Al igual que en el grupo de normales, la condición para ser incluido en este grupo fue la ausencia de patología lumbar conocida o dolor en esa región durante los últimos 12 meses. A éstos se les pidió que intentaran “falsear” el resultado simulando la presencia de dolor lumbar y/o impotencia funcional. Este grupo fue denominado así porque sus componentes realizaron los test dinamométricos fingiendo la existencia de un dolor lumbar inexistente.

MATERIAL

Para la determinación de la fuerza isométrica de la musculatura de la CL se utilizó la Isostación B-200 (Isotechnologies Inc., Hillsborough, NC) (figura 7).

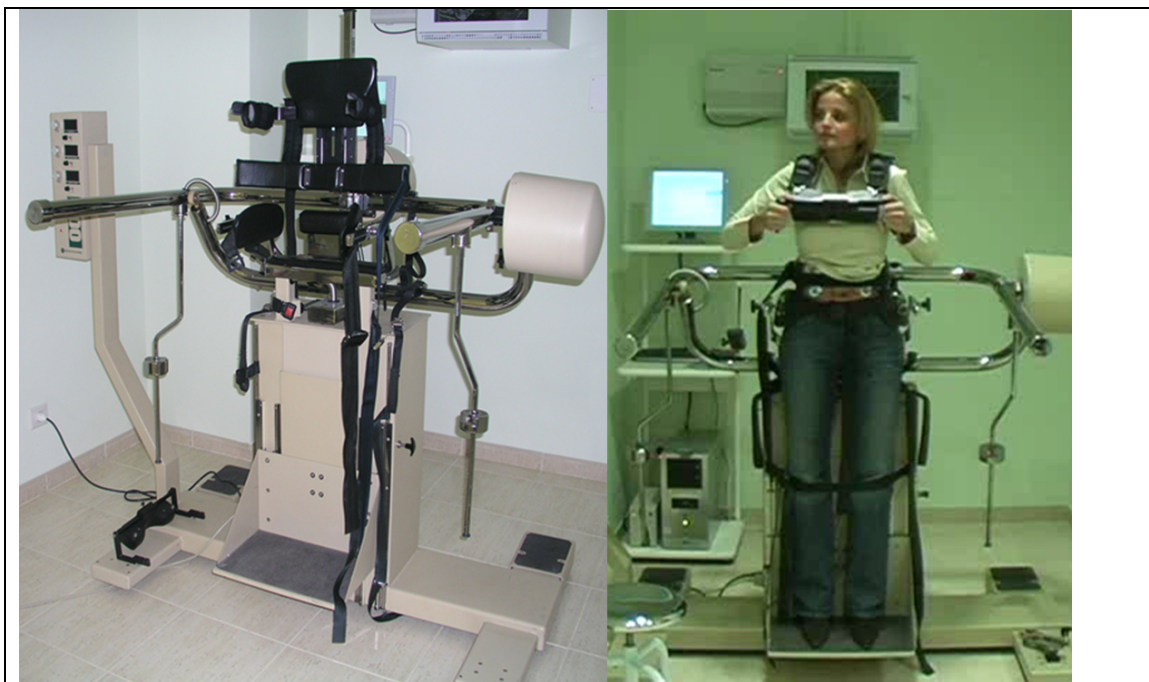


Figura 7. Detalle del dinamómetro triaxial Computerizado Isostación B-200 (Isotechnologies Inc., Hillsborough, NC).

La Isoestación B-200 (IB-200, Isotechnologies, Hillsborough, NC, USA) es un dinamómetro lumbar triaxial (Isotechnologies, 1988, Isostation Manual) con un sistema de

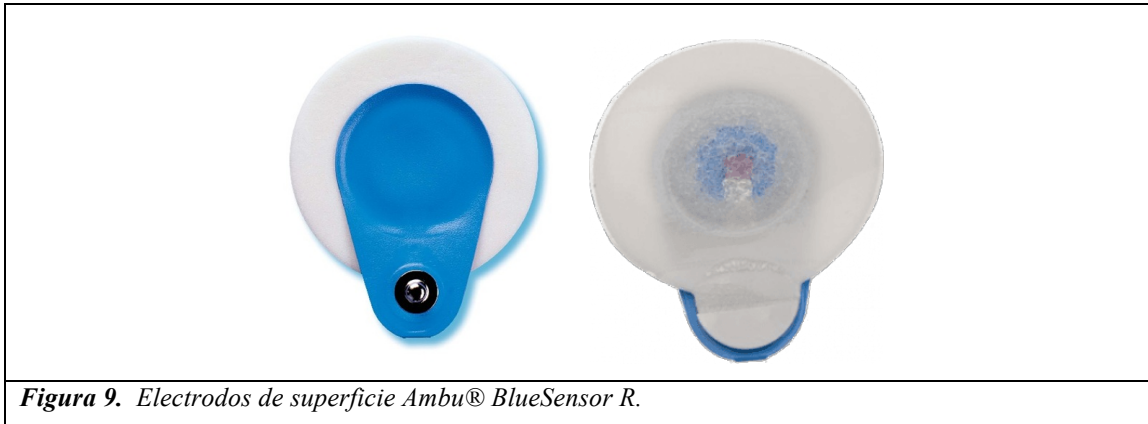
resistencia hidráulica independiente para cada eje rotacional. La B-200 permite la medición simultánea de la velocidad (deg/s), posición angular (°) y el torque (Nm) de los tres ejes del espacio en las evaluaciones de la columna lumbar. El sistema va conectado a un ordenador personal que realiza un muestreo de señal en nueve canales a un ratio de 50 Hz por canal. El software permite una calibración de los tres ejes evaluados que se lleva a cabo al inicio de cada sesión de evaluaciones. Los datos recogidos se analizaron con el software facilitado por el fabricante: B-200 System Software v.2.0.

La actividad muscular se determinó con un electromiógrafo de superficie de ocho canales: Mega 3000P8 (Mega ElectronicsLtd, Kuopio, Finlandia) (figura 8).



Figura. 8 *Detall del electromiógrafo de superficie de ocho canales: Mega 3000P8 (Mega ElectronicsLtd, Kuopio, Finlandia)*

Se emplearon electrodos (figura 9) autoadhesivos (Ambu® BlueSensor R) de plata (Ag) y cloruro de plata (AgCl). Para evaluar la actividad muscular se utilizó una señal RMS-EMG con tiempo constante de 0,1s y una frecuencia de 1000Hz. Los datos recogidos se analizaron con el software facilitado por el fabricante: ME3000P v.1.5, que permite determinar los valores electromiográficos para cada músculo lumbar y abdominal oblicua simultáneamente con la fuerza media flexora, extensora, rotadora y flexora lateral de la columna lumbar durante las contracciones isométricas..



MÉTODO

Tras ofrecer información verbal y escrita, cada sujeto firmó su consentimiento informado.

Posteriormente se completó una detallada historia clínica y exploración dirigida a identificar y/o descartar patología lumbar específica. Dentro de la exploración se incluyó la determinación del peso y la altura y se calculó el IMC.

Una vez completada la exploración clínica, se procedió en primer lugar a colocar los electrodos superficiales para la realización de la electromiografía. Previamente la piel fue preparada con alcohol para facilitar la adherencia del electrodo y minimizar las interferencias debidas a los cambios de impedancia siguiendo las recomendaciones establecidas por CRAM. Los electrodos fueron colocados sobre la musculatura erectora lumbar y sobre los músculos oblicuos del abdomen bilateralmente. Para recoger la actividad muscular de los erectores lumbares se colocó un electrodo a cada lado de la apófisis espinosa de L3 y L4, situados a 3 cm transversalmente a las mismas. El electrodo neutro se colocó a 3 cm equidistante a los dos anteriores, bilateralmente. La actividad de los oblicuos se obtuvo mediante dos electrodos colocados bilateralmente en un punto medio entre la cresta iliaca y la última costilla, separados 2 cm entre ellos. En este caso, el electrodo neutro se colocó igualmente a 3 cm equidistante de cada par de los otros electrodos.

Con los electrodos conectados al electromiógrafo portátil, el paciente fue colocado en la Isoestación B-200® y fijado mediante correas para asegurar una posición estandarizada, de tal forma que su cresta iliaca estuviera alineada con el eje de flexo-extensión del dinamómetro. La Isoestación B-200® fue bloqueada para evitar el movimiento, con lo que la fuerza ejercida por el paciente se desarrolló en condiciones estrictamente isométricas.

Previamente a la realización de las pruebas los pacientes fueron instruidos sobre la forma de realizarlas, efectuando un pequeño entrenamiento al respecto. Se solicitó de ellos la máxima colaboración para poder determinar la mayor fuerza que fuesen capaces de aplicar sobre el sensor.

Se alentó a los pacientes a desarrollar su fuerza máxima durante seis segundos en seis movimientos: flexión y extensión, rotación derecha e izquierda y flexión lateral derecha e izquierda, dejando sesenta segundos de descanso entre ellas e iniciando cada movimiento en posición neutra. Cada movimiento fue evaluado en tres ocasiones siguiendo el orden anteriormente descrito. La fuerza media y la señal electromiográfica fueron recogidas simultáneamente para cada grupo muscular durante cada contracción en los distintos planos.

Los pacientes del grupo control y patológico fueron testados en una ocasión. Los pacientes del grupo simulador fueron testados en tres ocasiones. A éstos se les pidió que ejecutasen la prueba a pleno rendimiento en una o dos ocasiones (a su elección), intentando falsear el resultado en el resto, simulando dolor lumbar e impotencia funcional. Seguidamente, los sujetos “simuladores” anotaron en una ficha, que se mantuvo en sobre cerrado hasta la valoración final, si cada prueba fue efectuada o no a su máxima capacidad.

DESCRIPCIÓN DE LAS VARIABLES ESTUDIADAS

Variables de fuerza isométrica del tronco. Se optó por el método de valoración isométrica debido al gran control que permite y la ausencia de riesgos físicos derivados de la ejecución de esta evaluación. La evaluación isométrica consiste en realizar la activación muscular voluntaria máxima contra una resistencia insalvable. Las variables de fuerza isométrica lumbar estudiadas, expresadas en Newtons (N), fueron: flexión, extensión, rotaciones lumbar derecha e izquierda y flexiones laterales derecha e izquierda.

Variables de Electromiografía: se recogió la actividad eléctrica de los músculos erectores lumbares y oblicuos externos, expresada en microvoltios (μV), de forma simultánea a la valoración de fuerza isométrica para cada una de las variables estudiadas.

Variables de cociente de eficiencia neuromuscular (NMER): es cociente que relaciona las dos variables anteriores, esto es: el cociente entre la fuerza isométrica expresada en N en

cada uno de los movimientos estudiados y la actividad electromiográfica procesada (RMS) en cada uno de los músculos evaluados.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Previamente a la aplicación de los test estadísticos se efectuaron pruebas de normalidad y homocedasticidad. Para la comparación entre géneros y edades de cada grupo se utilizó el test de t-student para muestras independientes. Para comparar las medias de los tres grupos de los que consta el estudio se empleó un análisis de la varianza (ANOVA), tomando el test de Schefé como test a posteriori.

El análisis se realizó mediante el paquete estadístico SPSS (StatisticalPackageforthe Social Science), versión 20.0 para MAC OS/X Leopard, estableciendo como significativos aquellos valores en los que la significación fue menor o igual a 0,05 ($p \leq 0,05$).

RESULTADOS

RESULTADOS

DINAMOMETRÍA ISOMÉTRICA.

Población control.

Hemos analizado la fuerza isométrica en la población control y al compararla por grupos de edad (tabla 6), se aprecian diferencias significativas ($p<0,01$), teniendo entre un 14-32% más fuerza la población menor de 40 años. En ambos grupos etarios la mayor fuerza isométrica se objetivó en flexión, seguida de las flexiones laterales, la extensión y las rotaciones.

	Grupo Control		
	≤40 años	>40 años	
Flexión	95,66 (38,20) ^b	75,72 (39,06)	P<0,01
Extensión	75,30 (45,19) ^b	51,02 (27,92)	P<0,01
Rotación Derecha	51,32 (21,29) ^b	39,03 (20,40)	P<0,01
Rotación Izquierda	48,69 (18,40) ^b	40,35 (16,97)	P<0,01
Lateral Derecha	88,48 (29,56) ^b	75,98 (34,53)	P<0,01
Lateral Izquierda	89,32 (34,12) ^b	75,14 (33,34)	P<0,01

Tabla 6. Valores de la fuerza isométrica media de la población control, expresada en Newtons, agrupados por edad. Media (desviación estándar). Al comparar ambos grupos las diferencias fueron significativas en todos los movimientos estudiados ($b= p<0,01$).

La fuerza isométrica lumbar expresada en valores absolutos (Tabla 7) fue siempre superior en los varones que en las mujeres en ambos grupos de edad, superando aquellos a éstas en entre un 30% y un 40% en todos los movimientos estudiados ($p<0,01$). Igualmente la fuerza desarrollada fue inferior, especialmente en mujeres, en el grupo de mayor edad. Las mujeres mayores de 40 años ejercieron entre un 23 y un 33% de menor fuerza que el grupo más joven, encontrándose diferencias estadísticamente significativa entre ambos grupos ($p<0,01$). En el caso de los hombres mayores de 40 años estas diferencias se situaron entre un 14% y el 30% con menos para la fuerza isométrica en flexo-extensión y rotaciones ($p<0,01$); y entre un 5% y un 7% también con menor fuerza en las flexiones laterales ($p<0,01$).

	Grupo Control			
	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres
	≤ 40		> 40	
	Flexión	113,20 (38,29) ^{c,y}	75,10 (26,34) ^y	97,39 (41,11) ^c
Extensión	92,77 (49,39) ^{c,a}	54,83 (29,03) ^x	64,96 (28,46) ^c	37,64 (20,05)
Rotación Derecha	61,71 (21,96) ^{c,z}	39,13 (12,26) ^y	51,95 (18,90) ^c	26,64 (12,78)
Rotación Izquierda	55,84 (18,78) ^{c,y}	40,32 (14,12) ^x	51,56 (15,81) ^c	29,59 (9,50)
Lateral Derecha	104,63 (25,72) ^{c,z}	69,54 (21,61) ^y	99,55 (31,04) ^c	53,36 (19,32)
Lateral Izquierda	105,33 (33,90) ^{c,x}	70,54 (23,40) ^y	97,69 (29,64) ^c	53,50 (19,61)

Tabla 7 Valores de la fuerza isométrica media del grupo control, expresada en Newtons, agrupadas por edad y sexo. Media (desviación estándar).

Al comparar Hombres vs. Mujeres: **a:** $p < 0,05$; **b:** $p < 0,01$; **c:** $p < 0,001$

Al comparar Hombres entre ellos y Mujeres entre ellas: **x:** $p < 0,05$; **y:** $p < 0,01$; **z:** $p < 0,001$

Debido a que los valores absolutos podrían estar influenciados por la masa corporal, estos fueron normalizados según el índice de masa corporal o índice de Quetelet ($\text{peso}/\text{altura}^2$). Tras ello pudo comprobarse que los resultados fueron similares a los obtenidos sin normalizar la muestra para todos los valores de fuerza estudiados en ambos sexos y rangos de edad.

Población afecta de lumbalgia inespecífica.

La fuerza isométrica en la población patológica, al compararla por grupos de edad (tabla 8) fue siempre superior en la población más joven, entre un 10-20% en todos los movimientos estudiados, no mostrando diferencias estadísticamente significativas. En ambos grupos etarios la mayor fuerza isométrica se objetivó en la flexión o inclinación lateral, seguida de la flexión (ventral), la extensión y las rotaciones.

Al igual que sucediera en el grupo control, la fuerza isométrica lumbar expresada en valores absolutos (tabla 9) fue siempre superior en los varones que en las mujeres en ambos grupos de edad, superando aquellos a éstas en entre un 30 y un 40% en todos los movimientos estudiados ($p < 0,01$). Igualmente la fuerza desarrollada fue inferior, especialmente en mujeres, a medida que avanzaba la edad, a excepción de la fuerza de flexión del tronco en la que el grupo de mujeres mayores de 40 años generó un 5% más de fuerza que el grupo de mujeres más joven.

	Grupo patológico	
	≤40 años	>40 años
Flexión	60,48 (42,57)	54,48 (26,50)
Extensión	43,40 (26,80)	38,77 (20,57)
Rotación Derecha	41,26 (19,72)	36,87 (15,63)
Rotación Izquierda	38,26 (17,87)	32,39 (14,26)
Lateral Derecha	70,16 (33,30)	62,47 (27,71)
Lateral Izquierda	70,82 (38,07)	56,01 (24,12)

Tabla 8. Valores de la fuerza isométrica media de la población afecta de lumbalgia inespecífica, expresada en Newtons, agrupadas por edad. Media (desviación estándar). Al comparar ambos grupos no se objetivaron diferencias significativas ($p>0,05$).

Las mujeres mayores de 40 años ejercieron entre un 10% y un 19% de menos fuerza que el grupo más joven, no encontrándose diferencias estadísticamente significativa entre ambos grupos.

En el caso de los hombres mayores de 40 años estas diferencias se situaron entre el 8% y el 17% de menos para la fuerza isométrica en la flexo-extensión y las rotaciones; y entre un 11% y un 21% en el caso de las flexiones laterales; no objetivándose que estas diferencias fueran estadísticamente significativas.

	Grupo patológico			
	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres
	≤40		>40	
Flexión	81,10 (47,96) ^b	38,64 (20,56)	68,14 (28,26) ^a	40,83 (16,41)
Extensión	50,11 (30,40)	36,30 (20,99)	45,75 (24,98)	31,80 (12,69)
Rotación Derecha	50,29(18,58) ^b	31,70 (16,47)	46,47 (14,66) ^b	27,27 (9,79)
Rotación Izquierda	47,13 (16,48) ^c	28,87 (14,41)	39,85 (13,99) ^a	24,93 (10,48)
Lateral Derecha	88,73 (31,87) ^c	50,50 (21,87)	79,15 (26,42) ^c	45,80 (17,48)
Lateral Izquierda	91,93 (38,20) ^c	48,47 (22,32)	72,71 (18,17) ^b	39,32 (16,70)

Tabla 9. Valores de la fuerza isométrica media de la población afecta de lumbalgia inespecífica, expresada en Newtons, agrupadas por edad y sexo. Media (desviación estándar). Al comparar Hombres vs. Mujeres: **a:** $p<0,05$; **b:** $p<0,01$; **c:** $p<0,001$. Al comparar Hombres entre ellos y Mujeres entre ellas no se observaron diferencias significativas ($p>0,05$)

Los valores de fuerza isométrica de este grupo normalizados según el índice de masa corporal o índice de Quetelet ($\text{peso}/\text{altura}^2$), mostraron resultados similares a los obtenidos sin normalizar la muestra para todos los valores de fuerza estudiados en ambos sexos y categorías de edad.

Población simuladora.

La fuerza isométrica en la población simuladora, al compararla por grupos de edad (tabla 10) mostró, al contrario que en los grupos anteriores, que el grupo de más edad superó entre un 11-30% al grupo menor de 40 años en todos los movimientos estudiados excepto en el de rotación izquierda. El patrón de fuerza por movimientos fue idéntico al grupo patológico y diferente al grupo control: la mayor fuerza isométrica se objetivó en flexión lateral, seguida de la flexión, la extensión y las rotaciones. Sin embargo estas diferencias no fueron estadísticamente significativas.

	Grupo Simulador	
	≤40 años	>40 años
Flexión	27,67 (12,78)	33,29 (19,73)
Extensión	21,14 (15,45)	24,24 (17,77)
Rotación Derecha	17,22 (9,17)	19,76 (11,31)
Rotación Izquierda	18,06 (9,12)	14,06 (9,11)
Lateral Derecha	26,88 (15,49)	36,71 (22,73)
Lateral Izquierda	27,99 (15,74)	36,53 (23,61)

Tabla 10. Valores de la fuerza isométrica media de la población afecta de simuladora, expresada en Newtons, agrupadas por edad. Media (desviación estándar). Al comparar entre grupos no se observaron diferencias significativas ($p>0,05$).

Al igual que sucediera en los grupos anteriores, al tener en cuenta el género la fuerza isométrica lumbar expresada en valores absolutos (tabla 11), fue siempre superior en los varones frente a las mujeres en ambos grupos de edad aunque en un rango más acentuado, superando aquellos a éstas en entre un 18 y un 50% en todos los movimientos estudiados. Estas diferencias no fueron estadísticamente significativas para el grupo mayor de 40 años, sin embargo en el grupo menor de 40 años (tabla 6) las diferencias fueron significativas para la extensión ($p<0,001$), la rotación derecha ($p<0,05$) e izquierda ($p<0,01$) y para las flexiones laterales derecha ($p<0,05$) e izquierda ($p<0,001$).

Al contrario que en los grupos anteriores, la fuerza desarrollada fue superior en las mujeres de más de 40 años, igualando la fuerza en la rotación derecha hasta un 50% en el caso de la rotación izquierda ($p<0,05$), siendo este el único movimiento en el que se objetivaron diferencias estadísticamente significativas.

En el caso de los hombres mayores de 40 años los resultados mostraron el mismo comportamiento, realizando más de fuerza en todos los movimientos, a excepción de la fuerza de flexión en el que el grupo menor de 40 años igualo prácticamente la fuerza (3%). En el caso de los hombres no se objetivaron diferencias significativas en ninguno de los movimientos estudiados.

	Grupo Simulador			
	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres
	≤40		>40	
Flexión	34,64 (13,37) ^b	22,24 (9,80)	33,96 (18,15)	32,70 (22,26)
Extensión	29,51 (16,23) ^c	14,62 (11,88)	39,68 (9,28)	10,74 (10,54)
Rotación Derecha	19,91 (10,70) ^a	15,13 (7,79)	26,17 (11,48)	15,15 (8,12)
Rotación Izquierda	20,10 (10,63) ^b	16,48 (8,06)	20,98 (7,99)	8,00 (4,62)
Lateral Derecha	31,56 (19,10) ^a	23,25 (11,93)	49,54 (15,72)	25,49 (22,64)
Lateral Izquierda	32,61 (17,66) ^b	24,20 (14,06)	53,16 (22,51)	21,97 (12,70)

Tabla 11. Valores de la fuerza isométrica media de la población simuladora, expresada en Newtons, agrupadas por edad y sexo. Media (desviación estándar). Significación estadística de la comparación de Hombres vs. Mujeres: **a:** $p < 0,05$; **b:** $p < 0,01$; **c:** $p < 0,001$. Al comparar Hombres entre ellos y Mujeres entre ellas, no se objetivaron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$).

Análisis comparativo

Los resultados mostraron que las poblaciones fueron homogéneas en cuanto a edad, peso y altura, no existiendo diferencias significativas entre los tres grupos al considerar estos parámetros (tabla 12).

		Media (SD)	Mínimo	Máximo	Sig.
Edad (años)	Control	36,3 (18,48)	15	75	0,598
	Lumbalgias	38,49 (12,99)	19	66	
	Simuladores	38,97 (12,86)	21	66	
Altura (cm)	Control	1,68 (0,01)	1,47	1,9	0,111
	Lumbalgias	1,71 (0,10)	1,5	1,94	
	Simuladores	1,67 (0,07)	1,57	1,8	
Peso (Kg)	Control	68 (11,76)	44	107	0,35
	Lumbalgias	73,2 (14,85)	50	110	
	Simuladores	68 (11,87)	54	88	

Tabla 12. Comparativa de los valores antropométricos de los grupos estudiados. Significación del test ANOVA entre los grupos (Sig).

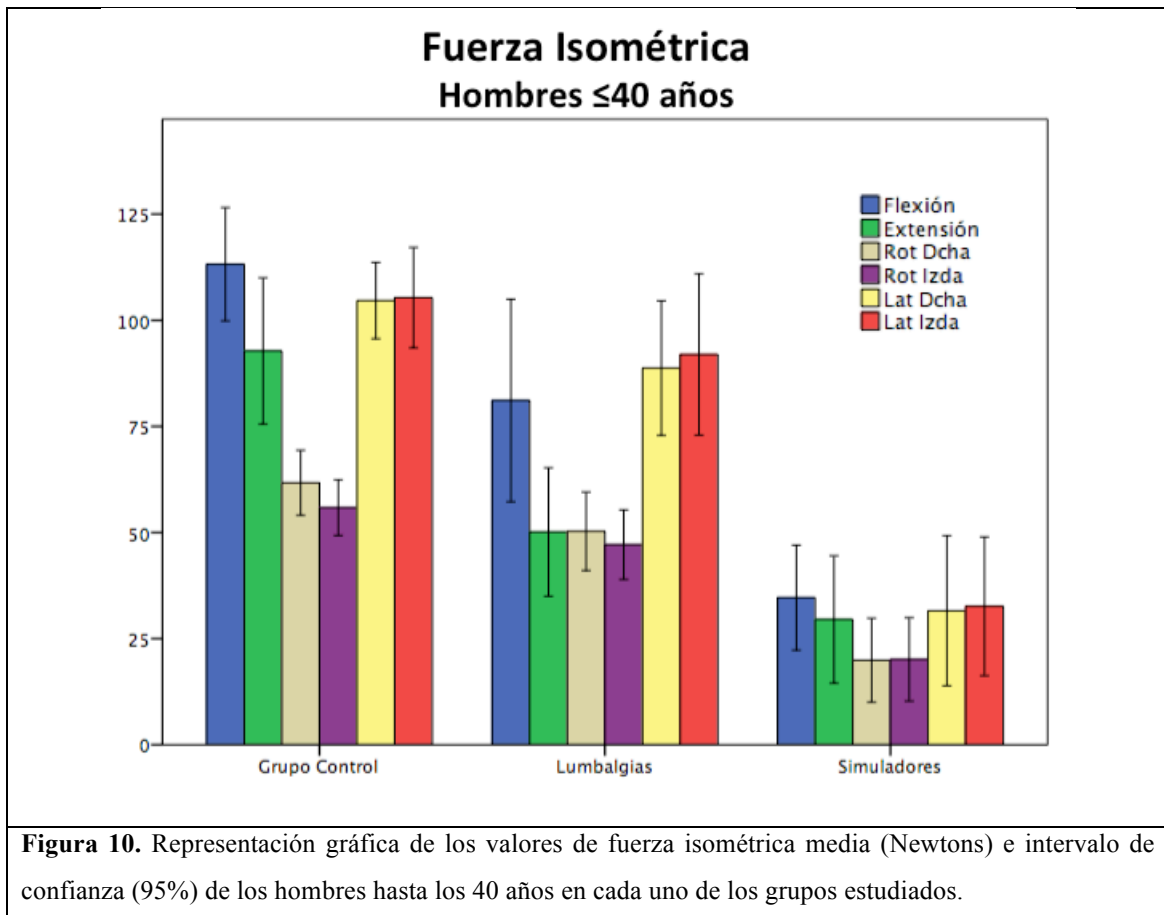
El análisis de varianza (ANOVA) demostró diferencias muy significativas entre los tres grupos (tabla 13) al analizarlos según sexo, diagnóstico y edad en la fuerza isométrica en todos los ejes estudiados, a excepción la flexión lateral derecha ($p=0,062$) en la que la edad no parece ser un factor discriminador.

	Edad	Sexo	Diagnóstico
Flexión	0,015	0,0001	0,0001
Extensión	0,002	0,0001	0,0001
Rotación Derecha	0,002	0,0001	0,0001
Rotación Izquierda	0,002	0,0001	0,0001
Lateral Derecha	0,062	0,0001	0,0001
Lateral Izquierda	0,012	0,0001	0,0001

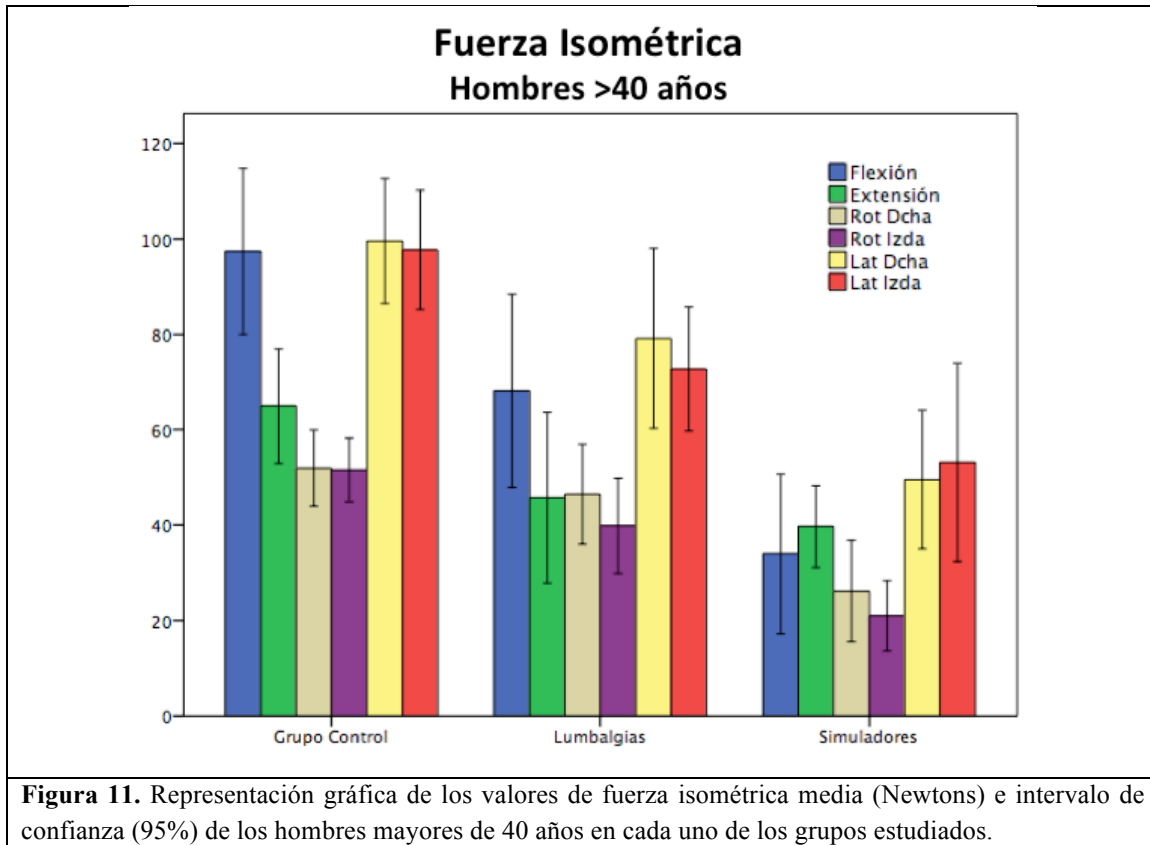
Tabla 13. Valores de significación estadística inter-sujetos de los tres grupos estudiados al analizarlos por edad, sexo y diagnóstico.

En el caso de los hombres hasta 40 años (tabla 15 y figura 10), el grupo control realizó entre un 46% más de fuerza isométrica al realizar la extensión y un 13% al realizar las flexiones laterales, frente al grupo afecto de lumbalgias; al comparar los resultados del grupo control con el del grupo simulador la diferencia fue bastante constante en todos los movimientos estudiados, situándose en entre un 65 y 70% de mayor fuerza en el caso del grupo control. Por

último, al comparar el grupo afecto de lumbalgia frente al simulador, la fuerza isométrica fue siempre superior entre un 42% y 65% en el caso del grupo patológico. Los valores de significación se resumen en la tabla 14.



La fuerza isométrica de los hombres mayores de 40 años (tabla 15 y figura 11), al comparar la del grupo control frente al patológico, fue entre un 11% y un 30% superior en el primer grupo frente al segundo; al comparar el grupo control con los simuladores esta diferencia se situó entre un 45% y un 65% a favor del grupo control. Al comparar el grupo afecto de lumbalgia con el simulador, la diferencia se situó entre un 13% y un 50% más de fuerza a favor del grupo afecto de lumbalgia. Los valores de significación se resumen en la tabla 14.



En el caso de las mujeres hasta 40 años (tabla 16 y figura 12), el grupo control realizó entre un 19% (rotaciones) y un 49% más fuerza isométrica (flexión) frente al grupo afecto de lumbalgias; al comparar los resultados del grupo control con el del grupo simulador la diferencia fue, al igual que en el caso de los hombres bastante homogénea, situándose en entre un 60 y 74% más fuerza en el caso del grupo control. Por último al comparar el grupo afecto de lumbalgia frente al simulador, la fuerza isométrica fue siempre superior entre un 42% y 61% en el caso del grupo patológico. Los valores de significación se resumen en la tabla 14.

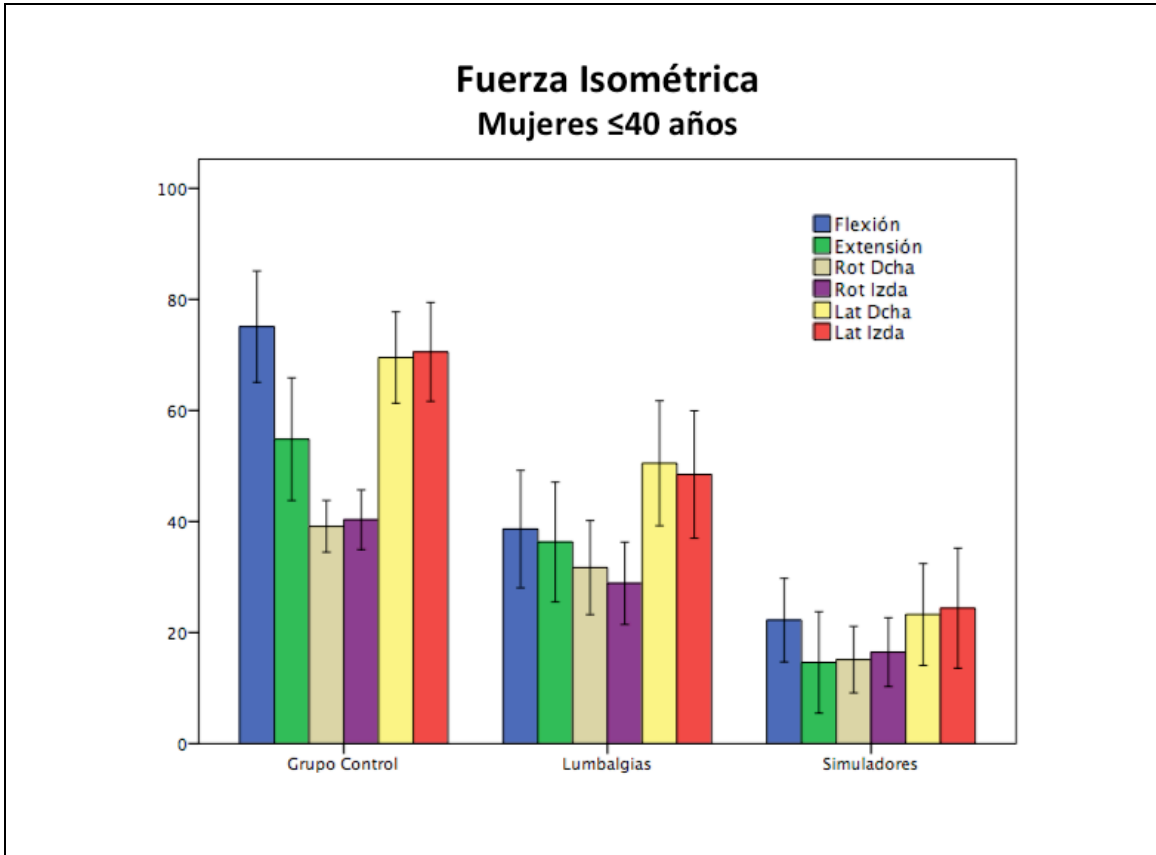


Figura 12. Representación gráfica de los valores de fuerza isométrica media (newtons) e intervalo de confianza (95%) de las mujeres hasta los 40 años en cada uno de los grupos estudiados.

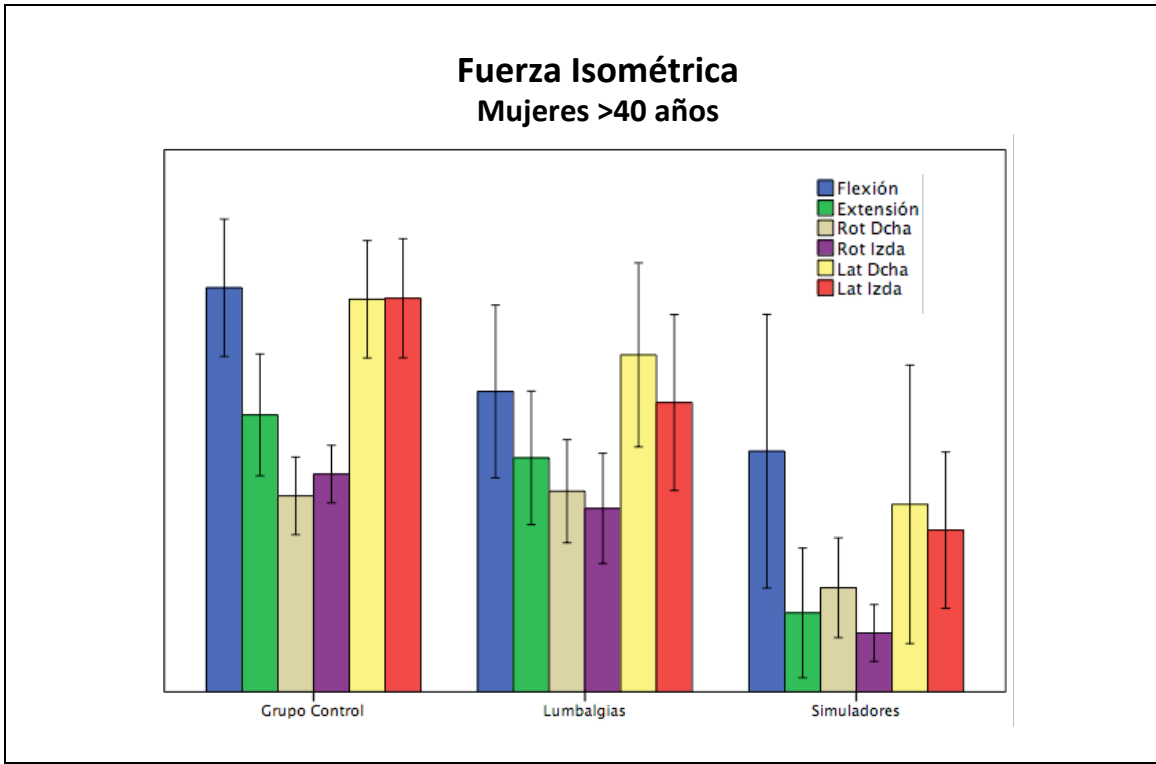


Figura 13. Valores comparativos de la fuerza isométrica media (newtons) de las mujeres menores de 40 años en cada uno de los grupos estudiados.

Al analizar a las mujeres mayores de 40 años (tabla 16 y figura 13) se observó que la fuerza isométrica del grupo control frente al patológico fue entre un 15% y 25% superior en las primeras frente (controles) a las segundas. Resulta llamativo que en el caso de la rotación derecha la fuerza fuera ligeramente superior (2%) en el caso del grupo patológico frente al grupo control. Al comparar el grupo control frente a las simuladoras, esta diferencia se situó entre un 43% y un 73% superior en el grupo control. Al comparar el grupo afecto de lumbalgia con el simulador, la diferencia se situó entre un 20% y un 67% de mayor fuerza a favor del grupo afecto de lumbalgia. Al realizar las comparaciones múltiples mediante Test de Scheffé (tabla 14), la fuerza isométrica mostró diferencias muy significativas ($p < 0,0001$) o significativas ($p < 0,001$) en todos los ejes estudiados a excepción de la rotación derecha al confrontar el grupo control frente al patológico ($p < 0,065$). Los resultados normalizados por índice de masa corporal presentaron valores idénticos.

		Control	Lumbalgia	Simulador
Flexión	<i>Control</i>		0,0001	0,0001
	<i>Lumbalgia</i>	0,0001		0,001
	<i>Simulador</i>	0,0001	0,001	
Extensión	<i>Control</i>		0,0001	0,0001
	<i>Lumbalgia</i>	0,0001		0,021
	<i>Simulador</i>	0,0001	0,021	
Rotación Derecha	<i>Control</i>		0,065	0,0001
	<i>Lumbalgia</i>	0,065		0,0001
	<i>Simulador</i>	0,0001	0,0001	
Rotación Izquierda	<i>Control</i>		0,001	0,0001
	<i>Lumbalgia</i>	0,001		0,0001
	<i>Simulador</i>	0,0001	0,0001	
Flexión Lateral Derecha	<i>Control</i>		0,001	0,0001
	<i>Lumbalgia</i>	0,001		0,0001
	<i>Simulador</i>	0,0001	0,0001	
Flexión Lateral Izquierda	<i>Control</i>		0,0001	0,0001
	<i>Lumbalgia</i>	0,0001		0,0001
	<i>Simulador</i>	0,0001	0,0001	

Tabla 14. Valores de significación estadística ANOVA (test de Scheffé) al comparar la fuerza isométrica en los diferentes movimientos estudiados por grupos.

	Hombres					
	≤40			>40		
	Control	Lumbalgia	Simuladores	Control	Lumbalgia	Simuladores
Flexión	113,20 (38,29)	81,10 (47,96)	34,64 (13,37)	97,39 (41,11)	68,14 (28,26)	33,96 (18,15)
Extensión	92,77 (49,39)	50,11 (30,40)	29,51 (16,23)	64,96 (28,46)	45,75 (24,98)	39,68 (9,28)
Rotación Derecha	61,71 (21,96)	50,29(18,58)	19,91 (10,70)	51,95 (18,90)	46,47 (14,66)	26,17 (11,48)
Rotación Izquierda	55,84 (18,78)	47,13 (16,48)	20,10 (10,63)	51,56 (15,81)	39,85 (13,99)	20,98 (7,99)
Flexión Lateral Derecha	104,63 (25,72)	88,73 (31,87)	31,56 (19,10)	99,55 (31,04)	79,15 (26,42)	49,54 (15,72)
Flexión Lateral Izquierda	105,33 (33,90)	91,93 (38,20)	32,61 (17,66)	97,69 (29,64)	72,71 (18,17)	53,16 (22,51)

Tabla 15. Valores de la fuerza isométrica media de los hombres clasificados por edad y grupo. Expresada en Newtons. Media (desviación estándar).

	Mujeres					
	≤40			>40		
	control	Lumbalgia	Simuladores	control	lumbalgia	simuladores
Flexión	75,10 (26,34)	38,64 (20,56)	22,24 (9,80)	54,92 (22,61)	40,83 (16,41)	32,70 (22,26)
Extensión	54,83 (29,03)	36,30 (20,99)	14,62 (11,88)	37,64 (20,05)	31,80 (12,69)	10,74 (10,54)
Rotación Derecha	39,13 (12,26)	31,70 (16,47)	15,13 (7,79)	26,64 (12,78)	27,27 (9,79)	15,15 (8,12)
Rotación Izquierda	40,32 (14,12)	28,87 (14,41)	16,48 (8,06)	29,59 (9,50)	24,93 (10,48)	8,00 (4,62)
Flexión Lateral Derecha	69,54 (21,61)	50,50 (21,87)	23,25 (11,93)	53,36 (19,32)	45,80 (17,48)	25,49 (22,64)
Flexión Lateral Izquierda	70,54 (23,40)	48,47 (22,32)	24,20 (14,06)	53,50 (19,61)	39,32 (16,70)	21,97 (12,70)

Tabla 16. Valores de la fuerza isométrica media de las mujeres clasificadas por grupos. Expresada en Newtons. Media (desviación estándar)

ELECTROMIOGRAFIA SUPERFICIAL

Población normal.

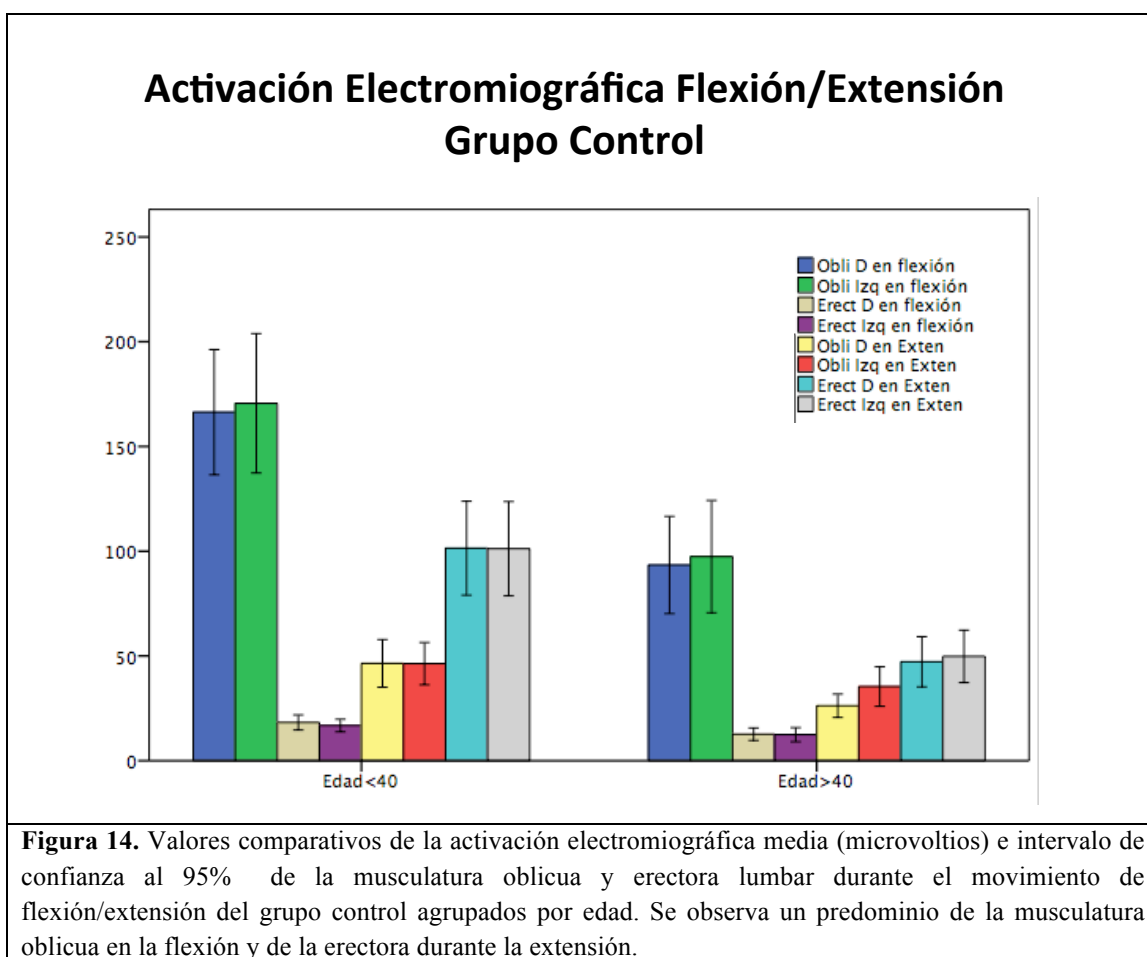
La activación electromiográfica fue superior en todos los músculos explorados durante las contracciones isométricas en el grupo de hasta 40 años de edad frente al de mayores de 40 años. Los valores oscilaron entre un 4% para el erector izquierdo durante la flexión lateral derecha ($p=0,809$) y un 59% para el erector derecho durante la rotación derecha ($p<0,05$).

		Grupo Control	
		≤40 años	>40 años
Flexión	Oblicuo D	166,35 (118,63) ^a	93,41 (80,81)
	Oblicuo I	170,59 (132,13) ^b	97,43 (93,27)
	Erector D	18,25 (14,34) ^c	12,65 (10,37)
	Erector I	16,79 (11,89)	12,43 (11,72)
Extensión	Oblicuo D	46,46 (45,1) ^b	26,22 (19,37)
	Oblicuo I	46,33 (40,05)	35,39 (32,79)
	Erector D	101,44 (89) ^c	47,22 (41,66)
	Erector I	101,19 (89,36) ^c	49,8 (43,6)
Rotación Derecha	Oblicuo D	126,68 (89,02) ^c	59,78 (41,36)
	Oblicuo I	102,06 (95,6) ^a	70,24 (63,37)
	Erector D	59,57 (54,93) ^c	24,63 (20,4)
	Erector I	35,78 (37,04) ^a	22,39 (18,36)
Rotación izquierda	Oblicuo D	101,08 (129,32)	64,18 (64,45)
	Oblicuo I	140,6 (113,29) ^c	60,53 (47)
	Erector D	29,65 (25,33) ^b	19,18 (14,11)
	Erector I	51,84 (50) ^c	23,59 (12,23)
Flexión Lateral Derecha	Oblicuo D	208,1 (173,64) ^b	115,08 (96,42)
	Oblicuo I	37,19 (40,71) ^a	24,22 (20,43)
	Erector D	76,27 (60,39) ^c	39,84 (30,72)
	Erector I	14,51 (15,74)	13,86 (11,58)
Flexión Lateral Izquierda	Oblicuo D	35,1 (32,87)	24,29 (33,39)
	Oblicuo I	220,68 (211,84) ^b	107,39 (73,9)
	Erector D	15,37 (13,1)	14,41 (17,17)
	Erector I	68,16 (48,57) ^c	35,12 (26,24)

Tabla 17. Valores de activación electromiográfica media durante las contracciones isométricas máximas de la población control, expresada en microvoltios (μV) y agrupadas por edad. Media (desviación estándar). Significación de la comparación entre grupos: **a:** $p<0,05$; **b:** $p<0,01$; **c:** $p<0,001$

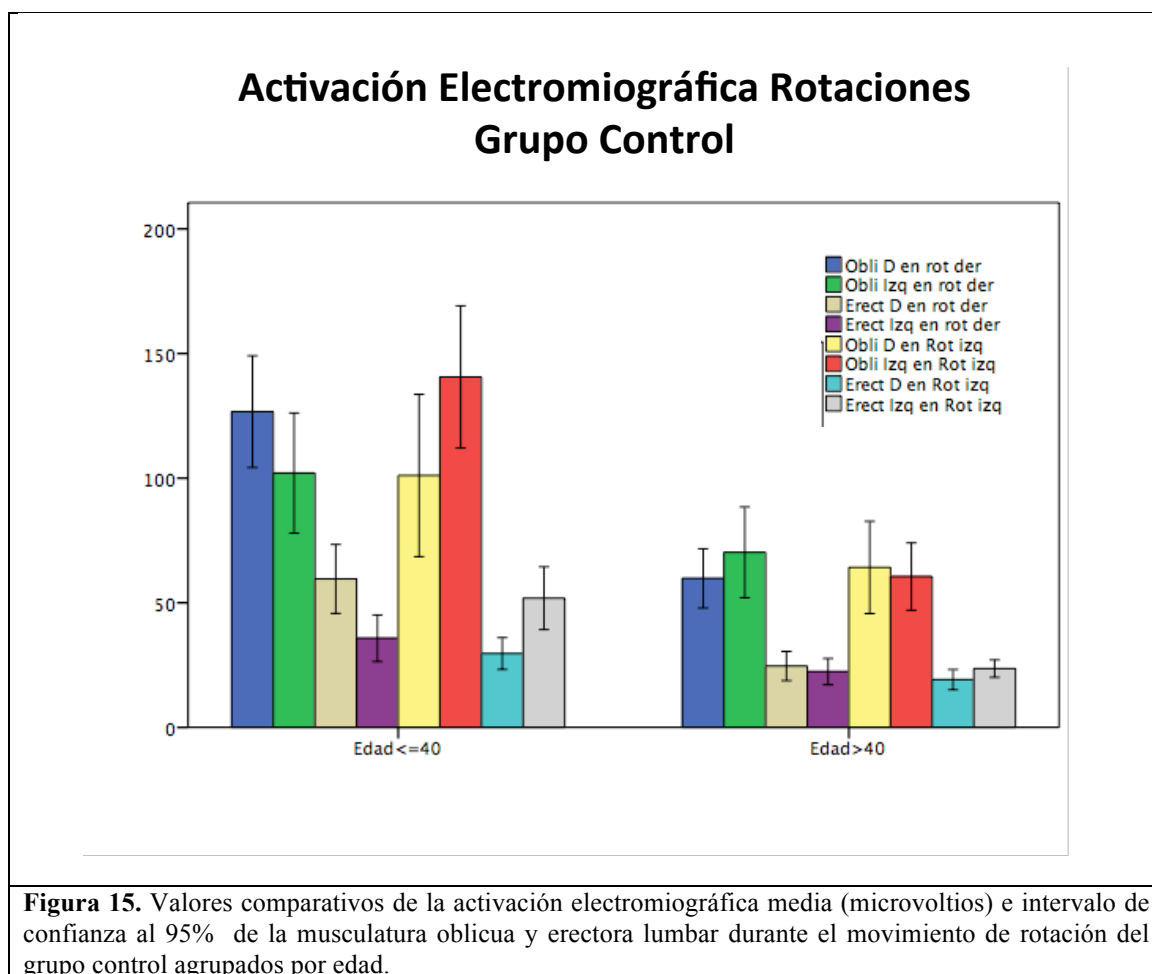
Durante la flexión isométrica (tabla 17 y figura 14) la musculatura oblicua se activó entre un 43-44% más en el grupo de hasta 40 años ($p<0,05$), siendo esta diferencia de entre un 26-31% en la musculatura erectora lumbar ($p<0,05$). Durante la flexión, la musculatura oblicua mostró una activación electromiográfica entre un 89-90% mayor que la erectora en ambos grupos.

Durante la extensión (tabla 17 y figura 14) la diferencia fue entre un 24-44% más de activación eléctrica en la musculatura oblicua del grupo más joven ($p<0,01$), mientras que la erectora lumbar se situó entre 51-53% por encima. ($p<0,001$). La musculatura oblicua se activó un 54% más que la erectora en el grupo hasta 40 años y entre un 29-44% en el grupo mayor de 40 años durante la extensión isométrica.



Durante las rotaciones (tabla 17 y figura 15) se objetivó entre 31-57% más activación eléctrica en la musculatura oblicua del grupo más joven ($p<0,05$), mientras que la erectora lumbar se situó entre 35-59% por encima en el mismo grupo ($p<0,001$). En este eje, la musculatura oblicua ipsilateral mostró un claro incremento de activación respecto a la erectora

lumbar, objetivándose en un 53-65% para el grupo más joven y entre 59-68% para los mayores de 40 años.



Durante las flexiones laterales (Tabla 17 y figura 15) se objetivó entre 31-51% de mayor activación eléctrica en la musculatura oblicua del grupo más joven ($p < 0,01$), mientras que la erectora lumbar fue más variable mostrando un rango entre 5-48% por encima en el mismo grupo ($p < 0,001$). En este eje al igual que en las rotaciones, la musculatura oblicua ipsilateral mostró un claro incremento de activación respecto a la erectora lumbar, mostrando un 56-69% para el grupo más joven y entre 41-67% para los mayores de 40 años.

Al analizar los resultados según el grupo de edad y el sexo, los hombres de hasta 40 años siempre presentaron unos mayores niveles de activación muscular que las mujeres, siendo estas diferencias estadísticamente significativas en todos los casos salvo en el erector izquierdo en los movimientos de flexión ($p = 0,056$) y flexión lateral derecha ($p = 0,203$); así como el oblicuo derecho en la flexión lateral izquierda ($p = 0,56$) que tampoco fue significativo (tabla 18).

Activación Electromiográfica Flexiones Laterales Grupo Control

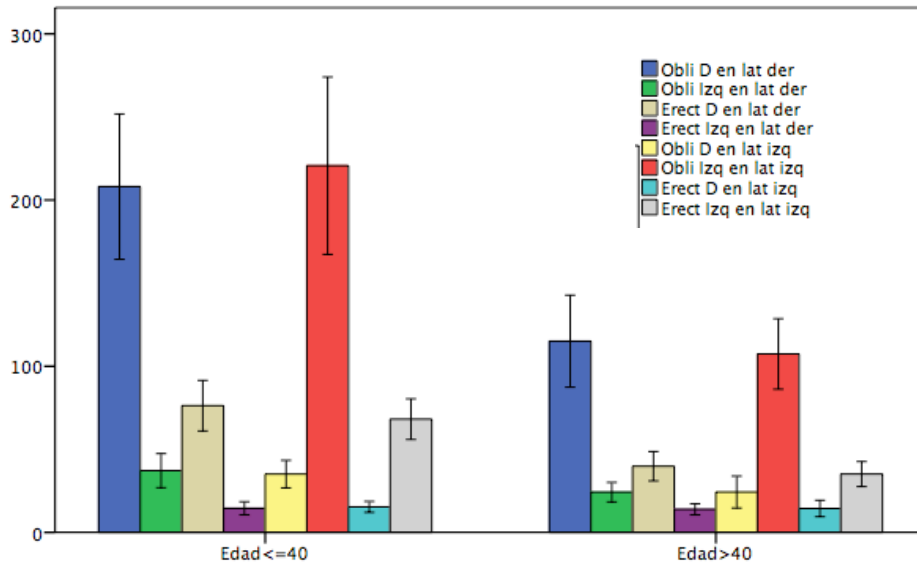


Figura 16. Valores comparativos de la activación electromiográfica media (microvoltios) e intervalo de confianza al 95% de la musculatura oblicua y erectora lumbar durante el movimiento de flexión lateral del grupo control agrupados por edad.

En el caso de los hombres mayores de 40 años (tabla 18), los niveles de activación también superaron a las mujeres mayores de 40 años no presentando significación estadística en la mayoría de ellos: erector derecho durante la flexión ($p=0,68$), rotación derecha ($p=0,072$) e izquierda ($p=0,26$), flexión lateral izquierda ($p=0,233$) y el erector izquierdo durante la flexión lateral derecha ($p=0,27$).

Al comparar los niveles de activación entre los hombres mayores y menores de hasta 40 años, únicamente el movimiento de extensión presentó diferencias significativas en los cuatro músculos estudiados (tabla 18). En el caso de las mujeres, al comparar los grupos de edad, el único movimiento que presentó diferencias en todos músculos estudiados fue la rotación hacia la derecha (tabla 18).

		Grupo Control			
		Hombres		Mujeres	
		≤40 años		>40 años	
Flexión	Oblicuo D	215,12 (127,3) ^{c,x}	109,17 (76,1) ^y	134,92 (90,58) ^c	53,56 (42,66)
	Oblicuo I	234,03 (138,88) ^{c,y}	96,21 (72,86) ^x	143,63 (104,85) ^c	53,08 (51,79)
	Erector D	22,26 (17,21) ^a	13,55 (8,01)	15,29 (12,04)	10,12 (7,91)
	Erector I	19,44 (12,51)	13,67 (10,48)	16,38 (13,47) ^a	8,64 (8,37)
Extensión	Oblicuo D	61,18 (53,99) ^{b,x}	29,21 (22,29) ^x	34,17 (21,14) ^b	18,6 (14,09)
	Oblicuo I	60,32 (44,5) ^{b,x}	29,93 (26,47)	38,54 (21,31) ^b	32,36 (41,18)
	Erector D	137,24 (104,64) ^{c,y}	59,48 (35,42) ^z	66,58 (48,62) ^b	28,64 (21,7)
	Erector I	137,24 (104,09) ^{c,y}	58,93 (38,51) ^y	67,46 (49,45) ^c	32,84 (29,11)
Rotación Derecha	Oblicuo D	155,76 (99,18) ^{b,y}	92,59 (61,03) ^z	85,71 (39,94) ^c	34,88 (23,95)
	Oblicuo I	133,24 (113,82) ^b	65,52 (49,04) ^y	97,75 (70,28) ^b	43,84 (42,6)
	Erector D	73,41 (64,52) ^{a,y}	43,34 (35,65) ^x	29,88 (22,32)	19,6 (17,36)
	Erector I	49,18 (44,85) ^{b,x}	20,07 (13,93) ^y	27,79 (22,89) ^a	17,2 (10,7)
Rotación Izquierda	Oblicuo D	138,44 (163,11) ^b	57,28 (44,65) ^x	97,42 (76,44) ^c	32,28 (23,29)
	Oblicuo I	185,15 (129,29) ^{c,z}	88,38 (59,06) ^y	81,38 (48,02) ^b	40,52 (36,82)
	Erector D	37,35 (29,2) ^{b,y}	20,62 (16,09)	21,5 (15,15)	16,96 (12,95)
	Erector I	63,74 (61,74) ^{a,y}	37,9 (25,87) ^y	27,5 (11,96) ^a	19,84 (11,49)
Flexión Lateral Derecha	Oblicuo D	277,53 (203,81) ^{c,x}	126,69 (71,31) ^y	161,58 (99,66) ^b	70,44 (69,55)
	Oblicuo I	48,18 (48,7) ^a	24,31 (23,59)	33,58 (24,73) ^b	15,24 (8,78)
	Erector D	92,88 (71) ^{a,x}	56,79 (37,49) ^y	53,33 (34,41) ^b	26,88 (19,89)
	Erector I	16,85 (20,03)	11,76 (7,81)	17 (12,79)	10,84 (9,59)
Flexión Lateral Izquierda	Oblicuo D	42,38 (34,35)	26,55 (29,35) ^x	37,63 (43,85) ^b	11,48 (6,24)
	Oblicuo I	297,91 (255,35) ^{b,y}	130,14 (82,42) ^y	143,79 (71,31) ^c	72,44 (58,73)
	Erector D	18,41 (15,87) ^a	11,79 (7,66)	17,42 (19,57)	11,52 (14,32)
	Erector I	84,12 (56,73) ^{b,y}	49,45 (27,56) ^z	46,25 (32,24) ^b	24,44 (11,75)

Tabla 18. Valores de activación electromiográfica durante las contracciones isométricas máximas de la población control, expresada en microvoltios (μV) agrupadas por edad y sexo. Media (desviación estándar). Significación estadística de la comparación de Hombres vs. Mujeres: **a:** $p < 0,05$; **b:** $p < 0,01$; **c:** $p < 0,001$. Idem al comparar Hombres entre ellos y Mujeres entre ellas: **x:** $p < 0,05$; **y:** $p < 0,01$; **z:** $p < 0,001$

Población afecta de lumbalgia inespecífica.

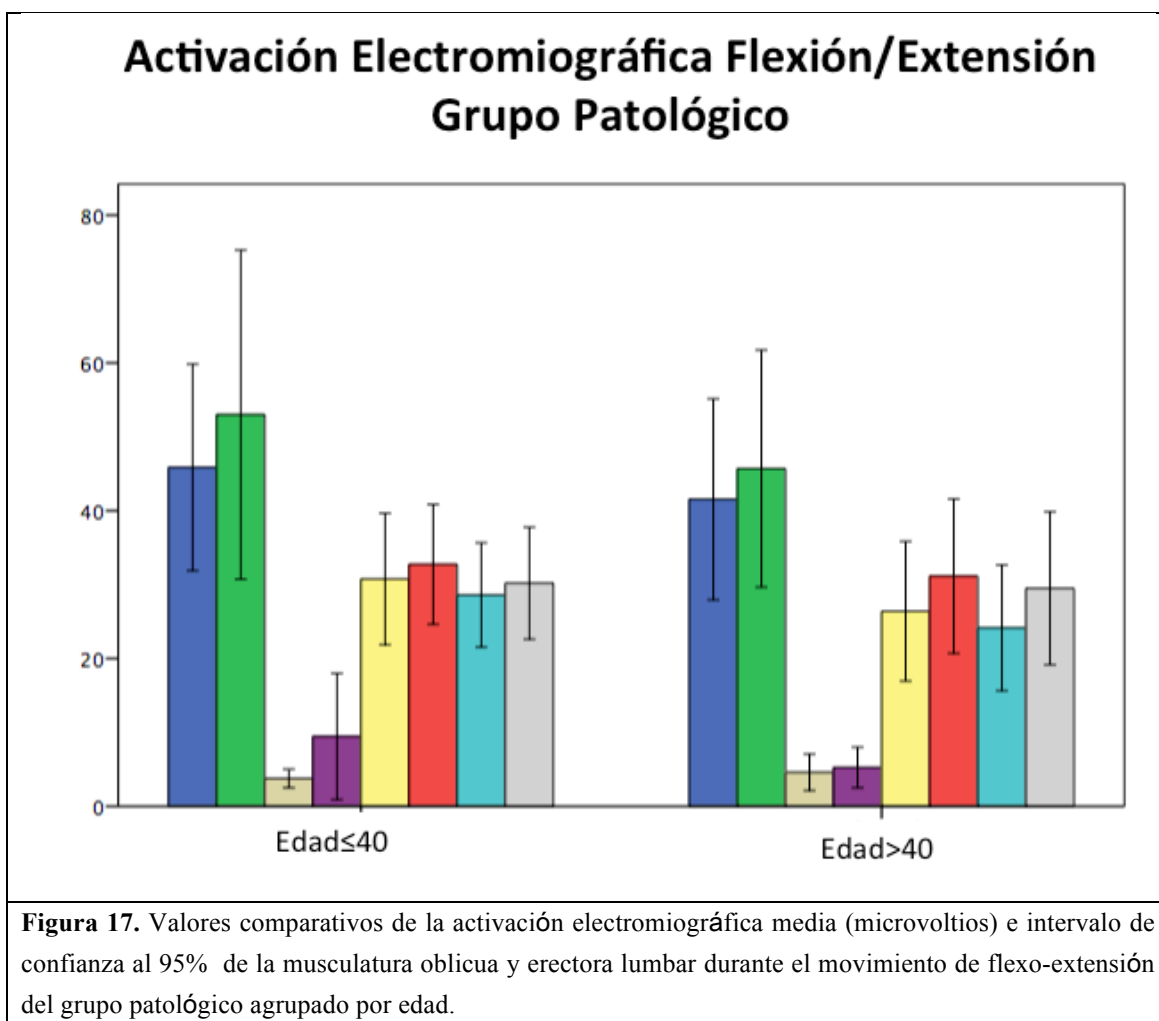
La activación electromiográfica en el grupo patológico, fue discretamente superior en el grupo de hasta 40 años frente al de mayores de 40 años en la mayoría de los músculos explorados durante las contracciones isométricas (tabla 19). Sin embargo, a diferencia del grupo anterior, no se encontró ninguna diferencia estadísticamente significativa entre los niveles de activación de los músculos estudiados en ninguno de los movimientos evaluados en este grupo.

		Grupo Patológico	
		≤40 años	>40 años
Flexión	Oblicuo D	45,86 (40,69)	41,55 (29,07)
	Oblicuo I	53 (64,81)	45,7 (34,28)
	Erector D	3,77 (3,69)	4,6 (5,26)
	Erector I	9,46 (24,85)	5,25 (5,87)
Extensión	Oblicuo D	30,77 (25,88)	26,4 (20,21)
	Oblicuo I	32,74 (23,62)	31,15 (22,31)
	Erector D	28,6 (20,57)	24,15 (18,17)
	Erector I	30,2 (22,07)	29,5 (22,13)
Rotación Derecha	Oblicuo D	81,69 (74,95)	62,05 (48,96)
	Oblicuo I	48,77 (35,14)	40,85 (22,3)
	Erector D	20,17 (17,27)	15,55 (14,03)
	Erector I	16,91 (15,81)	22,85 (29,41)
Rotación izquierda	Oblicuo D	47,2 (40,84)	35,55 (20,5)
	Oblicuo I	73,71 (46,63)	69,85 (46,25)
	Erector D	17,49 (16,35)	17,45 (17,03)
	Erector I	22,8 (23,67)	17,15 (16,36)
Rotación Lateral Derecha	Oblicuo D	72,66 (47,79)	75,55 (49,59)
	Oblicuo I	25,97 (32,76)	28,85 (40,25)
	Erector D	23,46 (17,78)	23,7 (18,81)
	Erector I	7,4 (9,73)	7,45 (9,18)
Rotación Lateral Izquierda	Oblicuo D	21,37 (21,78)	18,4 (12,19)
	Oblicuo I	69,97 (52,31)	63,65 (37,07)
	Erector D	10,74 (10,88)	7,65 (10,36)
	Erector I	27,77 (22,98)	21,6 (16,4)

Tabla 19. Valores de activación electromiográfica durante las contracciones isométricas máximas de la población patológica, expresada en microvoltios (μV) agrupadas por edad. Media (desviación estándar). Al comparar entre grupos no se observaron diferencias significativas ($p > 0,05$).

Durante la flexión (tabla 19 y figura 17) la musculatura oblicua se activó entre un 10-16% más en el grupo de mayores de 40 años. La musculatura erectora mostró un patrón asimétrico mostrándose el erector derecho un 18% de menor activación en el grupo más joven, frente a un 80% de mayor activación del erector izquierdo en el mismo grupo.

Durante la extensión (tabla 19 y figura 17) la diferencia a favor del grupo mas joven, se objetivó entre 5-17 % para la musculatura oblicua mientras que la erectora lumbar se situó entre 2-18 %.



En ambos grupos, durante las rotaciones (tabla 19 y figura 18) la musculatura ipsilateral mostró un incremento de activación entre 6-32% en el caso de la musculatura oblicua y entre un 30-33% en la musculatura erectora. La musculatura contralateral durante la rotación izquierda, presentó una mayor activación (19-33%) en el grupo de hasta 40 años para la musculatura oblicua y sin embargo, la musculatura erectora izquierda al realizar la rotación derecha se activó un 26% menos en el grupo más joven y la musculatura erectora derecha presentó el mismo valor de activación en ambos grupos durante la rotación izquierda.

Activación Electromiográfica Rotaciones Grupo Patológico

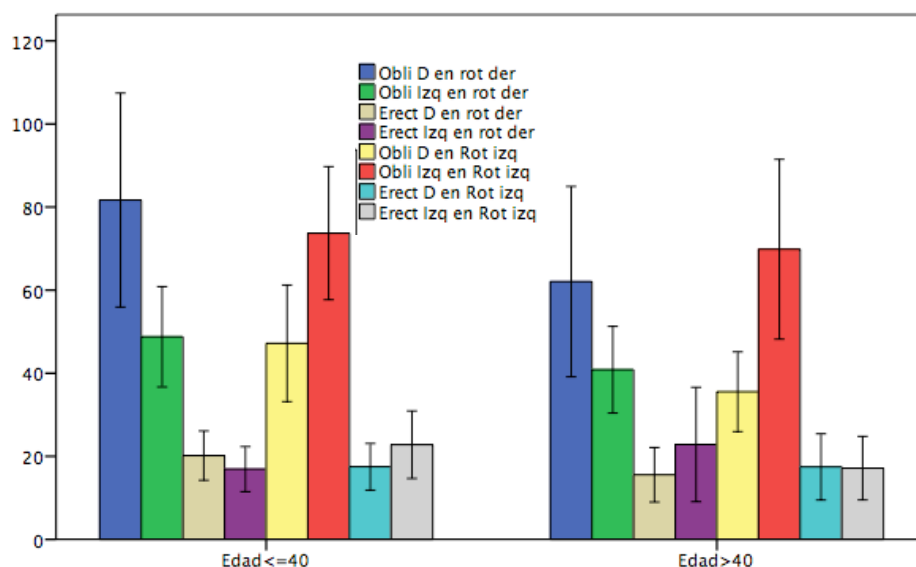


Figura 18. Valores comparativos de la activación electromiográfica media (microvoltios) e intervalo de confianza al 95% de la musculatura oblicua y erectora lumbar durante el movimiento de rotación del grupo patológico agrupados por edad.

En lo que respecta a la flexión lateral derecha (tabla 19 y figura 19), los valores de activación fueron similares en ambos grupos de edad tanto para la musculatura ipsilateral como contralateral situándose entre 1-10%. La flexión lateral izquierda mostró una mayor activación del grupo más joven, siendo mayor la activación del oblicuo contralateral en un 16% y de un 40% en el erector derecho. La fuerza ipsilateral se situó en un 16% para la musculatura oblicua derecha y un 29% para la musculatura erectora lumbar derecha.

Activación Electromiográfica Flexiones Laterales Grupo Patológico

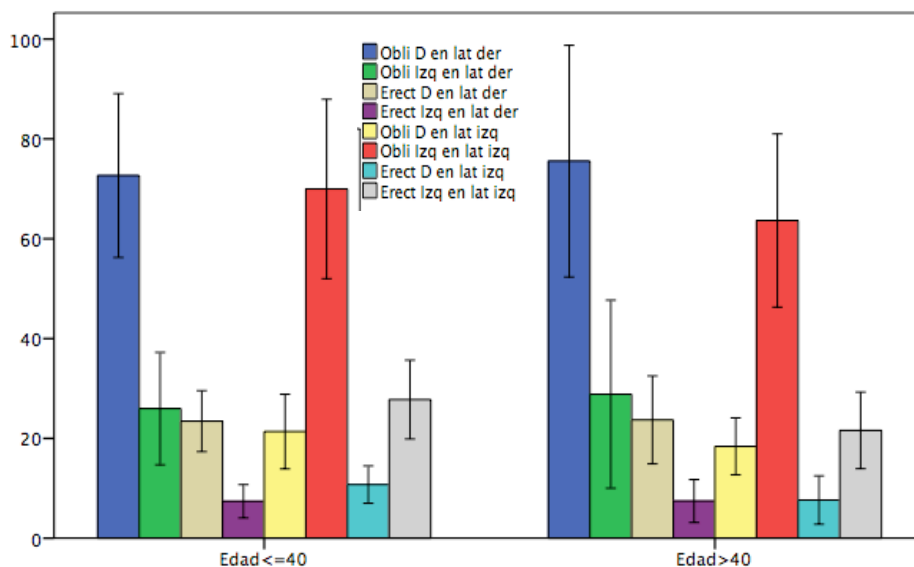


Figura 19. Valores comparativos de la activación electromiográfica media (microvoltios) e intervalo de confianza al 95% de la musculatura oblicua y erectora lumbar durante el movimiento de flexión lateral del grupo patológico agrupados por edad.

Al analizar los resultados según el grupo de edad y sexo (tabla 20) los hombres del grupo más joven siempre presentaron unos mayores niveles de activación muscular que las mujeres más jóvenes, no siendo estas diferencias significativas estadísticamente en ningún caso, salvo en el músculo oblicuo izquierdo al realizar el movimiento de rotación derecha ($p < 0,05$).

En el caso de los hombres mayores de 40 años, los niveles de activación también superaron a las mujeres mayores de 40 años en todos los movimientos explorados, y al igual que en el caso anterior, estas diferencias no fueron estadísticamente significativas en ningún caso salvo en el músculo oblicuo izquierdo al realizar el movimiento de rotación derecha ($p < 0,01$).

Al comparar los niveles de activación entre los grupos del mismo sexo mayores y hasta los 40 años, no se objetivaron diferencias estadísticamente significativas.

		Grupo Lumbalgias			
		Hombres		Mujeres	
		≤40 años		>40 años	
Flexión	Oblicuo D	56 (46,81)	35,12 (30,84)	52,7 (37,66)	30,4 (9,47)
	Oblicuo I	70,78 (79,3)	34,18 (38,9)	54,2 (44,78)	37,2 (17,76)
	Erector D	4,06 (4,25)	3,47 (3,08)	6,2 (6,96)	3 (2,05)
	Erector I	11,56 (32,52)	7,24 (13,36)	6,5 (7,99)	4 (2,36)
Extensión	Oblicuo D	35,94 (27,82)	25,29 (23,23)	27,8 (26,33)	25 (12,83)
	Oblicuo I	38,61 (27,58)	26,53 (17,23)	36,1 (25,77)	26,2 (18,24)
	Erector D	30,56 (23,83)	26,53 (16,92)	23 (15,76)	25,3 (21,1)
	Erector I	27,17 (21,36)	33,41 (23,01)	24,6 (18,77)	34,4 (25,06)
Rotación Derecha	Oblicuo D	77,56 (70,27)	86,06 (81,55)	70,8 (60,35)	53,3 (35,34)
	Oblicuo I	60 (36,21) ^a	36,88 (30,65)	54,3 (23,18) ^b	27,4 (10,54)
	Erector D	19,72 (18,45)	20,65 (16,47)	15,9 (17,62)	15,2 (10,24)
	Erector I	21,28 (17,88)	12,29 (12,14)	31,5 (39,59)	14,2 (9,59)
Rotación Izquierda	Oblicuo D	56,5 (43,61)	37,35 (36,38)	42,3 (26,27)	28,8 (9,81)
	Oblicuo I	82,28 (50,35)	64,65 (41,93)	83,1 (45,96)	56,6 (44,87)
	Erector D	15,33 (11,53)	19,76 (20,4)	20,7 (19,41)	14,2 (14,57)
	Erector I	25,11 (28,32)	20,35 (18,04)	20,2 (21,02)	14,1 (10,1)
Lateral Derecha	Oblicuo D	74,11 (42,51)	71,12 (54,11)	89,8 (65,53)	61,3 (21,1)
	Oblicuo I	31 (41,49)	20,65 (19,84)	43,6 (53,86)	14,1 (5,99)
	Erector D	27,44 (20,12)	19,24 (14,31)	23,8 (25,43)	23,6 (9,99)
	Erector I	8 (12,71)	6,76 (5,33)	8,5 (12,68)	6,4 (3,84)
Lateral Izquierda	Oblicuo D	25,17 (24,14)	17,35 (18,85)	20,4 (13,01)	16,4 (11,64)
	Oblicuo I	81,44 (56,93)	57,82 (45,46)	76,9 (44,11)	50,4 (23,75)
	Erector D	10,44 (11,83)	11,06 (10,12)	5,3 (8,3)	10 (12,06)
	Erector I	29,78 (25,88)	25,65 (20,03)	23,3 (20,91)	19,9 (11,15)

Tabla 20. Valores de activación electromiográfica durante las contracciones isométricas máximas de la población patológica, expresada en microvoltios (μV) agrupadas por edad. Media (desviación estándar). Al comparar Hombres vs. Mujeres: **a:** $p < 0,05$; **b:** $p < 0,01$; **c:** $p < 0,001$. Al comparar Hombres entre ellos y Mujeres entre ellas no se objetivaron diferencias significativas ($p > 0,05$)

Población simuladora.

La activación electromiográfica en el grupo simulador no siguió el patrón de los dos grupos anteriores, mostrando valores de activación mayores en el grupo menor o igual a 40 años para algunos músculos pero también, y dentro del mismo movimiento, niveles de activación mayores en el grupo de los mayores de 40 años (tabla 21).

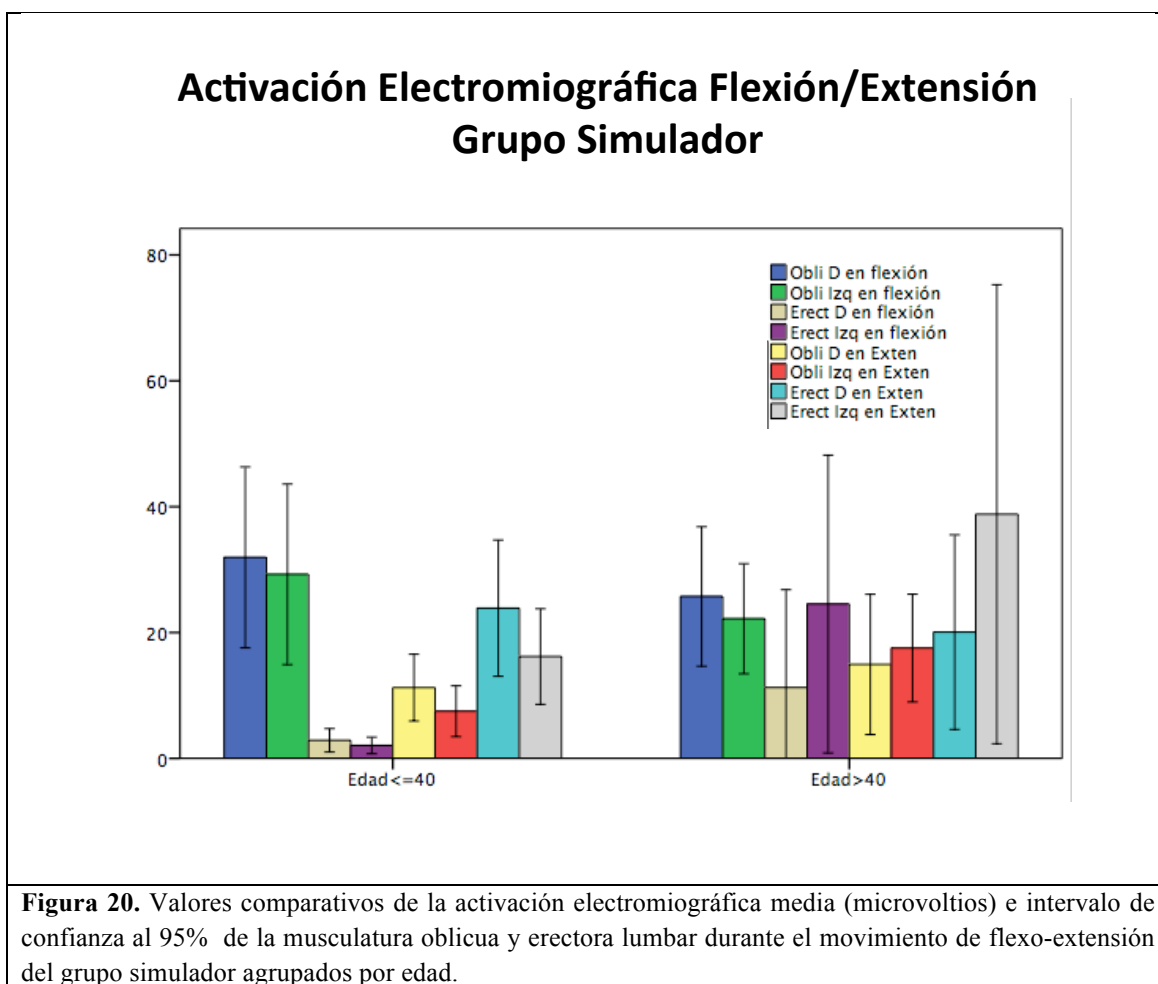
		Simuladores	
		≤40 años	>40 años
Flexión	Oblicuo D	31,94 (26,98)	25,73 (20)
	Oblicuo I	29,25 (26,91)	22,2 (15,79)
	Erector D	2,88 (3,5)	11,27 (28,08)
	Erector I	2,06 (2,49)a	24,53 (42,72)
Extensión	Oblicuo D	11,25 (9,96)	14,93 (20,13)
	Oblicuo I	7,5 (7,57)a	17,53 (15,46)
	Erector D	23,88 (20,32)	20,07 (27,91)
	Erector I	16,19 (14,24)	38,8 (65,85)
Rotación Derecha	Oblicuo D	26,19 (16,42)	26,8 (20,66)
	Oblicuo I	31,25 (16,5)	24,73 (21,17)
	Erector D	8,56 (8,14)	16,73 (33,27)
	Erector I	9,69 (8,66)	37 (87,15)
Rotación izquierda	Oblicuo D	27,94 (18,96)	21,93 (20,31)
	Oblicuo I	14,13 (8,1)	20,13 (15,41)
	Erector D	8,38 (6,06)	16,6 (29,69)
	Erector I	7,44 (8,99)	37,53 (72,11)
Flexión Lateral Derecha	Oblicuo D	40,56 (27,63)	37,27 (24,63)
	Oblicuo I	5,56 (5,46)a	17,47 (17,59)
	Erector D	20,75 (16,4)	22,27 (38,31)
	Erector I	3,06 (3,19)	36,73 (87,64)
Flexión Lateral Izquierda	Oblicuo D	6,63 (4,16)	16,87 (22,8)
	Oblicuo I	42 (38,07)	26,4 (15,57)
	Erector D	3,31 (1,99)	13,87 (30,89)
	Erector I	13,19 (12,13)	36,4 (60,31)

Tabla 21. Valores de activación electromiográfica durante las contracciones isométricas máximas de la población simuladora, expresada en microvoltios (μV) agrupadas por edad. Media (desviación estándar). Al comparar entre grupos: **a:** $p < 0,05$; **b:** $p < 0,01$; **c:** $p < 0,001$

A excepción del erector izquierdo durante la flexión ($p<0,05$) y el oblicuo izquierdo durante la flexión lateral derecha ($p<0,05$), no se objetivó ninguna diferencia significativa entre los músculos estudiados en ninguno de los movimientos.

Durante la flexión (tabla 21 y figura 20), la musculatura oblicua se activó entre un 19-24% en el grupo de menor edad. La musculatura erectora mostró un patrón asimétrico, superando el grupo mayor de 40 años al de menor edad entre un 74-92%.

Durante la extensión (tabla 21 y figura 20) la diferencia se objetivó entre 25-57% de más activación de la musculatura oblicua del grupo de más de edad, mientras que la erectora lumbar se situó entre 16-58% de más activación en el grupo más joven.



Durante las rotaciones (tabla 21 y figura 21), al contrario que en los grupos anteriores, la musculatura ipsilateral no mostró un incremento de activación, presentando el patrón opuesto: más activación en la musculatura contralateral tanto en el caso de la musculatura oblicua como de la erectora lumbar.

Activación Electromiográfica Rotaciones Grupo Simulador

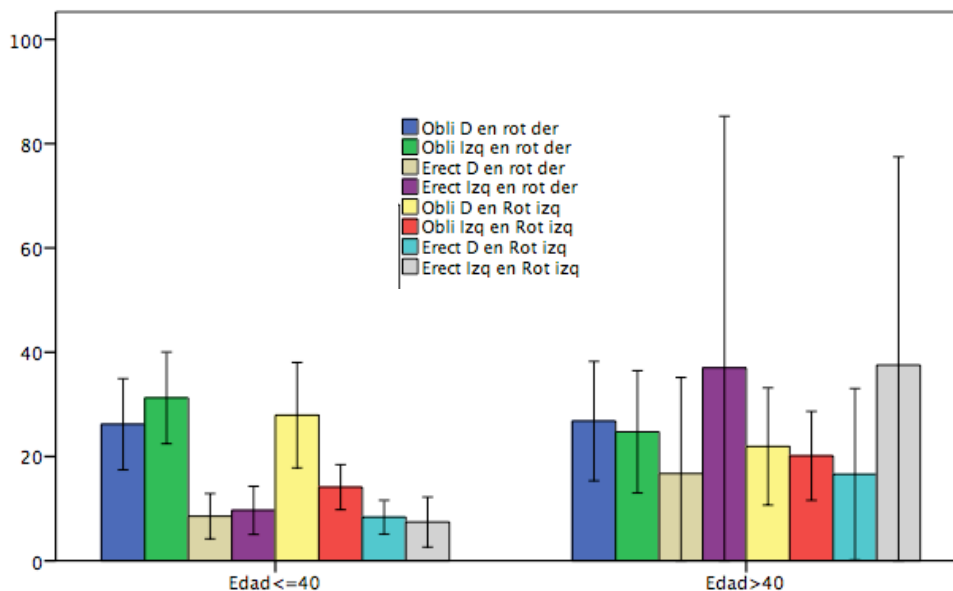


Figura 21. Valores comparativos de la activación electromiográfica media (microvolts) e intervalo de confianza al 95% de la musculatura oblicua y erectora lumbar durante el movimiento de rotación del grupo simulador agrupados por edad.

En lo que respecta a la flexión lateral derecha (tabla 21 y figura 22), tampoco presentaron un patrón de activación constante. Se observó, por ejemplo, una mayor activación del oblicuo derecho durante la flexión derecha, pero al mismo tiempo una mayor activación del erector izquierdo durante el mismo movimiento. Sin embargo, durante el movimiento de flexión lateral izquierda, se apreció una mayor activación del oblicuo y erector lumbar ipsilaterales.

Al analizar los resultados según el grupo de edad y sexo (tabla 22), no se objetivó una clara predominancia de activación muscular de los hombres menores de 40 años respecto a los niveles de activación en las mujeres menores de 40 años, presentando de forma inconstante más activación un grupo muscular u otro dentro del mismo movimiento, por ejemplo, en la flexión, el oblicuo derecho se activó claramente más en las mujeres. Sin embargo, el oblicuo izquierdo lo hizo en el caso de los hombres en el mismo movimiento.

No se objetivó ninguna diferencia significativa entre los valores de activación muscular y sexo en los menores de 40 años, salvo en el músculo oblicuo izquierdo durante la flexión lateral derecha ($p < 0,05$).

Activación Electromiográfica Flexiones Laterales Grupo Simulador

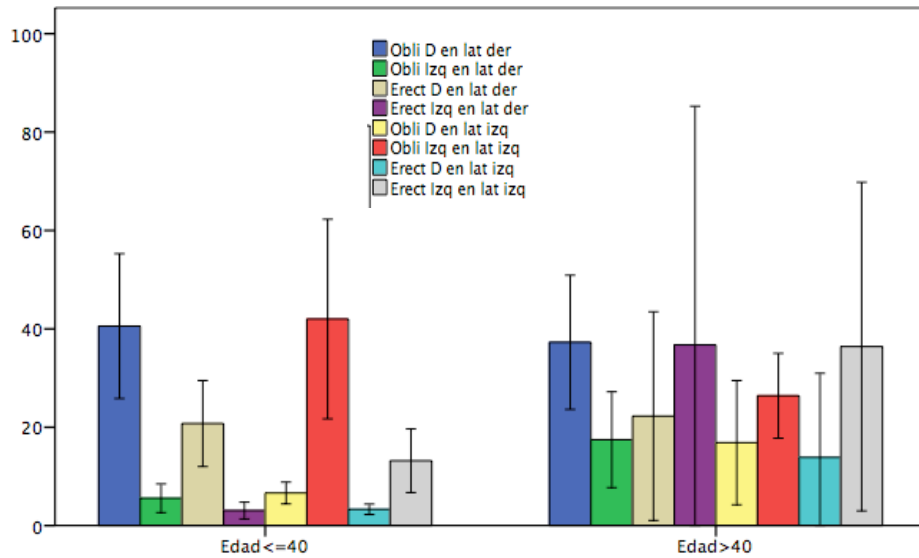


Figura 22. Valores comparativos de la activación electromiográfica media (microvoltios) e intervalo de confianza al 95% de la musculatura oblicua y erectora lumbar durante el movimiento de flexión lateral del grupo simulador agrupados por edad.

En el caso de los hombres mayores de 40 años los niveles de activación siempre superaron a las mujeres mayores de 40 años en todos los movimientos explorados, y al igual que en el caso anterior, estas diferencias no fueron estadísticamente significativas en la mayoría de los casos, salvo en el caso de la extensión en que ambos oblicuos y el erector derecho presentaron diferencias significativas ($p < 0,05$). El oblicuo derecho durante la flexión y la flexión lateral derecha también presentó diferencias significativas ($p < 0,05$).

Al comparar los niveles de activación entre los grupos de mismo sexo mayores y menores de 40 años, no se objetivaron diferencias estadísticamente significativas.

		Grupo Simuladores			
		Hombres		Mujeres	
		≤40 años		>40 años	
Flexión	Oblicuo D	28,86 (19,13)	34,33 (32,79)	38,86 (21,86) ^a	14,25 (8,22)
	Oblicuo I	30,71 (26,39)	28,11 (28,85)	24,14 (20,1)	20,5 (12,06)
	Erector D	2,14 (1,86)	3,44 (4,42)	22,29 (39,65)	1,63 (1,19)
	Erector I	1,71 (2,36)	2,33 (2,69)	45,71 (55,86)	6 (11,56)
Extensión	Oblicuo D	10,43 (8,22)	11,89 (11,59)	27,29 (24,58) ^a	4,13 (2,59)
	Oblicuo I	12 (9,63) ^a	4 (2,55)	27,71 (17,01) ^a	8,63 (5,97)
	Erector D	18,43 (10,61)	28,11 (25,37) ^x	34,86 (35,82) ^a	7,13 (6,96)
	Erector I	16,86 (16,01)	15,67 (13,68)	67,43 (90,06)	13,75 (13,5)
Rotación Derecha	Oblicuo D	24,86 (12,24)	27,22 (19,76)	35,57 (24,7)	19,13 (13,66)
	Oblicuo I	37,71 (19,8)	26,22 (12,31)	32,14 (27,98)	18,25 (11,07)
	Erector D	7,14 (4,85)	9,67 (10,17)	29,57 (46,96)	5,5 (3,93)
	Erector I	10,43 (10,39)	9,11 (7,67)	68,43 (124,02)	9,5 (12,48)
Rotación Izquierda	Oblicuo D	32,43 (17,38)	24,44 (20,4)	29 (23,5)	15,75 (16,05)
	Oblicuo I	16,14 (7,76)	12,56 (8,46)	25,43 (17,61)	15,5 (12,5)
	Erector D	9,71 (7,45)	7,33 (4,95)	31,57 (39,36)	3,5 (3,85)
	Erector I	5,43 (3,36)	9 (11,69)	66,14 (99,99)	12,5 (17,18)
Lateral Derecha	Oblicuo D	42 (25,17)	39,44 (30,87)	52,29 (24,95) ^a	24,13 (16,03)
	Oblicuo I	9,43 (6,4) ^b	2,56 (1,42) ^y	24,86 (23,4)	11 (6,87)
	Erector D	24,14 (17,53)	18,11 (16)	38,71 (52,68)	7,88 (6,96)
	Erector I	3,57 (4,08)	2,67 (2,5)	66,43 (125,44)	10,75 (14,93)
Lateral Izquierda	Oblicuo D	8 (3,74)	5,56 (4,36)	26,14 (28,2)	8,75 (14,02)
	Oblicuo I	44,86 (45,4)	39,78 (34,04)	29,14 (16,31)	24 (15,57)
	Erector D	4 (2,65)	2,78 (1,2)	24,29 (44,14)	4,75 (5,97)
	Erector I	14,14 (12,5)	12,44 (12,55)	63 (81,51)	13,13 (15,93)

Tabla 22. Valores de activación electromiográfica durante las contracciones isométricas máximas de la población simuladora, expresada en microvoltios (μV) agrupadas por edad. Media (desviación estándar).

Al comparar Hombres vs. Mujeres: **a:** $p < 0,05$; **b:** $p < 0,01$; **c:** $p < 0,001$

Al comparar Hombres entre ellos y Mujeres entre ellas: **x:** $p < 0,05$; **y:** $p < 0,01$; **z:** $p < 0,001$

Análisis comparativo.

El análisis de varianza (ANOVA) demostró diferencias significativas entre los sujetos de los tres grupos al analizarlos según edad, sexo y diagnóstico (tabla 23). Sin embargo, en ninguno de los movimientos estudiados estas diferencias fueron significativas para los cuatro músculos estudiados de forma simultánea.

		Edad	Sexo	Diagnóstico
Flexión	Erector Derecho	0,411	0,001	0,0001
	Erector Izquierdo	0,931	0,002	0,75
	Oblicuo Derecho	0,0001	0,0001	0,0001
	Oblicuo Izquierdo	0,001	0,0001	0,0001
Extensión	Erector Derecho	0,0001	0,0001	0,0001
	Erector Izquierdo	0,003	0,0001	0,0001
	Oblicuo Derecho	0,007	0,0001	0,001
	Oblicuo Izquierdo	0,286	0,0001	0,0001
Rotación Derecha	Erector Derecho	0,0001	0,006	0,0001
	Erector Izquierdo	0,816	0,0001	0,156
	Oblicuo Derecho	0,0001	0,0001	0,0001
	Oblicuo Izquierdo	0,024	0,0001	0,0001
Rotación Izquierda	Erector Derecho	0,121	0,002	0,004
	Erector Izquierdo	0,022	0,003	0,003
	Oblicuo Derecho	0,038	0,0001	0,0001
	Oblicuo Izquierdo	0,0001	0,0001	0,0001
Lateral Derecha	Erector Derecho	0,001	0,0001	0,0001
	Erector Izquierdo	0,173	0,033	0,132
	Oblicuo Derecho	0,001	0,0001	0,0001
	Oblicuo Izquierdo	0,34	0,0001	0,012
Lateral Izquierda	Erector Derecho	0,833	0,032	0,036
	Erector Izquierdo	0,002	0,0001	0,0001
	Oblicuo Derecho	0,205	0,0001	0,002
	Oblicuo Izquierdo	0,0001	0,0001	0,0001

Tabla 23. Valores de significación estadística inter-sujetos de los tres grupos estudiados al analizarlos por edad, sexo y diagnóstico.

Al comparar mediante test ANOVA la activación muscular de los tres grupos estudiados en el movimiento de flexo-extensión, en ningún caso se objetivaron diferencias significativas entre los tres grupos, asimismo no se hallaron diferencias significativas entre el grupo patológico y el simulador para ninguno de los músculos estudiados durante la flexo-extensión (tabla 24).

			Control	Lumbalgia	Simulador
FLEXION	Erector Derecho	Control		0,0001	0,002
		Lumbalgia	0,0001		0,59
		Simulador	0,002	0,59	
	Erector Izquierdo	Control		0,71	0,871
		Lumbalgia	0,71		0,475
		Simulador	0,871	0,475	
	Oblicuo Derecho	Control		0,0001	0,0001
		Lumbalgia	0,0001		0,674
		Simulador	0,0001	0,674	
	Oblicuo Izquierdo	Control		0,0001	0,0001
		Lumbalgia	0,0001		0,454
		Simulador	0,0001	0,454	
EXTENSIÓN	Erector Derecho	Control		0,0001	0,0001
		Lumbalgia	0,0001		0,922
		Simulador	0,0001	0,922	
	Erector Izquierdo	Control		0,0001	0,0001
		Lumbalgia	0,0001		0,977
		Simulador	0,0001	0,977	
	Oblicuo Derecho	Control		0,229	0,0001
		Lumbalgia	0,229		0,56
		Simulador	0,0001	0,56	
	Oblicuo Izquierdo	Control		0,166	0,0001
		Lumbalgia	0,166		0,014
		Simulador	0,0001	0,014	

Tabla 24. Valores de significación estadística del test ANOVA (test de Scheffé) al comparar los valores de activación muscular de los tres grupos estudiados en los movimientos de flexo-extensión.

En los movimientos de rotación lateral derecha e izquierda (tabla 25), las únicas diferencias significativas entre el grupo simulador y el patológico se observaron en el oblicuo derecho ($p=0,005$) durante el movimiento ipsilateral y el oblicuo izquierdo ($p=0,003$) durante la rotación izquierda. Sin embargo en el caso de la rotación derecha no se observaron diferencias significativas en el grupo normal ni en el patológico ($p=0,1$). El músculo oblicuo izquierdo

durante la rotación izquierda fue el único músculo capaz de diferenciar significativamente los tres grupos estudiados (tabla 16).

		Control	Lumbalgia	Simulador
ROTACION DERECHA	Erector Derecho	Control		0,0001
		Lumbalgia	0,0001	
		Simulador	0,0001	0,755
	Erector Izquierdo	Control		0,158
		Lumbalgia	0,158	
		Simulador	0,599	0,883
	Oblicuo Derecho	Control		0,1
		Lumbalgia	0,1	
		Simulador	0,0001	0,005
	Oblicuo Izquierdo	Control		0,0001
		Lumbalgia	0,0001	
		Simulador	0,0001	0,439
ROTACION IZQUIERDA	Erector Derecho	Control		0,068
		Lumbalgia	0,068	
		Simulador	0,007	0,516
	Erector Izquierdo	Control		0,011
		Lumbalgia	0,011	
		Simulador	0,073	0,989
	Oblicuo Derecho	Control		0,006
		Lumbalgia	0,006	
		Simulador	0,001	0,601
	Oblicuo Izquierdo	Control		0,019
		Lumbalgia	0,019	
		Simulador	0,0001	0,003

Tabla 25. Valores de significación estadística del test ANOVA (test de Scheffé) al comparar los valores de activación muscular de los tres grupos estudiados en los movimientos de rotación.

Finalmente, la activación electromiográfica durante las flexiones laterales derecha e izquierda al igual que ocurriera durante la flexo-extensión no presentó en ningún caso se objetivaron diferencias significativas entre los tres grupos (tabla 26).

			Control	Lumbalgia	Simulador
LATERAL DERECHA	Erector Derecho	Control		0,0001	0,0001
		Lumbalgia	0,0001		0,974
		Simulador	0,0001	0,974	
	Erector Izquierdo	Control		0,307	0,641
		Lumbalgia	0,307		0,143
		Simulador	0,641	0,143	
	Oblicuo Derecho	Control		0,0001	0,0001
		Lumbalgia	0,0001		0,363
		Simulador	0,0001	0,363	
	Oblicuo Izquierdo	Control		0,674	0,006
		Lumbalgia	0,674		0,078
		Simulador	0,006	0,078	
LATERAL IZQUIERDA	Erector Derecho	Control		0,104	0,107
		Lumbalgia	0,104		0,94
		Simulador	0,107	0,94	
	Erector Izquierdo	Control		0,0001	0,001
		Lumbalgia	0,0001		0,991
		Simulador	0,001	0,991	
	Oblicuo Derecho	Control		0,076	0,003
		Lumbalgia	0,076		0,353
		Simulador	0,003	0,353	
	Oblicuo Izquierdo	Control		0,0001	0,0001
		Lumbalgia	0,0001		0,496
		Simulador	0,0001	0,496	

Tabla 26. Valores de significación estadística del test ANOVA (test de Scheffé) al comparar los valores de activación muscular de los tres grupos estudiados en los movimientos de flexión lateral.

Al realizar la normalización de la muestra según el IMC o índice de Quetelet (IQ) los resultados no mostraron diferencia alguna respecto a los no normalizados.

	Flexión (Hombres)					
	≤40			>40		
	Control	Lumbalgia	Simuladores	Control	Lumbalgia	Simuladores
Oblicuo Derecho	215,12 (127,29)	56,00 (46,81)	28,86 (19,13)	134,92 (90,58)	52,70 (37,66)	38,86 (21,86)
Oblicuo Izquierdo	234,03 (138,88)	70,78 (79,29)	30,71 (26,39)	143,62 (104,85)	54,20 (44,77)	24,14 (20,09)
Erector Derecho	22,26 (17,21)	4,05 (4,25)	2,14 (1,86)	15,29 (12,04)	6,20 (6,96)	22,28 (39,65)
Erector Izquierdo	19,44 (12,51)	11,55 (32,52)	1,71 (2,36)	16,37 (13,47)	6,50 (7,99)	45,71 (55,86)

Tabla 27. Valores de activación electromiográfica de los hombres durante la flexión de los tres grupos estudiados agrupados por edad, expresada en microvoltios (μV).
Media (desviación estándar).

	Flexión (Mujeres)					
	≤40			>40		
	Control	Lumbalgia	Simuladores	Control	Lumbalgia	Simuladores
Oblicuo Derecho	109,17 (76,10)	35,12 (30,84)	34,33 (32,79)	53,56 (42,65)	30,40 (9,46)	14,25 (8,22)
Oblicuo Izquierdo	96,21 (72,86)	34,18 (38,90)	28,11 (28,85)	53,08 (51,79)	37,20 (17,76)	20,50 (12,06)
Erector Derecho	13,55 (8,00)	3,47 (3,08)	3,44 (4,42)	10,12 (7,91)	3,00 (2,05)	1,62 (1,19)
Erector Izquierdo	13,67 (10,48)	7,23 (13,36)	2,33 (2,69)	8,64 (8,37)	4,00 (2,36)	6,00 (11,56)

Tabla 28. Valores de activación electromiográfica de las mujeres durante la flexión de los tres grupos estudiados agrupados por edad, expresada en microvoltios (μV).
Media (desviación estándar)

Extensión (Hombres)						
	≤40			>40		
	Control	Lumbalgia	Simuladores	Control	Lumbalgia	Simuladores
Oblicuo Derecho	61,18 (53,99)	35,95 (27,81)	10,43 (8,22)	34,17 (21,15)	27,80 (26,33)	27,28 (24,58)
Oblicuo Izquierdo	60,32 (44,50)	38,61 (27,58)	12,00 (9,62)	38,54 (21,31)	36,10 (25,76)	27,71 (17,01)
Erector Derecho	137,23 (104,63)	30,56 (23,83)	18,42 (10,61)	66,58 (48,62)	23,00 (15,76)	34,86 (35,82)
Erector Izquierdo	137 (104,10)	27,17 (21,36)	16,86 (16,01)	67,46 (49,45)	24,60 (18,77)	67,43 (90,06)

Tabla 29. Valores de activación electromiográfica de los hombres durante la extensión de los tres grupos estudiados agrupados por edad, expresada en microvoltios (μV).Media (desviación estándar).

Extensión (Mujeres)						
	≤40			>40		
	Control	Lumbalgia	Simuladores	Control	Lumbalgia	Simuladores
Oblicuo Derecho	29,21 (22,29)	25,29 (23,22)	11,89 (11,59)	18,60 (14,09)	25,00 (12,83)	4,12 (2,59)
Oblicuo Izquierdo	29,93 (26,47)	26,53 (17,23)	4,00 (2,55)	32,36 (41,18)	26,20 (18,24)	8,62 (5,97)
Erector Derecho	59,48 (10,61)	26,53 (16,92)	28,11 (25,37)	28,64 (21,70)	25,30 (21,10)	7,12 (6,96)
Erector Izquierdo	58,93 (38,51)	33,41 (23,00)	15,67 (13,68)	32,84 (29,11)	34,40 (25,06)	13,75 (13,50)

Tabla 30. Valores de activación electromiográfica de las mujeres durante la extensión de los tres grupos estudiados agrupados por edad, expresada en microvoltios (μV).Media (desviación estándar)

Rotación Derecha (Hombres)						
	≤40			>40		
	Control	Lumbalgia	Simuladores	Control	Lumbalgia	Simuladores
Oblicuo Derecho	155,76 (99,17)	77,55 (70,27)	24,86 (12,24)	85,71 (39,94)	70,80 (60,35)	35,57 (24,70)
Oblicuo Izquierdo	133,23 (113,82)	60,00 (36,21)	37,71 (19,79)	97,75 (70,82)	54,30 (23,17)	32,14 (27,98)
Erector Derecho	73,41 (64,51)	19,72 (18,45)	7,14 (4,84)	29,87 (22,32)	15,90 (17,61)	29,57 (46,96)
Erector Izquierdo	49,18 (44,85)	21,28 (17,88)	10,43 (10,39)	27,79 (22,89)	31,50 (39,59)	68,43 (124,01)

Tabla 31. Valores de activación electromiográfica de los hombres durante la rotación derecha de los tres grupos estudiados agrupados por edad, expresada en microvoltios (μV). Media (desviación estándar).

Rotación Derecha (Mujeres)						
	≤40			>40		
	Control	Lumbalgia	Simuladores	Control	Lumbalgia	Simuladores
Oblicuo Derecho	92,59 (61,03)	86,06 (81,55)	27,23 (19,76)	34,88 (23,95)	53,30 (35,33)	19,12 (13,66)
Oblicuo Izquierdo	65,51 (49,04)	36,88 (30,65)	26,22 (12,30)	43,84 (42,60)	27,40 (10,54)	18,25 (11,07)
Erector Derecho	43,34 (35,64)	20,65 (16,47)	9,67 (10,17)	19,60 (17,36)	15,20 (10,24)	5,50 (3,93)
Erector Izquierdo	20,07 (13,92)	12,29 (12,14)	9,11 (7,67)	17,20 (10,70)	14,20 (9,59)	9,50 (12,48)

Tabla 32. Valores de activación electromiográfica de los hombres durante la rotación derecha de los tres grupos estudiados agrupados por edad, expresada en microvoltios (μV). Media (desviación estándar)

Rotación Izquierda (Hombres)						
	≤40			>40		
	Control	Lumbalgia	Simuladores	Control	Lumbalgia	Simuladores
Oblicuo Derecho	138,44 (163,11)	56,50 (43,60)	32,43 (17,38)	97,42 (76,44)	42,30 (26,27)	29,00 (23,50)
Oblicuo Izquierdo	185,15 (129,29)	82,28 (50,35)	16,14 (7,76)	81,37 (48,02)	83,10 (45,96)	25,43 (17,61)
Erector Derecho	37,35 (29,20)	15,33 (11,53)	9,71 (7,45)	21,50 (15,15)	20,70 (19,41)	31,57 (39,36)
Erector Izquierdo	63,73 (61,74)	25,11 (28,32)	5,43 (3,36)	27,50 (11,96)	20,20 (21,02)	66,14 (99,99)

Tabla 33. Valores de activación electromiográfica de los hombres durante la rotación izquierda de los tres grupos estudiados agrupados por edad, expresada en microvoltios (μ V). Media (desviación estándar).

Rotación Izquierda (Mujeres)						
	≤40			>40		
	Control	Lumbalgia	Simuladores	Control	Lumbalgia	Simuladores
Oblicuo Derecho	57,27 (44,65)	37,35 (36,38)	24,44 (20,40)	121,46 (134,82)	51,43 (38,41)	30,71 (19,94)
Oblicuo Izquierdo	88,38 (59,06)	64,64 (41,93)	12,56 (8,46)	142,21 (115,17)	82,57 (47,96)	20,78 (13,93)
Erector Derecho	29,65 (25,33)	17,48 (16,35)	8,37 (6,06)	16,96 (12,95)	14,20 (14,57)	3,50 (3,85)
Erector Izquierdo	37,89 (25,87)	20,35 (18,04)	9,00 (11,69)	19,84 (11,49)	14,10 (10,10)	12,50 (17,18)

Tabla 34. Valores de activación electromiográfica de las mujeres durante la rotación izquierda de los tres grupos estudiados agrupados por edad, expresada en microvoltios (μ V). Media (desviación estándar)

Flex Lateral Derecha (Hombres)						
	≤40			>40		
	Control	Lumbalgia	Simuladores	Control	Lumbalgia	Simuladores
Oblicuo Derecho	277,53 (203,81)	74,11 (42,51)	42,00 (25,17)	161,58 (99,66)	89,80 (65,53)	52,28 (24,95)
Oblicuo Izquierdo	48,18 (48,70)	31,00 (41,49)	9,42 (6,40)	33,58 (24,73)	43,60 (53,86)	24,86 (23,40)
Erector Derecho	92,88 (70,99)	27,44 (20,12)	24,14 (17,53)	53,33 (34,40)	23,80 (25,43)	38,71 (52,68)
Erector Izquierdo	16,85 (20,03)	8,00 (12,71)	3,57 (4,08)	17,00 (12,79)	8,50 (12,68)	66,43 (125,43)

Tabla 35. Valores de activación electromiográfica de los hombres durante la flexión lateral derecha de los tres grupos estudiados agrupados por edad, expresada en microvoltios (μ V). Media (desviación estándar).

Flexión Lateral Derecha (Mujeres)						
	≤40			>40		
	Control	Lumbalgia	Simuladores	Control	Lumbalgia	Simuladores
Oblicuo Derecho	126,69 (71,30)	71,12 (54,11)	39,44 (69,84)	70,44 (69,55)	61,30 (21,10)	24,12 (16,03)
Oblicuo Izquierdo	34,31 (23,59)	20,65 (19,84)	2,56 (14,42)	15,24 (8,78)	14,10 (5,99)	11,00 (6,87)
Erector Derecho	56,79 (37,49)	19,23 (14,31)	20,75 (16,40)	26,88 (19,89)	23,60 (9,99)	7,87 (6,96)
Erector Izquierdo	11,76 (7,81)	6,76 (5,33)	2,67 (2,50)	10,84 (9,59)	6,40 (3,83)	10,75 (14,93)

Tabla 36. Valores de activación electromiográfica de las mujeres durante la flexión lateral derecha de los tres grupos estudiados agrupados por edad, expresada en microvoltios (μ V). Media (desviación estándar)

Flexión Lateral Izquierda (Hombres)						
	≤40			>40		
	Control	Lumbalgia	Simuladores	Control	Lumbalgia	Simuladores
Oblicuo Derecho	42,38 (34,35)	25,17 (24,14)	8,00 (3,74)	37,62 (43,85)	20,40 (13,01)	26,14 (28,20)
Oblicuo Izquierdo	297,91 (255,35)	81,44 (56,93)	44,86 (45,40)	143,79 (71,31)	76,90 (44,11)	29,14 (16,31)
Erector Derecho	18,41 (15,87)	10,45 (11,83)	4,00 (2,64)	17,42 (19,57)	5,30 (8,30)	24,29 (44,13)
Erector Izquierdo	84,12 (56,73)	29,78 (25,88)	14,14 (12,49)	46,25 (32,24)	23,30 (20,91)	63,00 (81,51)

Tabla 37. Valores de activación electromiográfica de los hombres durante la flexión lateral izquierda de los tres grupos estudiados agrupados por edad, expresada en microvoltios (μ V). Media (desviación estándar).

Flexión Lateral Izquierda (Mujeres)						
	≤40			>40		
	Control	Lumbalgia	Simuladores	Control	Lumbalgia	Simuladores
Oblicuo Derecho	26,55 (29,35)	17,35 (18,85)	5,56 (4,36)	11,48 (6,24)	16,40 (11,64)	8,75 (14,02)
Oblicuo Izquierdo	130,14 (82,42)	57,82 (45,46)	39,78 (34,04)	72,44 (58,73)	50,40 (23,75)	24,00 (15,57)
Erector Derecho	11,79 (7,66)	11,06 (10,12)	2,78 (1,20)	11,52 (14,32)	10,00 (12,05)	4,75 (5,97)
Erector Izquierdo	49,45 (27,56)	25,65 (20,03)	12,44 (12,55)	24,44 (11,75)	19,90 (11,15)	13,12 (15,93)

Tabla 38. Valores de activación electromiográfica de las mujeres durante la flexión lateral izquierda de los tres grupos estudiados agrupados por edad, expresada en microvoltios (μ V). Media (desviación estándar).

COEFICIENTE DE EFICIENCIA NEUROMUSCULAR (NMER)

Al realizar el test ANOVA, el NMER no mostró diferencias, en general, en las pruebas inter-sujetos respecto a la edad, sexo o diagnóstico (tabla 39).

		Edad	Sexo	Diagnóstico
Flexión	F/Obl D	0,01	0,051	0,01
	F/Obl I	0,51	0,09	0,01
	F/Erect D	0,12	0,22	0,61
	F/Erect I	0,35	0,29	0,06
Extensión	F/Obl D	0,059	0,338	0,48
	F/Obl I	0,579	0,23	0,49
	F/Erect D	0,687	0,487	0,12
	F/Erect I	0,34	0,406	0,00
Rotación Derecha	F/Obl D	0,006	0,005	0,10
	F/Obl I	0,133	0,102	0,15
	F/Erect D	0,028	0,832	0,50
	F/Erect I	0,913	0,428	0,26
Rotación Izquierda	F/Obl D	0,031	0,102	0,23
	F/Obl I	0,471	0,056	0,00
	F/Erect D	0,355	0,088	0,25
	F/Erect I	0,113	0,437	0,00
Flexión Lateral Derecha	F/Obl D	0,01	0,029	0,02
	F/Obl I	0,677	0,008	0,00
	F/Erect D	0,32	0,632	0,30
	F/Erect I	0,024	0,282	0,12
Flexión Lateral Izquierda	F/Obl D	0,001	0,001	0,01
	F/Obl I	0,236	0,138	0,17
	F/Erect D	0,99	0,597	0,31
	F/Erect I	0,779	0,235	0,14

Tabla 39. Valores de significación del análisis de varianza (ANOVA) inter individual respecto a edad, sexo y diagnóstico de las variables de coeficiente neuromuscular (NMER) en los movimientos estudiados. Fuerza isométrica (F), musculatura oblicua (Obl), musculatura erectora (Erect).

De forma aislada, el único valor de NMER significativo para discriminar los diferentes grupos según sexo, edad o diagnóstico fue el del oblicuo derecho en relación a las fuerzas de flexión lateral derecha e izquierda (tabla 39).

Al realizar la normalización de la muestra según el IMC los resultados no mostraron diferencia alguna respecto a los no normalizados, siendo nuevamente las fuerzas de flexión lateral en relación al oblicuo derecho el único valor de NMER significativo para discriminar los diferentes grupos.

El test ANOVA post-hoc (test de Scheffé) demostró que en ninguno de los movimientos evaluados, la relación entre la fuerza isométrica y la activación electromiográfica en forma de coeficiente de eficiencia neuromuscular fue capaz de discriminar entre los tres grupos estudiados (tabla 40).

		Control	Lumbalgia	Simulador	
FLEXION	FFlex/Erector Dcho	Control		0,028	0,112
		Lumbalgia	0,028		0,997
		Simulador	0,112	0,997	
	FFlex/Erector Izdo	Control		0,011	0,962
		Lumbalgia	0,011		0,147
		Simulador	0,962	0,147	
	FFlex/ Obli Dcho	Control		0,685	0,837
		Lumbalgia	0,685		0,995
		Simulador	0,837	0,995	
	FFlex/Obli Izdo	Control		0,061	0,28
		Lumbalgia	0,061		0,785
		Simulador	0,028	0,785	
EXTENSION	FExt/Erector Dcho	Control		0,564	0,897
		Lumbalgia	0,564		0,936
		Simulador	0,897	0,936	
	FExt/Erector Izdo	Control		0,616	0,743
		Lumbalgia	0,616		1
		Simulador	0,743	1	
	FExt/ Obli Dcho	Control		0,392	0,577
		Lumbalgia	0,392		0,151

		Simulador	0,577	0,151	
	FExt/Obli Izdo	Control		0,247	0,3
		Lumbalgia	0,247		0,002
		Simulador	0,3	0,002	
ROT DCHA	FRotD/Erector Dcho	Control		0,017	0,752
		Lumbalgia	0,017		0,361
		Simulador	0,752	0,361	
	FRotD/Erector Izdo	Control		0,472	0,574
		Lumbalgia	0,472		0,182
		Simulador	0,574	0,182	
	FRotD/ Obli Dcho	Control		0,619	0,775
		Lumbalgia	0,619		0,997
		Simulador	0,775	0,997	
	FRotD/Obli Izdo	Control		0,665	0,575
		Lumbalgia	0,665		0,274
		Simulador	0,575	0,274	
ROT IZDA	FRotI/Erector Dcho	Control		0,295	0,878
		Lumbalgia	0,295		0,789
		Simulador	0,878	0,789	
	FRotI/Erector Izdo	Control		0,009	0,108
		Lumbalgia	0,009		0,936
		Simulador	0,108	0,936	
	FRotI/ Obli Dcho	Control		0,754	0,549
		Lumbalgia	0,754		0,307
		Simulador	0,549	0,307	
	FRotI/Obli Izdo	Control		0,979	0,0001
		Lumbalgia	0,979		0,0001
		Simulador	0,0001	0,0001	
FLEX LAT DCHA	Flex/Erector Dcho	Control		0,037	0,995
		Lumbalgia	0,037		0,198
		Simulador	0,995	0,198	
	Flex/Erector Izdo	Control		0,002	0,98
		Lumbalgia	0,002		0,19
		Simulador	0,98	0,19	
	Flex/ Obli Dcho	Control		0,478	0,497
		Lumbalgia	0,478		0,984

		Simulador	0,497	0,984	
	Flex/Obli Izdo	Control		0,988	0,176
		Lumbalgia	0,988		0,198
		Simulador	0,176	0,198	
FLEX LAT IZDA	Flex/Erector Dcho	Control		0,043	0,201
		Lumbalgia	0,043		0,975
		Simulador	0,201	0,975	
	Flex/Erector Izdo	Control		0,274	0,938
		Lumbalgia	0,274		0,323
		Simulador	0,938	0,323	
	Flex/ Obli Dcho	Control		0,816	0,307
		Lumbalgia	0,816		0,653
		Simulador	0,307	0,653	
	Flex/Obli Izdo	Control		0,141	0,938
		Lumbalgia	0,141		0,527
		Simulador	0,938	0,527	

Tabla 40. Valores de significación del análisis de varianza (ANOVA) post hoc de las variables de coeficiente neuromuscular (NMER) al comparar los tres grupos estudiados. Fuerza isométrica de flexión (FFlex), derecho (Dcho), izquierdo (Izdo), musculatura oblicua (Obli), musculatura erectora (Erect), Fuerza isométrica de extensión (FExt), Fuerza isométrica de rotación (FRot), Fuerza isométrica de flexión lateral (Flex)

DISCUSIÓN

DISCUSIÓN

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 o posterior vertebral o de la musculatura paravertebral, como elementos estructurales de la columna lumbar^{11; 12}. 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 asintomáticos²³. En este contexto clínico, 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, tanto diagnósticos como terapéuticos, con recuperaciones prolongadas y un aumento de la duración de las bajas laborales, con el consiguiente incremento de los costes. De ahí la importancia de disponer de métodos objetivos de evaluación del carácter fidedigno del dolor lumbar inespecífico¹¹.

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^{11; 69; 71; 74; 80; 84; 93; 107; 154}.

La dinamometría isométrica nos permite medir la fuerza de la musculatura paravertebral de forma segura^{71; 153}. La fuerza muscular del tronco juega un papel muy importante en diferentes aspectos relacionados con la salud y el rendimiento, aportando además una visión importante de la función y la salud lumbar¹⁵⁵. Aunque esta evaluación se puede realizar de diferentes maneras (isométrica, isoinercial o isocinética), la dinamometría isométrica computarizada ofrece una buena reproducibilidad^{139; 156}, y es relativamente barata¹⁵⁵. Sin embargo, la comparación de resultados propios con los publicados en la literatura es un ejercicio difícil debido a las diferencias metodológicas existentes¹¹. Algunos autores realizan la valoración de la fuerza lumbar en posición sedente^{155; 157; 158} y otros en bipedestación^{141; 159; 160}, mostrando importantes diferencias entre sus resultados. Por otro lado, existe una gran variedad de aparatos empleados para la determinación de la fuerza muscular lumbar. Como describe Bellas Beceiro et al.¹¹, al analizar la literatura la variabilidad de los instrumentos de valoración lumbar va siguiendo un orden cronológico, reflejando el progresivo desarrollo de la tecnología. En cambio, no se realiza a lo largo de este tiempo una valoración del grado de percepción del dolor y su relación consecuente con la afectación funcional y/o psíquica provocada por la

lumbalgia. Este es un aspecto obviado en la gran mayoría de los diseños, incluido el presente estudio. Sin embargo, el uso concomitante de determinadas herramientas, como la EMG, permitiría valorar a los pacientes con lumbalgia de forma independiente del estado psicológico^{161; 162}.

Recientemente Demoulin et al.¹³¹ y Roussel et al.¹³⁹ demostraron una alta correlación de los valores de fuerza máxima isométrica lumbar con diferentes sistemas de medida. No obstante, la reproducibilidad de los resultados cuando se utiliza un mismo equipo y la misma metodología es muy elevada, tanto en la población sana como en la población afecta de lumbalgia, lo que justifica el uso de esta tecnología dentro de las alternativas de valoración de la patología lumbar^{159; 163}.

Gomez et al.¹⁴¹, es el único autor que realiza un estudio estratificado por sexo y edad, en una población sana utilizando el dinamómetro Isostation B200, mostrando un descenso de la fuerza isométrica con la edad en los hombres con el pico de fuerza entre los 30-39 años. En el caso de las mujeres Gomez et al.¹⁴¹ describieron el pico de fuerza mayor entre los 40-49 años. En el presente estudio, tal y como describieron Gómez et al.¹⁴¹, la población de menor edad presentó valores superiores a la de más edad, tanto en el grupo normal como en el patológico, siendo estas diferencias significativas únicamente en el grupo normal ($p < 0,01$). Contrariamente, en el grupo simulador la población mayor de 40 años superó a la más joven, siendo esta diferencia significativa únicamente en el caso de la rotación izquierda de las mujeres de más edad.

El grupo normal realizó mayor fuerza isométrica durante la flexión, seguida de las flexiones laterales, la extensión y las rotaciones. Esto contrasta con la mayoría de los investigadores que han comparado la fuerza del tronco pues la mayor fuerza isométrica se produce en el movimiento de extensión, seguido por la flexión, flexiones laterales y rotaciones en el último lugar^{141; 153; 155; 160; 164}. Tanto el grupo patológico como el simulador presentaron un patrón diferenciado, mostrando que la mayor fuerza isométrica se desarrolló al realizar en la flexión lateral, seguida de la flexión, extensión y rotaciones del tronco. No hemos encontrado en la literatura ningún estudio que describa el patrón dinamométrico de un grupo de pacientes simuladores (sanos que simulan padecer una lumbalgia).

Al comparar por sexos, en los tres grupo estudiados, los varones presentaron valores significativamente superiores ($p < 0,01$) al compararlo con las mujeres, y en ambos géneros la fuerza disminuyó significativamente con la edad ($p < 0,01$). Tanto el género, como la edad y el

diagnóstico mostraron diferencias muy significativas entre los valores de fuerza isométrica de los tres grupos (tabla 16) a excepción de la flexión lateral derecha ($p=0,062$), siendo estos resultados comparables a los publicados recientemente por Balagué et al.^{20; 140} Para otros autores, el género tiene una asociación pobre con el dolor lumbar, mientras que la edad si tiene valor pronóstico¹⁰⁵.

En el presente estudio los valores dinamométricos fueron superiores en la población normal frente a la patológica, y en estas dos frente a la simuladora. Los hombres del grupo control, mayores y menores de 40 años, realizaron entre un 11-56% de mayor fuerza isométrica al compararlos con el grupo patológico; y entre un 55-70% de mayor fuerza al compararlos con el grupo simulador (tabla 18). Estos resultados coinciden con los descritos por otros autores^{91; 153; 158; 165}, donde se aprecia que la fuerza isométrica máxima de flexión y extensión de la columna en pacientes afectos de lumbalgia está comprendida entre el 45-55% y el 43-53% menos, respectivamente frente al grupo control. Sánchez Villares et al.¹⁶⁶ apreciaron que los individuos con dolor evidenciaban menor fuerza isométrica que el grupo control en los tres ejes del espacio, aunque sin diferencias estadísticamente significativas. Miura et al.¹⁰⁵ sin embargo no objetivaron diferencias significativas en la fuerza isométrica de extensión al comparar sujetos afectos de lumbalgia inespecífica frente a un grupo control, hecho que fundamentan en la ausencia de dolor del grupo patológico en el momento de la evaluación.

Los hombres del grupo patológico realizaron entre un 45-65% más de fuerza isométrica que los del grupo simulador (tabla 18). Para algunos autores, los pacientes afectos de lumbalgia no realizan una contracción máxima voluntaria “verdadera” por miedo al dolor¹¹¹, por lo que se muestran menos fatigables que los sujetos control en los estudios de fatigabilidad^{91; 105; 165}. No hemos encontrado en la literatura ningún estudio que compare el patrón dinamométrico de un grupo de pacientes simuladores, sanos y afectos de lumbalgia estratificados por sexo y por edad.

La fuerza isométrica mostró diferencias muy significativas ($p<0,0001$) o significativas ($p<0,001$) en todos los ejes estudiados (tabla 17) entre los tres grupos a excepción de la rotación derecha al confrontar el grupo control frente al patológico ($p=0,065$).

Los resultados de la fuerza isométrica normalizados por índice de masa corporal presentaron valores idénticos a los descritos, mostrando diferencias muy significativas ($p<0,0001$) o significativas ($p<0,001$) en todos los ejes estudiados entre los tres grupos a excepción de la rotación derecha al confrontar el grupo control frente al patológico ($p=0,065$),

demostrando que la dinamometría isométrica es una herramienta discriminadora entre el grupo control, el grupo afecto de lumbalgia inespecífica y el de simuladores.

La electromiografía superficial informa de la actividad muscular global^{69; 74; 80}. El grado de fiabilidad de estas determinaciones, comprobado mediante electromiografía profunda, es muy elevada para el estudio de la musculatura lumbar durante la contracción isométrica^{74; 81; 167}.

Los patrones electromiográficos de la musculatura erectora lumbar han sido los más estudiados en la literatura, pero al igual que en la dinamometría, la diversidad de elección de músculos, ubicaciones de los electrodos, tratamiento matemático de la señal, posicionamiento de los sujetos, número de sujetos y género de los mismos hacen difícil la interpretación de los resultados y su síntesis^{11; 168}. Todos estos condicionantes técnicos de la electromiografía de superficie hacen que la Academia Americana de Neurología la considere, actualmente como una herramienta inadecuada para la valoración de los pacientes con dolor lumbar de forma aislada⁷².

La dificultad de obtener datos electromiográficos de superficie clínicamente significativos de pacientes con síntomas de dolor lumbar en un entorno clínico recae en la normalización del proceso. Los sujetos con lumbalgia inespecífica, con frecuencia no quieren o no pueden realizar verdaderas contracciones voluntarias máximas (MVC), por lo que la normalización a una señal de referencia, obtenida de una tarea estandarizada, tenderá a suprimir las diferencias que puedan existir como resultado de la patología¹⁰⁴. Recientemente, Cholewicki et al.¹⁰⁴ han propuesto un método matemático de normalización que podría ser de utilidad en la diferenciación de patrones de activación entre sujetos afectados de patología lumbar.

Los patrones electromiográficos durante la flexo-extensión del tronco son muy parecidos en los diferentes niveles de la columna lumbar¹¹⁷, aunque se ha demostrado que durante el ejercicio dinámico del tronco la musculatura lumbar a nivel de L5 se fatiga más que a nivel de L3 y L1¹⁵³.

La mayoría de estudios electromiográficos de la musculatura del tronco se han efectuado en condiciones dinámicas, fundamentalmente durante la flexo-extensión^{11; 153}. El presente estudio determinó la actividad de la musculatura lumbar en condiciones isométricas por ser la más referenciada durante la contracción máxima y así poder correlacionarla con la fuerza máxima obtenida con respecto a los tres ejes del espacio a través del cociente de eficiencia neuromuscular.

La activación electromiográfica fue superior en todos los músculos explorados durante las contracciones isométricas en el grupo de hasta 40 años frente al de mayores de 40 años, tanto en el grupo control como en el grupo afecto de lumbalgias, aunque estas diferencias fueron significativas únicamente en el grupo control (tablas 20 y 22) . El grupo simulador, al igual que sucediera en la dinamometría mostró un patrón aberrante, en el que el grupo de mas edad superó la activación del más joven en algunos casos (tabla 24).

La actividad de la musculatura extensora en la población normal de nuestro estudio evidenció mayor actividad que en el grupo de patológicos en todos los ejes. Ello coincide con lo observado por otros autores, si bien estudiando únicamente la actividad erectora lumbar durante la extensión isométrica.^{53; 153; 169} Todos estos estudios valoran la amplitud de la señal mediante “root mean square” (RMS), sin embargo en los últimos años ha habido un creciente número de estudios que utilizan “power spectrum” para discriminar entre poblaciones sanas y patológicas. En estos estudios la denominada “initial median frequency” (IMF) se ha mostrado muy reproducible¹⁰⁵, mostrando mayores niveles en los sujetos sintomáticos¹⁷⁰; sin embargo la relación de éste hallazgo con la fisiología neuromuscular básica es materia de debate.¹⁰⁵ En el presente estudio se ha analizado la señal RMS.

Lofland et al.¹⁷¹ analizaron simultáneamente la fuerza máxima y la actividad electromiográfica de la musculatura erectora lumbar durante la contracción isométrica en los tres ejes del espacio en una población sin patología. Estos autores observaron que durante la flexión y extensión isométrica existe una simetría en la activación muscular erectora lumbar entre el lado derecho y el izquierdo. Sin embargo, durante la rotación y flexión lateral existe un predominio de la actividad de la musculatura ipsilateral en comparación con la musculatura contralateral. Estos hallazgos coinciden con lo apreciado en este trabajo en el grupo control, en todos movimientos excepto en la rotación izquierda de los mayores de 40 años.

La actividad de la musculatura oblicua en el presente trabajo fue igualmente mayor en la población sana que en la patológica en los tres ejes del espacio. En ambas poblaciones, la actividad de los oblicuos superó a la de los erectores, salvo durante la extensión. McGill et al.¹⁷² apreciaron igualmente una mayor actividad de los oblicuos que de los erectores lumbares durante las contracciones isométricas realizadas al rotar el tronco en una población sana. En el grupo de patológicos de nuestro estudio, los oblicuos ipsilaterales mostraron mayor actividad que sus contralaterales durante las rotaciones, mientras que la diferencia fue mucho menos acentuada en ambos oblicuos en la población sana. Dado que los valores en este grupo fueron mayores que los del grupo con patología, ello podría indicar que en los pacientes afectos de lumbalgia se produce una inhibición de la musculatura oblicua contralateral a la rotación.

La relación entre la actividad de la musculatura oblicua y erectora lumbar durante la contracción isométrica flexora del tronco en nuestro estudio fue similar (aproximadamente 10:1) en la población sana y patológica. La relación entre actividad oblicua y erectora en el grupo simulador se mostró, una vez más, un patrón diferenciado al de los grupos anteriores situándose en 2:1 aproximadamente.

La combinación de valores de fuerza isométrica máxima con la actividad muscular observada sugiere que debería dedicarse una atención especial a la reeducación de la musculatura oblicua abdominal en pacientes afectados de lumbalgia. En este sentido, Tan et al.¹⁰⁷ ya publicaron, sin aportar datos numéricos, que dicha musculatura sólo se activa durante la extensión del tronco cuando se realiza una contracción isométrica máxima. Danneels et al.⁹⁵ observaron una disfunción de la musculatura erectora lumbar en los sujetos afectados de lumbalgia durante la realización de ejercicios de coordinación y de los erectores e liocostales en ejercicios de fuerza en el mismo, sugiriendo añadir estos trabajos como prevención y tratamiento.

Los hallazgos observados en el grupo de simuladores de nuestro estudio permiten sugerir que la combinación de dinamometría isométrica y electromiografía superficial llevada a cabo en el mismo puede jugar un papel importante en la detección de pacientes que aquejan lumbalgia de forma engañosa. Para dar validez a este grupo, se eligió a personas sin patología a las que se pidió que de las pruebas efectuadas, al menos una fuese realizada fingiendo un dolor lumbar inexistente. De esta forma pudimos obtener datos de la fuerza y actividad muscular real cuando efectuaron la prueba a pleno rendimiento y cuando la ejecutaron intentando engañar.

Las diferencias apreciadas, especialmente las dinamométricas que mostraron clara significación estadística, entre el grupo de simuladores con el grupo de población normal y patológica, permiten indicar que los pacientes que intentan fingir lumbalgia presentan características diferenciales específicas en estas pruebas. En este sentido, llama la atención que el fingimiento se traduce en una disminución marcada de la fuerza isométrica lumbar en todos los ejes del espacio, cosa que no sucede en los pacientes con lumbalgia real, los cuales presentan una fuerza rotatoria del tronco prácticamente igual a los de la población normal y, aunque disminuye algo la fuerza en extensión y lateralizaciones con respecto a este grupo, no lo hace marcadamente como cuando se finge el dolor. Aunque no se encuentran antecedentes en la literatura al respecto, parece lógico que los individuos que realizan la prueba fingiendo lumbalgia realicen menos fuerza en todos los ejes en los que puede moverse el tronco.

La actividad eléctrica de la musculatura erectora lumbar durante las pruebas en las que se fingió la lumbalgia mostró otro dato especialmente llamativo. Aunque en valores absolutos no pudo diferenciarse la mayoría de resultados de los obtenidos en la población con lumbalgia, los simuladores no pudieron remedar la inversión en la actividad de esta musculatura que mostraron los patológicos durante la fuerza en rotación. Al igual que sucediera con la población normal, el grupo patológico mostró mayor actividad de los erectores contrarios al sentido de la rotación, cosa totalmente opuesta a lo mostrado por el grupo simulador, en los que la mayor actividad eléctrica correspondió a los erectores homolaterales a la rotación. Dado que esta situación probablemente se produce dentro de un patrón coordinativo de activación involuntario, independiente de la presencia de dolor, parece lógico que no se produzca cuando la contracción es simulada.

La actividad eléctrica de la musculatura oblicua mostró, asimismo, características diferentes entre el grupo de simuladores y el de patológicos. En el primero, durante los movimientos de rotación, la intervención de los oblicuos derechos e izquierdos fue similar, al igual que ocurriera con el grupo de individuos normales. Sin embargo, en la población con lumbalgia los oblicuos homolaterales al sentido de la rotación se activan claramente más que los contralaterales, actividad probablemente refleja y que tampoco puede ser imitada por los simuladores.

El cociente de eficiencia neuromuscular (NMER) es el cociente entre la fuerza de extensión y actividad electromiográfica procesada (Root Mean Square o RMS). El NMER se desarrolló con el objetivo de permitir la evaluación en el entorno clínico, donde la contracción máxima no está indicada. Parniourpour et al¹⁰⁸ y Tan et al¹⁰⁷ estudiaron el NMER del erector espinal y el *latisimus dorsi* en una población de sujetos sanos, con el objeto de diferenciar la contracción máxima de la submáxima, y concluyeron que el NMER debe ser interpretado con cautela al verse afectado tanto por la posición como por el nivel de activación muscular¹⁰⁹. Esto que a priori, podría ser utilizado como una ventaja para discriminar poblaciones con diferentes niveles de activación voluntaria, queda completamente descartado en este estudio: en ninguno de los movimientos evaluados, la relación entre la fuerza isométrica y la activación electromiográfica en forma de coeficiente de NMER, fue capaz de discriminar entre los tres grupos estudiados (tabla 34). De forma aislada, el único valor de NMER significativo para discriminar los diferentes grupos según sexo, edad o diagnóstico fue el del músculo oblicuo derecho en relación a las fuerzas de flexión lateral derecha e izquierda.

No ha sido posible encontrar en la literatura estudio alguno que compare el cociente de activación neuromuscular (NMER) entre los músculos erectores de una población control, frente a una afecta de lumbalgia y otra que intente simular una lumbalgia. Tampoco hemos encontrado en la literatura estudios sobre la aplicación del NMER en musculatura oblicua externa.

Al igual que ocurrió en el caso de la dinamometría y la electromiografía, al realizar la normalización del NMER de la muestra según el índice de masa corporal (IMC) o índice de Quetelet (IQ) los resultados no mostraron diferencia alguna respecto a los no normalizados, siendo nuevamente las fuerzas de flexión lateral en relación al oblicuo derecho el único valor de NMER significativo para discriminar los diferentes grupos.

REFLEXIÓN FINAL

Esta tesis doctoral ha contribuido a generar una caracterización de los tres grupos de pacientes a los que nos enfrentamos cuando estudiamos una lumbalgia inespecífica, mediante el análisis de la fuerza isométrica y la activación muscular. En este sentido, se ha reproducido la situación clínica en la que se valoran estos pacientes, en los que la evaluación de la contracción muscular máxima está condicionada por el dolor o por un interés secundario.

La dinamometría se ha mostrado como una herramienta sensible en la discriminación de estos pacientes, no así la electromiografía de superficie. El concepto de eficiencia neuromuscular, pensado inicialmente para el entorno clínico donde la contracción máxima del paciente lesionado o simulador no es recomendable o alcanzable respectivamente, ha quedado descartado como herramienta clínica para el diagnóstico de este tipo de poblaciones.

La detección de simuladores permite un importante ahorro directo al sistema sanitario, suponen entre el 1,25% y el 10,4% de los pacientes afectos de dolor lumbar crónico, por lo que desarrollar sistemas diagnósticos permitirán utilizar los recursos más eficientemente en aquellos sujetos afectos de una lumbalgia verdadera.

La fuerza debe ser un objetivo principal dentro de los programas de prevención y tratamiento de la lumbalgia inespecífica, y la monitorización de la misma mediante dinamometría isométrica puede considerarse un buen marcador de evolución.

La enorme heterogeneidad metodológica en la literatura en este tipo estudios que dificultan la generación de un conocimiento comparable e implementable en el ámbito médico-legal desde el punto de vista electromiográfico. Es necesario desarrollar una metodología que permita caracterizar la contracción de un paciente asintomático, el sintomático y el simulador.

PROPUESTAS DE LINEAS DE INVESTIGACIÓN FUTURAS.

1. Valorar otros parámetros descriptivos de la fuerza, como el tiempo necesario para alcanzar la fuerza máxima y su capacidad discriminadora entre poblaciones.
2. Analizar si la denominada “initial median frequency “ pudiera ayudar a caracterizar la contracción del grupo simulador frente al patológico, debido a la dificultad para normalizar la señal electromiográfica en el contexto clínico.
3. Valorar la utilidad de la normalización de los sujetos utilizando el registro muscular basal como medida, y si es capaz de discriminar la contracción voluntaria verdadera de la simulada.
4. Estudio de coste beneficio de la detección de lumbalgias simuladas mediante el uso de la dinamometría isométrica y la electromiografía de superficie.

CONCLUSIONES

CONCLUSIONES

1ª.- La dinamometría isométrica es capaz de diferenciar entre una población sana, una afecta de lumbalgia inespecífica y una simuladora. En el grupo normal la mayor fuerza isométrica se objetivó durante la flexión isométrica, seguida de las flexiones laterales, la extensión y las rotaciones. En los grupos patológico y simulador la mayor fuerza isométrica se objetivó durante la flexión lateral, seguida de la flexión (ventral), la extensión y las rotaciones. Las diferencias de fuerza isométrica fueron significativas entre los tres grupos estudiados en todos los movimientos a excepción de la rotación derecha.

2ª.- Tanto en la población sana como en la patológica el grupo menor o igual a 40 años realizó más fuerza isométrica en todos los ejes que el mayor de 40 años, siendo sólo estadísticamente significativo en el grupo normal. Esta relación se invirtió en el caso de los simuladores, realizando más fuerza isométrica el grupo de más edad. En los tres grupos las mujeres de ambas edades realizaron menos fuerza isométrica que los hombres.

3ª.- La electromiografía de superficie permite establecer diferencias entre una población sana y una afecta de lumbalgia inespecífica; y entre una población sana y una simuladora.

4ª.- La electromiografía de superficie no permite diferenciar entre una población simuladora de una población afectada de lumbalgia inespecífica y una población sana. La señal RMS no permite detectar las diferencias eléctricas de la contracción voluntaria máxima de una contracción máxima simulada.

5ª.- El añadir a la dinamometría isométrica la electromiografía superficial utilizando el cociente de eficiencia neuromuscular (NMER), no mejora la diferenciación que se obtiene con la dinamometría, entre población sana, afectada de lumbalgia inespecífica y otra que intenta simular una lumbalgia.

BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

1. Fernandez-Fernandez, C. (2010). Efecto a cuatro años de la firmeza del colchón en la lumbalgia inespecífica crónica., Universidad de Alcalá.
2. Chen, S.-M., Alexander, R., Lo, S.K., and Cook, J. (2012). Effects of Functional Fascial Taping on pain and function in patients with non-specific low back pain: a pilot randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation* 26, 924-933.
3. Devillé, W.L., van der Windt, D.A., Dzaferagic, A., Bezemer, P., and Bouter, L.M. (2000). The test of Lasegue: systematic review of the accuracy in diagnosing herniated discs. *Spine* 25, 1140-1147.
4. Deyo, R.A., and Weinstein, J.N. (2001). Low Back Pain. *New England Journal of Medicine* 344, 363-370.
5. Gellhorn, A.C., Chan, L., Martin, B., and Friedly, J. (2010). Management Patterns in Acute Low Back Pain. *Spine*.
6. Hoy, D., Bain, C., Williams, G., March, L., Brooks, P., Blyth, F., Woolf, A., Vos, T., and Buchbinder, R. (2012). A systematic review of the global prevalence of low back pain. *Arthritis & Rheumatism* 64, 2028-2037.
7. Hoy, D., March, L., Brooks, P., Woolf, A., Blyth, F., Vos, T., and Buchbinder, R. (2010). Measuring the global burden of low back pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology* 24, 155-165.
8. Itz, C., Geurts, J., Kleef, M.v., and Nelemans, P. (2013). Clinical course of non - specific low back pain: A systematic review of prospective cohort studies set in primary care. *European Journal of Pain* 17, 5-15.
9. Pillastrini, P., Gardenghi, I., Bonetti, F., Capra, F., Guccione, A., Mugnai, R., and Violante, F.S. (2012). An updated overview of clinical guidelines for chronic low back pain management in primary care. *Joint Bone Spine* 79, 176-185.
10. Srinivas, S.V., Deyo, R.A., and Berger, Z.D. (2012). Application of “less is more” to low back pain. *Archives of internal medicine* 172, 1016-1020.
11. Bellas-Beceiro B, A.J.A., Duque Gonzalez B,. (2007). Dinamometria y electromiografía de superficie simultaneas en la identificación del dolor lumbar inespecifico y su caracter fidedigno. Madrid: Plan Nacional para el SNS del MSC SErviceio de evaluación del servicio canario de salud: 2007 Informes de evaluación de tecnologías sanitarias:SESCE No2006/14.
12. Hoy, D., Brooks, P., Blyth, F., and Buchbinder, R. (2010). The epidemiology of low back pain. *Best practice & research Clinical rheumatology* 24, 769-781.
13. Lin, C.-W.C., Haas, M., Maher, C.G., Machado, L.A., and van Tulder, M.W. (2011). Cost-effectiveness of general practice care for low back pain: a systematic review. *European Spine Journal* 20, 1012-1023.

14. Kovacs, F.M., Fernández, C., Cordero, A., Muriel, A., González-Luján, L., and Del Real, M.T.G. (2006). Non-specific low back pain in primary care in the Spanish National Health Service: a prospective study on clinical outcomes and determinants of management. *BMC Health Services Research* 6, 57.
15. Krismer, M., and Van Tulder, M. (2007). Low Back Pain Group of the Bone and Joint Health Strategies for Europe Project. Strategies for prevention and management of musculoskeletal conditions. Low back pain (non-specific). *Best Pract Res Clin Rheumatol* 21, 77-91.
16. Nordin, M., Balague, F., and Cedraschi, C. (2006). Nonspecific lower-back pain: surgical versus nonsurgical treatment. *Clinical orthopaedics and related research* 443, 156-167.
17. Paalanne, N. (2011). Postural balance, isometric trunk muscle strength and low back symptoms among young adults. University of Oulu, Oulu, Finland.
18. van Tulder, M., Koes, B., and Bombardier, C. Low back pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology* 16, 761-775.
19. Walker, B., Muller, R., and Grant, W. (2003). Low back pain in Australian adults: the economic burden. *Asia-Pacific Journal of Public Health* 15, 79-87.
20. Balagué, F., Mannion, A.F., Pellisé, F., and Cedraschi, C. (2012). Non-specific low back pain. *The Lancet* 379, 482-491.
21. Yao, W., Luo, C., Ai, F., and Chen, Q. (2012). Risk Factors for Nonspecific Low - Back Pain in Chinese Adolescents: A Case - Control Study. *Pain Medicine* 13, 658-664.
22. Deyo, R.A., Rainville, J., and Kent, D.L. (1992). What can the history and physical examination tell us about low back pain? *Jama* 268, 760-765.
23. Brinjikji, W., Luetmer, P.H., Comstock, B., Bresnahan, B.W., Chen, L.E., Deyo, R.A., Halabi, S., Turner, J.A., Avins, A.L., James, K., et al. (2015). Systematic literature review of imaging features of spinal degeneration in asymptomatic populations. *AJNR American journal of neuroradiology* 36, 811-816.
24. Airaksinen, O., Brox, J., Cedraschi, C.o., Hildebrandt, J., Klüber-Moffett, J., Kovacs, F., Mannion, A., Reis, S., Staal, J., and Ursin, H. (2006). Chapter 4 European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. *European spine journal* 15, s192-s300.
25. del Programa, G.E.d.T. Europeo COST B13. Guía de práctica clínica para la lumbalgia inespecífica. URL: [wwwREIDE.org](http://www.REIDE.org) Visitada el 15.
26. Van Tulder, M., Becker, A., Bekkering, T., Breen, A., Gil del Real, M.T., Hutchinson, A., Koes, B., Laerum, E., and Malmivaara, A. (2006). Chapter 3 European guidelines for the management of acute nonspecific low back pain in primary care. *European Spine Journal* 15, s169-s191.
27. Kovacs, F.M., Abaira, V., Zamora, J., Fernández, C., and Network, S.B.P.R. (2005). 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* 30, 1786-1792.

28. Kahle, W., Leonhardt, H., and Platzer, W. (1993). Color atlas and textbook of human anatomy.(Thieme).
29. Pope, M.H. (1989). Biomechanics of the lumbar spine. *Annals of medicine* 21, 347-351.
30. Vasavada, A., Ward, S., Delp, S., and Lieber, R. (2011). Architectural Design and Function of Human Back Muscles. In *The Spine*, H. Herkowitz, ed. (New York, USA., Saunders; 6 edition.
31. Kang, J.-I., Kim, S.-Y., Kim, J.-H., Bang, H., and Lee, I.-S. (2013). The location of multifidus atrophy in patients with a single level, unilateral lumbar radiculopathy. *Annals of rehabilitation medicine* 37, 498-504.
32. Kalimo, H., Rantanen, J., Viljanen, T., and Einola, S. (1989). Lumbar muscles: structure and function. *Annals of medicine* 21, 353-359.
33. Latarjet, M., and Liard, A.R. (2005). Anatomía humana.(Ed. Médica Panamericana).
34. Panjabi, M.M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of spinal disorders & techniques* 5, 383-389.
35. Panjabi, M.M. (2003). Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of electromyography and kinesiology* 13, 371-379.
36. Hansen, L., De Zee, M., Rasmussen, J., Andersen, T.B., Wong, C., and Simonsen, E.B. (2006). Anatomy and biomechanics of the back muscles in the lumbar spine with reference to biomechanical modeling. *Spine* 31, 1888-1899.
37. Ng, J.K., Kippers, V., and Parnianpour, M. (2002). EMG activity normalization for trunk muscles in subjects with and without back pain. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 34, 1082-1086.
38. Jørgensen, K. (1996). Human trunk extensor muscles physiology and ergonomics. *Acta physiologica Scandinavica Supplementum* 637, 1-58.
39. MacDonald, D.A., Moseley, G.L., and Hodges, P.W. (2006). The lumbar multifidus: does the evidence support clinical beliefs? *Manual therapy* 11, 254-263.
40. Mannion, A.F. (1999). Fibre type characteristics and function of the human paraspinal muscles: normal values and changes in association with low back pain. *Journal of electromyography and Kinesiology* 9, 363-377.
41. McArdle, W.D., Katch, F.I., and Katch, V.L. (2006). *Essentials of exercise physiology*.(Lippincott Williams & Wilkins).
42. Mazis, N., Papachristou, D., Zouboulis, P., Tyllianakis, M., Scopa, C., and Megas, P. (2009). The effect of different physical activity levels on muscle fiber size and type distribution of lumbar multifidus. A biopsy study on low back pain patient groups and healthy control subjects. *Eur J Phys Rehabil Med* 45, 459-467.
43. Ng, J.K.-F., Richardson, C.A., Kippers, V., and Parnianpour, M. (1998). Relationship between muscle fiber composition and functional capacity of back muscles in healthy subjects and patients with back pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 27, 389-402.

44. Rantanen, J., Hurme, M., Falck, B., Alaranta, H., Nykvist, F., Lehto, M., Einola, S., and Kalimo, H. (1993). The lumbar multifidus muscle five years after surgery for a lumbar intervertebral disc herniation. *Spine* 18, 568-574.
45. Yoshihara, K., Shirai, Y., Nakayama, Y., and Uesaka, S. (2001). Histochemical changes in the multifidus muscle in patients with lumbar intervertebral disc herniation. *Spine* 26, 622-626.
46. Zhu, X.-Z., Parnianpour, M., Nordin, M., and Kahanovitz, N. (1989). Histochemistry and morphology of erector spinae muscle in lumbar disc herniation. *Spine* 14, 391-397.
47. Mannion, A., Käser, L., Weber, E., Rhyner, A., Dvorak, J., and Müntener, M. (2000). Influence of age and duration of symptoms on fibre type distribution and size of the back muscles in chronic low back pain patients. *European Spine Journal* 9, 273-281.
48. Elfving, B. (2002). Lumbar Muscle Fatigue and Recovery. Evaluation of electromyography in patients with long-term low-back pain and in healthy subjects. Karolinska Institutet, Stockholm, Sweden.
49. Hultman, G., Nordin, M., Saraste, H., and Ohlsson, H. (1993). Body composition, endurance, strength, cross-sectional area, and density of MM erector spinae in men with and without low back pain. *Journal of Spinal Disorders & Techniques* 6, 114-123.
50. Stokes, M., Cooper, R., Morris, G., and Jayson, M. (1992). Selective changes in multifidus dimensions in patients with chronic low back pain. *European Spine Journal* 1, 38-42.
51. Cooper, R.G., Stokes, M.J., Sweet, C., Taylor, R.J., and Jayson, M.I. (1993). Increased central drive during fatiguing contractions of the paraspinal muscles in patients with chronic low back pain. *Spine* 18, 610-616.
52. Nargol, A.V., Jones, A.P., Kelly, P.J., and Greenough, C.G. (1999). Factors in the reproducibility of electromyographic power spectrum analysis of lumbar paraspinal muscle fatigue. *Spine* 24, 883-888.
53. Cassisi, J.E., Robinson, M.E., O'Conner, P., and MacMillan, M. (1993). Trunk strength and lumbar paraspinal muscle activity during isometric exercise in chronic low-back pain patients and controls. *Spine* 18, 245-251.
54. Dionne, C.E., Dunn, K.M., Croft, P.R., Nachemson, A.L., Buchbinder, R., Walker, B.F., Wyatt, M., Cassidy, J.D., Rossignol, M., and Leboeuf-Yde, C. (2008). A consensus approach toward the standardization of back pain definitions for use in prevalence studies. *Spine* 33, 95-103.
55. Andersson, G.B. (1999). Epidemiological features of chronic low-back pain. *The Lancet* 354, 581-585.
56. Shiri, R., Solovieva, S., Husgafvel - Pursiainen, K., Viikari, J., Raitakari, O.T., and Viikari - Juntura, E. (2010). Incidence of nonspecific and radiating low back pain: followup of 24–39 - year - old adults of the Young Finns Study. *Arthritis care & research* 62, 455-459.

57. Burton, A.K., Balagué, F., Cardon, G., Eriksen, H., Henrotin, Y., Lahad, A., Leclerc, A., Müller, G., and Van Der Beek, A. (2006). Chapter 2 European guidelines for prevention in low back pain. *European Spine Journal* 15, s136-s168.
58. Vikat, A., Rimpelä, M., Salminen, J.J., Rimpelä, A., Savolainen, A., and Virtanen, S.M. (2000). Neck or shoulder pain and low back pain in Finnish adolescents. *Scandinavian Journal of Public Health* 28, 164-173.
59. Dunn, K.M., Hestbaek, L., and Cassidy, J.D. (2013). Low back pain across the life course. *Best practice & research Clinical rheumatology* 27, 591-600.
60. Fayad, F., Lefevre-Colau, M., Poiraudau, S., Fermanian, J., Rannou, F., Wlodyka, D.S., Benyahya, R., and Revel, M. (2004). [Chronicity, recurrence, and return to work in low back pain: common prognostic factors]. In *Annales de réadaptation et de médecine physique: revue scientifique de la Société française de rééducation fonctionnelle de réadaptation et de médecine physique*. pp 179-189.
61. Dagenais, S., Caro, J., and Haldeman, S. (2008). A systematic review of low back pain cost of illness studies in the United States and internationally. *The spine journal* 8, 8-20.
62. Humbera, A., and Carmona, L. (2001). Low back pain (LBP) in the Spanish population- Epidemiological aspects relevant for economy and planning. In *Arthritis And Rheumatism*. (Wiley-Liss Div John Wiley & Sons Inc, 605 Third Ave, New York, Ny 10158-0012 Usa), pp S212-S212.
63. Carmona, L., Ballina, J., Gabriel, R., and Laffon, A. (2001). The burden of musculoskeletal diseases in the general population of Spain: results from a national survey. *Annals of the rheumatic diseases* 60, 1040-1045.
64. Humbería Mendiola, A., Carmona, L., Ortiz, A., and Peña Sagredo, J. (2002). Tratamiento de la lumbalgia inespecífica: ¿ qué nos dice la literatura médica? *Revista española de reumatología* 29, 494-498.
65. North, R.B., Shipley, J., Wang, H., and Mekhail, N. (2014). A Review of Economic Factors Related to the Delivery of Health Care for Chronic Low Back Pain. *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface* 17, 69-76.
66. Ekman, M., Johnell, O., and Lidgren, L. (2005). The economic cost of low back pain in Sweden in 2001. *Acta orthopaedica* 76, 275-284.
67. Association, D.-A.P. (2013). *Diagnostic and statistical manual of mental disorders*. Arlington: American Psychiatric Publishing.
68. Fishbain, D.A., Cutler, R., Rosomoff, H.L., and Rosomoff, R.S. (1999). Chronic pain disability exaggeration/malingering and submaximal effort research. *The Clinical journal of pain* 15, 244-274.
69. Criswell, E. (2010). *Cram's introduction to surface electromyography*. (Jones & Bartlett Publishers).
70. Massó, N., Rey, F., Romero, D., Gual, G., Costa, L., and Germán, A. Aplicacions de l'electromiografia de superfície a l'esport Aplicaciones de la electromiografia de superficie en el deporte *Surface electromyography applications*.

71. Milutinovic, L., Martín, G.G., and Cortés, A.E. (2001). Uso de la dinamometría isométrica computerizada y electromiografía superficial cuantitativa en la valoración del síndrome de latigazo cervical.(Universidad de Las Palmas de Gran Canaria).
72. Pullman, S.L., Goodin, D.S., Marquinez, A.I., Tabbal, S., and Rubin, M. (2000). Clinical utility of surface EMG: report of the therapeutics and technology assessment subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology* 55, 171-177.
73. Basmajian, J.V. (1962). *Muscles Alive. Their Functions Revealed by Electromyography.* Academic Medicine 37, 802.
74. Cram, J., Kasman, G., and Wolf, S. (1998). *Clinical Applications in Surface Electromyography.* In. (Alexandria: Aspen Publications).
75. Hermens, H., and Freriks, B. (1997). The state of the art on sensors and sensor placement procedures for surface electromyography: a proposal for sensor placement procedures. Report of the SENIAM Project, Roessingh Research and Development, Enschede.
76. Kamen, G., and Gabriel, D. (2010). *Essentials of electromyography.*(Human Kinetics).
77. Turker, H., and Sozen, H. (2013). *Surface Electromyography in Sports and Exercise. Electrodiagnosis in New Frontiers of Clinical Research-Publisher: InTech, 175-194.*
78. Fridlund, A.J., and Cacioppo, J.T. (1986). Guidelines for human electromyographic research. *Psychophysiology* 23, 567-589.
79. De Luca, C.J., Gilmore, L.D., Kuznetsov, M., and Roy, S.H. (2010). Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of biomechanics* 43, 1573-1579.
80. Kasman, G.S., Cram, J.R., and Wolf, S.L. (1998). *Clinical applications in surface electromyography: chronic musculoskeletal pain.*(Aspen Publishers).
81. Giroux, B., and Lamontagne, M. (1990). Comparisons between surface electrodes and intramuscular wire electrodes in isometric and dynamic conditions. *Electromyography and clinical neurophysiology* 30, 397-405.
82. Stokes, I.A., Henry, S.M., and Single, R.M. (2003). Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles. *Clinical biomechanics* 18, 9-13.
83. McGill, S., Juker, D., and Kropf, P. (1996). Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. *Journal of biomechanics* 29, 1503-1507.
84. Dolan, P., Mannion, A., and Adams, M. (1995). Fatigue of the Erector Spinae Muscles: A Quantitative Assessment Using " Frequency Banding" of the Surface Electromyography Signal. *Spine* 20, 149-159.
85. Ng, J.K., and Richardson, C.A. (1996). Reliability of electromyographic power spectral analysis of back muscle endurance in healthy subjects. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 77, 259-264.

86. van Dieën, J.H., and Heijblom, P. (1996). Reproducibility of isometric trunk extension torque, trunk extensor endurance, and related electromyographic parameters in the context of their clinical applicability. *Journal of Orthopaedic Research* 14, 139-143.
87. Coleman, J.L., Straker, L.M., Campbell, A., Izumi, H., and Smith, A. (2011). Biering-Sorensen test performance of Japanese young males: comparison with other ethnicities and relationship to electromyography, near-infrared spectroscopy and exertion ratings. *Ergonomics* 54, 636-655.
88. Mannion, A.F., and Dolan, P. (1994). Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. *Spine* 19, 1223-1229.
89. Moffroid, M.T., Haugh, L.D., Haig, A.J., Henry, S.M., and Pope, M.H. (1993). Endurance training of trunk extensor muscles. *Physical Therapy* 73, 3-10.
90. Carpenter, D.M., and Nelson, B.W. (1999). Low back strengthening for the prevention and treatment of low back pain. *Medicine and science in sports and exercise* 31, 18-24.
91. Elfving, B., Dederich, Å., and Németh, G. (2003). Lumbar muscle fatigue and recovery in patients with long-term low-back trouble—electromyography and health-related factors. *Clinical biomechanics* 18, 619-630.
92. Cardozo, A.C., and Gonçalves, M. (2010). Effect of load level on the EMG spectra of longissimus thoracis muscle during isometric fatiguing contractions. *Electromyography and clinical neurophysiology* 50, 75-85.
93. Cardozo, A.C., Gonçalves, M., and Dolan, P. (2011). Back extensor muscle fatigue at submaximal workloads assessed using frequency banding of the electromyographic signal. *Clinical biomechanics* 26, 971-976.
94. Spector, B. (1979). Surface electromyography as a model for the development of standardized procedures and reliability testing. *JMPT* 2, 214.
95. Danneels, L., Coorevits, P., Cools, A., Vanderstraeten, G., Cambier, D., Witvrouw, E., and De Cuyper, H. (2002). Differences in electromyographic activity in the multifidus muscle and the iliocostalis lumborum between healthy subjects and patients with sub-acute and chronic low back pain. *European Spine Journal* 11, 13-19.
96. Dederich, Å., Oddsson, L., Harms-Ringdahl, K., and Németh, G. (2002). Electromyography and ratings of lumbar muscle fatigue using a four-level staircase protocol. *Clinical biomechanics* 17, 171-176.
97. Fleiss, J. (1986). *The Design and Analysis of Clinical Experiments*. In. (Taylor & Francis).
98. Peach, J.P., Gunning, J., and McGill, S.M. (1998). Reliability of spectral EMG parameters of healthy back extensors during submaximum isometric fatiguing contractions and recovery. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 8, 403-410.
99. Ng, J.K., Richardson, C.A., and Jull, G.A. (1997). Electromyographic amplitude and frequency changes in the iliocostalis lumborum and multifidus muscles during a trunk holding test. *Physical therapy* 77, 954-961.

100. Arnall, F.A., Koumantakis, G.A., Oldham, J.A., and Cooper, R.G. (2002). Between-days reliability of electromyographic measures of paraspinal muscle fatigue at 40, 50 and 60% levels of maximal voluntary contractile force. *Clinical rehabilitation* 16, 761-771.
101. Kuriki, H.U., Mello, E.M., De Azevedo, F.M., Takahashi, L.S.O., Alves, N., and de Faria Negrão Filho, R. (2012). The relationship between electromyography and muscle force. In *EMG Methods for Evaluating Muscle and Nerve Function*, M.M. Schwartz, ed. (INTECH Open Access Publisher).
102. Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25years of research. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20, 1023-1035.
103. Halaki, M., and Ginn, K. (2012). Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to? In *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*, D. Ganesh and R. Naik, eds. (INTECH Open Access Publisher).
104. Cholewicki, J., van Dieën, J., Lee, A.S., and Peter Reeves, N. A comparison of a maximum exertion method and a model-based, sub-maximum exertion method for normalizing trunk EMG. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 21, 767-773.
105. Miura, T., and Sakuraba, K. (2014). Properties of force output and spectral EMG in young patients with nonspecific low back pain during isometric trunk extension. *Journal of physical therapy science* 26, 323.
106. Arabadzhiev, T.I., Dimitrov, V.G., Dimitrova, N.A., and Dimitrov, G.V. (2010). Interpretation of EMG integral or RMS and estimates of "neuromuscular efficiency" can be misleading in fatiguing contraction. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 20, 223-232.
107. Tan, J.C., Parnianpour, M., Nordin, M., Hofer, H., and Willems, B. (1993). Isometric maximal and submaximal trunk extension at different flexed positions in standing. Triaxial torque output and EMG. *Spine* 18, 2480-2490.
108. Parnianpour, M. (2000). "Applications of Quantitative Assessment of Human Performance in Occupational Medicine." In *The Biomedical Engineering Handbook*, J.D. Bronzino, ed. (Boca Raton, CRC Press LLC).
109. Roy, A.L., Keller, T.S., and Colloca, C.J. (2003). Posture-dependent trunk extensor EMG activity during maximum isometrics exertions in normal male and female subjects. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 13, 469-476.
110. Geisser, M.E., Ranavaya, M., Haig, A.J., Roth, R.S., Zucker, R., Ambroz, C., and Caruso, M. (2005). A meta-analytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls. *The journal of pain* 6, 711-726.
111. Geisser, M.E., Haig, A.J., Wallbom, A.S., and Wiggert, E.A. (2004). Pain-related fear, lumbar flexion, and dynamic EMG among persons with chronic musculoskeletal low back pain. *The Clinical journal of pain* 20, 61-69.

112. Roy, S., De Luca, C., and Casavant, D. (1989). Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine* 14, 992-1001.
113. Pullman, S.L., Goodin, D.S., Marquinez, A.I., Tabbal, S., and Rubin, M. (2000). Clinical utility of surface EMG Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology* 55, 171-177.
114. Biedermann, H., Shanks, G., Forrest, W., and Inglis, J. (1991). Power Spectrum Analyses of Electromyographic Activity: Discriminators in the Differential Assessment of Patients with Chronic Low-Back Pain. *Spine* 16, 1179-1184.
115. Klein, A.B., Snyder-Mackler, L., Roy, S.H., and DeLuca, C.J. (1991). Comparison of spinal mobility and isometric trunk extensor forces with electromyographic spectral analysis in identifying low back pain. *Physical Therapy* 71, 445-454.
116. Mannion, A.F., Connolly, B., Wood, K., and Dolan, P. (1997). The use of surface ENIG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function. *Development* 34, 427-439.
117. Sihvonen, T., Huttunen, M., Makkonen, M., and Airaksinen, O. (1998). Functional changes in back muscle activity correlate with pain intensity and prediction of low back pain during pregnancy. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 79, 1210-1212.
118. Roy, S.H., and Oddsson, L.I. (1998). Classification of paraspinal muscle impairments by surface electromyography. *Physical Therapy* 78, 838-851.
119. González Badillo, J., and Izquierdo Redín, M. (2006). Fuerza muscular: concepto y tipos de acciones musculares. In *Fisiología del ejercicio*, F.V. Chicharro JL, A., ed. (Buenos Aires ; Madrid, Médica Panamericana).
120. Sapega, A. (1990). Muscle performance evaluation in orthopaedic practice. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 72, 1562-1574.
121. Almekinders, L., and Oman, J. (1994). Isokinetic muscle testing: is it clinically useful? *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 2, 221-225.
122. Perrin, D.H. (1994). *Isocinética: ejercicios y evaluación.*(Bellaterra).
123. Pollock, M.L., Graves, J.E., Bamman, M.M., Leggett, S.H., Carpenter, D.M., Carr, C., Cirulli, J., Matkozych, J., and Fulton, M. (1993). Frequency and volume of resistance training: effect on cervical extension strength. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 74, 1080-1086.
124. Weir, J.P., Housh, T.J., Weir, L.L., and Johnson, G.O. (1995). Effects of unilateral isometric strength training on joint angle specificity and cross-training. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 70, 337-343.
125. Baker, D., Wilson, G., and Carlyon, B. (1994). Generality versus specificity: a comparison of dynamic and isometric measures of strength and speed-strength. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 68, 350-355.
126. Kolber, M.J., and Cleland, J.A. (2005). Strength testing using hand-held dynamometry. *Physical Therapy Reviews* 10, 99-112.

127. Finucane, S.D., Walker, M.L., Rothstein, J.M., and Lamb, R.L. (1988). Reliability of isometric muscle testing of knee flexor and extensor muscles in patients with connective tissue disease. *Physical therapy* 68, 338-343.
128. Leggett, S.H., Graves, J.E., Pollock, M.L., Shank, M., Carpenter, D.M., Holmes, B., and Fulton, M. (1991). Quantitative assessment and training of isometric cervical extension strength. *The american journal of sports medicine* 19, 653-659.
129. Silverman, J.L., Rodriguez, A.A., and Agre, J.C. (1991). Quantitative cervical flexor strength in healthy subjects and in subjects with mechanical neck pain. *Arch Phys Med Rehabil* 72, 679-681.
130. Ylinen, J., and Ruuska, J. (1994). Clinical use of neck isometric strength measurement in rehabilitation. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 75, 465-469.
131. Demoulin, C., Jidovtseff, B., Mahieu, G., Verbunt, J., Crielaard, J.-M., Vanderthommen, M., Smeets, R., and Grosdent, S. (2012). *Muscular Performance Assessment of Trunk Extensors: A Critical Appraisal of the Literature.*(INTECH Open Access Publisher).
132. Coulter, A., and Langridge, J. (1997). Iso-machines in the physiotherapy management of low back pain. *British Journal of Therapy and Rehabilitation* 4, 536-558.
133. Giemza, C., Bodnar, A., Kabała, T., Gruszecka, D., Lipnicki, W., Magiera, P., and Kowalski, J. (2006). The efficiency assessment of rehabilitation with DBC method in low back pain patients. *Ortopedia, traumatologia, rehabilitacja* 8, 650-657.
134. Newton, M., and Waddell, G. (1993). Trunk Strength Testing with Iso-Machines: Part 1: Review of a Decade of Scientific Evidence. *Spine* 18, 801-811.
135. Graves, J., Pollock, M., Carpenter, D., Leggett, S., Jones, A., Macmillan, M., and Fulton, M. (1990). Quantitative assessment of full range-of-motion isometric lumbar extension strength. *Spine* 15, 289-294.
136. Mannion, A., Müntener, M., Taimela, S., and Dvorak, J. (2001). Comparison of three active therapies for chronic low back pain: results of a randomized clinical trial with one - year follow - up. *Rheumatology* 40, 772-778.
137. Taimela, S., Kankaanpää, M., and Airaksinen, O. (1998). A submaximal back extension endurance test utilising subjective perception of low back fatigue. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine* 30, 107-112.
138. Christophe, D., Delphine, S., Laurent, S., Didier, M., Jean-Michel, C., and Vanderthommen, M. (2008). Reproducibility and suitability of clinical assessments of trunk flexor and extensor muscles. *Journal of Musculoskeletal Pain* 16, 298-308.
139. Roussel, N., Nijs, J., Truijten, S., Breugelmans, S., Claes, I., and Stassijns, G. (2006). Reliability of the assessment of lumbar range of motion and maximal isometric strength. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 87, 576-582.
140. Balagué, F., Bibbo, E., Mélot, C., Szpalski, M., Gunzburg, R., and Keller, T.S. (2010). The association between isoinertial trunk muscle performance and low back pain in male adolescents. *European spine journal* 19, 624-632.

141. Gomez, T., Beach, G., Cooke, C., Hrudey, W., and Goyert, P. (1991). Normative database for trunk range of motion, strength, velocity, and endurance with the Isostation B-200 Lumbar Dynamometer. *Spine* 16, 15-21.
142. Parnianpour, M., Li, F., Nordin, M., and Kahanovitz, N. (1989). A database of isoinertial trunk strength tests against three resistance levels in sagittal, frontal, and transverse planes in normal male subjects. *Spine* 14, 409-411.
143. Dillard, J., Trafimow, J., Andersson, G.B., and Cronin, K. (1991). Motion of the lumbar spine. Reliability of two measurement techniques. *Spine* 16, 321-324.
144. Levene, J.A., Seeds, R.H., Goldberg, H.M., Frazier, M., and Fuhrman, G.A. (1989). Trends in isodynamic and isometric trunk testing on the Isostation B200. *Journal of spinal disorders* 2, 20-35.
145. Gomez, T.T. (1994). Symmetry of lumbar rotation and lateral flexion range of motion and isometric strength in subjects with and without low back pain. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 19, 42-48.
146. Mandell, P.J., Weitz, E., Bernstein, J.I., Lipton, M.H., Morris, J., Bradshaw, D., Bodkin, K.P., and Mattmiller, B. (1993). Isokinetic trunk strength and lifting strength measures. Differences and similarities between low-back-injured and noninjured workers. *Spine* 18, 2491-2501.
147. Seeds, R.H., Levene, J.A., and Goldberg, H.M. (1988). Abnormal patient data for the Isostation B100. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 10, 121-133.
148. McIntyre, D.R., and Glover, L.H. (1993). Secondary axes activity of normal subjects and low back pain patients. *Journal of Spinal Disorders & Techniques* 6, 11-16.
149. Kumar, S. (1994). A functional evaluation of human back: isometric and isokinetic strength of trunk muscles. *European journal of physical medicine & rehabilitation* 4, 73-82.
150. McIntyre, D., Glover, L., Conino, M., Seeds, R., and Levene, J. (1991). A comparison of the characteristics of preferred low-back motion of normal subjects and low-back-pain patients. *Journal of spinal disorders* 4, 90-95.
151. Ciriello, V.M., and Snook, S.H. (1995). The effect of back belts on lumbar muscle fatigue. *Spine* 20, 1271-1278; discussion 1278.
152. Ng, J.K.-F., Parnianpour, M., Richardson, C.A., and Kippers, V. (2003). Effect of fatigue on torque output and electromyographic measures of trunk muscles during isometric axial rotation. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 84, 374-381.
153. Garcés Martín, G.L., Milutinovic, L., Medina Leal, D., Rasines Pardo, J.L., and Oliver Roca, G. (2001). Uso de la isoestación B-2000(R) y electromiografía de superficie en la valoración del dolor lumbar. *Mapfre Medicina* 12, 241-249.
154. Peach, J.P., and McGill, S.M. (1998). Classification of low back pain with the use of spectral electromyogram parameters. *Spine* 23, 1117-1123.

155. Kocjan, A., and Sarabon, N. (2014). Assessment of Isometric Trunk Strength - The Relevance of Body Position and Relationship between Planes of Movement. *Journal of sports science & medicine* 13, 365-370.
156. Azghani, M.R., Farahmand, F., Meghdari, A., Vossoughi, G., and Parnianpour, M. (2009). Design and evaluation of a novel triaxial isometric trunk muscle strength measurement system. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H, Journal of engineering in medicine* 223, 755-766.
157. Kumar, S., Dufresne, R.M., and Van Schoor, T. (1995). Human trunk strength profile in lateral flexion and axial rotation. *Spine* 20, 169-177.
158. Kumar, S., Dufresne, R.M., and Van Schoor, T. (1995). Human trunk strength profile in flexion and extension. *Spine* 20, 160-168.
159. Robinson, M.E., Greene, A.F., O'Connor, P., Graves, J.E., and MacMillan, M. (1992). Reliability of lumbar isometric torque in patients with chronic low back pain. *Phys Ther* 72, 186-190.
160. Malchaire, J.B., and Masset, D.F. (1995). Isometric and dynamic performances of the trunk and associated factors. *Spine* 20, 1649-1656.
161. Lariviere, C., Gagnon, D., Gravel, D., and Bertrand Arsenault, A. (2008). The assessment of back muscle capacity using intermittent static contractions. Part I - Validity and reliability of electromyographic indices of fatigue. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 18, 1006-1019.
162. Lariviere, C., Gravel, D., Gagnon, D., and Arsenault, A.B. (2008). The assessment of back muscle capacity using intermittent static contractions. Part II: validity and reliability of biomechanical correlates of muscle fatigue. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 18, 1020-1031.
163. Hutten, M.M., and Hermens, H.J. (1997). Reliability of lumbar dynamometry measurements in patients with chronic low back pain with test-retest measurements on different days. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 6, 54-62.
164. Descarreaux, M., Blouin, J.S., and Teasdale, N. (2005). Isometric force production parameters during normal and experimental low back pain conditions. *BMC musculoskeletal disorders* 6, 6.
165. Lariviere, C., Arsenault, A.B., Gravel, D., Gagnon, D., and Loisel, P. (2003). Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 13, 305-318.
166. Sánchez-Villares Rodríguez, M.T., Borobia Fernández, C., and Pérez Ruiz, M. (1999). Estudio ergonómico de la columna vertebral mediante valoración isométrica-isotónica en una población con riesgo lesional de espalda. *Mapfre Medicina* 10, 17-23.

167. Oberg, T., Sandsjö, L., and Kadefors, R. (1991). Arm movement and EMG mean power frequency in the trapezius muscle: a comparison between surface and intramuscular recording techniques. *Electromyography and clinical neurophysiology* 32, 87-96.
168. Coscrato Cardozo, A., and Gonçalves, M. (2012). Assessment of Low Back Muscle by Surface EMG. In *Applications of EMG in Clinical and Sports Medicine*, D.C. Steele, ed. (<http://www.intechopen.com/books/applications-of-emg-in-clinical-and-sports-medicine/assessment-of-low-back-muscle-by-surface-emg>), InTech.
169. Alexiev, A.R. (1994). Some differences of the electromyographic erector spinae activity between normal subjects and low back pain patients during the generation of isometric trunk torque. *Electromyography and clinical neurophysiology* 34, 495-499.
170. Kumar, S., and Prasad, N. (2010). Torso muscle EMG profile differences between patients of back pain and control. *Clinical biomechanics* 25, 103-109.
171. Lofland, K.R., Mumby, P.B., Cassisi, J.E., Palumbo, N.L., and Camic, P.M. (1995). Assessment of lumbar EMG during static and dynamic activity in pain-free normals: implications for muscle scanning protocols. *Biofeedback and self-regulation* 20, 3-18.
172. McGill, S.M. (1991). Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial trunk torque: implications for lumbar mechanics. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 9, 91-103.