

TESIS DOCTORAL

Programa de Doctorado 3139 Medicina

**INFLUENCIA DE LA POSICIÓN, CARGA
Y VELOCIDAD EN LOS PATRONES DE
MOVIMIENTO Y ACTIVIDAD
ELECTROMIOGRÁFICA DE LA
MUSCULATURA LUMBO-PÉLVICA
DURANTE DIVERSAS TAREAS**



DOCTORANDO: MOHAMED YASSIN METMARI

DIRECTOR: DANIEL SÁNCHEZ ZURIAGA

DEPARTAMENTO: ANATOMÍA Y EMBRIOLOGÍA HUMANA

FECHA DE DEPÓSITO: JUNIO DE 2023

INFORME DIRECTOR PARA DEPÓSITO DE TESIS

Director:

1.- Apellidos y nombre: SÁNCHEZ ZURIAGA, DANIEL

N.I.F. 29194565K

Departamento: ANATOMÍA Y EMBRIOLOGÍA HUMANA

Centro: UNIVERSITAT DE VALÈNCIA, FACULTAD DE MEDICINA

Director de la tesis doctoral: "INFLUENCIA DE LA POSICIÓN, CARGA Y VELOCIDAD EN LOS PATRONES DE MOVIMIENTO Y ACTIVIDAD ELECTROMIOGRÁFICA DE LA MUSCULATURA LUMBO-PÉLVICA DURANTE DIVERSAS TAREAS"

de D. MOHAMED YASSIN METMARI,

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

Fecha: 8 de junio de 2023

Fdo.: Daniel Sánchez Zuriaga

Director

**ESCUELA DOCTORAL
UNIVERSITAT DE VALÈNCIA**

AGRADECIMIENTOS

Terminar este proyecto hubiese sido imposible sin la participación de personas e instituciones que han facilitado los medios necesarios para que este trabajo llegue a ver la luz. Por ello, es para mí un verdadero placer aprovechar este espacio para ser consecuente y justo con ellas, expresándoles mis agradecimientos.

En primer lugar, doy gracias a Dios quién me ha guiado y me ha dado la fortaleza para seguir adelante y tener esa experiencia dentro de esta excelente universidad, gracias a mi universidad que me ha dado la oportunidad de dedicarme a lo que tanto me apasiona.

Debo agradecer de manera especial y sincera a mi director Profesor Doctor Daniel Sánchez Zuriaga por aceptarme para realizar esta tesis doctoral bajo su dirección. La confianza que ha puesto en mí el apoyo que me ha mostrado son invaluable, no solamente en la elaboración de esta tesis, sino también en mi formación como profesional investigador. Mis ideas y pensamientos, siempre enmarcados en su orientación y rigurosidad, han sido la calve del buen trabajo que juntos hemos llevado acabo, el cual no se puede alcanzar sin su conveniente colaboración. Muchas gracias Profesor.

Dedico este trabajo a mi madre y a mi padre por ser los pilares más importantes quienes estuvieron siempre a mi lado en los días y noches más difíciles durante mis horas de estudio y demostrarme siempre su cariño y apoyo incondicional, a pesar de nuestra distancia física nunca han dejado de crear en mí y de impulsar mis sueños. Muchas gracias queridos padres.

Quiero expresar también mis más sinceros agradecimientos a los participantes en los registros y a todos a aquellos que de una u otra forma han participado en este proyecto. Sin su ayuda y colaboración esta tesis no hubiera sido posible. ¡Muchas gracias por todo!

Contenido

1. RESUMEN	9
2. INTRODUCCIÓN	7
2.1. Introducción fisiológica del raquis lumbosacro	7
2.1.1. Estructura y función del complejo lumbo-pélvico.	7
2.1.2. Vértebra típica.....	9
2.1.3. Vértebra lumbares.....	11
2.1.4. Región sacra	12
2.1.5. La pelvis	13
2.1.6. La columna lumbosacra en conjunto	16
2.2. Biomecánica del complejo lumbo-pélvico	23
2.2.1. Flexión extensión del raquis lumbar	23
2.2.2. Ritmo lumbo-pélvico	25
2.3. Anatomía estructural y funcional del complejo lumbo-pélvico.....	28
2.3.1. Músculos espinales	28
2.3.2. Músculos de la pared abdominal	33
2.3.3. Músculos extensores de la cadera	34
2.4. Definición y principios de la estabilidad del complejo lumbo-pélvico.....	36
2.5. Patrones de activación de la musculatura extensora del tronco y el fenómeno de flexión-relajación.....	41
2.6. Valoración funcional de la columna lumbar	45
2.7. Factores que pueden afectar los patrones de movimiento y activación de la musculatura lumbo-pélvica durante el movimiento de flexo-extensión.....	46
3. OBJETIVOS	55
4. HIPÓTESIS DE TRABAJO	57
5. MATERIAL Y MÉTODOS	61
5.1. Participantes.....	61
5.2. Instrumentos	62
5.2.1. Electrogoniometría.....	62
5.2.2. Electromiografía	62
5.3. Procedimiento	63
5.3.1. Ejercicios.....	65
5.4. Procesamiento de datos.....	66
5.5. Cálculo de variables.....	68
5.5.1. Variables en la postura de bipedestación	68

5.5.2.	Variables de movimiento lumbo-pélvico	68
5.5.3.	Variables musculares.....	70
5.6.	Análisis estadístico	72
6.	RESULTADOS	75
6.1.	Patrón de movimiento de los grupos.....	88
6.1.1.	En posición de partida:.....	88
6.1.2.	Durante el movimiento de flexo-extensión de tronco:.....	88
6.2.	. Patrón de electromiografía de los grupos.....	88
6.2.1.	Patrón de electromiografía del erector espinal	88
6.2.2.	Patrón de electromiografía del bíceps femoral	90
6.2.3.	Patrón de electromiografía del glúteo mayor	93
6.2.4.	Patrón de electromiografía del recto del abdomen.....	94
6.2.5.	Patrón de electromiografía del oblicuo externo	95
7.	DISCUSIÓN.....	99

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. <i>Columna vertebral.</i>	8
Figura 2. <i>Esquema que muestra con diferentes colores las partes que constituyen una vértebra típica.</i>	10
Figura 3. <i>Vértebra lumbar típica</i>	11
Figura 4. <i>A. Sacro B. Coxis.</i>	12
Figura 5. <i>Superficie externa de la pelvis ósea. Vista lateral.</i>	14
Figura 6. <i>Ángulo lumbosacro.</i>	15
Figura 7. <i>Movimiento de retroversión)</i>	15
Figura 8. <i>Unidad funcional. Vertebrales adyacentes separadas por el disco intervertebral.</i>	17
Figura 9. <i>Disco intervertebral</i>	17
Figura 10. <i>Ligamentos vertebrales anterior y posterior de la columna vertebral.</i>	18
Figura 11. <i>Ligamentos segmentarios</i>	19
Figura 12. <i>Ligamentos iliolumbares</i>	20
Figura 13. <i>Papel de la tercera vértebra lumbar (Relevo muscular).</i>	22
Figura 14. <i>Flexión extensión del raquis.</i>	25
Figura 15. <i>Ritmo lumbo-pélvico.</i>	27
Figura 16. <i>Ligamentos y musculatura que soportan la flexión de la columna.</i>	27
Figura 17. <i>Músculos intrínsecos del tronco. Esquema del plano profundo</i>	30
Figura 18. <i>Músculos erectores de la columna.</i>	31
Figura 19. <i>Dirección de las fibras musculares del tronco.</i>	31
Figura 20. <i>Músculos extensores en la flexión-extensión del tronco.</i>	32
Figura 21. <i>Musculatura de la pared abdominal.</i>	33
Figura 22. <i>Músculos extensores de la cadera.</i>	35
Figura 23. <i>Estabilización de la pelvis en sentido antero-posterior.</i>	36
Figura 24. <i>Subsistemas de estabilización espinal de Panjabi. 1992</i>	37
Figura 25. <i>Flexión extensión del tronco.</i>	42
Figura 26. <i>Activación del Erector espinal en sujetos con y sin dolor lumbar.</i>	43
Figura 27. <i>Patrón de activación muscular del bíceps femoral durante el movimiento de flexo-extensión de tronco.</i>	44
Figura 28. <i>Biopac MP150 y Polhemus Liberty</i>	63
Figura 29. <i>Ilustración de la colocación de los electrodos de EMG para el registro de los músculos erector espinal derecho e izquierdo y de los sensores de electrogoniometría.</i>	65
Figura 30. <i>Cinco ciclos de flexo-extensión de tronco.</i>	67
Figura 31. <i>Porcentaje medio de flexión lumbar durante las fases de flexión y extensión lumbar..</i>	69
Figura 32. <i>Porcentaje del tiempo total del ciclo de flexo-extensión en el que la flexión lumbar está por encima del 90% de la flexión máxima (% tiempo > 90 flexión máxima).</i>	69
Figura 33. <i>Porcentaje del rango máximo lumbar al inicio y al final del silencio mioeléctrico del erector espinal.</i>	70
Figura 34. <i>Ratio de flexión relajación.</i>	71

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Medidas de antropometría y edad.....	61
Tabla 2. Patrón de movimiento.....	76
Tabla 3. Patrón de EMG del erector espinal lumbar derecho e izquierdo.....	78
Tabla 4. Patrón de EMG del bíceps femoral derecho e izquierdo.....	80
Tabla 5. Patrón de EMG del glúteo mayor derecho e izquierdo.....	82
Tabla 6. Patrón de EMG del recto anterior del abdomen derecho e izquierdo.....	84
Tabla 7. Patrón de EMG del oblicuo externo derecho e izquierdo.....	86

1. RESUMEN

En la literatura se ha estudiado bastante la actividad muscular de los músculos extensores de la columna vertebral, sobre todo el erector espinal, utilizando pruebas dinámicas sobre movimientos sencillos, como la flexo-extensión del tronco. Estos patrones de actividad muscular y movimiento podrían ser útiles por ejemplo para distinguir de manera objetiva entre sujetos sanos y pacientes con dolor lumbar. Sin embargo, existen muy pocos estudios que se hayan centrado en los patrones de activación del resto de músculos implicados en los movimientos de la región lumbo-pélvica, o que hayan estudiado la influencia en estos patrones de diferentes factores como la velocidad de ejecución de las pruebas, la carga soportada, la elasticidad de los sujetos o la posición de ejecución de las tareas (sentado, en bipedestación, con más o menos flexión de rodillas) No tenemos constancia de estudio alguno que haya registrado de manera simultánea los patrones de actividad neuromuscular de la musculatura movilizadora de la región lumbo-pélvica y los patrones de movimiento lumbo-pélvico mediante técnicas no invasivas durante tareas de flexo-extensión, y los haya comparado entre un abanico completo de tareas de flexo-extensión que incluyan los diferentes factores que se aplican sobre estas en la vida diaria (velocidad, carga, ángulo de flexión de rodilla, elasticidad del sujeto).

Metodología: En el estudio participaron 46 sujetos sin antecedentes de dolor lumbar. Durante ciclos estandarizados de flexo-extensión del tronco realizados a diferentes velocidades, cargas y posiciones se registró la actividad EMG de cada musculo y el movimiento lumbar y de cadera y se analizó, siempre mediante técnicas no invasivas (EMG de superficie, electrogoniometría), los patrones de activación de musculatura que actúa sobre el tronco (Erector espinal lumbar, Bíceps femoral, Glúteo mayor, Recto del abdomen y Oblicuo externo) y de movimiento de la columna lumbar y la cadera. La serie de variables obtenidas tras el procesamiento y la normalización de los datos (actividades y rangos de movimiento medios, máximos, momentos de activación y relajación, etc) se han utilizado para caracterizar cada condición y cada tarea. Los patrones electromiográficos y de movimiento han sido comparados entre las distintas tareas y condiciones de ejecución mediante pruebas estadísticas.

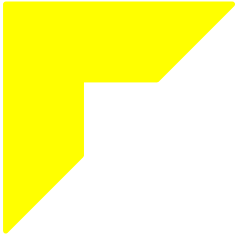
Resultados: Se ha podido identificar estrategias de control motor y activación muscular en la flexo-extensión del tronco, específicas de cada tarea y cada condición de ejecución de éstas. Se ha observado que la flexión máxima lumbar y de cadera es significativamente menor en los sujetos sentados respecto a los sujetos de pie. Los sujetos de flexión extensión lenta pasan menos tiempo en flexión máxima que en todos los demás excepto los sujetos con carga que pasan todavía menos tiempo en flexión máxima que los sujetos de flexión extensión lenta. En la posición erecta, se ha observado que la actividad electromiográfica del erector espinal lumbar, tanto derecho, como izquierdo es significativamente mayor en los sujetos del ejercicio con carga respecto a los sujetos de otros ejercicios sin carga. En la flexo-extensión, se observó que

el porcentaje de actividad electromiográfica del erector lumbar, del bíceps femoral y del glúteo mayor durante la flexión y la extensión es significativamente mayor en los sujetos con carga. También se ha observado que en los sujetos con carga el silencio mioeléctrico aparece en un mayor ángulo de flexión lumbar, así como que muestran menor activación del erector espinal durante el silencio mioeléctrico y durante la flexión máxima. También se ha observado que la actividad electromiográfica excéntrica en los sujetos de la serie de flexión-extensión rápida es significativamente menor que en los sujetos de la serie lenta y en los sujetos con carga. Por otro lado, los resultados de nuestro estudio concluyen que el efecto del ángulo de la rodilla es particularmente importante cuando el individuo se acerca al final de su rango de movimiento: los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión muestran una mayor activación del erector espinal y del glúteo mayor durante la flexión máxima y durante el silencio mioeléctrico, así como una mayor ratio de relajación del erector espinal, del bíceps femoral y del glúteo mayor. También tienen menor flexión lumbar y de cadera al inicio del silencio mioeléctrico del erector espinal y del bíceps femoral. También se ha observado que los sujetos sentados muestran una menor activación del bíceps femoral durante la flexo-extensión de tronco. En cuanto a la musculatura abdominal se observó que los sujetos del ejercicio de la carga muestran una mayor activación de la musculatura abdominal durante la fase de extensión respecto a los sujetos sentados. Los sujetos del ejercicio de flexión-extensión rápida muestran una mayor activación de la musculatura abdominal durante la flexión máxima, así como un menor grado de flexión lumbar y de cadera al inicio del pico de activación del recto del abdomen y del oblicuo externo.

Conclusión: El movimiento lumbo-pélvico durante la flexo-extensión es activamente controlado por los músculos y los patrones de activación de los mismos serán dependiente de la posición, carga y velocidad de cada tarea.

El estudio de estos patrones de movimiento y activación neuromuscular es una buena herramienta para el conocimiento de la anatomía funcional del tronco en condiciones de salud lumbar, además pueden ser caracterizados mediante pruebas no invasivas, y utilizados para diferenciarlos de los patrones alterados que pudieran presentar las distintas patologías.

Palabras clave: Flexo-extensión de tronco, fenómeno de flexión-relajación, EMG (electromiografía), movimiento lumbar, movimiento de cadera, ritmo lumbo-pélvico, posición, velocidad, carga, erector espinal, bíceps femoral, isquiotibiales, glúteo mayor músculos abdominales, recto del abdomen, oblicuo externo.



Introducción



2. INTRODUCCIÓN

Antes de diagnosticar y tratar una afección dolorosa e incapacitante del raquis lumbosacro y para tener una valoración y un tratamiento exitosos de los trastornos lumbares y pélvicos, es esencial conocer su funcionamiento y tener una visión clara de la morfología y la función de las conexiones entre la columna y la pelvis (Wingerden y cols., 1993). Una vez que lo hagamos podremos elaborar una historia clínica y realizar un examen físico adecuado.

2.1. Introducción fisiológica del raquis lumbosacro

En este apartado se aborda el concepto de la movilidad del raquis lumbosacro desde el punto de vista biomecánico. También estudiamos la pelvis, ya que las dos estructuras deben ser consideradas como una unidad funcional y no se puede dissociar los movimientos vertebrales de la pelvis. Para ello se realizará en primer lugar una breve introducción a la anatomía y fisiología del complejo lumbo-pélvico y en segundo lugar profundizar en su biomecánica.

2.1.1. Estructura y función del complejo lumbo-pélvico.

La columna vertebral, también llamada raquis, tiene una extrema importancia en la morfología humana. Es una estructura ósea en forma de pilar que constituye realmente el pilar central del tronco, y se extiende desde la base de la cabeza hasta la pelvis, en la parte posterior y central del cuerpo. Está compuesta por 33 vertebrales, que están subdivididas en cinco grupos en función de su morfología y localización: siete cervicales de las que las dos primeras llamadas atlas y axis, doce dorsales que soportan las doce pares de costillas, cinco lumbares que forman el soporte esquelético de la pared abdominal posterior, cinco huesos sacros y cuatro huesos coccígeos (fig.1). Las cinco vertebrales sacras están fusionadas en un hueso único llamado hueso sacro, el cual se articula a cada lado con el hueso coxal y es un componente de la pared pélvica. En posición inferior al sacro se encuentran las cuatro vertebrales coccígeas las cuales se fusionan en un pequeño hueso triangular único llamado cóccix, siendo incompletas y consideradas “falsas vértebras”. Las vértebras cervicales, torácicas y lumbares están separadas entre sí por discos intervertebrales fibrocartilaginosos, se denominan vertebrales móviles y son las 24 vertebrales que más contribuyen al movimiento del tronco (Richard y cols., 2015. Hamill y Knutzen, 1995).

La columna erecta consta de cuatro curvas fisiológicas: la lordosis cervical, de convexidad anterior, cifosis dorsal, de convexidad posterior, lordosis lumbar, de convexidad anterior y cifosis sacra. Estas curvaturas son en el plano sagital y se ajustan todas a la línea de gravedad y dan lugar a una columna vertebral sólida y muy flexible. La existencia de estas curvas aumenta la resistencia del raquis a las fuerzas de compresión axial. La ingeniería ha demostrado que la resistencia de una columna con curvas es proporcional al cuadrado del número de curvas más uno ($R=N^2+1$). En el caso de una columna con tres curvas móviles como la columna vertebral con su lordosis cervical, su cifosis dorsal y su lordosis lumbar ($R=3^2+1$), su resistencia es diez veces mayor que la columna rectilínea (Kapandji, 1998).

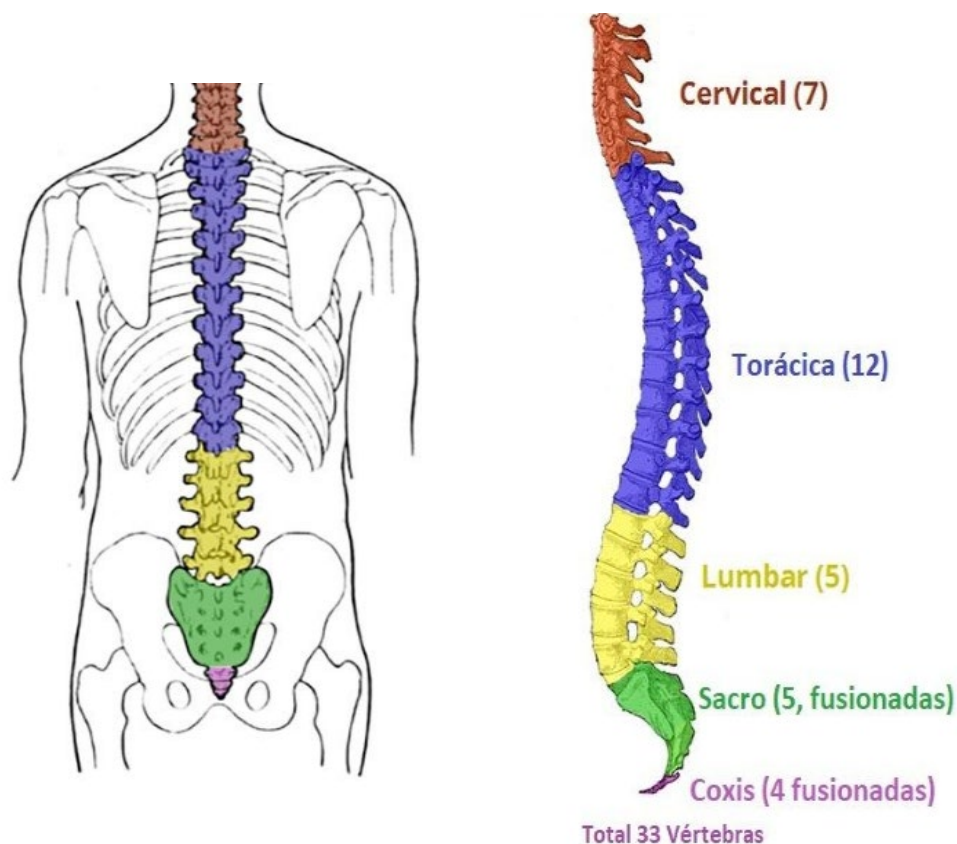


Figura 1. Columna vertebral.

Toda la columna descansa en la base del sacro. El sacro, gracias a su articulación con ambos huesos iliacos constituye parte de la pelvis ósea, que es el sostén del fondo del abdomen y lleva a cabo la unión entre los miembros inferiores y el tronco.

Las funciones principales de la estructura de la columna son varios. Ante todo proporciona rigidez y apoyo suficientes para soportar las cargas axiales. Concede un firme apoyo a la inserción de las costillas que constituyen la caja torácica. Protege las estructuras que componen el sistema nervioso central (médula espinal y raíces nerviosas) y finalmente dona al tronco la movilidad y la flexibilidad necesarias para el movimiento.

2.1.2. Vértebra típica.

Una vértebra típica en general se compone de un cuerpo vertebral, un arco vertebral posterior (fig.2), y varias apófisis para las inserciones musculares y para la articulación con el hueso adyacente.

- El **cuerpo vertebral** es la parte de soporte de peso de la vértebra y está unido a los cuerpos vertebrales adyacentes por discos intervertebrales y ligamentos. El tamaño de los cuerpos vertebrales aumenta en sentido inferior ya que la cantidad de peso soportada aumenta.
- El **arco vertebral**, formado por varias porciones: inicialmente por dos segmentos cortos y gruesos llamados pedículos, que son pilares óseos que unen el arco vertebral al cuerpo vertebral y se unen con la lámina que es una fina estructura ósea aplanada que se extiende desde cada pedículo para unirse en la línea media y formar la zona posterior del arco vertebral (fig.2). Estas dos estructuras rodean la médula espinal y delimitan el foramen o agujero vertebral. El conjunto de todos los agujeros forman el conducto vertebral o espinal, el cual contiene y protege a la médula espinal. Superiormente, el conducto vertebral se continúa, a través del agujero magno del cráneo, con la cavidad craneal.
- Existen varias **apófisis** que se extienden a partir del arco vertebral: una apófisis espinosa se proyecta posterior e inferiormente desde la unión de las dos láminas, una apófisis transversa se extiende postero-lateralmente desde la unión del pedículo con la lámina

(*pars interarticularis*) a cada lado. Estas apófisis son los puntos para inserciones musculares y ligamentosas.

- También proyectándose desde la zona donde los pedículos se unen a las láminas se encuentran las apófisis articulares superiores e inferiores (fig.2), que se articulan con las apófisis articulares inferiores y superiores, respectivamente, de las vértebras adyacentes, formando las articulaciones intervertebrales (Richard y cols., 2015).

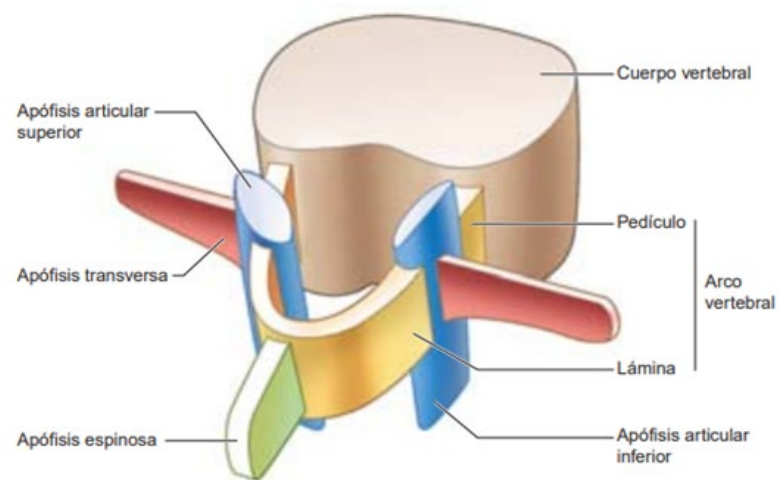


Figura 2. Esquema que muestra con diferentes colores las partes que constituyen una vértebra típica.

2.1.3. Vértebras lumbares

Las vértebras lumbares se distinguen de las vértebras de otras regiones por su gran tamaño. El cuerpo vertebral de una vértebra lumbar típica es más extenso en anchura que en sentido anteroposterior; también es más ancho que alto. Las apófisis transversas en la región lumbar pueden ser llamadas también apófisis costiformes, ya que en realidad se trata de restos embrionarios de costillas. Éstas se implantan a la altura de la *pars interarticularis* y se dirigen oblicuamente hacia atrás y hacia fuera, son generalmente delgadas y alargadas excepto la quinta vértebra lumbar, que son gruesas y cortas y se encuentran adaptadas para la inserción de los ligamentos iliolumbares que conectan las apófisis transversas a los huesos pélvicos (Richard y cols., 2015). Las apófisis espinosas se proyectan hacia atrás y son muy gruesas de forma rectangular y constituyen puntos para la inserción de grandes músculos. Las apófisis articulares superiores se originan en el borde superior de la lámina en su unión con el pedículo, se orientan oblicuamente más hacia atrás y hacia fuera mientras su carilla articular es curva y cóncava, y está orientada hacia atrás y hacia dentro (fig.3). Las apófisis articulares inferiores se proyectan del borde inferior del arco posterior, y se dirigen hacia abajo y hacia fuera, su carilla articular es curva y convexa, y orientada hacia fuera y hacia delante (Kapandji, 1998).

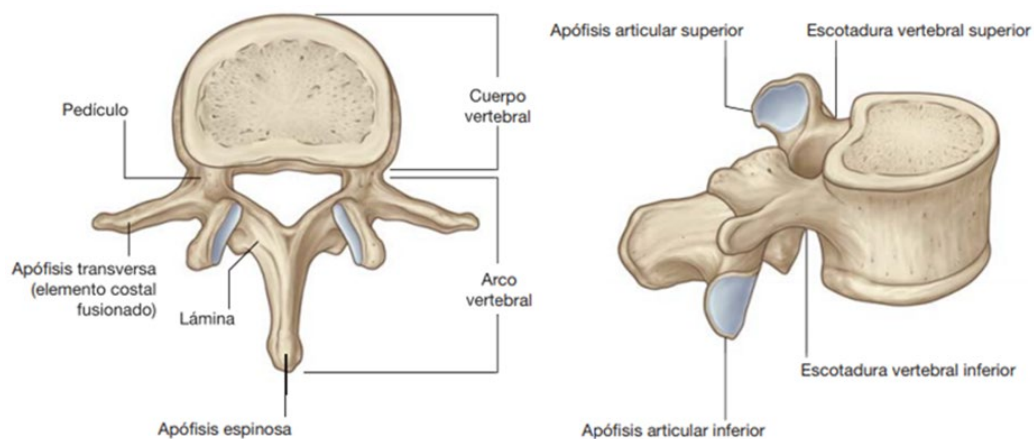


Figura 3. Vértebra lumbar típica

2.1.4. Región sacra

Está situada debajo de la columna lumbar. El sacro es el hueso central y posterior de la pelvis, por lo general formado por la fusión de cinco vertebrae sacras en un hueso único de forma triangular, curvado con una superficie anterior cóncava (fig.4). Se articula por encima con la vértebra L5 y por debajo con el cóccix y lateralmente presenta dos grandes facetas en forma de oreja, para su articulación con los huesos ilíacos formando la articulación sacroilíaca. La porción superior se llama base y como su nombre indica sirve de base a la columna vertebral. La cara posterior del sacro muestra cuatro pares de agujeros sacros posteriores y la cara anterior tiene cuatro pares de agujeros sacros anteriores para el paso de los ramos posteriores y anteriores, respectivamente, de los nervios espinales S1 a S4 (Richard y cols., 2015).

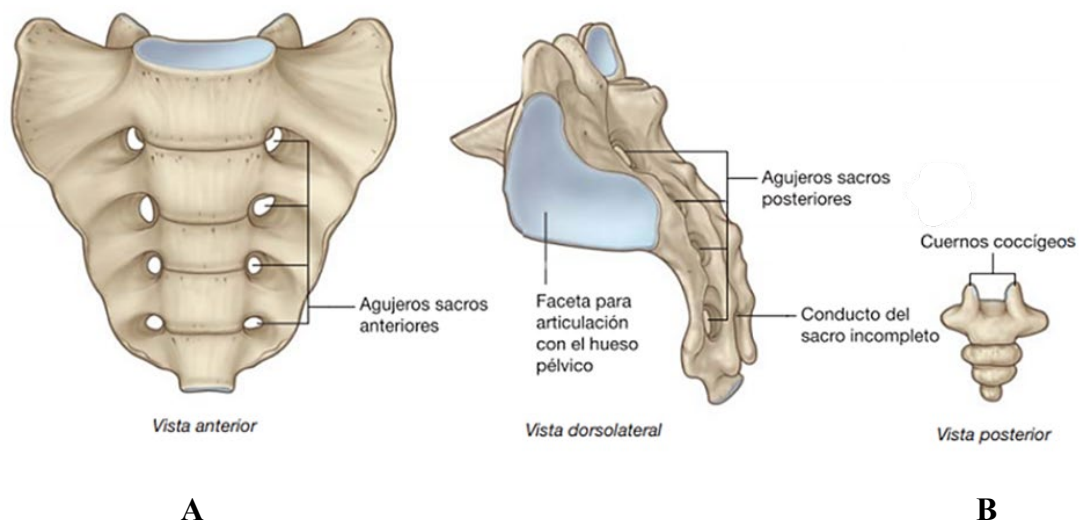


Figura 4. A. Sacro B. Coxis.

2.1.5. La pelvis

Es un anillo óseo formado por cuatro componentes, dos huesos coxales, el sacro y el coxis, articulados entre sí. El hueso coxal es la fusión de tres huesos: el ilion, el isquion y el pubis. En su parte posterior los huesos iliacos se articulan con el sacro a través de la articulación sacroilíacas, y se anclan al sacro por los ligamentos sacrotuberoso y sacroespinoso, que se insertan en la tuberosidad y la espina del isquion. En su parte anterior los dos huesos coxales se unen a nivel de la sínfisis del pubis (fig.5).

La pelvis presenta dos cavidades separadas por su estrecho mayor. La superior se llama pelvis mayor, se relaciona con la parte superior de los huesos pélvicos y las vértebras lumbares inferiores y se suele considerar parte del abdomen; la inferior recibe el nombre de pelvis menor, es más estrecha y se relaciona con las partes inferiores de los coxales, el sacro y el cóccix. Por debajo tiene una abertura o estrecho inferior, que corresponde en superficie con la región del periné (Richard y cols., 2015).

La cintura pelviana soporta el tronco y el peso de la parte superior del cuerpo y al mismo tiempo es un punto de encuentro entre el raquis y los miembros inferiores, a través del cual se transmiten las cargas.

La pelvis es de importancia clave para el equilibrio del raquis: es la base sobre la cual descansa en equilibrio inestable la columna vertebral. Los movimientos de la pelvis repercuten directamente al raquis y viceversa, influyendo sobre las curvaturas sagitales y están determinados por la posición de la base sacra. En bipedestación, la base del sacro se encuentra inclinada hacia delante alrededor de 30° en relación al plano sagital, pudiendo girar sobre un eje transversal en sentido anterior y posterior (Kapandji, 1998). El movimiento por el cual la base sacra se desplaza hacia delante se denomina anteversión pélvica, mientras que el movimiento contrario se denomina retroversión. La anteversión produce un incremento del ángulo lumbosacro y de la lordosis lumbar, mientras que la retroversión reduce el ángulo lumbosacro y la lordosis lumbar (fig.6) (Cailliet, 2006).

El equilibrio de la pelvis está asegurado por la relación entre parejas antagónicas de los músculos anteversores y retroversores. Los músculos que favorecen la anteversión pélvica son: erector espinal (longísimo, espinoso, iliocostal), cuadrado lumbar, psoas ilíaco, sartorio, pectíneo, aductor menor y mediano, recto femoral del cuádriceps y tensor de la fascia lata. Por otro lado, los músculos que producen la retroversión pélvica son: recto del abdomen, oblicuo externo, oblicuo interno, transverso del abdomen, glúteos (sobre todo glúteo mayor), el aductor mayor y los isquiotibiales (fig.7).

La anteversión pasiva es una postura muy frecuente. Esta postura incrementa la lordosis lumbar y se relaciona con la hipotonía muscular en abdominales y glúteos. Un correcto y equilibrado desarrollo entre la musculatura tónica (músculos lumbares y flexores de cadera) y la musculatura fásica (músculos abdominales y glúteos) favorece la posición neutra de la pelvis y de la columna (Lapierre, 1996).

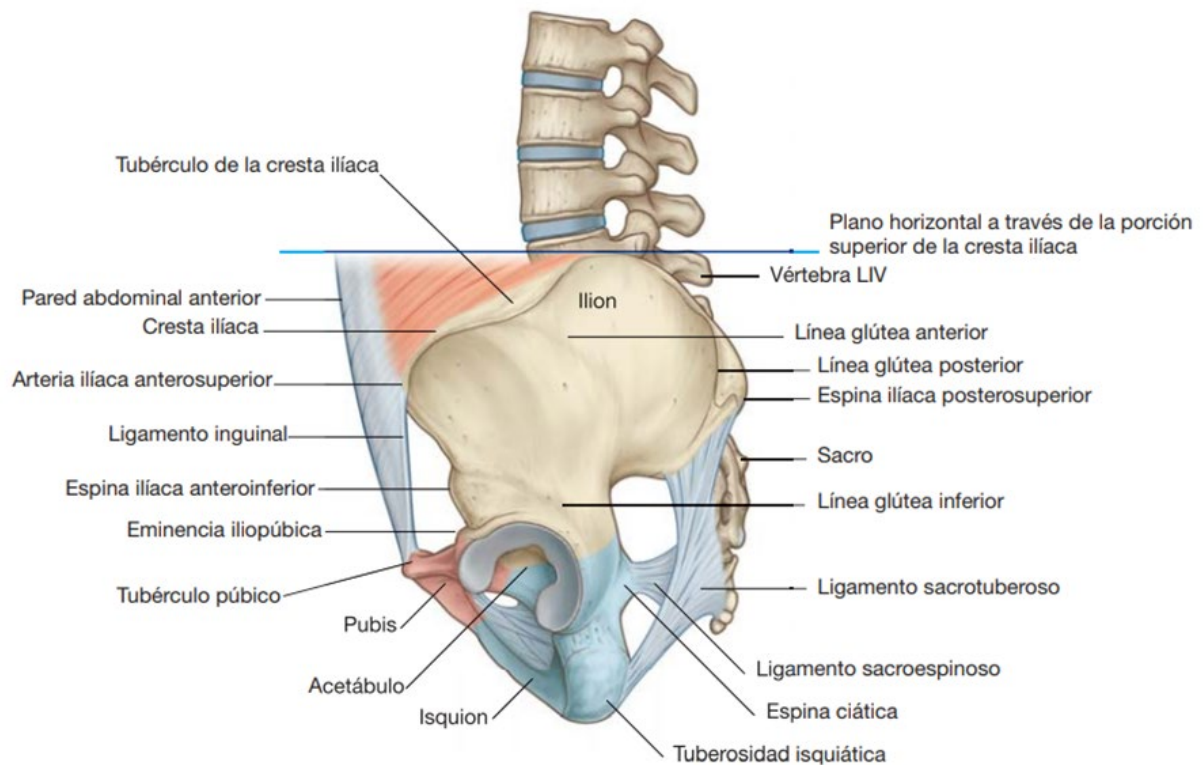


Figura 5. Superficie externa de la pelvis ósea. Vista lateral.

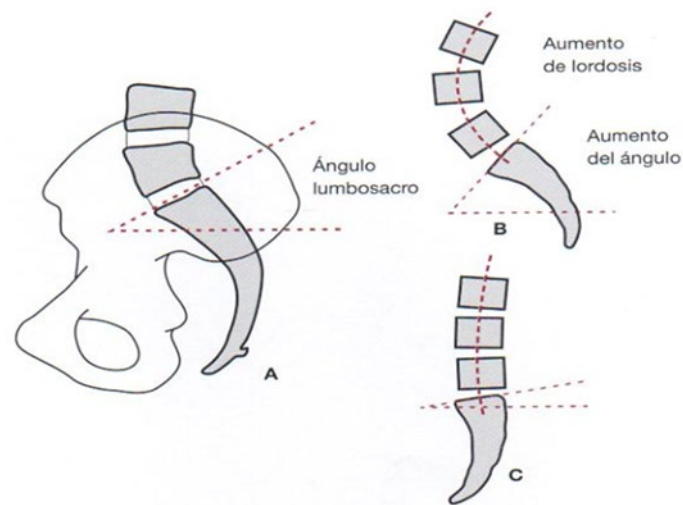


Figura 6. Ángulo lumbosacro. A. Ángulo lumbosacro normal. B. Aumento de lordosis lumbar por aumento del ángulo lumbosacro. C. Disminución de la lordosis por la disminución del ángulo. (Tomado de Cailliet, 2006).

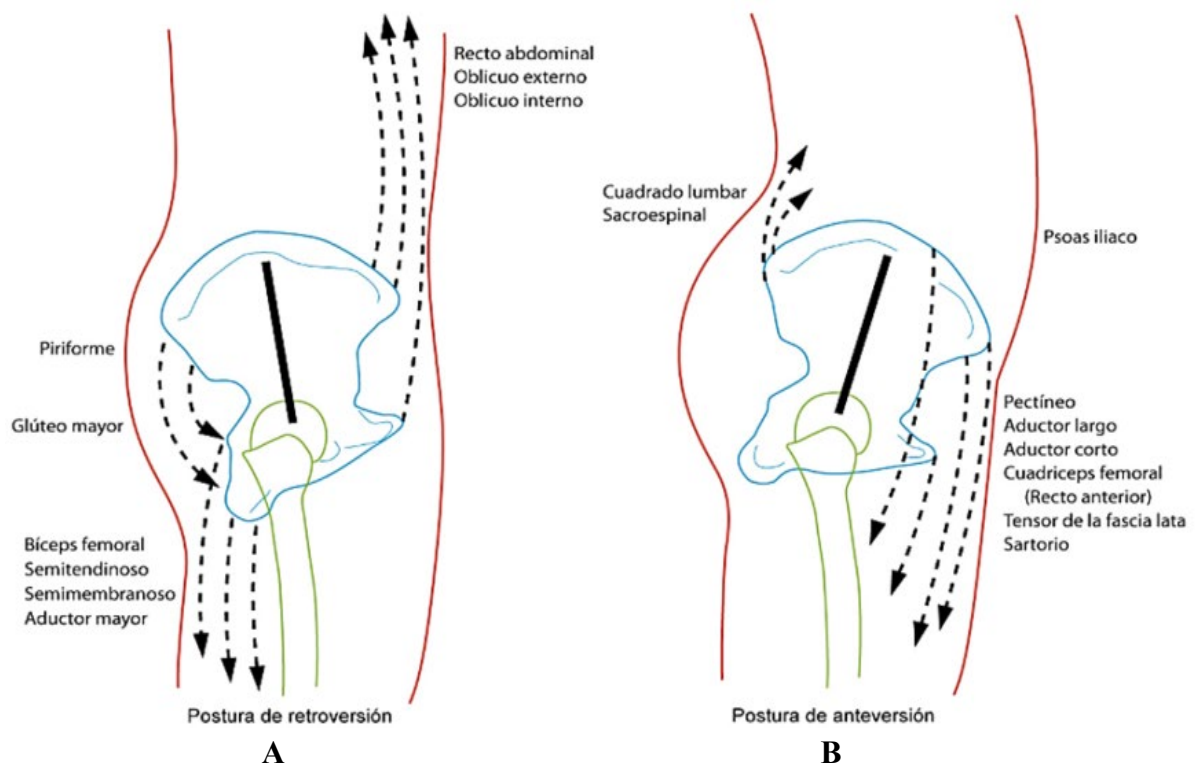


Figura 7. Movimiento de retroversión (A) y anteversión (B). Y los grupos musculares que interactúan sobre la pelvis. (Mad4yoga)

2.1.6. La columna lumbosacra en conjunto

La anatomía de la columna vertebral se divide en 4 secciones principales, típicamente definidas por el número de vértebras en cada sección.

La columna lumbar incluye cinco vértebras (conocidas como L1 a L5) las cuales están separadas por un disco intervertebral y se encuentran en la parte más baja de la columna y son las vértebras más grandes de la columna vertebral lo que les permite soportar el peso de todo el tronco. La columna lumbosacra se compone de cinco unidades funcionales o segmentos intervertebrales. Cada unidad funcional se compone de dos vértebras adyacentes separadas por un disco intervertebral (fig.8).

Los discos intervertebrales se encuentran desde la segunda vértebra cervical hasta el sacro. Cada disco consta de un anillo fibroso que contiene fibras anulares dispuestas en capas con direcciones oblicuas, estas se insertan en las placas terminales de dos vértebras adyacentes, y envuelven una sustancia gelatinosa, pulposa y elástica llamada núcleo pulposo (fig.9). El núcleo pulposo es un gel de proteoglucanos que contiene de forma aleatoria fibras de colágeno de tipo II. Su matriz es hidrofílica y se llena de agua durante su función diaria; hay una tensión hidrodinámica tanto dentro del núcleo como dentro del anillo fibroso que crea una presión interna intrínseca que causa tensión en el anillo fibroso lo cual impide que sea aplastado, cuando la presión aumenta, la deshidratación también aumenta. Un disco sano, contiene gran cantidad de agua y actúa como amortiguador en la columna vertebral, lo que ofrece flexibilidad y proporciona protección frente a movimientos bruscos (Cailliet, 2006).

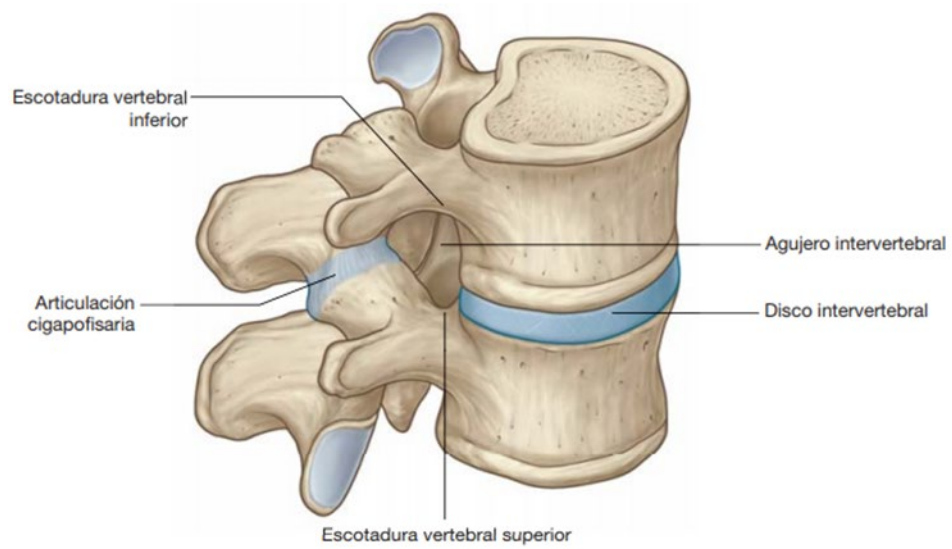


Figura 8. Unidad funcional. *Vertebras adyacentes separadas por el disco intervertebral.*

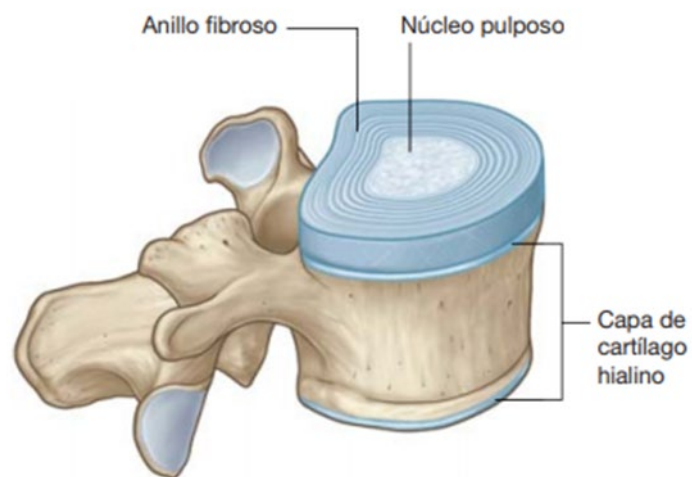


Figura 9. *Disco intervertebral, está formado por un núcleo pulposo envuelto por un anillo fibroso.*

Las dos vértebras adyacentes se conectan en la parte posterior de la columna vertebral por dos pequeñas articulaciones sinoviales llamadas articulaciones interapofisarias o cigapofisarias (fig.8). Una fina cápsula articular que se fija a los márgenes de las facetas articulares envuelve cada articulación. En las regiones lumbares, las superficies articulares de las articulaciones cigapofisarias son curvas y las apófisis adyacentes se encajan, limitándose, por tanto, el rango de movimiento de rotación y la lateroflexión, aunque la flexión y extensión son aún movimientos principales en la región lumbar (Richard y cols., 2010). Su función es también aumentar la rigidez ante la torsión del anillo. Asimismo previene la listesis (Cailliet, 2006).

Las articulaciones intervertebrales se ven reforzadas y mantenidas por numerosos ligamentos, los cuales pasan entre los cuerpos vertebrales e interconectan componentes de los arcos vertebrales.

Se puede distinguir dos sistemas ligamentosos: por un lado, los ligamentos vertebrales comunes anterior y posterior se encuentran en las superficies anterior y posterior de los cuerpos vertebrales y se extienden a lo largo de la mayor parte de la columna vertebral (fig.10), y por otro, un sistema de ligamentos segmentarios entre los arcos posteriores.

El **ligamento vertebral común anterior** se extiende desde la apófisis basilar del occipital inferiormente hasta unirse a la superficie anterior del sacro. A lo largo de su longitud se fusiona con los cuerpos vertebrales y discos intervertebrales.

El **ligamento vertebral común posterior** se encuentra en la superficie posterior de los cuerpos vertebrales y tapiza la superficie anterior del conducto vertebral. Constituye una cinta que se extiende de la apófisis basilar del occipital hasta el canal sacro.



Figura 10. Ligamentos vertebrales anterior y posterior de la columna vertebral.

En el arco posterior la unión está asegurada por los ligamentos segmentarios:

Los **ligamentos amarillos** a cada lado, se inserta en el borde superior de la lámina subyacente y por arriba en la cara interna de la lámina superior. Su borde interno se une al de su homólogo contralateral en la línea media y cierra totalmente por detrás el canal raquídeo (fig.11). Los ligamentos amarillos resisten la separación de las láminas en la flexión y por su elasticidad ayudan en la extensión al retronó a la posición anatómica.

El **ligamento supraespinoso** es un cordón fibroso, conecta los extremos de las apófisis espinosas vertebrales, discurriendo a través de ellas desde la vértebra C7 hasta el sacro. Desde la vértebra C7 hasta el cráneo el ligamento se hace estructuralmente diferente a la parte inferior y se denomina ligamento nual.

El **ligamento interespinoso** se extiende entre las apófisis espinosas de vértebras adyacentes. Se fijan desde la base al vértice de cada apófisis espinosa y se mezclan con el ligamento supraespinoso posteriormente y con los ligamentos amarillos anteriormente y a cada lado.

El conjunto de estos dos sistemas ligamentosos constituye una unión extremadamente sólida para el conjunto del raquis y le confiere gran resistencia mecánica (Kapandji, 1998).

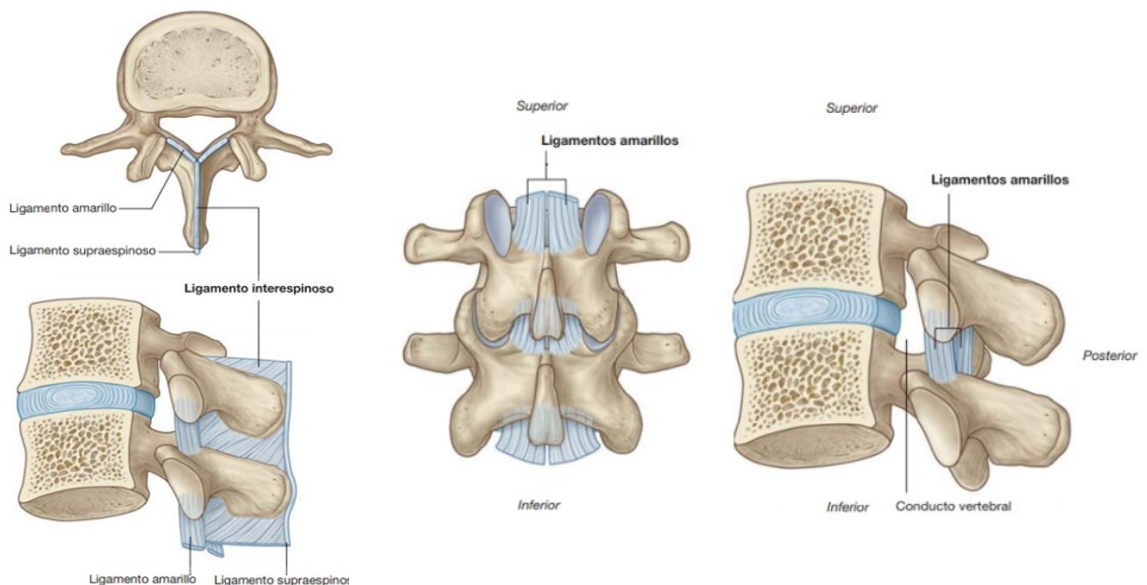


Figura 11. Ligamentos segmentarios entre los arcos posteriores. Ligamentos amarillos, Ligamento supraespinoso, Ligamentos interespinosos.

La cuarta y la quinta vértebras lumbares están ligadas directamente al hueso iliaco por los ligamentos iliolumbares (fig.12). Se componen de dos haces:

- El haz superior, también llamado haz iliotransverso lumbar superior: se origina en el vértice de la apófisis transversa de la cuarta vértebra lumbar, se dirige hacia abajo, hacia fuera y hacia atrás para insertarse en la cresta iliaca.
- El haz inferior: también llamado haz iliotransverso lumbar inferior, se origina en el vértice y borde inferior de la apófisis transversa de la quinta vértebra lumbar, se dirige hacia abajo, hacia fuera para insertarse en la cresta iliaca por delante. Este último se divide a su vez en dos pequeños haces fibrosos: un haz estrictamente iliaco y un haz sacro.

Durante el movimiento de flexión el haz superior del ligamento iliolumbar se tensa. En cambio, durante la extensión se distiende. Por el contrario, durante la flexión el haz inferior del ligamento iliolumbar se distiende, sin embargo durante la extensión se tensa.

La articulación lumbosacra tiene una movilidad muy limitada debido a la potencia de los ligamentos iliolumbares citados anteriormente, estos ligamentos limitan más la inclinación lateral que la flexo-extensión (Kapandji, 1998).



Figura 12. Ligamentos iliolumbares: 1, haz superior. 2, haz estrictamente iliaco. 3, haz sacro. (2+3), haz inferior. (Tomado de Kapandji, 1998).

En la columna lumbosacra cada vértebra presenta su especificidad: algunas vértebras lumbares presentan ciertas particularidades que les atribuyen un valor funcional en la postura erguida. La tercera vértebra lumbar tiene un arco posterior más desarrollado, ya que sirve de relevo muscular entre los haces lumbares del músculo longísimo procedentes de hueso ilíaco y que se inserta en la apófisis transversa de L3, y los haces del espinoso que ascienden hacia el raquis dorsal y cuya inserción más baja se encuentra exactamente en la apófisis espinosa de L3 (fig.13). De esta forma los músculos que se insertan en los ilíacos y en el sacro desplazan la tercera vértebra lumbar hacia atrás haciendo de ella un punto fijo para la acción de los músculos dorsales: es el pivote de la movilidad lumbar. En su parte anterior presenta inserciones de los músculos psoas y diafragma que son de gran importancia en la terapia manual por sus múltiples relaciones articulares y viscerales. Por lo tanto, desempeña un papel importante en la estática vertebral debido a su posición en el centro de la lordosis lumbar y a que sus mesetas son paralelas y horizontales entre sí. Se considera la primera verdadera vértebra móvil del raquis lumbar. Esto le confiere una mayor relevancia clínica, ya que será una zona de especial interés en cuanto a movilidad se refiere, tanto a nivel particular de dicha vértebra como del segmento lumbar en conjunto.

En cambio la cuarta y la quinta vértebra están muy ligadas al hueso ilíaco y al sacro y constituyen una transición más estática que dinámica entre el raquis y la pelvis. La quinta vértebra lumbar se puede reconocer desde una vista de perfil del resto de las vértebras lumbares ya que posee un cuerpo vertebral más alto por delante que por detrás tomando forma de trapecio de base mayor anterior. Vista desde un plano frontal posterior, las apófisis articulares inferiores de la quinta vértebra lumbar están más separadas entre sí que las de las restantes lumbares. Esta vértebra es la que más peso debe soportar, de ahí su grosor y tamaño. Los dos segmentos vertebrales L4-L5 y L5-S1 reciben la mayor carga de peso y, por lo tanto, sus discos y sus articulaciones son los más propensos a degradarse y sufrir daño (Kapandji, 1998).

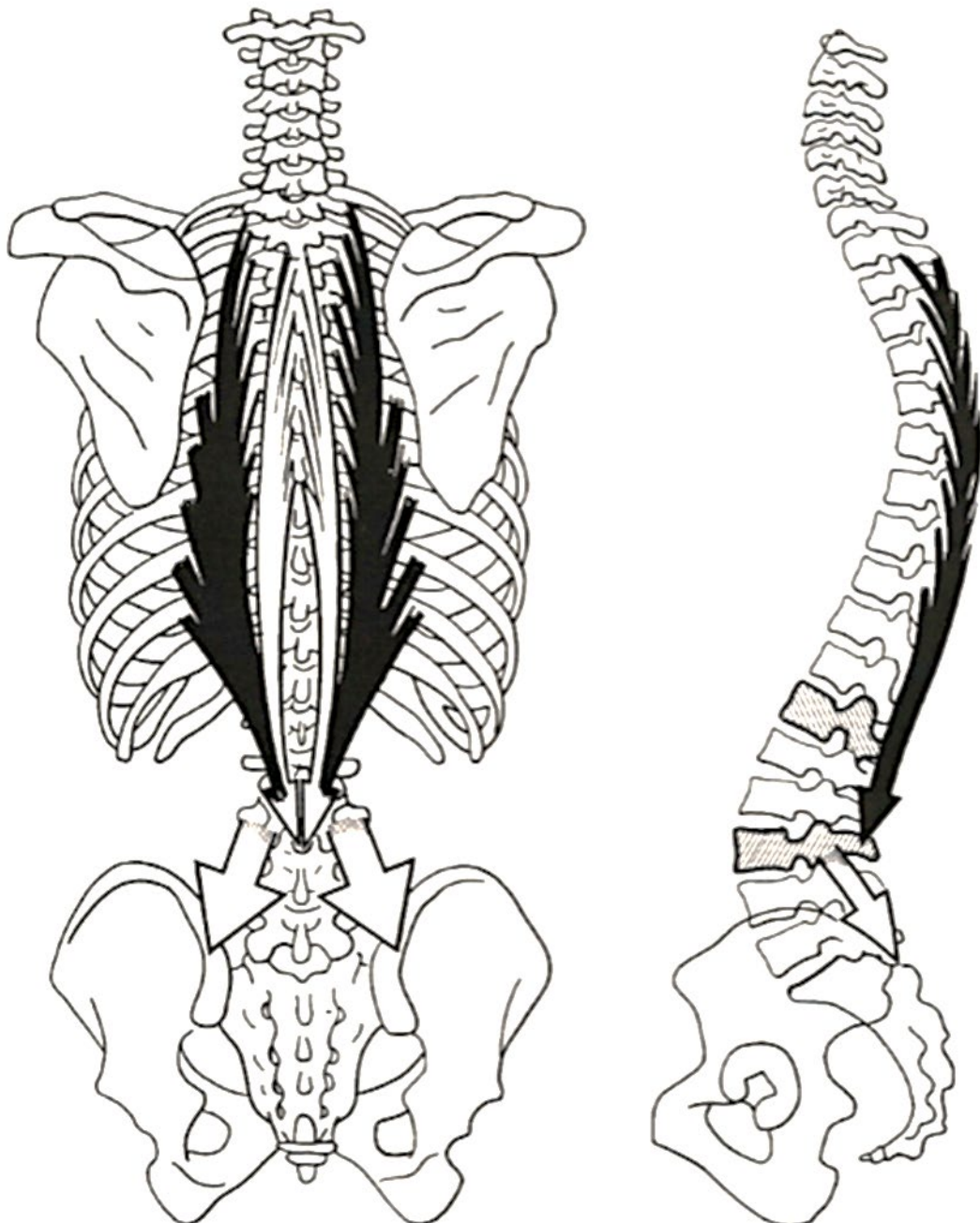


Figura 13. Papel de la tercera vértebra lumbar (Relevo muscular). Inserción de los haces lumbares del longísimo en las apófisis transversas de L3, e inserción del espinoso en la apófisis espinosa de L3. (Tomado de Kapandji, 1998).

2.2. Biomecánica del complejo lumbo-pélvico

Todo el complejo estructural que acabamos de describir tiene una importante movilidad. Aunque el movimiento entre dos vértebras cualesquiera es limitado, la suma de los movimientos en el mismo sentido de varias vertebras sucesivas da como resultado un amplio rango de movimiento para la columna vertebral.

Desde un punto de vista biomecánico, el disco intervertebral es uno de los elementos de mayor importancia mecánica y funcional de la columna vertebral. Su porción central, el núcleo pulpos, es esférica, y se comporta a modo de canica intercalada entre dos superficies, por lo cual facilita el movimiento de las dos superficies entre las que se sitúa en los diferentes ejes de movimiento. De este modo la vértebra superior podrá inclinarse hacia un lado u otro tras ser sometida a una fuerza de compresión asimétrica. Este tipo de articulación denominada “de rótula” permite tres tipos de movimiento. Movimientos de **inclinación** en plano sagital que produce en este caso una flexión o una extensión, o en el plano frontal: flexión lateral; movimientos de **rotación** y movimientos de **deslizamiento** (Kapandji, 1998).

2.2.1. Flexión- extensión del raquis lumbar

Durante el movimiento de flexión, el cuerpo vertebral de la vértebra suprayacente se inclina y se desliza hacia delante, lo que aumenta el grosor del disco en su parte posterior y lo disminuye en su parte anterior. De este modo, el disco intervertebral toma forma de cuña de base posterior y el núcleo pulpos se ve desplazado hacia atrás (fig.14). Así pues, la tensión aumenta en las fibras posteriores del anillo fibroso; simultáneamente las apófisis articulares inferiores de la vértebra superior se deslizan hacia arriba y tienden a separarse de las apófisis articulares superiores de la vértebra inferior, lo que incrementa considerablemente la tensión de la cápsula y de los ligamentos de la articulación interapofisaria, al igual que todos los ligamentos del arco posterior: el ligamento amarillo, el ligamento interespinoso, el ligamento supraespinoso y el ligamento vertebral común posterior. Esta puesta en tensión limita, en definitiva, el movimiento de flexión (Kapandji, 1998).

La flexión, sobre todo en posiciones de decúbito, se inicia por los músculos agonistas que son los abdominales y la porción vertebral del psoas. A medida que se incrementa el rango de flexión, el peso del tronco produce más flexión y los músculos antagonistas que controlan este movimiento, que son los extensores paravertebrales, disminuyen su actividad muscular gradualmente y se inactivan una vez que estén completamente estirados (Leinonen y cols., 2000). La flexión se produce en un 75% en el espacio intervertebral L5-S1, un 15-20% en L4-L5 y el 5-10% restante se reparte entre L1-L4 (Cailliet, 1990).

Durante el movimiento de la extensión (fig.14), la vértebra superior se desplaza hacia atrás. De manera que el borde anteroinferior se eleva y el borde posterosuperior se desplaza posteriormente. Al mismo tiempo, el disco intervertebral se hace más delgado en su parte posterior y se ensancha en su parte anterior, tomando una forma cuneiforme de base anterior. El núcleo pulposo se deforma y se desplaza hacia adelante, lo que tensa las fibras anteriores del anillo fibroso. El ligamento longitudinal anterior se tensa. En cambio, el ligamento longitudinal común posterior se distiende totalmente y la cápsula articular de las articulaciones interapofisarias también se distiende. Se produce una aproximación y contacto entre las dos apófisis espinosas y las apófisis articulares inferiores de la vértebra superior se encajan con más profundidad entre las apófisis articulares superiores de la vértebra inferior, hecho importante ya que de este modo el movimiento de extensión se ve limitado por los topes óseos del arco posterior y por la puesta en tensión del ligamento vertebral común anterior (Kapandji, 1998). La extensión se inicia primero con la activación de los músculos extensores de la cadera, seguida por la activación de los músculos paravertebrales (Leinonen y cols., 2000).

Los movimientos de flexo-extensión se efectúan en el plano sagital y las amplitudes segmentarias pueden medirse en radiografías de perfil. La amplitud total de los movimientos de la columna vertebral es de 150° para la flexión, 100° para la extensión. En el raquis lumbar:

- La flexión es de 60°;
- La extensión es de 35°;

Estas cifras son a título orientativo; los autores todavía no se han puesto de acuerdo sobre la amplitud de los distintos segmentos del raquis. Por otra parte estas amplitudes varían considerablemente según los individuos y la edad (Kapandji, 1998). La movilidad intervertebral se cambia con la edad. Entre los 20 y 50 años se pierden 15° de flexión y 10° de extensión lumbar, 20° en las inclinaciones y 30° en las rotaciones (Miralles y Puig, 1998).

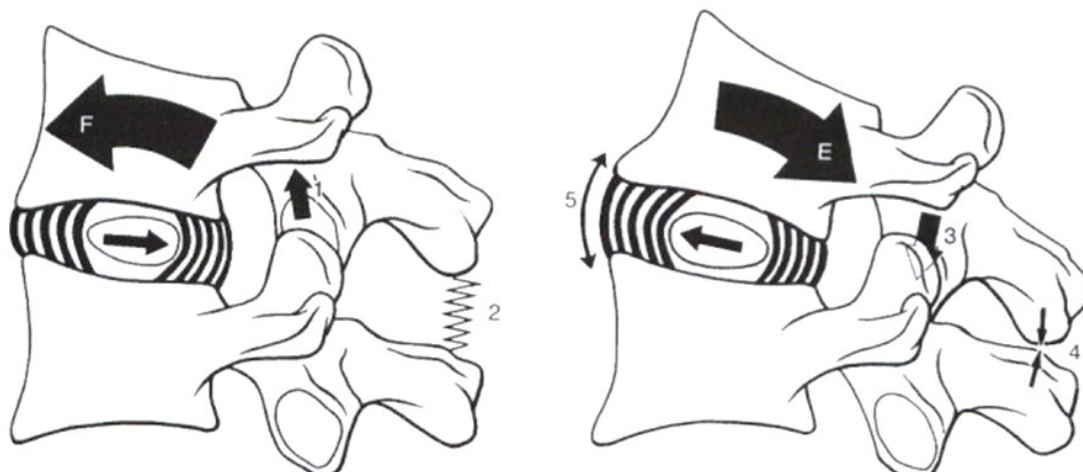


Figura 14. Flexión extensión del raquis. F: flexión. E: extensión. Flecha 1: separación de las apófisis articulares superiores de la vértebra inferior. 2: el ligamento interespinoso. 3: encaje de las apófisis articulares inferior y superior. 4: contacto entre las dos apófisis espinosas. 5: tensión en el ligamento vertebral común anterior. (Tomado de Kapandji, 1998).

2.2.2. Ritmo lumbo-pélvico

El ritmo lumbo-pélvico se refiere a la forma en que la sección inferior de la columna vertebral se mueve en combinación con la pelvis. Cuando se inclina hacia adelante desde una posición de bipedestación, tanto el tronco como las caderas se flexionan para producir movimiento. Los músculos abdominales se contraen con la fuerza apropiada y con una velocidad que depende de la tarea que se desea realizar. Los músculos de la parte inferior de la espalda, denominados músculos erectores de la columna vertebral, se contraen de forma excéntrica determinada por los órganos tendinosos de Gólgí, para controlar el movimiento contra la gravedad. En el ritmo lumbo-pélvico, cuando la flexión comienza la pelvis permanece estática (fig.15). La flexión afecta a cada unidad funcional con un movimiento de flexión y algún deslizamiento cuando la flexión del tronco alcanza su totalidad (Cailliet, 2006).

Cuando los músculos abdominales se contraen para comenzar la flexión, los músculos de la pelvis que mantienen la estática se contraen isométricamente. A medida que aumenta el rango de flexión lumbar, la pelvis comienza a girar hacia delante sobre las cabezas femorales. Según Carlsoo, los primeros cincuenta grados de flexión se producen dentro de la columna lumbar y el resto por rotación de la pelvis (Carlsoo, 1961). Los músculos que flexionan la cadera se contraen concéntricamente y este movimiento se equilibra mediante la contracción excéntrica de los músculos erectores de la columna y los extensores de la cadera. A medida que se acerca al rango de movimiento final, la activación excéntrica de estos músculos se ve favorecida por la extensibilidad elástica de los ligamentos

espinales posteriores, como el ligamento longitudinal posterior los ligamentos interespinoso y supraespinoso. En el rango final de la flexión, el movimiento también se controla mediante la tensión en el complejo ligamentoso sacroilíaco, así como el ligamento sacrotuberoso, que tiene una continuidad fascial con los isquiotibiales.

Cuando los músculos se han alargado completamente, los ligamentos y las fascias se convierten en fuerzas movilizadoras. Después de la flexión completa, y cuando se empieza la extensión activa, los músculos de la pelvis y los tejidos de la fascias de la columna lumbar se convierten en estructuras movilizadoras (Zhou y cols., 2016).

Al volver a una posición vertical, este ritmo lumbo-pélvico se invierte. La pelvis comienza el movimiento antes que la columna lumbar, lo que supone una mayor carga de elementos pasivos en la columna lumbar durante las fases iniciales de extensión (Nelson y cols., 1995). McGill y Kippers (1994) encontraron que la carga en los ligamentos supraespinoso e interespinoso en esta posición es muy alta, acercándose a su umbral de tolerancia. Los extensores de cadera inician la rotación posterior de la pelvis hasta que se encuentran en una mejor posición para que los extensores de la columna se contraigan de manera concéntrica sin que les suponga demasiado estrés. A medida que estos músculos se contraen concéntricamente, los flexores de la cadera se contraen de manera excéntrica para ayudar a controlar el movimiento (Cailliet, 2006).

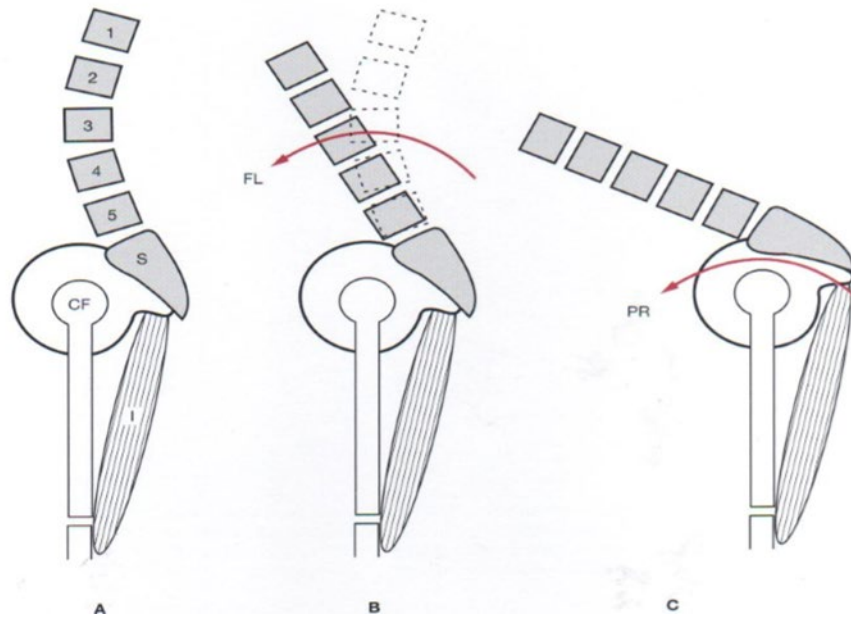


Figura 15. Ritmo lumbopélvico. A, Columna erecta que mantiene la lordosis lumbar y la pelvis en posición neutra (ninguna rotación). S, sacro; CF, cabeza femoral; I, músculos isquiotibiales. B, En la flexión lumbar (FL), la pelvis permanece neutra (ninguna rotación) por la contracción isométrica de los músculos isquiotibiales y glúteos. C, Flexión de columna completa con la columna lumbar totalmente flexionada en una posición casi recta, todo el movimiento se produce en la pelvis (PR). (Tomado de Cailliet, 2006).

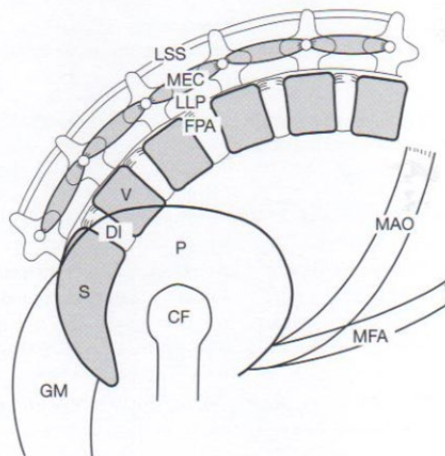


Figura 16. Ligamentos y musculatura que soportan la flexión de la columna. Estructuras vitales en la flexión del tronco. V, vertebra; DI, disco intervertebral; FPA, fibras posteriores del anillo fibroso; LLP, ligamento longitudinal posterior; MEC, músculos extensores de columna; LSS, ligamento supraespinoso; S, sacro; GM, glúteo mayor; P, pelvis; CF, cabeza femoral; MAO, músculos abdominales oblicuos; músculos flexores abdominales. (Tomado de Cailliet, 2006).

2.3. Anatomía estructural y funcional del complejo lumbo-pélvico

Debido a que los grupos musculares analizados en el presente estudio son: el músculo erector espinal, el recto del abdomen, el oblicuo externo, el glúteo mayor y el bíceps femoral, serán estos los músculos descriptivos en este apartado.

2.3.1. Músculos espinales

La musculatura de la región dorsal del tronco se divide en dos grandes grupos que tienen orígenes embriológicos, inervación y funciones diferentes. Los músculos extrínsecos del dorso se originan a partir de los hipómeros y extienden a la región dorsal, ubicándose más superficiales que los músculos autóctonos de esta región. Los músculos propios del dorso o intrínsecos movilizan la columna vertebral y derivan de los epímeros y por lo tanto están inervados por los ramos dorsales de los nervios espinales (Richard y cols., 2010).

Los músculos propios, intrínsecos del tronco ubicados en los planos más profundos del tronco, sirven para movilizar la columna vertebral y mantener la postura. Estos músculos están cubiertos por una lámina fascial que a nivel del tórax y de la región lumbar forma la fascia toracolumbar, que se inserta medialmente en las apófisis espinosas de la columna vertebral y lateralmente en las costillas, desde la segunda a la duodécima. La inserción medial de los músculos dorsal ancho y serrato posteroinferior se fusiona con la fascia toracolumbar. En la región lumbar, la fascia toracolumbar presenta tres capas de tejido conjuntivo: posterior, media y anterior. La capa posterior es gruesa y es la envoltura superficial del músculo erector de la columna. Está fijada a las apófisis espinosas de las vértebras lumbares, vértebras sacras y al ligamento supraespinoso, y hacia arriba se continúa como fascia de la nuca. Los autores sugieren que tiene un papel importante en la transmisión de fuerzas entre la cintura escapular, región lumbo-pélvica y la extremidad inferior (Barker y Briggs, 1999, Vleeming y cols., 1995).

La capa media se fija medialmente en los extremos de las apófisis transversas de las vértebras lumbares y en los ligamentos intertransversos; inferiormente, se inserta en la cresta ilíaca, y superiormente en el margen inferior de la duodécima costilla. Se interpone entre el erector de la columna y el cuadrado lumbar.

La capa anterior cubre la superficie anterior del músculo cuadrado lumbar y se fija medialmente a las apófisis transversas de las vértebras lumbares; inferiormente, se inserta en la cresta iliaca, y superiormente forma el ligamento arqueado lateral para la inserción del diafragma (Richard y cols., 2010).

La capa posterior y la capa media de la fascia toracolumbar se unen en el margen lateral del erector espinal. Más lateralmente se les une la capa anterior en el borde lateral del cuadrado lumbar, formando la aponeurosis de origen del músculo transverso del abdomen de la pared abdominal (Richard y cols., 2010).

El músculo **erector de la columna** es el grupo muscular más potente que moviliza la columna en extensión en relación a la pelvis (Sarti y cols., 2005). Se origina a partir de un tendón ancho y grueso que se inserta en la cresta media del sacro, en las apófisis espinosas de las vértebras lumbares y torácicas inferiores, la cara medial de la parte dorsal de la cresta ilíaca y la cresta sacra lateral. En su parte superior se divide en tres columnas verticales donde se diferencian tres músculos ordenados desde lateral hacia medial: el **iliocostal**, el **longísimo** y el **espinoso**. A su vez cada una de las cuales se subdivide regionalmente aún más (lumbar, torácica, cervical y de la cabeza), dependiendo del punto donde se inserten superiormente los músculos (Richard y cols., 2010; Sobotta, 2004).

El músculo **iliocostal** es la formación muscular de la columna más lateral y superficial del erector de la columna. Se encuentra dividido en tres niveles: el iliocostal lumbar que termina en el ángulo posterior de las seis últimas costillas; el iliocostal torácico que se inserta en el ángulo posterior de las seis primeras costillas y la apófisis transversa de la 7ª vértebra cervical; y el iliocostal cervical que llega hasta las caras posteriores de las apófisis transversas de las cuatro últimas vértebras cervicales (fig.18). Contrayéndose bilateralmente, el iliocostal actúa como extensor de la columna lumbar al realizarse una contracción concéntrica. Contrayéndose unilateralmente, flexiona lateralmente la columna y rota hacia el mismo lado de la activación concéntrica producida (Richard y cols., 2010; Sobotta, 2004).

El músculo **longísimo** constituye la columna intermedia del erector de la columna, que es la mayor de la subdivisión de los erectores espinales y se extiende desde el tendón común de origen hasta la base del cráneo. Su borde lateral se encuentra en el área de las apófisis transversas de las diferentes vértebras. Se subdivide en: el longísimo torácico que se inserta en las apófisis transversas de las vértebras torácicas; el longísimo del cuello que se dirige desde las apófisis transversas de las seis primeras vértebras torácicas hasta las apófisis transversas de las últimas seis vértebras cervicales; y el longísimo de la cabeza que se origina en las apófisis transversas de las tres primeras torácicas y cinco últimas cervicales, y su inserción distal superior se ubica en la apófisis mastoides (fig.18). Al contraerse unilateralmente realiza la flexión vertebral lateral y rotación del tronco hacia el mismo lado de dicha contracción, y actuando bilateralmente extiende la columna vertebral y su parte lumbar incrementa la lordosis lumbar.

El músculo **espinoso** forma la columna muscular más medial del erector de la columna, que es la más pequeña de las subdivisiones. Se ubica inmediatamente medial al longísimo e interconecta las apófisis espinosas de las vértebras adyacentes. El espinoso es más constante en la región torácica y está generalmente ausente en la región cervical (fig.18). El espinoso extiende la columna vertebral y a nivel cervical aumenta la lordosis (Eduardo Adrián, 2012).

Los músculos **multífidos** constituyen la capa intermedia de los músculos transversoespinales. Se encuentran por debajo de los músculos semiespinosos y por encima de los pequeños músculos rotadores. Ascenden desde las apófisis transversas en sentido superior y medial para insertarse en las apófisis espinosas, saltando entre tres y cuatro vértebras (fig.17). Se distribuyen entre el sacro y el axis. En la región lumbar, los multifidos resultan superficiales debido a la ausencia de los músculos semiespinosos (Donisch y Basmajian, 1972) y son los más potentes.

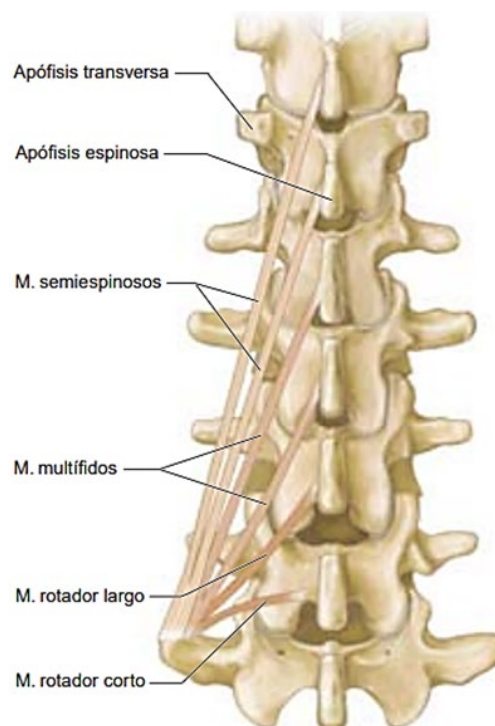


Figura 17. Músculos intrínsecos del tronco. Esquema del plano profundo. (Tomado de Eduardo Adrián, 2012)

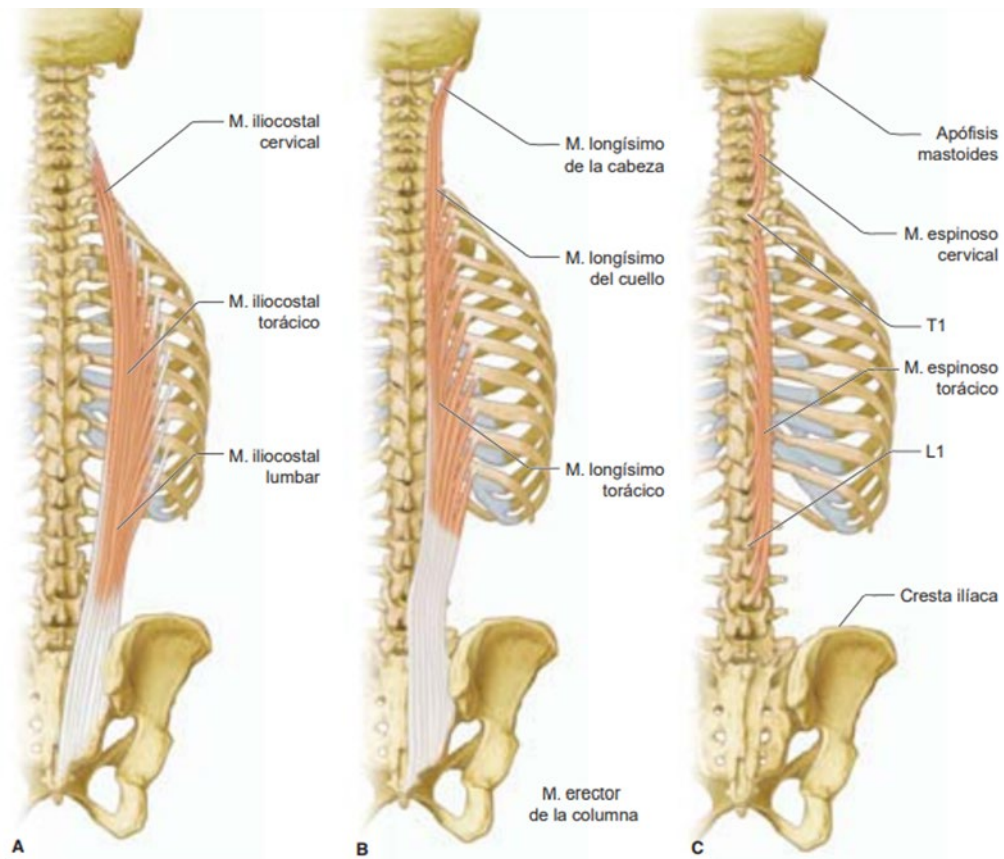


Figura 18. Músculos erectores de la columna. A, músculo iliocostal. B, músculo longísimo. C, músculo espinoso (Eduardo Adrián, 2012).

La configuración, dirección e inclinación de las fibras musculares ha sido documentada por Bogduk y cols. En postura erecta, la inclinación de las fibras varía dependiendo del grado de lordosis y de la distancia desde el eje de rotación. Las fibras del musculo iliocostal superficial y del iliocostal profundo presentan direcciones diferentes (fig.19), y por ello, aunque su inervación es semejante, ejercen fuerzas diferentes en las vértebras de la columna lumbar (Cailliet, 2006).

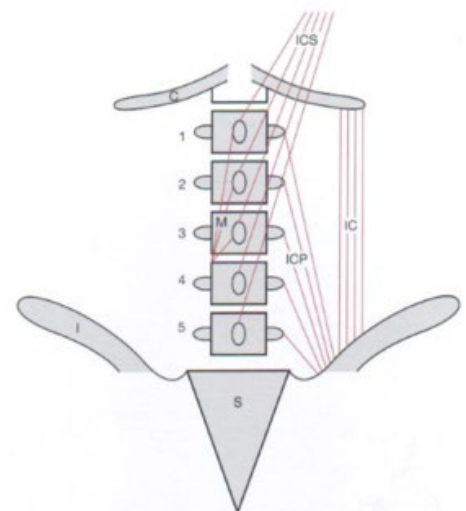


Figura 19. Dirección de las fibras musculares del tronco. IC, Fibras del músculo iliocostal. ICS, iliocostal superficial. ICP, iliocostal profundo. M, músculos multifidos. I: hueso ilíaco. S, sacro. C, costilla (Tomado de Cailliet, 2006).

En la postura erecta el músculo erector de la columna y los músculos multifidos generan una fuerza específica, a partir de una determinada longitud e inclinación. En la flexión del tronco, la alineación cambia con cada unidad funcional durante la flexión progresiva de la columna (fig.20). En la posición flexionada del tronco, el músculo erector de la columna y los músculos multifidos se alargan y generan menos fuerza, pero esto se equilibra por el aumento de la tensión elástica en los músculos largos (Cailliet, 2006).

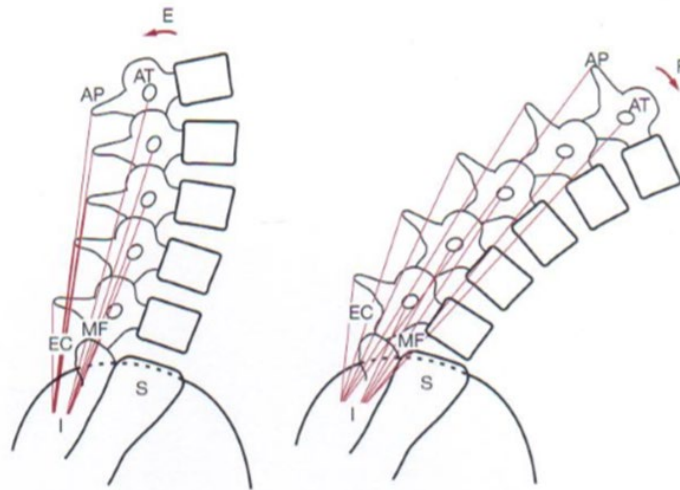


Figura 20. Músculos extensores en la flexión-extensión del tronco. E, postura erecta. EC, músculo erector de la columna. MF, músculos multifidos. AP, apófisis espinosas. AT, apófisis transversas. F, posición de flexión. I, cresta iliaca. S, sacro. (Tomado de Cailliet, 2006).

La función del músculo erector espinal destaca más como motor principal en la extensión de tronco. Se ha demostrado que existe una relación directamente proporcional entre la carga mantenida con los miembros superiores y los niveles de activación de los músculos erectores espinales lumbares (Granata y Orishimo, 2001). A nivel estabilizador cabe destacar que la acción más importante de este músculo para la estabilidad de raquis es la resistencia a las fuerzas aplicadas sobre el raquis, más que la fuerza muscular que genera directamente. En la posición flexionada de tronco el erector espinal se alarga y genera menos fuerza: sin embargo, al alargarse las fibras del propio erector espinal producen una tensión elástica pasiva importante para equilibrar la disminución de fuerza y aportar más estabilidad a la columna (Norris, 1995). Además la contracción del erector espinal genera fuerzas compresivas a lo largo de la columna que incrementan la coaptación articular, y con ello, la estabilidad (Aspden, 1992).

2.3.2. Músculos de la pared abdominal

El **músculo recto del abdomen** está constituido por dos bandas musculares extendidas por la cara anterior del abdomen. Sus inserciones superiores se llevan a cabo en las 5^o, 6^o y 7^o costillas y cartílagos costales y en la apófisis xifoides. Inferiormente se inserta en el borde superior del pubis y en la sínfisis púbica. Su función principal es la flexión de la columna lumbar, también actúa como retroversor pélvico y con ello rectifica la lordosis. Junto con el resto de músculos de la faja abdominal, incrementa la presión abdominal (Kapandji, 2007).

El **músculo oblicuo externo** constituye la capa superficial de los músculos anchos de la pared abdominal. La dirección general de sus fibras es oblicua de arriba abajo y de fuera adentro; se origina en las superficies inferiores laterales desde la novena a la duodécima costilla y esternón. Se inserta en la mitad anterior de la cresta iliaca y en la fascia de los músculos rectos abdominales. Su función consiste en flexionar la columna ventralmente cuando actúa con el resto de músculos abdominales. Cuando se contrae unilateralmente provoca rotación contralateral de la columna (Cailliet, 2006).

El **músculo oblicuo interno** constituye la capa intermedia de los músculos anchos de la pared abdominal. La dirección general de sus fibras es oblicua de abajo arriba y de fuera adentro. Se origina en los dos tercios laterales del ligamento inguinal y en el tercio anterior de la cresta ilíaca. Se inserta en el pubis y en la línea alba de la aponeurosis de los rectos anteriores. Su función es flexionar (en contracción bilateral) y rotar el tronco ipsilateralmente respecto a la pelvis (en contracción unilateral). Colabora con los demás en el aumento de la presión abdominal (Cailliet, 2006).

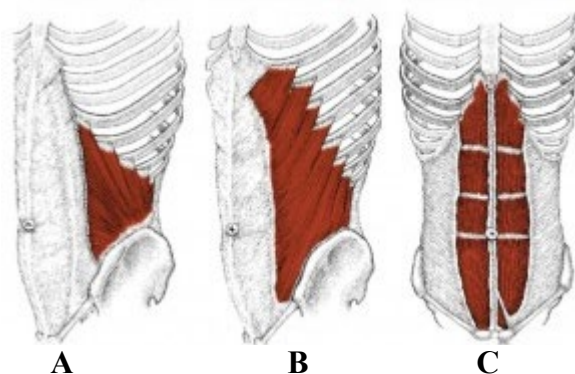


Figura 21. Musculatura de la pared abdominal. A, oblicuo interno. B, oblicuo externo. C, recto del abdomen.

De los músculos abdominales, el transverso abdominal y el oblicuo interno actúan como estabilizadores, mientras que las fibras laterales del oblicuo externo y el recto abdominal actúan como motores principales (Norris, 1995).

2.3.3. Músculos extensores de la cadera

Los músculos extensores de la cadera se pueden dividir en dos grupos de músculos según se insertan en el extremo superior del fémur o alrededor de la rodilla.

En el primer grupo, el músculo **glúteo mayor** se considera el músculo más importante, es el músculo más potente del cuerpo. Se origina en la línea glútea posterior del ilion, cara dorsal del sacro, fascia toracolumbar y ligamento sacrotuberoso. La mayor parte de sus fibras se inserta en el tracto iliotibial, pero algunas fibras de su mitad inferior lo hacen en la tuberosidad glútea del fémur. Su función es la extensión de la articulación de la cadera. Sus fibras superiores son además abductoras, mientras que su porción inferior es aproximadora. A través de su inserción en el tracto iliotibial también estabiliza las articulaciones de la rodilla y la cadera (Richard y cols., 2010).

En el segundo grupo se incluyen fundamentalmente los músculos isquiotibiales: músculos bíceps femoral, semitendinoso y semimembranoso. Los isquiotibiales flexionan la pierna en la articulación de la rodilla y extienden el muslo en la articulación de la cadera. También son rotadores de ambas articulaciones.

El músculo **bíceps femoral** es lateral en el compartimento posterior del muslo y tiene dos cabezas. La cabeza larga se origina junto al músculo semitendinoso de la parte inferomedial del área superior de la tuberosidad isquiática. La cabeza corta surge del labio lateral de la línea áspera en la diáfisis del fémur. Las fibras de las dos cabezas forman un tendón distal común. La parte principal del tendón se inserta en la superficie lateral de la cabeza del peroné. Las extensiones del tendón se fusionan con el ligamento colateral peroneo y con ligamentos asociados a la cara lateral de la articulación de la rodilla. El bíceps femoral flexiona la pierna en la articulación de la rodilla. La cabeza larga también extiende y rota la cadera en sentido lateral. Cuando la rodilla está parcialmente flexionada, el bíceps femoral puede rotar en sentido lateral la pierna en la articulación de la rodilla (Richard y cols., 2010).

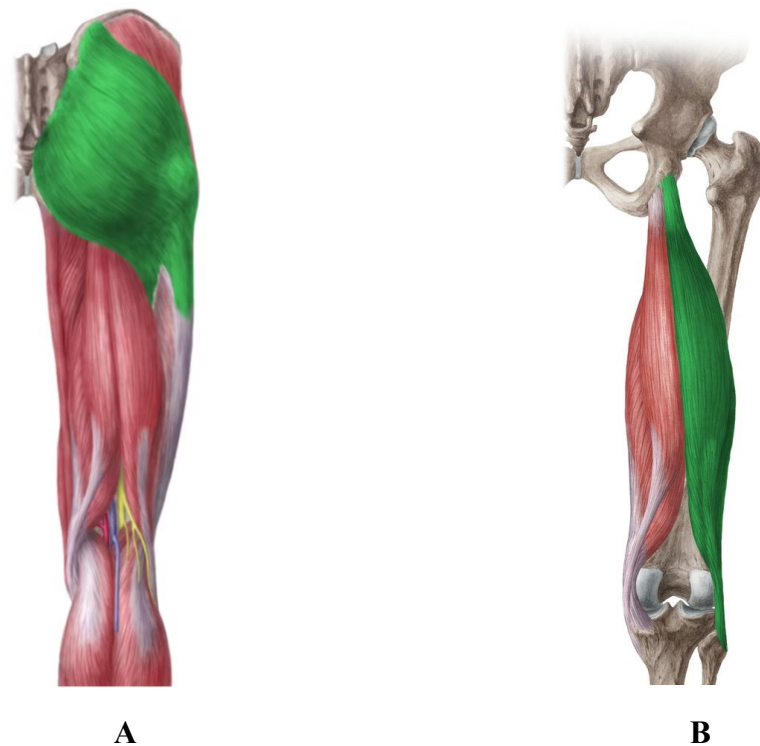


Figura 22. Músculos extensores de la cadera. A, glúteo mayor. B, bíceps femoral

Los extensores de la cadera tienen una función esencial en la estabilización de la pelvis en sentido antero-posterior (fig.23): Cuando la pelvis bascula hacia posterior, es decir en la dirección de la extensión, la estabilidad de la pelvis se logra únicamente mediante la tensión del ligamento iliofemoral que limita la extensión. Existe una posición donde el centro de gravedad se localiza exactamente por encima del centro de la cadera: en esta posición ni los músculos flexores ni los músculos extensores intervienen, pero el equilibrio es inestable. Cuando la pelvis bascula hacia delante, el centro de gravedad pasa por delante de la línea de las caderas y los músculos isquiotibiales son los primeros en iniciar la acción para enderezarla; durante la extensión desde una posición de flexión completa en el cual la pelvis está muy basculada hacia delante, el músculo glúteo mayor se contrae enérgicamente al igual que los isquiotibiales, cuya eficacia aumenta si la rodilla está en extensión en bipedestación (Kapandji, 1998).

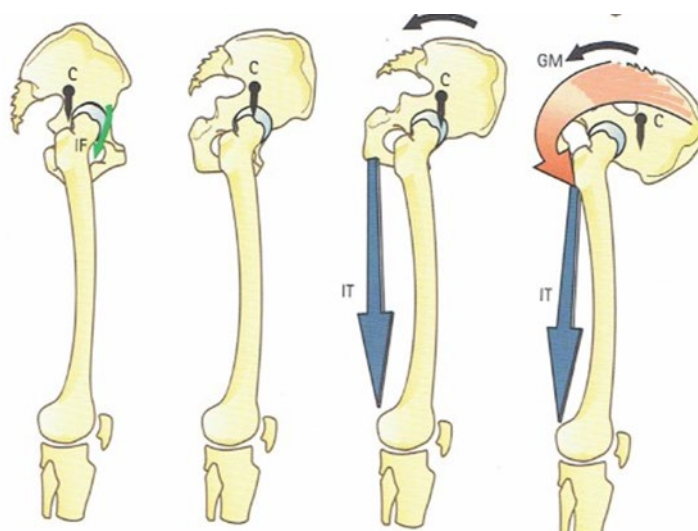


Figura 23. Estabilización de la pelvis en sentido antero-posterior. C, centro de gravedad. IT, isquiotibiales. GM, glúteo mayor. (Tomado de Kapandji, 1998).

Uno de los aspectos funcionales más destacados de la musculatura analizada en este estudio es la extensión del tronco y la estabilización espinal, debido a la importancia de la estabilidad lumbosacra en la salud y en la prevención de lesiones. En el siguiente apartado abordaremos el concepto de la estabilidad del complejo lumbo-pélvico destacando sus aspectos más relevantes.

2.4. Definición y principios de la estabilidad del complejo lumbo-pélvico

La estabilidad de cualquier sistema es la capacidad de limitar el desplazamiento y mantener la integridad estructural. Por lo tanto, la estabilidad lumbo-pélvica se puede definir como la capacidad del complejo lumbo-pélvico para evitar el pandeo de la columna vertebral y devolverlo al equilibrio después de la perturbación (Pope y cols., 1985; Delitto y Rose, 1992; Fenwick y cols., 2009). La estabilidad lumbopélvica es instantánea, para mantenerla, la anatomía involucrada debe adaptarse continuamente a las posturas cambiantes y las condiciones de carga para garantizar la integridad de la columna vertebral y proporcionar una base estable para el movimiento de las extremidades.

El sistema de estabilización espinal conceptualizado por Panjabi desde un punto de vista neuromecánico, consta de tres subsistemas de control: pasivo, activo y neural. La estabilidad vertebral se ve influida por la interacción de estos tres subsistemas de control (Panjabi, 1992a,b, 2003) (fig.24).



Figura 24. Subsistemas de estabilización espinal de Panjabi. 1992

- **El sistema neural**, está compuesto por el sistema nervioso central y los nervios periféricos y es la unidad de control que dirige el sistema activo para que proporcione estabilidad dinámica. Su rol principal consiste en evaluar las señales de retroalimentación (información visual, auditiva, propioceptiva y vestibular) para producir una respuesta muscular normal.
- **El sistema activo** está formado por los músculos y tendones (incluyendo sus mecanorreceptores, huso neuromuscular, órgano tendinoso de Golgi) que rodean y actúan sobre la columna vertebral.
- **El sistema pasivo** está compuesto por los huesos vertebrales, discos intervertebrales, articulaciones zigapofisiarias, ligamentos y fascia. Los ligamentos espinales contienen mecanorreceptores sensoriales propioceptivos que transmiten información sensorial aferente desde las estructuras al sistema nervioso central, para producir respuestas reflejas musculares de protección.

En condiciones normales, los tres subsistemas trabajan juntos para proporcionar la estabilidad mecánica necesaria. Los diversos componentes de la columna vertebral proporcionan información sobre el estado mecánico, estático y dinámico de la columna vertebral. La unidad de control neural estima las demandas de estabilidad y genera un patrón apropiado del reclutamiento muscular para que coincida con las necesidades del estado correspondiente (Panjabi, 1992). Una disfunción de cualquiera de estos subsistemas puede producir o conducir a un problema de integridad del raquis que debe ser compensado por los demás subsistemas.

Tanto los elementos pasivos como los activos contribuyen a la estabilidad lumbo-pélvica, pero la contribución de los elementos pasivos a la estabilidad es bastante pequeña en comparación con la del componente muscular activo. Por ejemplo, una columna lumbar puede experimentar cargas compresivas de más de 6000 N durante las actividades de la vida diaria y aún mantiene la estabilidad (Granata y cols., 1999). Sin embargo, sin soporte activo, la columna lumbar osteoligamentaria se vuelve inestable y puede lesionarse bajo una carga de compresión de solo 90 N (Crisco y cols., 1992). Por lo tanto, los componentes musculares activos de este sistema son de importancia crítica.

Los componentes musculares activos del complejo lumbo-pélvico, contribuyen a la estabilidad del sistema a través de tres mecanismos: presión intra-abdominal, fuerzas de compresión espinal (carga axial) y la rigidez muscular de la cadera y el tronco. A continuación, serán desarrollados los argumentos que sustentan la importancia de cada mecanismo.

La contribución de la presión intra-abdominal a la estabilidad lumbo-pélvica generalmente se considera como consecuencia de la contracción simultánea de los músculos del abdomen, específicamente, la contracción simultánea del diafragma y los músculos del suelo pélvico que incrementa la presión intra-abdominal, fijando o estabilizando los distintos segmentos que forman el raquis y aumentando la rigidez global del tronco (McGill, 2001). Durante los esfuerzos de levantamiento, se aumenta la presión abdominal intensamente mediante la llamada maniobra de Valsalva. Este aumento se asocia al cierre de la glotis y de todos los orificios abdominales, lo que transforma la cavidad abdominotorácica en una cavidad cerrada mediante la contracción mantenida de los músculos espiratorios, y en particular los músculos abdominales. El aumento de presión dentro de la cavidad abdominotorácica la convierte en una viga rígida situada por delante del raquis que transmite las fuerzas a la cintura pélvica y el periné. Este mecanismo permite reducir de manera considerable la compresión axial en los discos hasta 50% y también disminuye la tensión de los músculos espinales un 55% (Kapandji, 1998). Es decir, el aumento de la presión intra-abdominal disminuye la carga compresiva en la columna vertebral durante el esfuerzo y de este modo se protege a la columna de posibles lesiones producidas por movimientos bruscos (Daggfeldt y Thorstensson, 2003).

En los estudios anteriores se ha observado una correlación entre el aumento de la presión abdominal y la activación del transverso abdominal, que al generar un momento extensor durante su activación podría reducir la presión en la columna lumbar además de estabilizar el tronco. La contracción

isométrica máxima durante la extensión del tronco produce una activación del musculo transverso del abdomen que anticipadamente incrementa la presión intra-abdominal. También se ha observado una correlación similar entre la activación de los músculos oblicuos abdominales, externo e interno y el aumento de la presión abdominal (Cresswell y Thorstensson, 1994).

Este mecanismo de hiperpresión abdominal es muy útil para amortiguar las cargas ejercidas sobre el raquis; sin embargo solo actúa durante cortos espacios de tiempo ya que provoca una apnea total y causa hiperpresión en el sistema venoso cefálico, disminución del retorno venoso al corazón, disminución de la cantidad de sangre contenida en las paredes alveolares y aumento de la resistencia en la circulación menor. Además esta hiperpresión toraco-abdominal se acompaña de una derivación de la circulación venosa de retorno a través de los plexos peri-vertebrales, esto ocasiona a su vez la hiperpresión del líquido cefalorraquídeo. Una situación con estas condiciones no puede mantenerse por mucho tiempo y por lo tanto los esfuerzos de levantamiento de cargas pesadas solo pueden ser breves e intensos (Kapandji, 1998).

La generación de una máxima presión intra-abdominal durante la maniobra de Valsalva se puede cambiar en función de la posición del tronco. La rotación de tronco afecta negativamente a la generación de esta presión, tanto en flexión de tronco como en bipedestación. Esto podría deberse a la desventaja mecánica de los músculos abdominales durante la rotación axial (Goldish y cols., 1994).

El aumento de la carga axial resultante de las contracciones musculares puede aumentar la estabilidad lumbo-pélvica. La co-activación de los músculos abdominales en los esfuerzos de extensión se asocia con aumentos en la presión intra-abdominal. Esta co-activación se produce con el fin de estabilizar el tronco contra los posibles efectos desestabilizadores de una perturbación inesperada (Bergmark, 1989; Gardner-Morse y Stokes, 1995; Crisco y Panjabi, 1991). Gardner-Morse y cols. (1998) estimaron que la co-activación submáxima de los músculos extensores y sus antagonistas del tronco aumentaba la compresión de la columna vertebral en un 21%. En un estudio posterior, Stokes y Gardner-Morse (1995) informaron que la carga axial aumentaba la rigidez intervertebral y que esta mayor rigidez mejoraba la estabilidad de la columna. No obstante, se considera que la carga axial elevada en la columna lumbar, ya sea por peso corporal o por co-contracciones musculares, contribuye a la etiología del dolor lumbar (Marras y cols., 2004). Por lo tanto, aunque la co-contracción de los músculos antagonistas del tronco puede aumentar la estabilidad lumbo-pélvica, lo hace a expensas de una penalización de carga en la columna lumbar, especialmente en niveles altos de reclutamiento muscular (Willson y cols., 2005).

La principal contribución de los elementos musculares activos a la estabilidad del complejo lumbo-pélvico es aumentar la rigidez de la cadera y el tronco. Varios autores han informado sobre la co-contracción de los músculos antagonistas del tronco, tanto en preparación como en respuesta a la carga espinal. Sin embargo, en ausencia de carga espinal, los músculos que aumentan la rigidez de la cadera y el tronco son relativamente inactivos, y la estabilidad del sistema se basa principalmente en elementos pasivos (Cholewicki y McGill, 1996). El beneficio de esta estrategia de estabilización es que la co-contracción prolongada de los músculos antagonistas del tronco es metabólicamente ineficiente, limita el movimiento, y puede aumentar el riesgo de desarrollar dolor lumbar. Por lo tanto, el uso de los músculos de la cadera y el tronco para aumentar la rigidez del núcleo debe estar altamente coordinado para equilibrar las demandas de la tarea física prevista y al mismo tiempo, limitar la carga excesiva. Además, deben existir mecanismos para gestionar eventos inesperados que supongan una amenaza para la estabilidad del sistema (Willson y cols., 2005).

La contribución de los músculos individuales a la estabilidad del complejo lumbo-pélvico ha sido el objetivo de varias investigaciones. Sin embargo, Cholewicki y Van (2002), informaron que ningún músculo en particular contribuyó con más de 30% de la estabilidad general de la columna lumbar para una variedad de condiciones de carga. Por lo tanto, sugirieron que la estabilidad de la columna lumbar en diferentes condiciones depende de la activación de todos los músculos del tronco en lugar de unos músculos específicos con propiedades arquitectónicas únicas o ventajas mecánicas. Según McGill las contribuciones relativas de cada músculo cambian continuamente a lo largo de una tarea, de modo que la discusión del "músculo estabilizador más importante" se restringe a un instante transitorio en el tiempo (McGill y cols., 2003). Al final, es la correcta coordinación entre los músculos de la región lumbo-pélvica a lo largo de la curva carga-desplazamiento lo que confiere a la columna vertebral el poder de cumplir y combinar dos funciones que resultan antagonistas entre sí, pero al mismo tiempo necesarias para dotar la columna lumbar de una funcionalidad óptima: la estabilidad y la movilidad (Richardson y Jull, 1995; Akuthota y Nadler, 2004).

2.5. Patrones de activación de la musculatura extensora del tronco y el fenómeno de flexión-relajación

El movimiento del tronco en el plano sagital es el resultado de la interacción del raquis lumbar y la cintura pélvica. La magnitud y el momento de reclutamiento muscular en la contribución de la columna lumbar y la pelvis al movimiento del tronco se han descrito en la literatura. Durante la flexión del tronco desde una posición de bipedestación con las rodillas extendidas se ha registrado una contracción abdominal breve en el inicio del movimiento (Örtengren y Andersson, 1977), y posteriormente el movimiento es conducido por las fuerzas gravitacionales, y controlado de forma excéntrica por el erector espinal, y los músculos extensores de cadera, que controlan el movimiento de la cintura pélvica (Gupta, 2001). En uno de los pocos estudio que evaluó la relación entre la actividad de los músculos extensores de la columna lumbar, glúteo mayor y bíceps femoral durante la flexión y extensión del tronco, se observó que al comienzo de la flexión, los músculos erectores espinales y el bíceps femoral se activaron simultáneamente pero el bíceps femoral se activó significativamente antes del glúteo mayor y al final de la flexión, los músculos erectores espinales se relajaron antes que el glúteo mayor y el bíceps femoral. Al comienzo de la extensión el bíceps femoral, se activó significativamente antes que el erector espinal y el glúteo mayor (Leinonen y cols., 2000).

Durante la fase inicial de la flexión la actividad eléctrica del erector espinal aumenta y luego cesa de forma brusca y repentina cuando alcanza alrededor del 75% al 85% de la flexión máxima del movimiento (fig.25). Este fenómeno se describe en sujetos sanos y se conoce como el fenómeno de flexión-relajación (FFR), (Fick, 1911; Floyd y Silver, 1951).

La relajación del erector espinal se puede explicarse por el incremento de la tensión que se produce en el sistema ligamentario posterior del raquis y en el tejido conectivo del músculo que almacena energía elástica en este proceso. Dicha tensión es suficiente para contrarrestar la carga del segmento corporal superior y hacer frente al momento de fuerza extensora, por lo tanto la actividad del erector espinal en esta posición se hace innecesaria (Floyd y Silver, 1955). Se ha sugerido que el mecanismo para silenciar los músculos erectores de la columna vertebral durante la flexión del tronco se debe a la estimulación de los receptores de estiramiento en los tejidos ligamentarios posteriores durante la postura flexionada (Kippers y Parker, 1984; Solomonow y cols., 2003; Schultz y cols. 1985). Los ligamentos espinales contienen mecanorreceptores que responden ante estímulos de deformación de los tejidos, desencadenando el reflejo protector ligamento-

muscular (Solomonow y cols., 1998). Este mecanismo de control reflejo es el responsable de la activación o inhibición de la musculatura que regula la estabilidad y controla el movimiento (Solomonow y cols., 1987). En la flexión completa y concretamente durante el silencio mioeléctrico del erector espinal, el estiramiento de los ligamentos espinales posteriores desencadena el componente inhibitorio del reflejo ligamento-muscular permitiendo la relajación del musculo (Solomonow, 2006).

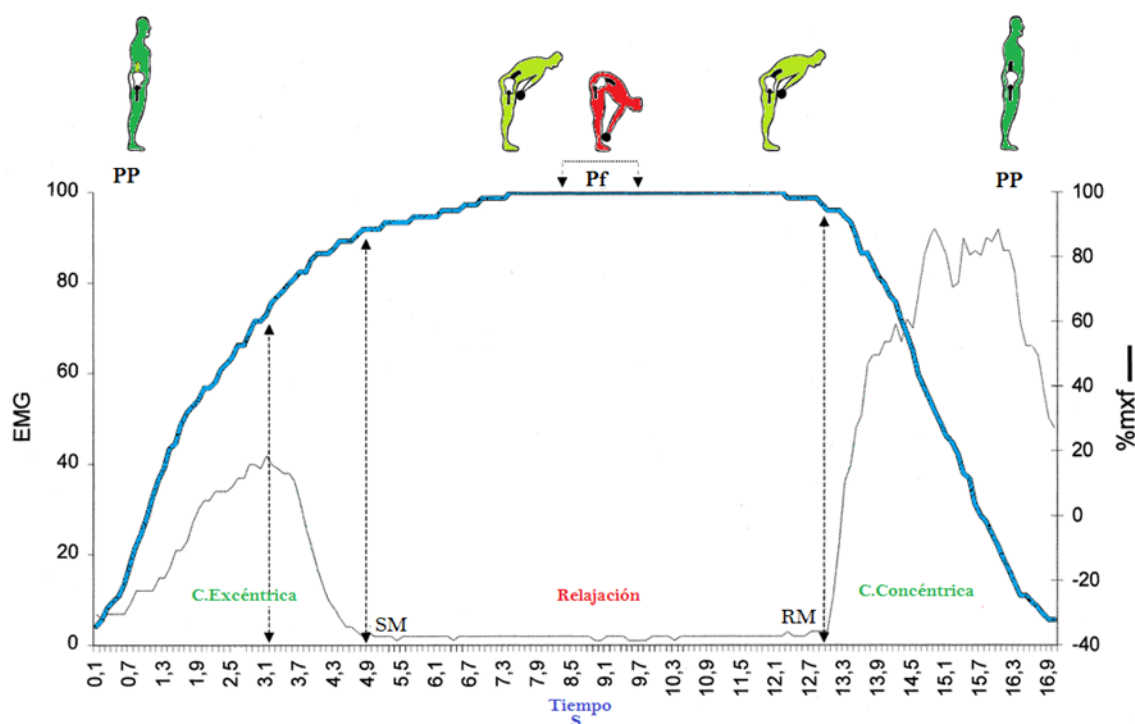


Figura 25. Flexión extensión del tronco. Izquierda: coordenadas del porcentaje de la activación de electromiografía (EMG). (—) Actividad EMG del erector espinal. Derecha: coordenadas del porcentaje de la flexión máxima de la columna lumbar y la cadera (%mx f). (—) Desplazamiento angular de la columna lumbar y la cadera. El silencio mioeléctrico (SM) y la reanudación mioeléctrica (RM). PP: Posición de partida. Pf: Posición flexionada.

Sin embargo existe otra teoría que atribuye este fenómeno a la redistribución de reclutamiento muscular a los músculos más profundos que no se suelen registrar normalmente. Andersson y cols., estudiaron la actividad electromiográfica de los músculos profundos de la columna lumbar durante la flexión del tronco hacia delante, mediante la electromiografía intramuscular con una aguja guiada con ecografía. Estos análisis electromiográficos han demostrado que cuando se produce el fenómeno de flexión relajación, es decir cuando la actividad del erector espinal cese en la flexión completa, los músculos multifidos (erector profundo de la columna) y el cuadrado lumbar se activan (Andersson y cols., 1996).

Durante la fase final de la flexión y al inicio de la extensión la energía elástica acumulada en los tejidos conjuntivos impulsa el movimiento de la vuelta a la postura erecta. Gracias a la posterior activación concéntrica de la musculatura extensora de la cadera se consigue la rotación posterior de la pelvis o retroversión pélvica. A continuación el erector espinal reanuda su activación (fig.25) contrayéndose concéntricamente y muestra un pico máximo de actividad mioeléctrica que dura hasta el final de la extensión (Paquet y cols., 1994).

La relevancia clínica del FFR ha sido demostrada por varios autores (Dankaerts y cols., 2006; Geisser y cols., 2005; Watson y cols., 1997) Esta respuesta es típica en individuos sanos, mientras que los pacientes con dolor lumbar tienden a no mostrar FFR (fig.26). La ausencia de dicho fenómeno se explicaría por la activación de la musculatura extensora superficial en un intento de colaborar con un sistema ligamentario dañado que se ve incapaz de soportar de forma correcta la tensión necesaria para estabilizar la columna (Golding, 1951; Triano y Schultz, 1987). El uso de FFR en el diagnóstico del dolor lumbar tiene un gran potencial ya que muchos pacientes con dolor lumbar carecen de patología objetiva (Geisser y cols., 2005). Además, los indicadores objetivos de patología detectados por pruebas como la resonancia magnética (RM) no son específicos en las personas con dolor lumbar, ya que estas anomalías están presentes en muchas personas asintomáticas (Boden y cols., 1990; Jensen y cols., 1994). La evaluación del fenómeno de flexión-relajación, por lo tanto, proporciona una herramienta objetiva para ayudar en el diagnóstico.

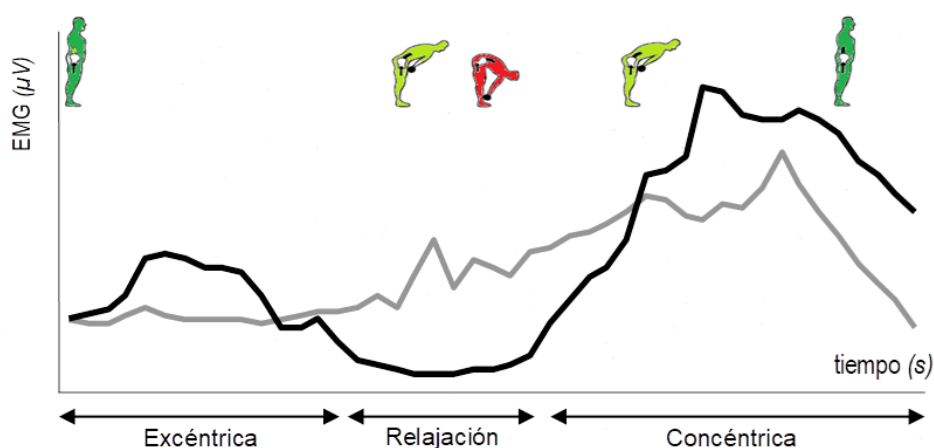


Figura 26. Activación del Erector espinal en sujetos con (gris) y sin dolor lumbar (negro): En los sujetos sanos se observa el fenómeno de flexión-relajación, caracterizado por una fase de contracción excéntrica para controlar el descenso del tronco, una fase de contracción concéntrica para extenderlo y una fase de relajación o silencio mioeléctrico, que coincide con la máxima flexión del tronco.

El fenómeno de flexión-relajación también se ha observado en los músculos isquiotibiales (fig.27) pero con una sucesión temporal diferente. Sihvonen (1997) estudio por la primera vez la actividad simultánea de los músculos de la espalda y los músculos isquiotibiales durante la flexión y extensión del tronco hacia adelante en personas sanas y reveló que durante la flexión la actividad EMG de los isquiotibiales duró más tiempo, y que la actividad EMG cesó en los isquiotibiales cuando se alcanzó casi 97% de la flexión lumbar máxima. Después de este punto, la flexión total y la flexión pélvica continuaron aún más, de modo que la última parte de la flexión lumbar y la última parte de la flexión pélvica ocurrieron sin actividad muscular de la espalda o refuerzos de los músculos isquiotibiales, respectivamente (Sihvonen, 1997). Existe una evidencia sólida que demuestra que el final de la flexión y el inicio de la extensión son momentos de riesgo de lesiones, ya que la tensión en los ligamentos es máxima y no esta reforzada por una contracción muscular (Dolan y cols., 1994).

Según Sihvonen el FFR en los isquiotibiales no es dependiente ni está acoplado firmemente con el comportamiento de la musculatura de la espalda en los pacientes con trastornos de la columna lumbar. En ellos el ritmo lumbo-pélvico puede ser alterado local y parcialmente. (Sihvonen, 1997).

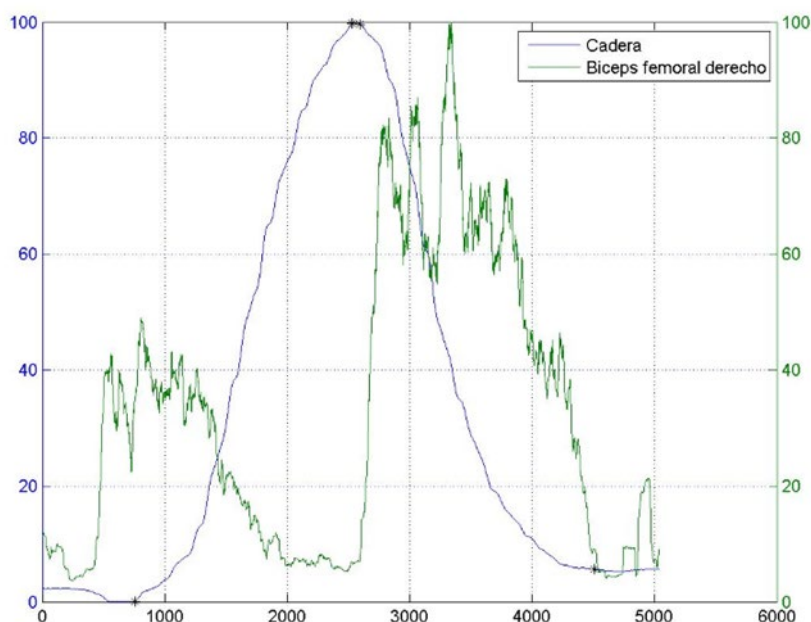


Figura 27. Patrón de activación muscular del bíceps femoral durante el movimiento de flexo-extensión de tronco.

2.6. Valoración funcional de la columna lumbar

En la valoración funcional de la columna lumbar se han utilizado tanto pruebas subjetivas como objetivas. A nivel subjetivo lo más habitual es el uso de escalas de valoración funcional. El formato de las escalas de valoración funcional varía desde entrevistas hasta cuestionarios, auto notificaciones, pruebas u observaciones directas. Entre las principales escalas de valoración funcional están el cuestionario de discapacidad por dolor lumbar de Oswestry (Fairbank y col., 1980), el de Roland y Morris (Roland y Morris, 1983), el índice de discapacidad de Waddell y Main (Waddell y Main, 1984) y el cuestionario de Million (Million y col., 1982).

En cuanto a las pruebas basadas en el registro de parámetros objetivos se han utilizado varios métodos, como las pruebas de la fuerza, en el que se utilizan dinamómetros isocinéticos e isoinerciales, que permiten objetivar la capacidad funcional de la columna lumbar determinando la fuerza aplicada por un paciente durante los movimientos de su tronco, el rango de movimiento y la velocidad en que se realizan los movimientos frente a fuerzas constantes (Rytokoski y cols., 1994). No obstante la fiabilidad diagnóstica de estos aparatos no está aceptada universalmente, para algunos autores su fiabilidad para alcanzar un diagnóstico es escasa (Dillard y cols., 1991). Otros métodos de detección de alteraciones de la funcionalidad lumbar son las pruebas electromiográficas (EMG), y de análisis cinemático del movimiento, basadas en el registro de los patrones de movilidad angular de las distintas articulaciones y de la actividad eléctrica de los músculos que intervienen en los movimientos del tronco.

La medición de la actividad electromiográfica (EMG) de la musculatura del tronco es uno de los medios objetivos utilizados por los biomecánicos y los clínicos para evaluar la función de la columna lumbar. La electromiografía (EMG) se ha utilizado para distinguir entre individuos con dolor lumbar de otros asintomáticos y analizar los movimientos de flexión y extensión del tronco, que han sido implicados en la génesis de los desórdenes de la columna (Dolan y Adams, 1993a, b). Se describen las respuestas neuromusculares a través del uso de técnicas electromiográficas de aguja o de superficie. Presentan una serie de ventajas importantes: evitan cargas añadidas, emulan movimientos naturales de la vida cotidiana y proporcionan el estado funcional natural de la columna, sobre todo de la región lumbar. Se ha comprobado que los registros de los patrones de actividad electromiográfica del erector espinal presentan una sensibilidad del 93% y una especificidad del 75% para distinguir entre sujetos sanos y sujetos con dolor lumbar (Watson y cols., 1997).

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

2.7. Factores que pueden afectar los patrones de movimiento y activación de la musculatura lumbo-pélvica durante el movimiento de flexo-extensión

La flexión anterior del tronco es uno de los gestos más comunes y repetidos en las actividades de la vida cotidiana, en los deportes y en algunas actividades profesionales (por ejemplo la agricultura y la construcción). Por lo tanto, el conocimiento de la biomecánica y las implicaciones clínicas de la flexión del tronco es de gran importancia clínica (Colloca y Hinrichs, 2005). Aunque se ha estudiado bastante y es parte de la evaluación clínica, todavía sigue siendo un movimiento complejo, y sus implicaciones biomecánicas no son del todo conocidas.

Durante el movimiento de flexión del tronco, la flexión lumbar se estabiliza por la interacción de la tensión muscular activa (creada por ejemplo por la activación del músculo erector espinal) y la tensión tisular pasiva (creada por ejemplo por la tensión en los ligamentos espinales). Sus contribuciones relativas a la carga total cambian durante el movimiento del tronco y se ven alteradas por varios factores (Zawadka y cols., 2018).

Varios autores han estudiado los factores que pueden influir sobre la actividad muscular de la musculatura que actúa sobre la columna lumbar y sobre los patrones de movimiento durante la flexión extensión del tronco. Estos factores incluyen la flexibilidad (Sanchez-Zuriaga y cols., 2016; Hashemirad y cols., 2009; Shin y cols., 2004; Solomonow y cols., 1999), la carga (Gupta, 2001; Kippers y Parker, 1984; Dickey y cols., 2003), la velocidad con el que se realiza el movimiento (Sarti y cols., 2001; Steventon y Ng, 1995) y la posición de ejecución (en bipedestación, en sedestación con más o menos flexión de rodillas, etc) (Callaghan y Dunk, 2002).

La tensión en las estructuras pasivas está determinada por las posiciones articulares adquiridas y por la mayor o menor flexibilidad que tiene cada individuo. La deformación de estas estructuras pasivas genera una información aferente a través de los mecanorreceptores existentes que a su vez generan respuestas de activación o relajación de la musculatura (Holm y cols., 2002). Estas respuestas podrían modificarse si la tensión en las estructuras pasivas cambia (Bogduk, 2005; Hashemirad y cols., 2009).

Diversos autores han señalado que el patrón de actividad de la musculatura extensora lumbar podría estar influenciado por la flexibilidad de cada sujeto en los movimientos de flexión-extensión de tronco. Diferentes flexibilidades pueden provocar diferentes respuestas neuromusculares que se manifiestan por las diferentes estrategias de reparto de carga y las respuestas musculares reflejas de las neuronas aferentes de los tejidos viscoelásticos, alterando la duración del período del silencio mioeléctrico de los músculos erectores de la columna durante la tarea de flexión-extensión (Hashemirad y cols., 2009). Hashemirad y cols. estudiaron la relación entre la flexibilidad general y lumbar y los patrones de actividad EMG del erector espinal durante la tarea de flexión-extensión del tronco. Estos autores demostraron que la respuesta neuromuscular de esta musculatura resultaba alterada por la flexibilidad lumbar y también por la flexibilidad general, de forma que los músculos erectores de la columna en individuos con un índice flexibilidad general alto se relajaron en ángulos de tronco y cadera más grandes, y se activan antes durante la extensión. En otras palabras aquellos con una mayor flexibilidad general y lumbar tenían períodos más cortos de flexión-relajación. Los autores han sugerido que estos cambios se debían a una transferencia de la acción estabilizadora a los elementos activos en los sujetos más flexibles, mientras que en sujetos menos flexibles las estructuras pasivas tendrían un papel más importante en el control del movimiento. Por lo tanto parece haber una relación entre las medidas de flexibilidad, como los ángulos de flexión lumbar y pélvica en la flexión máxima del tronco y los patrones de actividad muscular. Concluían que la flexibilidad juega un papel importante en el patrón de reclutamiento muscular del tronco y en la estrategia del sistema nervioso para proporcionar la estabilidad, y que la alteración de la flexibilidad puede ser un factor que contribuye en las deficiencias del control motor. Más recientemente, en un estudio realizado por Sánchez-Zuriaga y cols. en el que investigaron la relación entre la flexibilidad lumbopélvica y las respuestas neuromusculares del erector de la columna vertebral, los músculos isquiotibiales y los músculos abdominales durante la flexión-extensión del tronco, informaron que, los sujetos con mayor flexibilidad lumbar tenían menor flexibilidad pélvica y viceversa: los sujetos con mayor flexibilidad pélvica tenían menor flexibilidad lumbar y que los sujetos con mayor flexibilidad pélvica tenían un nivel más alto de relajación

y menor activación de los isquiotibiales durante la flexión máxima de tronco. En otras palabras, una mayor flexibilidad pélvica se asoció con una mayor relajación de los isquiotibiales durante la flexión máxima de la pelvis (Sanchez-Zuriaga y cols., 2016).

Shin y cols., (2004) han estudiado la influencia del ángulo de la rodilla y la flexibilidad individual en la respuesta de flexión-relajación, con la intención de determinar el efecto interactivo del ángulo de flexión del tronco (30°, 50°, 70°, 90 °), el ángulo de flexión de la rodilla (0° con rodillas rectas, 20°, 40°) y la flexibilidad individual (baja, media, y alta), sobre la actividad mioeléctrica de los extensores lumbares durante las tareas de flexión-extensión del tronco con y sin carga. Los resultados han demostrado un efecto interactivo importante del ángulo de la rodilla y la flexibilidad individual sobre la respuesta de flexión-relajación en ambas condiciones de carga. En los sujetos más flexibles hubo un fuerte efecto del ángulo de la rodilla en la respuesta de flexión-relajación en la posición de flexión de 90° del tronco, pero no hubo ningún efecto del ángulo de la rodilla en la posición de 70° de flexión del tronco. En el grupo de la flexibilidad media este efecto del ángulo de la rodilla también se ve en la posición de 70° de flexión del tronco, que indica que el punto de transición de pasiva a activa se produce alrededor de este punto y a partir del cual se comienza a observar un aumento en la actividad electromiográfica de la musculatura extensora de la columna. En el grupo de la flexibilidad baja no se observó ningún efecto del ángulo de la rodilla sobre la respuesta de flexión-relajación, postulándose que independientemente del ángulo de la rodilla la contribución pasiva sigue siendo más alta y la actividad electromiográfica se mantuvo constante. Pero el análisis estadístico mostró que solo hubo un aumento EMG significativo en el grupo de la flexibilidad alta y solamente en la posición de 90° de flexión del tronco. Concluían que la flexibilidad individual puede modular la respuesta de flexión-relajación de forma que la mayor flexibilidad genera más actividad muscular en la musculatura extensora del tronco a través de los ángulos de flexión (Shin y cols., 2004).

Varios estudios destacan el impacto negativo de los movimientos repetitivos de flexión y de las posiciones de flexión mantenidas de tronco. Sánchez-Zuriaga y cols., en el año 2010, observaron que después de inducir el *creep* (la aplicación de una fuerza continua) en los tejidos viscoelásticos, que aumentaba la distensibilidad de las estructuras pasivas, se producía un marcado retraso en la activación muscular refleja. Otro estudio (Solomonow y cols., 1999) observó que la aplicación de *creep* en los tejidos viscoelásticos por la aplicación de carga repetida causa desensibilización de los mecanorreceptores que a su vez causa una disminución significativa en la activación muscular y por lo tanto una mayor exposición a la inestabilidad y posible lesión.

Aunque muchos estudios han documentado el fenómeno de flexión-relajación en las posturas de pie, ha habido pocos estudios que han examinado este fenómeno en las posturas sedentes. En la literatura varios autores han asociado el dolor lumbar con las posturas sentadas prolongadas (Frymoyer y cols., 1980; Wilder y cols., 1988). El vínculo entre el dolor lumbar y el trabajo sentado se ha atribuido a la curvatura de flexión requerida de la columna lumbar (Wilder y Pope, 1996). Los ligamentos de la columna vertebral lumbar contienen un gran número de terminaciones nerviosas libres que actúan como receptores del dolor (Bogduk, 1983). Si los ligamentos se cargan durante un período prolongado de tiempo, por ejemplo con las cargas que causan *creep*¹ en la columna lumbar, esto podría estimular los receptores del dolor y ser una fuente potencial del dolor lumbar asociado con la postura sentada (McGill y Brown, 1992).

Callaghan y Dunk, estudiaron la actividad de los músculos erectores de la columna con el fin de determinar si el fenómeno de flexión-relajación se produce dentro de la gama de posturas sentadas normalmente adaptadas, y comparar la actividad electromiográfica de los erectores espinales de la columna torácica y lumbar durante la flexión hacia adelante en la postura de pie y sentado; y reportaron que en la postura de sedestación se produjo el silencio de los músculos erectores torácicos, mientras los erectores espinales lumbares se mantuvieron en niveles de activación relativamente constantes independientemente de la postura de sedestación, y que los sujetos que exhiben flexión-relajación de pie tienden a ser más propensos a exhibir flexión-relajación durante la flexión sentada. (Callaghan y Dunk, 2002).

De las investigaciones realizadas que han estudiado los efectos de la carga sobre la flexión-extensión del tronco, se desprenden opiniones y resultados contradictorios. Algunos autores informaron de un aumento en el ángulo de flexión-relajación entre 1,5° (Gupta, 2001) y 3° (Kippers y Parker, 1984), es decir, que la inhibición de los erectores de la columna vertebral se producen en un mayor grado de flexión vertebral cuando los sujetos realizaron la flexión con una carga de 10 kg en sus manos. A diferencia de los autores anteriores, Dickey y cols., observaron un aumento similar de 1,9° al inicio de la sesión experimental pero no encontraron diferencia en el ángulo de flexión-relajación después de la flexión repetida del tronco con carga y sin carga, es decir la flexión-relajación no se vio afectada por la carga (Dickey y cols., 2003). Resultados similares fueron encontrados por Sarti y cols., quienes observaron valores similares en la condición de carga y sin carga, tanto en la tarea de flexión lenta (ciclo de flexión de 8s) como en la flexión

¹ Se entiende por *creep* la elongación de un tejido más allá de su extensibilidad intrínseca resultante de una carga constante a lo largo del tiempo.

rápida (ciclo de flexión de 3s) (Sarti y cols., 2001). Otros autores que han estudiado el efecto de la carga en la actividad EMG del erector espinal mostraron que los erectores espinales permanecen inactivos en las etapas iniciales de levantamiento de un peso pesado (Floyd y Silver, 1955; Holleran y cols., 1995). Sin embargo, más recientemente se ha observado que cuando la carga es suficientemente alta, los músculos erectores de la columna se activan con una alta intensidad incluso en las posturas totalmente flexionadas para proteger los tejidos pasivos, incluso con abundantes espasmos en la fase de relajación (Schultz y cols., 1985; Yanjun y Xinhai, 2017).

Pocos estudios han investigado el efecto de la variación de la velocidad durante el movimiento de flexión extensión del tronco sobre la actividad EMG del erector espinal y el patrón de movimiento en el ritmo lumbo-pélvico. Se ha sugerido que variar la velocidad de movimiento durante los movimientos de flexión y extensión del tronco puede influir sobre el FFR y en los datos cinesiológicos (Sarti y cols., 2001; Steventon y Ng, 1995). Zhou y cols., estudiaron la influencia de la velocidad de movimiento en el ritmo lumbo-pélvico y observaron un patrón de coordinación lumbo-pélvica inestable durante el movimiento lento de larga duración (15 segundos) en comparación con un movimiento rápido de 3 segundos, sugiriendo que un patrón de coordinación inestable puede ser causado por un control neuromuscular más activo (Zhou, Ning y Fathallah, 2016b). Vazirian y cols., informaron que la contribución lumbar al movimiento del tronco fue menor en un ritmo rápido que en uno lento (Vazirian y cols., 2017). Sarti y cols., demostraron en sujetos sanos que el incremento de la velocidad de movimiento de flexión extensión aumentó significativamente el tiempo relativo de flexión lumbar y lo redujo significativamente durante la extensión, y que además este aumento de velocidad retrasó la aparición del silencio mioeléctrico en el rango de flexión (Sarti y cols., 2001). Por el contrario, Steventon y Ng. No observaron ningún efecto del aumento de velocidad de flexión del tronco sobre el control neuromotor del erector espinal (Steventon y Ng, 1995).

Hasta donde sabemos no hay estudios que hayan analizado simultáneamente la actividad EMG del músculo erector espinal lumbar, glúteo mayor, bíceps femoral y de la musculatura abdominal ante este tipo de estímulos, ya que la literatura se suele centrar únicamente en el patrón de activación del músculo erector espinal lumbar y no se acompañan de evaluaciones simultáneas de la actividad EMG de otros músculos implicados en la biomecánica lumbo-pélvica como los músculos extensores de la cadera y la musculatura abdominal (Paquet y cols., 1994). Esto nos parece sorprendente, ya que la columna lumbar y la pelvis se consideran como una unidad funcional que a través de los ligamentos y la fascia toracolumbar forman un sistema

integrado que permite la transferencia de carga entre la columna lumbar y los miembros inferiores durante la flexión y extensión del tronco (Vleeming y cols., 1995). Estudiar los patrones de activación del resto de los músculos implicados en los movimientos de la región lumbo-pélvica simultáneamente con el patrón de activación del músculo erector espinal nos ayudará a entender mejor la biomecánica del complejo lumbo-pélvico.

Además, existen muy pocos estudios que hayan estudiado la influencia en estos patrones de diferentes factores como la velocidad de ejecución de las pruebas, la carga soportada y la posición de ejecución de las tareas (sentado, en bipedestación, con más o menos flexión de rodillas). No tenemos constancia de estudio alguno que haya registrado de manera simultánea los patrones de actividad neuromuscular de la musculatura movilizadora de la región lumbo-pélvica y los patrones de movimiento lumbo-pélvico mediante técnicas no invasivas durante tareas de flexo-extensión, y los haya comparado entre un abanico completo de tareas de flexo-extensión que incluyan los diferentes factores que se aplican sobre estas en la vida diaria (velocidad, carga, ángulo de flexión de rodilla).

Todo esto nos condujo a plantear el estudio de la región lumbo-pélvica durante ciclos estandarizados de la flexión extensión del tronco en distintas condiciones de ejecución. Con el propósito de mejorar el conocimiento sobre la participación de los músculos que actúan sobre el tronco y los patrones de movimiento lumbo-pélvico en este tipo de acciones y obtener medidas cuantificables, en este estudio se registró la actividad electromiográfica del erector espinal, recto abdominal, oblicuo externo del abdomen, glúteo mayor y bíceps femoral, en sujetos sanos durante los distintos condiciones de ejecución de la flexión extensión del tronco: flexo-extensión del tronco lenta, flexo-extensión del tronco rápida, flexo-extensión desde posición sentada con rodillas a 90° de flexión, flexo-extensión desde posición sentada con rodillas a 45° de flexión, flexo-extensión del tronco con carga.

A través de estos registros se pretende poder identificar estrategias de control motor y activación muscular en la flexo-extensión de tronco, específicas de cada tarea y cada condición de ejecución de éstas. Estas estrategias podrían explicarse según la anatomía y neurofisiología de la región lumbo-pélvica, a través del desencadenamiento de reflejos espinales o supraespinales. El estudio de estas estrategias de movimiento y activación neuromuscular, además de aportarnos resultados inéditos en la literatura, puede tener diversas aplicaciones clínicas en campos como la fisiopatología del dolor lumbar.



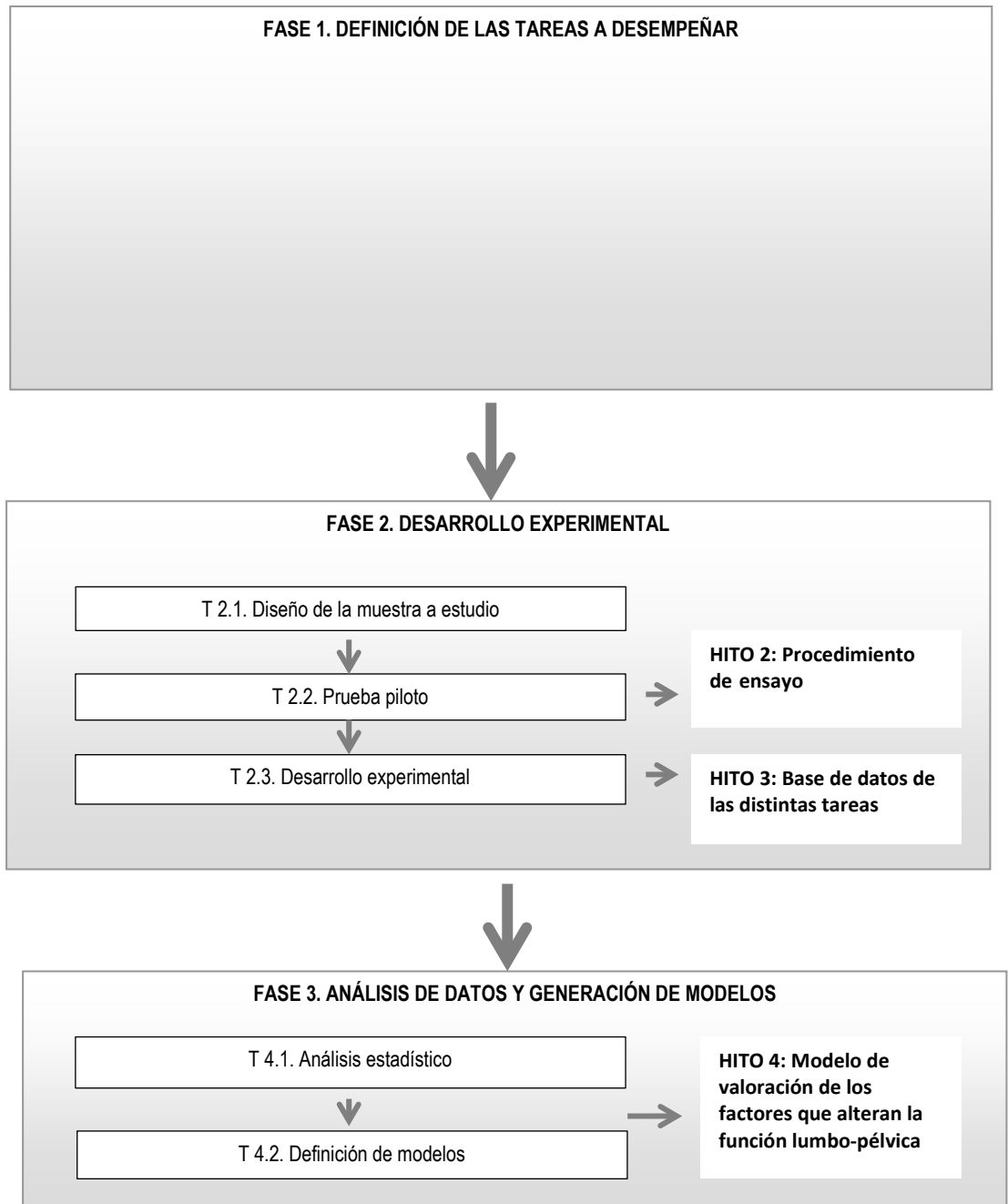
Objetivos y plan de trabajo



3. OBJETIVOS

La revisión de la literatura científica expuesta en el capítulo anterior pone de manifiesto la carencia de datos concluyentes sobre los efectos de los factores que pueden influir en el movimiento y en la activación muscular del complejo lumbo-pélvico. El presente trabajo aborda este problema con el objetivo principal de analizar el movimiento lumbo-pélvico y la intensidad de la contracción y la coordinación de los músculos que actúan sobre el tronco durante la realización de tareas de flexo-extensión del tronco en distintas condiciones.

Este objetivo se conseguirá mediante la comparación de las características de los patrones de actividad EMG y movimiento lumbo-pélvico entre las distintas tareas y condiciones de ejecución.



4. HIPÓTESIS DE TRABAJO

Los patrones de movimiento de la columna lumbar y la cadera y de actividad electromiográfica de la musculatura del tronco durante movimientos habituales de la vida diaria como la flexo-extensión de tronco son diferentes entre distintas condiciones de ejecución de las tareas.

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



Material y métodos



5. MATERIAL Y MÉTODOS

5.1. Participantes

Para llevar a cabo la fase experimental y cumplir con los objetivos del presente estudio, hemos tenido que definir unos criterios de inclusión que garantizaran la homogeneidad y el control de la muestra.

Los criterios definidos para la selección de la muestra de estudio han sido los siguientes:

- Los sujetos no presentan ningún antecedente de desórdenes de la región lumbar
- Ausencia de trastornos agudos o crónicos que puedan alterar de cualquier forma el movimiento lumbo-pélvico.
- Rasgos antropométricos habituales, es decir, en la muestra se descartó la presencia de personas muy obesas, muy altas o muy bajas.
- Rango de edad comprendido entre los 20 y los 40 años.

Una muestra de 46 sujetos, con 23 hombres y 23 mujeres, participó en el estudio. Todos los sujetos participaron de manera voluntaria en el estudio, no obteniendo ningún beneficio económico. A cada uno de ellos se le informó previamente del protocolo a seguir y de los objetivos de la investigación. Todos los sujetos rellenaron una hoja de consentimiento informado, dando su conformidad para la realización de las medidas.

Los procedimientos empleados en el estudio siguieron en todos los casos las recomendaciones de la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial (Rickham, 1964) y la sexta revisión de 2008 (Williams, 2008). El procedimiento fue aprobado por la Comisión Ética de investigación en humanos de la Facultad de Medicina de Valencia.

La edad, distribución por sexos y medidas antropométricas de los sujetos se resumen en la tabla 1.

Tabla 1. Medidas de antropometría y edad

<i>n</i>	Edad (años)	Peso (kg)	Altura (m)	Índice de masa corporal (kg / m ²)
46	30 ± 8	60.3 ± 8.5	1.7 ± 0.1	22.4 ± 3.0

5.2. Instrumentos

5.2.1. Electrogoniometría

El desplazamiento angular de la columna lumbar y la pelvis en el plano sagital se registró utilizando un sistema de captura de movimiento electromagnético Liberty 240/16 (*Polhemus Inc., Colchester, EE.UU.*) (fig.28). Este aparato utiliza un campo magnético de baja frecuencia generado por una fuente electromagnética, que se coloca en una plataforma de plástico ajustada al nivel de la cadera para cada participante. Los impulsos magnéticos son detectados por dos sensores, con una frecuencia de muestreo de 240 Hz. El primer sensor (L1) se pegó a la piel que cubre la apófisis espinosa de la primera vértebra lumbar, y proporcionaba datos sobre el desplazamiento en los tres planos del espacio del tronco en su conjunto (lumbar y pelvis). El segundo sensor (S1) se colocó a nivel de la primera vértebra sacra, y proporcionaba datos sobre la inclinación del sacro en el plano sagital. Los datos del sensor S1 representan el grado de rotación de la pelvis en la articulación coxofemoral (flexión pélvica) (Mayer y cols., 1984).

5.2.2. Electromiografía

La actividad eléctrica de los distintos músculos registrados fue registrada mediante un sistema de electromiografía de superficie. Se utilizaron para ello tres módulos de EMG modelo EMG100C (*Biopac Systems, Inc, Goleta, CA*) (fig. 28). Este sistema consta de unos electrodos fijados a unos cables con preamplificadores, que se conectan a un receptor, conectado a su vez a un ordenador personal donde se almacenan los datos. El filtrado de la señal EMG se hace en parte por el propio aparato de registro. El procesamiento posterior se hizo mediante programación en MATLAB.

Las señales registradas por ambos instrumentos fueron sincronizadas mediante una señal sincrónica generada al comienzo de cada medición, que envió simultáneamente una orden de "inicio de registro" tanto al electrogoniómetro como al electromiógrafo.



Figura 28. Biopac MP150 y Polhemus Liberty

5.3. Procedimiento

Todos los procedimientos de la prueba se llevaron a cabo en el Laboratorio de Anatomía Clínica del Aparato Locomotor del Departamento de Anatomía y Embriología Humana de la Facultad de Medicina de la Universitat de València.

En primer lugar, en todos los participantes se registró el peso mediante una báscula electrónica (*Tanita Corporation, Tokio, Japón*), y la altura con un tallímetro.

Previamente a los registros se localizaron los puntos de colocación de los sensores de electrogoniometría a nivel de las primeras vértebras lumbar y sacra, y de los electrodos de registro de la actividad de cada músculo.

La localización de las vértebras L1 y S1 se realizó mediante una palpación cuidadosa. Se marcaron todas las vértebras desde C7 a L5 con el sujeto en flexión anterior. Después se confirmó la exactitud de este marcaje mediante referencias anatómicas. En el caso de L1 se asumió que la palpación del borde superior de la cresta iliaca lleva el arco de los dedos al espacio entre L3 y L4, y se palparon las apófisis espinosas lumbares superiores a ese punto. En el caso de S1 se asumió que la espina iliaca postero-superior se encuentra, aproximadamente, a nivel de los hoyuelos sacros, que corresponden a S1-S2 (Standring S., 2005).

La colocación de los electrodos de registro de la actividad de cada músculo se realizó siguiendo las recomendaciones del proyecto *Surface Electromyography for the NonInvasive Assessment of Muscles* (SENIAM) (Hermens y cols., 2000). Para ello se localizaron los puntos de colocación de los electrodos de cada músculo, y se procedió a su marcaje topográfico mediante un lápiz dérmico.

El músculo recto del abdomen se localizó a 3 cm. en horizontal del ombligo y se colocaron bilateralmente dos electrodos. El oblicuo externo se localizó a 3 cm sobre la cresta ilíaca, trazando un ángulo de 45° desde la espina ilíaca anterosuperior hacia la línea media. La resultante de dichas medidas marcó el centro de colocación de los electrodos, alineado a la altura del ombligo y a una distancia de aproximadamente 15 cm. de éste. La colocación del par de electrodos fue en sentido diagonal descendente hacia el interior, en la dirección de las fibras musculares (Kramer y cols., 1972; Vera y cols., 2010). El bíceps femoral se localizó en el punto medio de la distancia existente entre la tuberosidad isquiática y la cabeza del peroné. La colocación bilateral de los electrodos para el registro de la señal EMG del erector espinal se hizo a 3 cm del relieve de la apófisis espinosa de L3. La apófisis espinosa de L3 se localizó mediante la palpación, asumiendo de nuevo que el borde superior de la cresta ilíaca se encuentra a la altura del espacio entre la tercera y la cuarta vértebras lumbares (Standring, S., 2005). En el glúteo mayor los electrodos se colocaron en el punto medio de la línea entre las vértebras sacras y el trocánter mayor, esta posición se corresponde con la mayor prominencia de la mitad de las nalgas, por encima de la prominencia ósea visible del trocánter mayor (Hermens y cols., 2000). Se colocó un electrodo de referencia sobre la piel que cubre la décima costilla derecha.

Se tomaron las medidas habituales para mejorar la impedancia de la piel: el afeitado del cabello, exfoliación con papel de lija y la limpieza de la piel con alcohol. Los electrodos no se cambiaron hasta su eliminación al final del experimento. Se utilizaron electrodos de disco de superficie de cloruro de plata-plata (Ag / AgCl) desechables pretratados con gel (2 cm de diámetro) y se colocaron a ambos lados de cada uno de los puntos marcados, con una distancia entre centros de 2 cm. y paralelos a las fibras musculares subyacentes (fig.29). La colocación de los sensores y de los electrodos se realizó con los sujetos en bipedestación, y el tronco ligeramente flexionado hacia delante para evitar que se despeguen durante el movimiento con el cambio de la curvatura de la columna lumbar.

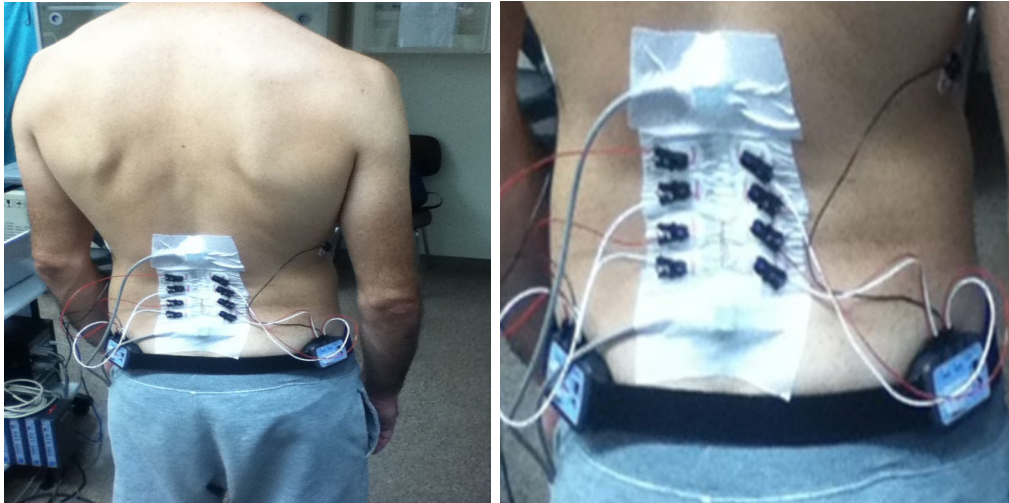


Figura 29. Ilustración de la colocación de los electrodos de EMG para el registro de los músculos erector espinal derecho e izquierdo y de los sensores de electrogoniometría.

L

La señal EMG se registró con una frecuencia de registro de 1000 Hz. La señal sin procesar fue filtrada, con dos filtros pasabanda para eliminar ruido de la señal, uno paso alto de 10 Hz y otro paso bajo de 500 Hz, y amplificada (impedancia de entrada $>10\text{ M}\Omega$, relación de rechazo de modo común mayor de 110 dB, rango real de ganancia 1000).

5.3.1. Ejercicios

Flexo-extensión del tronco, lenta: Los sujetos se colocaron descalzos en pie con sus pies separados a la anchura de la pelvis, las rodillas en extensión y los brazos a los lados con las palmas de las manos dirigidas hacia dentro. Se indicó a los participantes que fijasen su mirada en una marca situada en la pared colocada a nivel de los ojos, al principio y final de cada ciclo de flexión-extensión, para prevenir cualquier artefacto en el registro EMG provocado por un cambio en la posición de la cabeza (Sarti y cols., 2001). Esta posición de partida se mantuvo durante 3 segundos.

Para estandarizar al máximo la ejecución del movimiento y reducir la variabilidad entre los sujetos se les instruyó para que ejecutaran los movimientos limitándose en lo posible al plano sagital, siguiendo las siguientes instrucciones: doblar el cuello, hacer que la barbilla llegue a tocar el pecho y entonces doblarse hacia delante desde la región torácica a la lumbar, tratando de flexionar tanto como se pueda, siempre con las rodillas rectas. Los sujetos permanecieron un segundo con el tronco en flexión máxima y entonces volvieron a la posición erguida. Durante la flexión y la extensión debían deslizar sus manos sobre la cara anterior de los muslos para evitar el balanceo de los miembros superiores.

La cadencia de los movimientos fue marcada con un metrónomo digital con una cadencia de 60 golpes por minuto. Previamente se llevaron a cabo ciclos de prueba para practicar el movimiento. Dos observadores supervisaron los ciclos de flexo-extensión, que fueron repetidos cuando las instrucciones no fueron seguidas correctamente (ejecución, cadencia, rango de movimiento). Los ciclos duraron cuatro segundos para la flexión y cuatro para la extensión, con una parada de un segundo en flexión máxima.

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

Flexo-extensión del tronco, rápida: Igual que el anterior, pero el movimiento se hace en dos segundos la flexión y dos la extensión.

Flexo-extensión desde posición sentada con rodillas a 90° de flexión: Igual que el anterior, pero en sedestación con las rodillas flexionadas a noventa grados.

Flexo-extensión desde posición sentada con rodillas a 45° de flexión: Igual que el anterior, pero en sedestación con las rodillas flexionadas a 45 grados

Flexo-extensión del tronco, con carga: Igual que el primero, pero el movimiento se hace con una carga de 10kg (barra de pesas de 10 Kg) en las manos.

5.4. Procesamiento de datos

Los datos de EMG se rectificaron y suavizaron calculando su media cuadrática con una ventana de tiempo de 0.02 segundos. Acto seguido se normalizaron expresándolos como porcentaje de la activación muscular máxima de ese músculo durante cada una de las maniobras, siguiendo el método de normalización según el pico máximo de actividad dinámica descrito por Burden y cols. (2003). También los grados de flexión lumbar y de cadera se expresaron como porcentaje de sus respectivos máximos. Es decir, con el fin de realizar comparaciones en la misma escala que los datos de EMG y permitir la comparación de las mediciones de movimiento entre sujetos, los grados de flexión de la columna lumbar y la pelvis se expresaron como porcentajes de la flexión máxima de la columna lumbar y la pelvis durante cada ciclo de flexión-extensión, de la misma manera que la media de los valores de EMG de cada intervalo se normalizó expresándola como porcentaje de la amplitud máxima de la EMG de cada ciclo completo de flexo-extensión.

En el procesamiento de los datos de movimiento proporcionados por el electrogoniómetro se utilizaron únicamente los desplazamientos angulares en el plano sagital, considerando la vertical como 0°. Todas las medidas proporcionadas por los sensores tienen como origen de coordenadas la fuente electromagnética, colocada sobre su soporte a la altura de la cadera. Al restar los datos del sensor situado en S1 (flexión de la cadera) de los datos del sensor en L1 (flexión de tronco) se obtiene el desplazamiento angular aislado de la columna lumbar en el plano sagital (Neblett y cols., 2003).

Para el procesamiento y los análisis de los datos de movimiento y de la actividad EMG se utilizó el software MATLAB 2010 (MathWorks Inc., Massachusetts, EE. UU.), mediante el cual se programó una aplicación específica adaptada a las necesidades del estudio. Dicha aplicación permitía que los porcentajes de flexión lumbar y pelvis y EMG se representaran gráficamente en una misma gráfica, lo que resultó en curvas de movimiento relativo y de actividad EMG que representan el proceso de los movimientos, sobre las cuales se calcularon las diferentes variables del estudio. De los cinco ciclos de flexo-extensión de tronco realizados por cada sujeto, se escogieron los tres ciclos centrales para el análisis EMG y de movimiento (fig.30). Los datos de las tres repeticiones analizadas posteriormente fueron promediados.

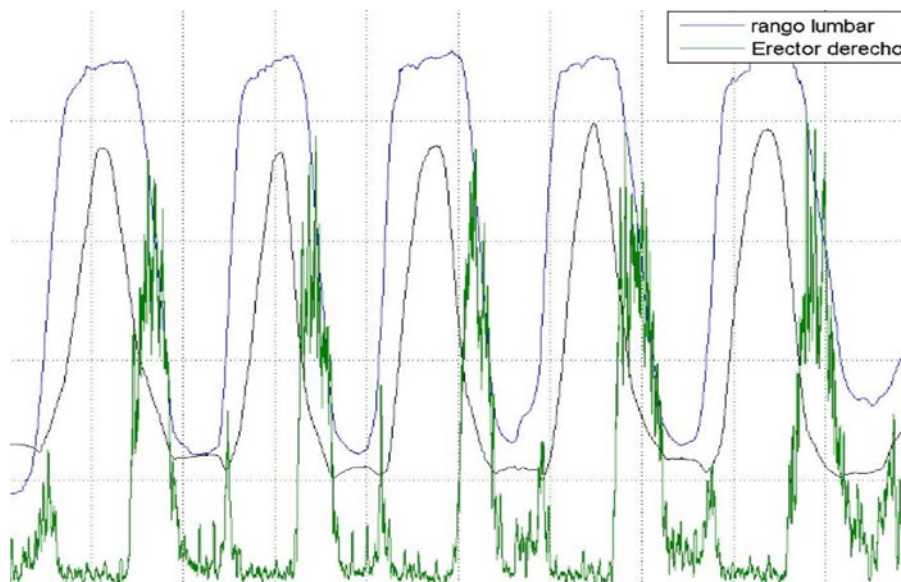


Figura 30. Cinco ciclos de flexo-extensión de tronco. La línea azul representa el registro del movimiento lumbar. La línea negra representa el registro del movimiento de la cadera. El trazado verde representa la actividad EMG del erector espinal.

5.5. Cálculo de variables

5.5.1. Variables en la postura de bipedestación

Para describir el patrón postural y la activación EMG de los músculos durante la posición de bipedestación se analizaron las siguientes variables:

1. Promedio de los grados de rotación respecto de la vertical en el plano sagital de la columna lumbar (L1) y la pelvis (S1) en la posición de bipedestación de partida.
2. Activación media de los músculos durante la posición de partida.

5.5.2. Variables de movimiento lumbo-pélvico

Para describir el patrón de movimiento lumbar y de cadera durante la flexo-extensión de tronco se analizaron las siguientes variables:

1. Grados de máxima flexión lumbar y máxima flexión de cadera alcanzados en el movimiento de flexión del tronco.
2. Porcentaje medio de flexión lumbar durante las fases de flexión y extensión lumbar (fig.31).
3. Porcentaje medio de flexión de cadera durante las fases de flexión y extensión de cadera.
4. Porcentaje del tiempo total del ciclo de flexo-extensión en el que la flexión lumbar y la flexión de cadera están por encima del 90% de la flexión máxima. Esta variable permite valorar la capacidad de los sujetos para mantener la flexión máxima de tronco (Sánchez-Zuriaga y cols., 2015) (fig.32).

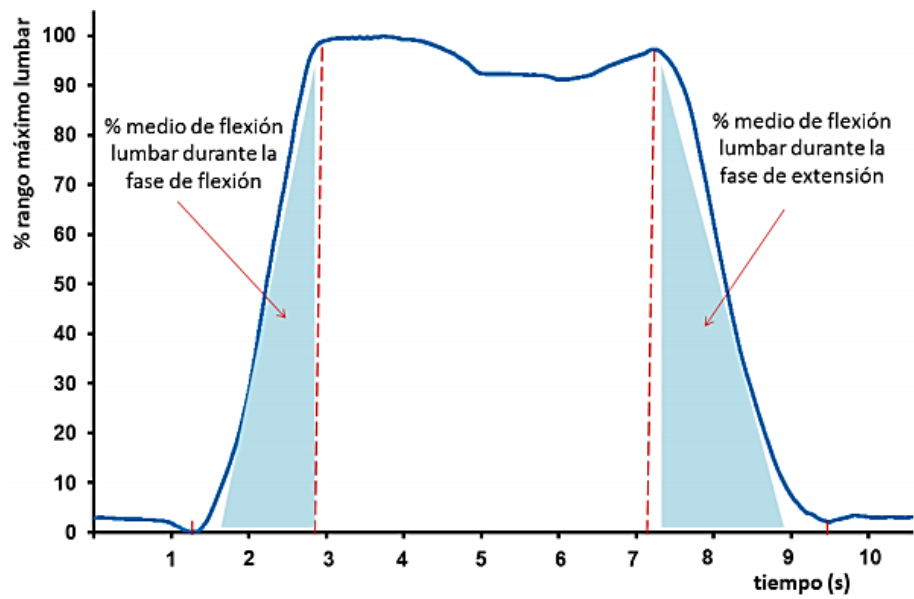


Figura 31. Porcentaje medio de flexión lumbar durante las fases de flexión y extensión lumbar (áreas azules). Eje Y: el porcentaje del rango máximo lumbar; eje X: el tiempo.

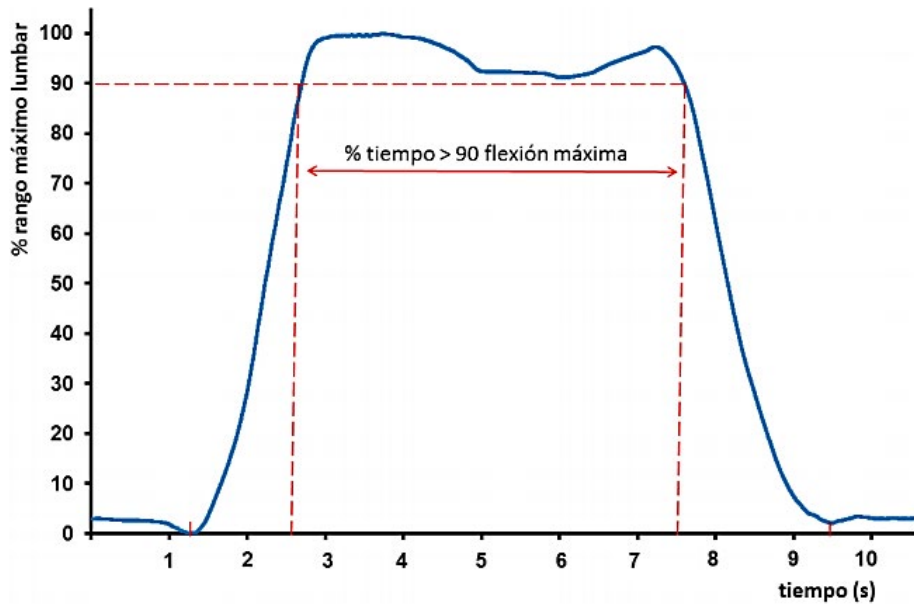


Figura 32. Porcentaje del tiempo total del ciclo de flexo-extensión en el que la flexión lumbar está por encima del 90% de la flexión máxima (% tiempo > 90 flexión máxima). Eje Y: el porcentaje del rango máximo lumbar; eje X: el tiempo.

5.5.3. Variables musculares

Para describir el patrón de activación EMG de los músculos durante el movimiento de flexo-extensión del tronco se analizaron las siguientes variables:

1. La intensidad de la contracción máxima de los músculos durante el movimiento de flexo-extensión del tronco.
2. Porcentaje medio de activación del erector espinal, el bíceps femoral y el glúteo mayor durante la flexión, la extensión, fase excéntrica, fase concéntrica y silencio mioeléctrico.
3. Porcentaje medio de activación de los músculos durante la flexión máxima.
4. Porcentaje medio de activación de los músculos erector espinal, bíceps femoral y glúteo mayor en el silencio mioeléctrico.
5. Porcentaje del rango máximo lumbar y de cadera al inicio (onset) y al final (offset) del silencio mioeléctrico de los músculos erector espinal, bíceps femoral y glúteo mayor (fig.33).

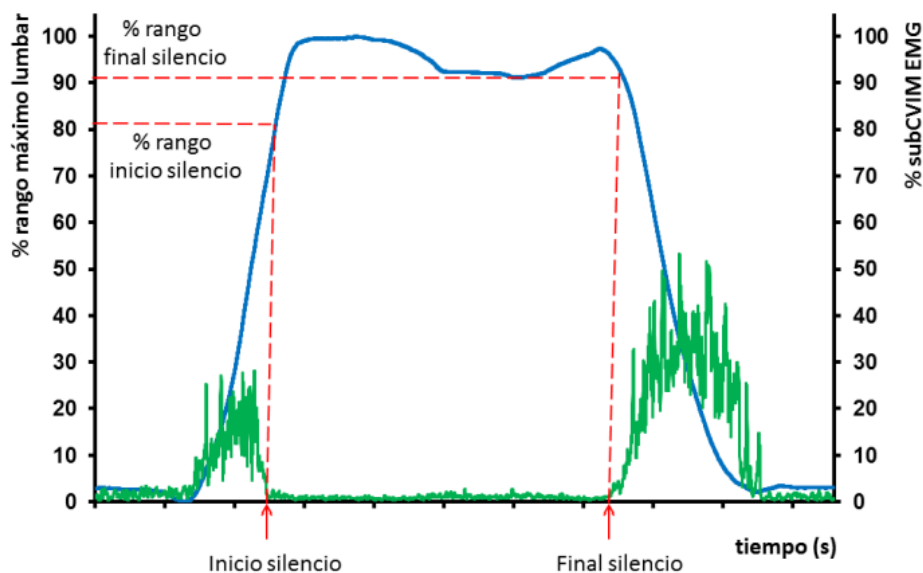


Figura 33. Porcentaje del rango máximo lumbar al inicio y al final del silencio mioeléctrico del erector espinal. Eje Y: el porcentaje del rango máximo lumbar (izquierda) y el porcentaje de la amplitud máxima de la EMG (derecha); Eje X: el tiempo.

6. Ratio de flexo-extensión de la actividad electromiográfica (actividad electromiográfica media durante la flexión entre la actividad electromiográfica media durante la extensión).
7. Ratio de flexión-relajación, que es una medida del grado de relajación del músculo, definida por Paquet y cols. (1994): la actividad mioeléctrica media al final de la flexión (85-100% de la flexión lumbar en la fase de flexión) dividida por la actividad media en las etapas centrales de la flexión (45-60% de la flexión lumbar en la fase de flexión) (fig.34).

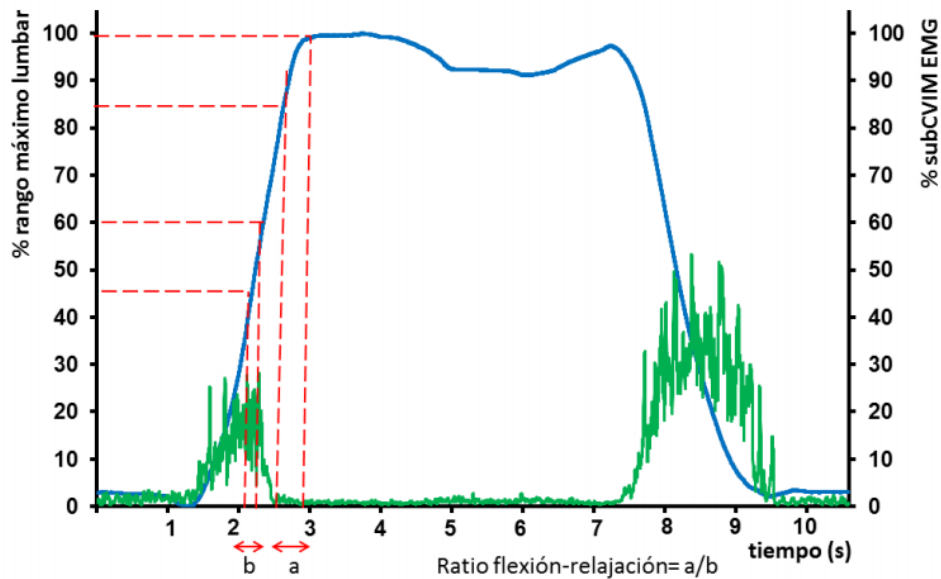


Figura 34.). Ratio de flexión relajación. Eje Y: el porcentaje del rango máximo lumbar (izquierda) y el porcentaje de la amplitud máxima de la EMG (derecha); Eje X: el tiempo. a: porcentaje medio de actividad EMG entre 85-100% de la flexión lumbar en la fase de flexión; b: porcentaje medio de actividad EMG entre 45-60% de la flexión lumbar en la fase de flexión.

8. Picos de activación de la musculatura abdominal (recto del abdomen y oblicuo externo): medias de activación muscular durante el pico, porcentaje de flexión lumbar y de cadera al inicio (onset) y final (offset) del pico de activación.

El inicio y final de la flexión, extensión, activaciones y relajaciones musculares fueron identificados mediante inspección visual de las curvas de movimiento y EMG (Kippers y Parker, 1984; Gupta, 2001), usando un método de umbral (Sánchez-Zuriaga y cols., 2015) definiéndose:

- El inicio y el final de la flexión respectivamente como el inicio y el final del aumento sostenido y abrupto de las curvas de movimiento que excedía los grados de flexión basales durante el reposo. Después del final de la flexión, la curva alcanza una meseta plana que corresponde a la flexión máxima. El final de dicha meseta se

considera el comienzo de la extensión, cuando la curva de movimiento disminuye bruscamente hasta que recupera los valores de flexión de la línea de base durante el reposo.

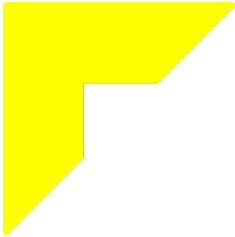
- El comienzo de la activación muscular como el inicio del primer pico de actividad electromiográfica que excedía la amplitud máxima basal de la actividad.
- El inicio del silencio mioeléctrico: como el final del último pico de actividad EMG durante la flexión que excedía la amplitud máxima basal durante la fase de relajación
- El final del silencio mioeléctrico: como el inicio del primer pico de actividad EMG durante la extensión que excedía la amplitud máxima basal durante la fase de relajación

5.6. Análisis estadístico

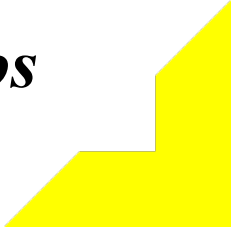
El cumplimiento del supuesto de normalidad se comprobó para cada variable dependiente y cada grupo de estudio mediante la prueba de Shapiro-Wilk.

Para comparar las variables que caracterizaban los patrones de actividad EMG y movimiento lumbo-pélvico entre los diferentes grupos de ejercicios, se realizó un análisis de la varianza (ANOVA) de un factor de medidas repetidas, con el tipo de ejercicio como variable independiente. Se comprobó el cumplimiento del supuesto de esfericidad mediante la prueba de Mauchly. En el caso de no cumplirse la esfericidad se utilizó como aproximación alternativa para el cálculo de los efectos principales para cada una de las variables dependientes la aproximación más potente entre las siguientes: multivariada (MANOVA), ajuste de Greenhouse-Geisser, ajuste de Huynh-Feldt o ajuste por límite inferior. Para las comparaciones específicas entre los distintos grupos de ejercicios se empleó como prueba post-hoc la prueba de Bonferroni.

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



Resultados



6. RESULTADOS

Los resultados de la comparación entre los grupos durante la realización de prueba de flexo-extensión lenta (ejercicio en el cual tanto la flexión como la extensión se realizaron en 4 segundos cada una), flexo-extensión rápida (ejercicio en el cual tanto la flexión como la extensión se realizaron en 2 segundos cada una), flexo-extensión con carga (ejercicio en el cual la flexión y la extensión del tronco se ejecutaron cada una en 4 segundos y se introdujo una carga de 10 kilogramos), flexo-extensión en sedestación con las rodillas a 45° de flexión y flexo-extensión en sedestación con las rodillas a 90° de flexión y las diferencias estadísticamente significativas se muestran en las siguientes tablas:

- El patrón de movimiento del ejercicio lento, rápido, con carga, sentado con las rodillas a 45° de flexión y sentado con las rodillas a 90° de flexión, se muestra en la tabla 2.
- El patrón de actividad electromiográfica del erector espinal derecho y del erector espinal izquierdo durante el ejercicio lento, el ejercicio rápido, el ejercicio con carga, el ejercicio sentado con las rodillas a 45° de flexión y el ejercicio sentado con las rodillas a 90° de flexión, se muestra en la tabla 3.
- El patrón de actividad electromiográfica del bíceps femoral derecho y del bíceps femoral izquierdo, durante el ejercicio lento, el ejercicio rápido, el ejercicio con carga, el ejercicio sentado con las rodillas a 45° de flexión y el ejercicio sentado con las rodillas a 90° de flexión, se muestra en la tabla 4.
- El patrón de actividad electromiográfica del glúteo mayor derecho y del glúteo mayor izquierdo, durante el ejercicio lento, el ejercicio rápido, el ejercicio con carga, el ejercicio sentado con las rodillas a 45° de flexión y el ejercicio sentado con las rodillas a 90° de flexión, se muestra en la tabla 5.
- El patrón de actividad electromiográfica del recto del abdomen derecho y del recto del abdomen izquierdo, durante el ejercicio lento, el ejercicio rápido, el ejercicio con carga, el ejercicio sentado con las rodillas a 45° de flexión y el ejercicio sentado con las rodillas a 90° de flexión, se muestra en la tabla 6.
- El patrón de actividad electromiográfica del oblicuo externo derecho y del oblicuo externo izquierdo, durante el ejercicio lento, el ejercicio rápido, el ejercicio con carga, el ejercicio sentado con las rodillas a 45° de flexión y el ejercicio sentado con las rodillas a 90° de flexión, se muestra en la tabla 7.

Tabla 2. Patrón de movimiento en los sujetos de los cinco grupos.

	° Flexión lumbar de partida	° máx. Flexión lumbar	Media Lumbar flexión	Media Lumbar extensión	Tiempo Lumbar >90%	° Flexión cadera de partida	° máx. Flexión cadera	Media Cadera flexión	Media Cadera extensión	Tiempo Cadera >90%
Flexión-extensión rápida	-37,2±15,2	58,8±14,1	51,5±5,5	41,3±5,3	31,9±7,4	18,6±13,08	63,06±15,2	48,8±6,3	45,7±5,5	14,9±3,3
Flexión-extensión lenta	-37,1±14,9	57,8±11,8	47,7±6,7	43,8±5,8	39,3±6,4**	18,5±13,7	63,01±14,8	51,08±6,4	41,1±7,3	14,2±3,7
Flexión-extensión carga	-37,09±15,2	57,9±12,7	49,4±8,3	43,1±4,8	46,6±6,2**	19,1±13,5	61,07±15,7	50,3±6,8	47,04±6,8	21,4±4,3**
Flexión-extensión rodilla 90°	-9,7±17,5**	40,6±14,3**	51,3±5,8	43,6±4,8	30,1±6,1	-0,3±10,2**	53,7±9,8*	47,04±4,7	41,5±7,3	16,08±4,5
Flexión-extensión rodilla 45°	-2,3±12,9**	34,9±10,6**	52,2±5,7	40,8±3,6	30,7±4,9	-4,8±10,9**	54,1±12,4	49,5±6,8	44,7±8,08	15,6±3,8

*Valores medios de porcentajes de la flexión lumbar y de cadera $\pm$ desviación estándar. Diferencia significativa * $p < 0,05$ ** $p < 0,01$. ° Flexión lumbar de partida = grados de flexión lumbar en la posición de partida, sea bipedestación o sedestación; ° máx. Flexión lumbar = grados máximos de la flexión lumbar, rango máximo de movimiento lumbar; Media Lumbar flexión = porcentaje medio de la flexión lumbar durante la fase de flexión; Media Lumbar extensión = porcentaje medio de la flexión lumbar durante la fase de extensión; Tiempo Lumbar >90% = porcentaje del tiempo de flexión-extensión con una flexión lumbar mayor del 90% de la flexión máxima; ° Flexión cadera de partida = grados de flexión de cadera en la posición de partida, sea bipedestación o sedestación; ° máx. Flexión cadera = grados máximos de la flexión de la pelvis en torno a la articulación de la cadera, rango máximo de movimiento pélvico; Media Cadera flexión = porcentaje medio de la flexión de cadera durante la fase de flexión; Media Cadera extensión = porcentaje medio de la flexión de cadera durante la fase de extensión; Tiempo Cadera >90% = porcentaje del tiempo de flexión-extensión con una flexión de cadera mayor del 90% de la flexión máxima.*

Tabla 3. Patrón de EMG del Erector espinal lumbar derecho e izquierdo, en los sujetos de los cinco grupos.

		Actividad ESL bipedest.	Actividad Max ESL	Media ESL flexión	Media ESL extensión	Ratio flex-ext ESL	Media Rango máx. ESL	Media ESL excen.	Media ESL concen	Media ESL silencio	Media Lumbar onset ESL silencio	Media Lumbar offset ESL silencio	Media Cadera onset ESL silencio	Media Cadera offset ESL silencio	Ratio relax. ESL
Flexión- extensión rápida	ESLD	0,03±0,02	0,4±0,1	18,5±6,3	51,3±7,8	0,3±0,1	8,1±3,1	21,9±7,2*	48,8±5,5	5,5±1,6	85,2±5,7	98,4±1,3	40,6±20,8	74,9±10	0,2±0,1
	ESLI	0,04±0,03	0,4±0,1	19,5±7,7	50,5±7,05	0,3±0,1	7,3±2,9	22,8±6,8*	49,7±4,9	5,3±1,4	84,9±7,9	98,3±1,2	38,7±22,7	73,7±10,6	0,3±0,1
Flexión- extensión lenta	ESLD	0,03±0,02	0,3±0,1	22,2±8,2	52,7±8,9	0,4±0,1	7,04±2,7	25,2±9,1	48,9±7,3	5,3±1,9	87±4,5	98,2±1,6	29,2±18,5	66,8±14,4	0,2±0,1
	ESLI	0,05±0,03	0,4±0,1	23,1±5,5	52,1±5,7	0,4±0,1	6,5±2,9	26,9±6,1	48,9±4,9	4,9±1,4	87±4,1	98,1±1,5	27,5±18,5	66,2±15,2	0,1±0,05
Flexión- extensión carga	ESLD	0,06±0,03**	0,4±0,1*	22,4±4,9*	54,3±7,3*	0,4±0,07	6,4±2,8*	26,1±4,9*	49,1±6,1	4,2±1,6*	87,01±4,5	98,1±1,8	26,9±15,1*	65,4±18,4	0,1±0,07*
	ESLI	0,08±0,04**	0,5±0,1*	24,2±6,3*	55,9±5,7*	0,4±0,09	6,2±3,03	29,1±6,5*	51±4,2*	4,9±2,5	86,6±5,6	98±2	25,6±16,4	64,3±17,7	0,1±0,09*
Flexión- extensión rodilla 90°	ESLD	0,03±0,02	0,3±0,1	17,8±7,08	50,5±6,4	0,3±0,1	13,3±15,1	22,1±7,7	48,7±5,3	7,2±4,07	77,5±17,6	98,7±1,7	45,1±22,2*	79,7±16,3*	0,5±0,4
	ESLI	0,04±0,03	0,5±0,2	19,2±8,9	48,,8±7,4	0,3±0,1	8,3±3,8	23,7±11,1	46,6±6,5	5,8±2,4	82,4±9,6	98±2,1	46,2±22,2*	78,7±17,8*	0,5±0,5
Flexión- extensión rodilla 45°	ESLD	0,03±0,01	0,3±0,1	16,1±6,75	46,8±9,2	0,3±0,1	11,3±4,9*	19,8±7,6*	44,6±5,7	8,6±3,9*	66,9±18,9*	97,1±2,5	34,8±19,4	64,8±15,3	0,9±0,8*
	ESLI	0,03±0,02	0,3±0,1	17,4±6,5	45,5±9,01	0,3±0,1	11,4±4,7*	19,9±8,5	44,2±5,9	9±4,5*	70,8±17,4	97,6±2	39,2±19,5	66,3±13,5*	0,8±0,8

*Valores medios de la actividad EMG presentados como media $\pm$ desviación estándar; Diferencia significativa * $p < 0,05$ ** $p < 0,01$; ESLD= Erector espinal lumbar derecho; ESLI= Erector espinal lumbar izquierdo ; Actividad ESL bipedest= mV medios de activación EMG del erector espinal en bipedestación; Actividad max ESL= mV medios de activación EMG máxima del erector espinal; Media ESL flexión= porcentaje medio de activación EMG del erector espinal durante la flexión; Ratio flex-ext ESL= ratio de flexión-extensión; Media Rango máx. ESL= porcentaje medio de activación EMG del erector espinal en el rango máximo de movimiento; Media ESL excen.= porcentaje medio de activación EMG del erector espinal durante la contracción excéntrica; Media ESL cocen.= porcentaje medio de activación EMG del erector espinal durante la contracción concéntrica; Media ESL silencio= porcentaje medio de activación EMG del erector espinal en el silencio mioeléctrico; Media Lumbar onset ESL silencio= porcentaje medio de la flexión lumbar al inicio del silencio mioeléctrico; Media Lumbar offset ESL silencio= porcentaje medio de la flexión lumbar al final del silencio mioeléctrico; Media Cadera onset ESL silencio= porcentaje medio de la flexión cadera al inicio del silencio mioeléctrico; Media Cadera offset ESL silencio= porcentaje medio de la flexión cadera al final del silencio mioeléctrico; Ratio relax. ESL= ratio de relajación.*

Tabla 4. Patrón de EMG del Bíceps femoral derecho e izquierdo, en los sujetos de los cinco grupos.

		Actividad BF bipedest.	Actividad Max BF	Media BF flexión	Media BF extensión	Ratio flex-ext BF	Media Rango máx. BF	Media BF excen.	Media BF concen	Media BF silencio	Media Lumbar onset BF silencio	Media Lumbar offset BF silencio	Media Cadera onset BF silencio	Media Cadera offset BF silencio	Ratio relax. BF
Flexión- extensión rápida	BFD	0,02±0,02	0,4±0,1	24,2±11,8	51,3±7,3	0,4±0,2	18±11,6	30,8±11,1	48,6±6	18,5±11	93,2±3,9	97,3±2,3	72,7±8,8	97,9±1,8	0,5±0,3
	BFI	0,03±0,03	0,5±0,2	24,05±11,8	52,1±6,7	0,4±0,2	16,07±14,8	34,±11,7	49,6±6,7	11,6±11	92,4±3,1	97,1±2,5	68,9±10,7	98,05±2	0,5±0,3
Flexión- extensión lenta	BFD	0,02±0,02	0,3±0,1	26,5±12,6	46,7±9,5	0,5±0,2	19,7±13,5	35,5±12,6	44,8±7,7	19,7±13	95±1,6	97,2±2,6	74,7±9,9	98,4±1,6	0,6±0,6
	BFI	0,05±0,05	0,4±0,1	22,4±10,4	47,6±8,4	0,4±0,2	19,3±14,4	32,7±10,7	46,7±8,2	12,8±12	95,2±1,8	97,2±2,1	65,7±13,5	97,8±2,4	0,7±0,6
Flexión- extensión carga	BFD	0,07±0,04*	0,4±0,1	27,9±10,2	51,6±10,6	0,5±0,2	19,1±12,6	39±9,1*	48,8±7,3	19,1±12	94,3±2,2	97,2±2,6	76,1±9,1	97,7±2,7	0,5±0,5
	BFI	0,09±0,06*	0,4±0,1*	25,2±10,3	53,1±7,7	0,4±0,2	18,5±12,9	35,4±10,4	51,2±4,2	12,1±10	94,3±2,4	97±2,8	70,9±12,8	97,7±2,9	0,5±0,4
Flexión- extensión rodilla 90°	BFD	0,01±0,03	0,2±0,1*	23,3±8,7	46,6±11	0,5±0,2	19,5±14,1	26,6±5,8	46,3±7,1	19,5±14	89,8±7,7	96,8±1,4	77,7±10	98,5±1,1	0,4±0,2
	BFI	0,01±0,04	0,1±0,1*	19,7±9,3	42,9±9,2*	0,4±0,2	17,6±8,6	24,4±10,5	44,2±4,7	11,8±3,4	86±13,9	96,5±1,3	72,7±14,5	98,7±1,1	0,7±0,3
Flexión- extensión rodilla 45°	BFD	0,01±0,01	0,2±0,1*	12,3±8,7**	39,6±9,4*	0,3±0,1*	12±5,08	15,4±4,4*	40±7,6*	12±5,08	81,9±12,6*	96,8±4,2	58,6±12,5*	97,9±2,5	1,1±0,6*
	BFI	0,009±,004	0,2±0,1*	13,1±8,3**	37,3±9,3*	0,3±0,2	12,6±7,5	17,6±11*	38±5,5*	8,7±3,3	82,4±10,6*	94,8±4,3	56,8±11*	98,3±1,7	1,3±0,8*

*Valores medios de la actividad EMG presentados como media $\pm$ desviación estándar; Diferencia significativa $*p<0,05$; BFD= Bíceps femoral derecho; BFI= Bíceps femoral izquierdo; Actividad BF bipedest= mV medios de activación EMG del Bíceps femoral en bipedestación; Actividad max BF= mV medios de activación EMG máxima del Bíceps femoral; Media BF flexión= porcentaje medio de activación EMG del Bíceps femoral durante la flexión; Ratio flex-ext BF= ratio de flexión-extensión; Media Rango máx. BF= porcentaje medio de activación EMG del Bíceps femoral en el rango máximo de movimiento; Media BF excen.= porcentaje medio de activación EMG del Bíceps femoral durante la contracción excéntrica; Media BF cocen.= porcentaje medio de activación EMG del Bíceps femoral durante la contracción concéntrica; Media BF silencio= porcentaje medio de activación EMG del Bíceps femoral en el silencio mioeléctrico; Media Lumbar onset BF silencio= porcentaje medio de la flexión lumbar al inicio del silencio mioeléctrico; Media Lumbar offset BF silencio= porcentaje medio de la flexión lumbar al final del silencio mioeléctrico; Media Cadera onset BF silencio= porcentaje medio de la flexión cadera al inicio del silencio mioeléctrico; Media Cadera offset BF silencio= porcentaje medio de la flexión cadera al final del silencio mioeléctrico; Ratio relax. BF= ratio de relajación del Bíceps femoral.*

Tabla 5. Patrón de EMG del Glúteo mayor derecho e izquierdo, en los sujetos de los cinco grupos.

		Actividad GM bipedest.	Actividad Max GM	Media GM flexión	Media GM extensión	Ratio flex-ext GM	Media Rango máx. GM	Media GM excen.	Media GM concen	Media GM silencio	Media Lumbar onset GM silencio	Media Lumbar offset GM silencio	Media Cadera onset GM silencio	Media Cadera offset GM silencio	Ratio relax. GM
Flexión- extensión rápida	GMD	0,06±0,05	0,4±0,3	23,1±11,6	49,9±12,9	0,5±0,4	11,7±7,6	32,1±13,9	50,2±11	6,7±3,1	89,6±4,02	97,4±2,2	59,2,7±18	95,5±7,1	0,6±0,5
	GMI	0,07±0,08	0,4±0,3	27,9±10,4	51,3±9,5	0,6±0,4	12,8±6,5	39,1±13,8	47,8±12	11,5±5,4	91,6±6,5	98,6±0,9	64,7 ±17,6	95,2±3,7	0,6±0,5
Flexión- extensión lenta	GMD	0,06±0,05	0,3±0,1	23,5±8,1	45,7±12,5	0,5±0,2	12,2±7,8	36,7±13,2	48,08±11	8,6±4,8	94,9±1,7	97,2±2,9	63,1±14,5	91,3±10	0,7±0,4
	GMI	0,06±0,08	0,3±0,2	27,7±9,1	50,6±6,01	0,6±0,2	14,3±9,4	45,5±11,3	51,6±9,2	14,7±9,2	92,8±6,3	98,3±1,3	58,1±17,7	94,04±5,2	0,5±0,3
Flexión- extensión carga	GMD	0,07±0,06	0,4±0,2*	22,6±8,6	46,8±11	0,5±0,2	9,5±6,1	35,6±12,2	50,9±7,5	7±4,4	94,1±1,7	97,3±2,2	65,2±19,6	97,7±2,8	0,5±0,3
	GMI	0,09±0,01	0,4±0,2*	26,6±10,5	46,7±6,6	0,6±0,2	11,3±6,8	41,4±12,1	50,2±7,9	12,2±8,6	93±4,6	98,4±0,5	66,6±22,6	94,4±6,7	0,6±0,5
Flexión- extensión rodilla 90°	GMD	0,01±0,01*	0,1±0,1*	31,4±14,9	41,7±8,4	0,7±0,2	35,9±24,6*	29,3±13,7	44,2±4,5	19,9±15	89,6±7,9	97,8±0,9	71,4±8,05	92,02±8,1	0,9±0,5
	GMI	0,02±0,01	0,1±0,08*	33,9±12,6	41,1 ±8,4*	0,8±0,2	36,6±6,8*	39,8±13,8	43,1±9,6	21,4±12	81,2±17	97,6±1,6	57,1±17,7	90,07±13	1,1±0,6
Flexión- extensión rodilla 45°	GMD	0,01±0,01*	0,1±0,09*	32,7±14,1	40,8±8,4	0,8±0,2	38,3±23,6*	29,8±15,7	43,6±7,5	17,9±9*	91,4±5,2	97,3±1,2	71,7±7,3	92,1±6,02	1,2±0,7*
	GMI	0,01±0,01	0,1±0,08*	31,02±8,4	37,7±9,8*	0,8±0,2	41,9±20*	32,3±12,4	39±7,5*	23,2±7*	85,4±13	97,8±0,9	65,4±19,3	91,4±5,04	1,8±1,4*

*Valores medios de la actividad EMG presentados como media $\pm$ desviación estándar; Diferencia significativa * $p < 0,05$; GMD= Glúteo mayor derecho; GMI= Glúteo mayor izquierdo; Actividad GM bipedest= mV medios de activación EMG del glúteo mayor en bipedestación; Actividad max GM= mV medios de activación EMG máxima del glúteo mayor; Media GM flexión= porcentaje medio de activación EMG del glúteo mayor durante la flexión; Ratio flex-ext GM= ratio de flexión-extensión; Media Rango máx. GM= porcentaje medio de activación EMG del glúteo mayor en el rango máximo de movimiento; Media GM excen.= porcentaje medio de activación EMG del glúteo mayor durante la contracción excéntrica; Media GM cocen.= porcentaje medio de activación EMG del glúteo mayor durante la contracción concéntrica; Media GM silencio= porcentaje medio de activación EMG del glúteo mayor en el silencio mioeléctrico; Media Lumbar onset GM silencio= porcentaje medio de la flexión lumbar al inicio del silencio mioeléctrico; Media Lumbar offset GM silencio= porcentaje medio de la flexión lumbar al final del silencio mioeléctrico; Media Cadera onset GM silencio= porcentaje medio de la flexión cadera al inicio del silencio mioeléctrico; Media Cadera offset GM silencio= porcentaje medio de la flexión cadera al final del silencio mioeléctrico; Ratio relax. GM= ratio de relajación del glúteo mayor.*

Tabla 6. Patrón de EMG del recto del abdomen derecho e izquierdo en los sujetos de los cinco grupos.

		Actividad RA bipedest.	Actividad Max RA	Media RA flexión	Media RA extensión	Ratio flex-ext RA	Media Rango máx. RA	Media RA pico.	Media Lumbar onset RA pico	Media Lumbar offset RA pico	Media Cadera onset RA pico	Media Cadera offset RA pico
Flexión- extensión rápida	RAD	0,04±0,02	0,5±0,2	20,6±7,6	13,01±5,9	1,8±0,9	58,2±11,1**	45,5±5,1	63,1±22,1*	78,04±13	27,5±18,04*	27,6±16,5
	RAI	0,05±0,02	0,5±0,2	25,1±10,6	13,5±5,8	2,03±0,9	58,1±10,2*	45,8±5,4	55,3±24,7*	76,3±13,9	22,6±19,1*	24,8±13,3
Flexión- extensión lenta	RAD	0,04±0,02	0,5±0,2	18,1±11,8	14,5±8,7	1,4±0,8	48,1±12,4	46,4±9,4	77,8±26,4	79,9±13,4	43,6±32,2	32,7±19,8
	RAI	0,05±0,02	0,5±0,2	22,6±12,2	14,6±7,2	1,7±0,01	50,6±10,9	47,1±8,03	68,2±34,8	77,9±15,9	37,8±31,1	29,6±17,08
Flexión- extensión carga	RAD	0,04±0,03	0,5±0,2	16,8±8,7	14,2±6,1*	1,2±0,5*	50,1±12,8	46,6±9	83,4±7,5	76,4±13,9	40,8±27,1	24,5±15,2
	RAI	0,05±0,02	0,5±0,1	20,6±9,6	15,02±5,8	1,3±0,5	51,9±11,4	48,5±7,6	78,1±17,6	77,6±12,8	37,3±26,09	22,9±12,6
Flexión- extensión rodilla 90°	RAD	0,04±0,02	0,6±0,3	18,9,4±9,4	9,9±5,2	1,9±0,8	45,5±10,6	43,1±8,3	74,3±22,7	90,2±9,5**	49,7±22,8	61,1±24,9**
	RAI	0,04±0,02	0,6±0,2	23,6±10,9	11,1 ±4,3	1,9±0,6	48,01±10,01	45,2±9,6	70,8±22,6	89,4±10,4*	42,19±21,06	59,2±25,9**
Flexión- extensión rodilla 45°	RAD	0,04±0,02	0,6±0,3	19,2±8,7	10,7±6,4	2,1±1,4	45,2±9,5	43,3±7,4	72,4±24,8	82,4±14,2	49,5±23,8	44,3±24,6*
	RAI	0,04±0,02	0,5±0,2	24,6±13,1	12,5±6,6	2,5±1,7	48,8±7,6	45,2±7,9	66,3±25,7	81,1±15,6	44,04±24,2	40,7±21,4*

*Valores medios de la actividad EMG presentados como media $\pm$ desviación estándar. Diferencia significativa * $p < 0,05$ ** $p < 0,01$. RAD = recto anterior del abdomen derecho; RAI = recto anterior del abdomen izquierdo; Actividad RA bipedest= mV medios de activación EMG del recto anterior del abdomen en bipedestación; Actividad max. RA= mV medios de activación EMG máxima del recto anterior del abdomen; Media RA flexión= porcentaje medio de activación EMG del recto anterior del abdomen durante la flexión; Ratio flex-ext RA= ratio de flexión-extensión del recto anterior del abdomen; Media Rango máx. RA= porcentaje medio de activación EMG del recto anterior del abdomen en el rango máximo de movimiento; Media RA pico= porcentaje medio de activación EMG del recto anterior del abdomen durante el pico de activación; Media Lumbar onset RA pico = porcentaje medio de la flexión lumbar al inicio del pico de activación del recto anterior del abdomen; Media Lumbar offset RA pico= porcentaje medio de la flexión lumbar al final del pico de activación del recto anterior del abdomen; Media Cadera onset RA pico= porcentaje medio de la flexión cadera al inicio del pico de activación del recto anterior del abdomen; Media Cadera offset RA pico = porcentaje medio de la flexión cadera al final del pico de activación del recto anterior del abdomen.*

Tabla 7. Patrón de EMG del oblicuo externo derecho e izquierdo en los sujetos de los cinco grupos.

		Actividad OE bipedest.	Actividad Max OE	Media OE flexión	Media OE extensión	Ratio flex-ext OE	Media Rango máx. OE	Media OE pico.	Media Lumbar onset OE pico	Media Lumbar offset OE pico	Media Cadera onset OE pico	Media Cadera offset OE pico
Flexión- extensión rápida	OED	0,04±0,02	0,4±0,3	26,02±12,5	18,3±10,6	1,6±0,5*	44,5±12,1	43,2±9,3	66±23,7*	95,2±6,9	30,1±22,7	61,7±22,8
	OEI	0,06±0,03	0,6±0,3	22,8±10,4	17,7±10,9	1,6±0,7	47,3±9,8*	42,3±6,5	79,6±26,3	85,1±20,6	33,5±26,6	46,7 ±20,7
Flexión- extensión lenta	OED	0,04±0,02	0,4±0,2	19,8±11,2	19,2±9,3	1,02±0,2	36,5±12	41,09±11,8	89,1±9,4	96,3±24	55,1±29,7	64,9±18,6
	OEI	0,06±0,02	0,5±0,2	20,1±10,4	20,07±9,6	1,02±0,2	40±12,3	41,9±8,2	79,6±22,5	87,7±17,7	48,7±27,4	52,6±24,8
Flexión- extensión carga	OED	0,05±0,03	0,4±0,2	21,8±8,1	20,8±6,5*	1,06±0,2	42,8±11	46,9±7,7	82,6±17,2	92,7±11,1	43,9±28	58,4±27,7
	OEI	0,07±0,03	0,5±0,2	22,1±8,5	20,8±6,9	1,08±0,2	40,8±10,07	43,3±7,08	78,7±18,4	86,03±16,1	47±30,9	42,01±24,9
Flexión- extensión rodilla 90°	OED	0,05±0,04	0,5±0,5	27,5±13,1	18,6±13,4	2,1±1,6	45,03±9,3	45,5±8,2	67,1±28,2	95,07±6,08	48,5±22,8	71,8±23,3
	OEI	0,07±0,05	0,7±0,5	25,6±14,2	19,6 ±12,1	1,5±0,8	42,03±9,4	45,9±7,6	72,5±29,7	95,02±7,1	50,1±25,09	75,8±19,1**
Flexión- extensión rodilla 45°	OED	0,05±0,05	0,7±0,5	24,6±12,8	13,1±7,6	2,1±0,8*	44,1±9,6	43,5±8,2	72,4±24,2*	91,6 ±9,3	36,9±19,8	64,9±21,3
	OEI	0,07±0,05	0,7±0,3	24,5±12,2	15,2±6,06	1,7±1,5*	46,3±9,4	46,6±8,2	62,3±30,1	90,6±12,2	39,2±24,6	65,2±21,7

*Valores medios de la actividad EMG presentados como media $\pm$ desviación estándar. Diferencia significativa * $p < 0,05$ ** $p < 0,01$. OED = Oblicuo externo derecho; OEI = Oblicuo externo izquierdo; Actividad OE bipedest.= mV medios de activación EMG del oblicuo externo en bipedestación; Actividad max. OE= mV medios de activación EMG máxima oblicuo externo; Media OE flexión= porcentaje medio de activación EMG del oblicuo externo durante la flexión; Ratio flex-ext OE= ratio de flexión-extensión del oblicuo externo; Media Rango máx. OE= porcentaje medio de activación EMG del oblicuo externo en el rango máximo de movimiento; Media OE pico= porcentaje medio de activación EMG del oblicuo externo durante el pico de activación; Media Lumbar onset OE pico = porcentaje medio de la flexión lumbar al inicio del pico de activación del oblicuo externo; Media Lumbar offset OE pico= porcentaje medio de la flexión lumbar al final del pico de activación del oblicuo externo; Media Cadera onset OE pico= porcentaje medio de la flexión cadera al inicio del pico de activación del oblicuo externo ; Media Cadera offset OE pico = porcentaje medio de la flexión cadera al final del pico de activación del oblicuo externo.*

6.1. Patrón de movimiento de los grupos

Se resumen a continuación los resultados obtenidos en cuanto a la comparación del patrón de movimiento entre las distintas maniobras, mediante la comparación de las variables obtenidas mediante el registro de electrogoniometría (tabla 2):

6.1.1. En posición de partida:

Se ha observado que los sujetos sentados tienen más grados de flexión lumbar y menos grados de flexión de cadera respecto a los sujetos que están de pie. El hecho de tener las rodillas a 45° o 90° de flexión en sedestación no produce cambios en el rango articular lumbar. Sin embargo, en el grupo de sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión se ha observado que la flexión de cadera es significativamente menor que en los sujetos sentados con la rodilla a 90° de flexión.

6.1.2. Durante el movimiento de flexo-extensión de tronco:

Se ha observado que la flexión máxima lumbar y de cadera es significativamente menor en los sujetos sentados respecto a los sujetos de pie; sin embargo el patrón de movimiento lumbar y de cadera de todos los grupos durante la flexión y la extensión es similar. Respecto al porcentaje de tiempo de flexión lumbar a más del 90%, se observa que el tiempo de flexión lumbar máxima se ve afectado por la carga que llevan los sujetos en las manos y el tiempo de realización del ejercicio de flexión extensión: los sujetos de flexión extensión lenta pasan menos tiempo en flexión máxima que en todos los demás excepto los sujetos con carga que pasan todavía menos tiempo en flexión máxima que los sujetos de flexión extensión lenta. El porcentaje de tiempo de flexión de cadera mayor del 90% también es significativamente menor en los sujetos del ejercicio con carga que en todos los demás grupos. Los sujetos del ejercicio con carga pasan menos tiempo en flexión lumbar máxima y en flexión máxima de cadera.

6.2. . Patrón de electromiografía de los grupos

6.2.1. Patrón de electromiografía del erector espinal

Respecto a los resultados del patrón de EMG del erector espinal (tabla 3), la actividad electromiográfica del erector espinal se ve afectada por la carga que llevan los sujetos del grupo de ejercicio con carga. En bipedestación se

ha observado que la actividad electromiográfica del erector espinal lumbar, tanto derecho, como izquierdo es significativamente mayor en los sujetos del ejercicio con carga respecto a los sujetos de otros ejercicios sin carga. Así como la intensidad de la contracción máxima del erector espinal durante la realización de los ejercicios también fue significativamente mayor en los sujetos con carga que en todos los demás.

En la fase de flexión, los sujetos del ejercicio con carga mostraron un incremento estadísticamente significativo en el porcentaje medio de activación del erector espinal derecho e izquierdo durante la flexión y en el porcentaje medio de activación del erector espinal derecho e izquierdo durante la fase excéntrica respecto a los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión, así como en el porcentaje medio de activación del erector espinal izquierdo durante la flexión respecto a los sujetos del ejercicio de flexión extensión rápida.

También se ha observado que la actividad electromiográfica excéntrica del erector espinal se ve afectada por la velocidad de realización de la tarea de flexo-extensión. Los sujetos del ejercicio de flexión extensión rápida mostraron una actividad excéntrica del erector espinal significativamente menor que los sujetos del ejercicio de flexión extensión lenta y los sujetos del ejercicio con carga.

En cuanto a la media de actividad electromiográfica en el rango máximo de movimiento del erector espinal lumbar, tanto derecho, como izquierdo, se observa que es significativamente mayor en los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión que en los sujetos de los tres grupos de bipedestación y es significativamente menor en el lado derecho en los sujetos del ejercicio con carga respecto a los sujetos del ejercicio de flexión extensión lenta y los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión. Así como la media de actividad electromiográfica del erector espinal lumbar derecho e izquierdo durante el silencio mioeléctrico fue significativamente mayor en los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión respecto a los sujetos de los tres grupos de bipedestación y fue significativamente menor en los sujetos del ejercicio con carga respecto a todos los demás sujetos de los grupos de diferentes ejercicios. Es decir, que durante el silencio mioeléctrico el erector espinal lumbar está más activo en la postura de sentado con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión y menos activo cuando se lleva una carga exterior de 10kg.

También se ha observado que el porcentaje de flexión lumbar al inicio (onset) del silencio mioeléctrico del erector espinal derecho, en los sujetos sentados con las rodillas en un ángulo de 45°, es significativamente menor que en los sujetos de los tres grupos de bipedestación. Sin embargo no se

observó ninguna diferencia en el porcentaje de flexión lumbar al final (offset) del silencio mioeléctrico del erector espinal derecho e izquierdo.

En cuanto a la cadera, el porcentaje de flexión de cadera al inicio (onset) del silencio mioeléctrico del erector espinal derecho e izquierdo, en los sujetos sentados con las rodillas en un ángulo de 90°, es significativamente mayor que en los sujetos del ejercicio de flexión extensión lenta y del ejercicio con carga y es significativamente menor en el lado derecho en los sujetos del ejercicio con carga respecto a los sujetos sentados con las rodillas en un ángulo de 90° y a los sujetos de flexión extensión rápida.

También el porcentaje de flexión de cadera al final (offset) del silencio mioeléctrico del erector espinal derecho e izquierdo, en los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 90° de flexión, es significativamente mayor que en los sujetos de flexión extensión lenta y en los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión, y es significativamente menor en el lado derecho en los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° respecto a los sujetos de flexión extensión rápida y a los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 90° de flexión.

En cuanto a la ratio de relajación (actividad electromiográfica al final de la flexión dividida por la actividad electromiográfica a mitad de la flexión) del erector espinal derecho e izquierdo, es significativamente mayor en los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión respecto a los sujetos de los tres grupos de bipedestación y es significativamente menor en los sujetos del ejercicio con carga respecto a los sujetos sentados (con la rodilla en un ángulo de 45° y 90° de flexión) y a los sujetos de flexión extensión rápida.

En la fase de extensión, los sujetos del ejercicio con carga mostraron un incremento estadísticamente significativo en el porcentaje medio de activación del erector espinal derecho e izquierdo durante la extensión respecto a todos los demás sujetos de otros grupos y en el porcentaje medio de activación del erector espinal izquierdo durante la fase concéntrica respecto a los sujetos sentados (con las rodillas a 45° y a 90° de flexión).

6.2.2. Patrón de electromiografía del bíceps femoral

Comentamos a continuación los resultados del patrón de EMG del bíceps femoral derecho e izquierdo (tabla 4). En la posición de partida en bipedestación, se ha observado que la actividad electromiográfica del bíceps femoral, tanto derecho, como izquierdo es significativamente mayor en los sujetos del ejercicio con carga respecto a los sujetos de otros ejercicios sin carga. También es significativamente mayor la intensidad de la contracción máxima del bíceps femoral izquierdo durante la realización de los ejercicios

en los sujetos con carga que en los sujetos del ejercicio flexión extensión lenta, es decir, el bíceps femoral se activa más en los ejercicios con carga. Así como se ha observado que la intensidad de la contracción máxima del bíceps femoral derecho e izquierdo durante la realización de los ejercicios fue significativamente menor en los sujetos sentados respecto a los sujetos de pie, es decir, el bíceps femoral se activa menos durante la flexión-extensión en posición sentada, y no se observó ninguna diferencia entre los dos grupos sentados.

En la fase de flexión se observa una actividad electromiográfica significativamente menor del bíceps femoral derecho e izquierdo en los sujetos sentados con 45° de flexión de rodilla respecto al resto de los grupos. El grupo de sentados con 90° de flexión de rodilla también activan menos el bíceps femoral durante la flexión, pero las diferencias no llegaron a ser estadísticamente significativas.

En la fase de extensión se ha observado que la actividad electromiográfica del bíceps femoral derecho e izquierdo es significativamente menor en los sujetos sentados con 45° de flexión de rodilla respecto al resto de los grupos. Además en el lado izquierdo el grupo de los sujetos sentados con 90° de flexión de rodilla también activan significativamente menos el bíceps femoral respecto a los sujetos en bipedestación.

Las comparaciones múltiples indican que existe una diferencia significativa en la ratio de flexo-extensión entre los sujetos sentados con 45° de flexión de rodilla y el resto de los grupos. Los sujetos sentados con 45° de flexión de rodilla tienen menor ratio de flexo-extensión respecto a los demás sujetos del resto de los grupos.

En cuanto a la media de actividad electromiográfica en el rango máximo de movimiento del bíceps femoral, tanto derecho como izquierdo, las comparaciones múltiples indican que no existen diferencias significativas entre los grupos en dicha variable. Tampoco existen diferencias significativas en la media de actividad del bíceps femoral en el silencio mioeléctrico entre los ejercicios en ninguno de los lados.

Por otro lado, se observa que la actividad electromiográfica excéntrica del bíceps femoral derecho e izquierdo al igual que la actividad electromiográfica durante la flexión, es significativamente menor en los sujetos sentados con las rodillas en un ángulo de 45° de flexión respecto a los sujetos de los grupos de pie. Los sujetos sentados con las rodillas en un ángulo de 90° de flexión también activan menos el bíceps femoral durante la fase excéntrica, pero sin llegar a alcanzar significación estadística, excepto respecto al grupo de carga donde la diferencia fue estadísticamente significativa en ambos lados. Todas estas diferencias van en el mismo sentido: el bíceps femoral se activa excéntricamente más en los ejercicios de

bipedestación. También se observa una diferencia significativa entre los dos grupos de los ejercicios sentados en el lado derecho, donde el grupo de sentados con las rodillas en un ángulo de 45° de flexión mostraron una menor actividad electromiográfica durante la fase excéntrica que el grupo de sentados con las rodillas en un ángulo de 90°. Todas estas diferencias van en el mismo sentido: los sujetos sentados con las rodillas en un ángulo de 45° de flexión activan menos el bíceps femoral durante la fase excéntrica respecto al resto de los grupos. También se ha observado que los sujetos con carga tienen mayor actividad electromiográfica excéntrica del bíceps femoral que los sujetos de flexión extensión rápida y los sujetos de los dos ejercicios en sedestación.

La actividad electromiográfica concéntrica del bíceps femoral derecho e izquierdo, al igual que la actividad electromiográfica durante la extensión, es significativamente menor en los sujetos sentados con las rodillas en un ángulo de 45° de flexión que en los demás sujetos del resto de los grupos.

El porcentaje de flexión lumbar al inicio (onset) del silencio mioeléctrico del bíceps femoral derecho e izquierdo, en los sujetos sentados con las rodillas en un ángulo de 45° de flexión, es significativamente menor que en los sujetos de los tres grupos de bipedestación. Sin embargo no se observó ninguna diferencia en el porcentaje de flexión lumbar al final (offset) del silencio mioeléctrico del bíceps femoral derecho e izquierdo.

En cuanto a la cadera, el porcentaje de flexión de cadera al inicio (onset) del silencio mioeléctrico del bíceps femoral derecho e izquierdo, en los sujetos sentados con las rodillas en un ángulo de 45° de flexión, es significativamente menor que en todos los demás sujetos. Es decir, el silencio mioeléctrico del bíceps femoral empieza antes: estar sentado con las rodillas en un ángulo de 45° de flexión adelanta el silencio mioeléctrico del bíceps femoral.

Sin embargo no se observó ninguna diferencia en el porcentaje de flexión de cadera al final (offset) del silencio mioeléctrico del bíceps femoral derecho e izquierdo.

En cuanto a la ratio de relajación del bíceps femoral, los resultados mostraron que el grupo de los sujetos sentados con las rodillas en un ángulo de 45° de flexión tiene la ratio de relajación significativamente mayor que el resto de los grupos, lo que significa, que el músculo bíceps femoral se relaja menos en flexión completa en el grupo de los sujetos sentados con las rodillas en un ángulo de 45° de flexión.

6.2.3. Patrón de electromiografía del glúteo mayor

En lo que respecta al patrón de EMG del glúteo mayor derecho e izquierdo (tabla 5), los resultados mostraron que existe un efecto estadísticamente significativo del hecho de estar sentado en la actividad mioeléctrica del glúteo mayor. En la posición de partida, los sujetos de los grupos sentados mostraron una actividad electromiográfica del glúteo mayor significativamente menor respecto a los sujetos de los grupos de bipedestación. También la intensidad de la contracción máxima del glúteo mayor durante la realización de los ejercicios fue significativamente mayor en los sujetos de pie respecto a los sujetos sentados, es decir, el glúteo mayor derecho e izquierdo se activa más en los ejercicios en bipedestación. Dicha variable no mostró diferencias significativas entre los grupos de los ejercicios en sedestación.

También se ha observado que en ambos lados la intensidad de la contracción máxima del glúteo mayor en los sujetos del ejercicio con carga fue significativamente mayor respecto a los sujetos del ejercicio de flexión-extensión lenta.

En la fase de flexión no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los ejercicios en los porcentajes de activación del glúteo mayor durante la flexión y durante la fase excéntrica en ninguno de los lados.

En la fase de extensión se ha observado que la actividad electromiográfica del glúteo mayor izquierdo es significativamente menor en los sujetos sentados respecto a los sujetos de pie. De manera similar a lo que pasa durante la extensión la media de activación del glúteo mayor izquierdo durante la fase concéntrica también fue significativamente menor en los sujetos sentados respecto a los sujetos de pie, es decir, el glúteo mayor se activa más en los ejercicios de bipedestación durante la extensión.

No se observó ninguna diferencia estadísticamente significativa entre los ejercicios en la ratio de flexo-extensión en ninguno de los lados.

En cuanto a la media de actividad electromiográfica en el rango máximo de movimiento del glúteo mayor, tanto derecho, como izquierdo, las comparaciones múltiples indican que existen diferencias significativas entre los sujetos sentados y los sujetos de pie. Todas estas diferencias van el mismo sentido: en el rango máximo de movimiento el glúteo mayor se activa más en los ejercicios de sedestación. Así como se observa que la actividad electromiográfica del glúteo mayor durante el silencio mioeléctrico es significativamente mayor en los sujetos sentados con la

rodilla en un ángulo de 45° de flexión respecto a los sujetos de los ejercicios en bipedestación.

Por otro lado, los resultados mostraron que el porcentaje de flexión lumbar y flexión de cadera al que comenzó el silencio mioeléctrico no mostró diferencias estadísticamente significativas en ninguno de los cinco grupos. Tampoco se observaron diferencias estadísticamente significativas en el porcentaje del rango articular lumbar y de cadera en el que finalizó el silencio mioeléctrico.

En lo que respecta a la ratio de relajación del glúteo mayor, los resultados mostraron que el grupo de los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión tiene la ratio de relajación significativamente mayor que el resto de los grupos de los ejercicios de bipedestación, lo que significa que el musculo glúteo mayor se relaja menos en flexión completa en el grupo de los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión.

6.2.4. Patrón de electromiografía del recto del abdomen

En el patrón de EMG del recto del abdomen derecho e izquierdo (tabla 6), se ha observado que el porcentaje de actividad electromiográfica del recto del abdomen derecho durante la extensión es significativamente mayor en los sujetos del ejercicio con carga que en el grupo de los sentados con la rodilla en un ángulo de 90° de flexión. Sin embargo no se ha observado ninguna diferencia significativa en la actividad electromiográfica del recto del abdomen durante la fase de flexión en ninguno de los la lados.

La ratio de flexo-extensión del recto del abdomen es significativamente menor en los sujetos del ejercicio con carga que en el grupo de los sentados con la rodilla en un ángulo de 90° de flexión.

En cuanto a la media de actividad electromiográfica del recto anterior del abdomen en el rango máximo de movimiento se ha observado que es significativamente mayor en ambos lados en los sujetos del ejercicio de flexión-extensión rápida que en los sujetos de ambos grupos de sentados y mayor que en los sujetos del ejercicio de flexión-extensión lenta aunque con este último se quedó rozando la significatividad.

Por otro lado, los resultados obtenidos mostraron que el porcentaje de flexión lumbar al inicio (onset) del pico de activación del recto anterior del abdomen es significativamente menor en los sujetos del ejercicio de flexión-extensión rápida que en el resto de los grupos en bipedestación. También se ha observado que el porcentaje de flexión de cadera al inicio del pico de activación del recto anterior del abdomen derecho es significativamente menor en los sujetos del ejercicio de flexión-extensión rápida que en los

sujetos de los grupos sentados y los sujetos del ejercicio con carga aunque con este último no obtuvo el nivel de significación y se quedó rozando la significatividad.

En cuanto al porcentaje de flexión lumbar al final (offset) del pico de activación del recto anterior del abdomen, los resultados mostraron que los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 90° de flexión mostraron un grado de flexión lumbar al final del pico de activación del recto anterior del abdomen derecho significativamente mayor que en el resto de los ejercicios. En el lado izquierdo se observa el mismo resultado pero la diferencia entre los dos grupos sentados no obtuvo el nivel de significación y se quedó rozando la significatividad. También se ha observado que el porcentaje de flexión de cadera al final del pico de activación del recto anterior del abdomen derecho e izquierdo es significativamente mayor en los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 90° de flexión que en los tres grupos de bipedestación.

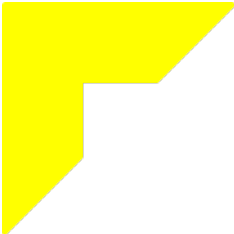
6.2.5. Patrón de electromiografía del oblicuo externo

En el patrón de EMG del oblicuo externo derecho e izquierdo (tabla 7), se ha observado, que el porcentaje de actividad electromiográfica del oblicuo externo derecho durante la extensión es significativamente mayor en los sujetos del ejercicio con carga que en el grupo de los sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión.

También se ha observado que la media de actividad electromiográfica del oblicuo externo en el rango máximo de movimiento es significativamente mayor en ambos lados en los sujetos del ejercicio de flexión-extensión rápida que en el resto de los sujetos de los grupos en bipedestación. No se ha observado diferencias en dicha variable con los sujetos sentados, ni entre los dos tipos de maniobras en sedestación.

Por otro lado, los resultados obtenidos mostraron que el porcentaje de flexión lumbar al inicio (onset) del pico de activación del oblicuo externo derecho es significativamente menor en los sujetos del ejercicio de flexión-extensión rápida respecto a los sujetos del ejercicio de flexión-extensión lenta. También se ha observado que los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión muestran un grado de flexión al inicio del pico de activación significativamente menor respecto a los sujetos del ejercicio de flexión-extensión lenta y a los sujetos con carga. Sin embargo no se ha observado ninguna diferencia significativa en el porcentaje de flexión lumbar al final del pico de activación del oblicuo externo en ninguno de los lados.

También se ha observado que el porcentaje de flexión de cadera al final (offset) del pico de activación del oblicuo externo izquierdo es significativamente mayor en los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 90° de flexión que en los sujetos del ejercicio de flexión-extensión rápida y los sujetos con carga.



Discusión



7. DISCUSIÓN

PATRONES DE MOVIMIENTO.

Se ha observado previamente que los cambios en los ángulos de flexión de las caderas y de las rodillas pueden influir sobre la curvatura lumbar (Bridger y Orkin, 1992). En el estudio de Bridger y Orkin (1992), en el que analizaron varias posturas sedentes con diferentes angulaciones en las articulaciones de las caderas y rodillas, observaron que la posición de la cadera tiene mayor influencia sobre la curvatura lumbar que la posición de las rodillas, aunque la posición de estas últimas también tiene una clara influencia sobre la curvatura lumbar al aumentar o disminuir la tensión de la musculatura isquiotibial, produciendo de esta forma una mayor o menor retroversión pélvica. En el presente estudio en posición de partida de los ejercicios entre los sujetos de pie y los sentados se muestran diferencias estadísticamente significativas. Los sujetos sentados tienen más grados de flexión lumbar, y menos grados de flexión de cadera, es decir, la pelvis está en retroversión. Estas diferencias están documentadas en la literatura científica (Andersson y cols., 1979; Dolan y cols., 1988; Lord y cols., 1997, Harrison y cols., 1999; Nairn y cols., 2013). Cuando las caderas están flexionadas, como el caso en la postura sentada, la tracción de los músculos isquiotibiales tiende a bascular la pelvis en retroversión respecto al sacro (Kapandji, 2010). Todos los movimientos de la pelvis afectan al raquis y viceversa (Wirhed 1996). La pelvis es la base sobre la que la columna vertebral se encuentra en equilibrio, de forma que un cambio en su inclinación produce cambios en la posición de la quinta vértebra lumbar y del resto de la columna vertebral (Levine y Whittel, 1996). La lordosis segmentaria y total es significativamente diferente en las posturas de bipedestación y sedestación: la lordosis disminuye casi en un 50 % cuando un sujeto pasa de bipedestación a la sedestación (Lord y cols., 1997). La relación entre la columna lumbar, la pelvis y la articulación de cadera es intrínseca, de modo que la posición y el movimiento de una de estas estructuras tienen gran influencia sobre las otras. Los ángulos de la cadera y de la rodilla influyen en la basculación de la pelvis y en la curvatura raquídea de forma que la flexión de cadera durante la posición de sedestación causa una retroversión pélvica que disminuye la lordosis lumbar.

En la fase de flexión, la flexión máxima lumbar y la flexión máxima de cadera fueron significativamente menores en los sujetos sentados respecto a los sujetos de pie. Esto podría atribuirse al estado de tensión de la musculatura isquiotibial y a la posición de la pelvis, ya que la acción de flexión en la zona lumbar está condicionada por la movilidad de la pelvis y a su vez la movilidad de la pelvis en la flexión de cadera depende de las condiciones de extensibilidad de la musculatura isquiotibial. Yasukouchi e Isayama (1995) midieron la lordosis lumbar y la rotación pélvica en 20 sujetos y llegaron a la conclusión de que la inclinación pélvica fue causada por diferentes extensores de la

cadera que dependían para su elongación y grado de activación del cambio de los ángulos del tronco, del muslo y de la rodilla. Cuando la cadera se flexiona la distancia que separa las inserciones de los isquiotibiales aumenta, de manera que cuanto más se flexiona la cadera mayor es la elongación relativa de los músculos isquiotibiales y más se tensan (Kapandji, 2010). Dado que en la posición sentada la flexión de cadera es mayor que en la posición de pie y que la longitud y la tensión de los músculos isquiotibiales tienen efectos en la contribución a la rotación pélvica, los sujetos sentados se ven limitados en flexión completa en comparación con los sujetos de pie.

Respecto al porcentaje de tiempo de flexión lumbar a más del 90%, es decir, el tiempo durante el cual los sujetos mantuvieron el raquis lumbar con una flexión mayor del 90% de la flexión máxima, se observó que los sujetos de flexión extensión lenta pasan menos tiempo en flexión máxima que en todos los demás excepto los sujetos con carga que pasan todavía menos tiempo en flexión máxima que los sujetos de flexión extensión lenta (los sujetos con carga pasan menos tiempo con la cadera flexionada a más del 90% que los demás). Esto significa que los sujetos con carga alcanzan la flexión máxima más tarde y abandonan la flexión máxima antes, en otras palabras, el tiempo relativo de flexión era más largo en estos sujetos. El momento flexor se considera la principal fuente de daño para el tejido conectivo de las estructuras espinales durante la flexión del tronco hacia delante y aumenta con el grado de flexión (Adams y cols., 2002d). Podríamos argumentar que los resultados referidos son quizá parte de una estrategia frente a la carga para proteger las estructuras espinales sometidas a una gran tensión en la flexión máxima al disminuir el tiempo en el que la flexión del raquis permanece en rangos de flexión próximos a su límite.

No se observaron diferencias significativas ni en el raquis lumbar ni en la cadera en los porcentajes de flexión durante el tiempo de flexión y extensión. Gattton y Pearcy (1999) estudiaron la cinemática del movimiento de flexión lumbar en sujetos sanos y tampoco encontraron diferencias significativas cuando compararon la flexión media sin carga y con una carga de 5 Kg en las manos.

ACTIVACIÓN MUSCULAR

Patrón de actividad electromiográfica del erector espinal

El efecto de la carga

En el presente estudio la adicción de una carga externa durante la flexión hacia delante mostró tener efectos sobre la actividad mioeléctrica del erector espinal. En la posición de partida en bipedestación la actividad electromiográfica del erector espinal en los sujetos con carga fue significativamente mayor que en todos los demás sujetos. Esta mayor activación podría ser debida a la carga que estaban sosteniendo los sujetos del grupo de carga, lo que implica una carga adicional anterior al tronco que podría estar

aumentado la demanda de la musculatura erectora del tronco para hacer frente al mayor momento flexor, generando la rigidez de columna necesaria para mantener la estabilidad del tronco. En posición erecta, la proyección del centro de gravedad es anterior al centro de las articulaciones raquídeas y los músculos espinales están en reposo salvo para mantener su tono basal, aunque en esta posición se tiende a un desplazamiento del tronco que debe ser compensado por las fuerzas ejercidas por ligamentos y músculos raquídeos (Miralles y Puig, 1998). Cuando se añade una carga externa los músculos espinales superficiales se reclutan para equilibrar los pesos externos (Cailliet, 2006). El tono de los erectores espinales nos mantiene erguidos, por lo cual el hecho de añadir una carga externa en las manos conlleva a un aumento de la actividad del erector espinal evitando que el tronco se vaya hacia delante. La mayor activación de los erectores espinales en la posición erecta cuando se añade una carga externa corrobora su gran participación en la estabilidad de la columna además de su participación en la extensión del tronco.

En el análisis de la actividad electromiográfica del erector espinal durante la flexión, el registro muscular muestra una actividad mioeléctrica del erector espinal derecho e izquierdo significativamente mayor en los sujetos con carga frente al registro en los sujetos sin carga. A su vez la comparación de la media de actividad electromiográfica excéntrica del erector espinal derecho e izquierdo también muestra que es significativamente mayor en los sujetos con carga en comparación con los sujetos que no llevaban carga. Cuando analizamos la intensidad de la contracción máxima del erector espinal durante la realización de las tareas, cabe destacar que esta fue también significativamente mayor en los sujetos con carga, resultado que va en línea con los resultados mencionados anteriormente. Se ha descrito en la literatura que la actividad electromiográfica de los músculos de la espalda aumenta tanto con un aumento del ángulo de flexión como con un aumento de la carga externa en un ángulo fijo (Anderson y cols., 1977a, b; Morris y cols., 1961; Schultz y cols., 1982). El erector espinal lumbar durante la flexión y la contracción excéntrica tiene la función de ralentizar la flexión del tronco y controlar el movimiento (Cailliet, 2006): si aumentamos la carga externa su actividad se incrementaría para controlar mejor el movimiento de flexión hacia delante.

Varios autores han demostrado un retraso en la aparición del silencio mioeléctrico cuando se añade una carga externa durante el movimiento de flexión-extensión (Kipper y Parker, 1984; Gupta, 2001; Howarth y Mastragostino, 2013). Concretamente en el estudio de Kipper y Parker (1984), los autores mostraron que el FFR ocurrió más tarde en el ciclo de flexión cuando se añadió peso adicional y sugirieron que los ligamentos toman más tiempo para tomar el control de los músculos. En un estudio más reciente Howarth y Mastragostino (2013), investigaron la influencia de una carga añadida a la parte superior del cuerpo sobre la cinética y la cinemática de la columna lumbar al inicio del silencio mioeléctrico. Los investigadores analizaron la actividad electromiográfica del erector espinal en tres condiciones de carga diferentes: flexión hacía adelante con 0%, 15% y 30% de la masa estimada de la parte superior del cuerpo agregada a los hombros. Los autores comunicaron resultados similares a los anteriores y

mostraron un aumento significativo en el ángulo del inicio del silencio mioeléctrico en las dos situaciones de carga respecto a la condición sin carga. Este retraso de la aparición del silencio mioeléctrico observado en los sujetos con carga externa podría deberse al incremento del momento flexor. Se ha sugerido que el silencio mioeléctrico o el fenómeno de flexión-relajación en la columna lumbar ocurre cuando la carga se transfiere desde la musculatura extensora de la columna vertebral a sus estructuras pasivas (Fick, 1911; Mc Gill y Kippers, 1994; Solomonow y cols., 2003). La adición de carga supone un incremento del momento flexor que hace que el erector espinal lumbar tenga que permanecer activo durante un rango de movimiento más amplio hasta que el momento extensor generado por los elementos vertebrales posteriores a través de la tensión pasiva adquirida durante el movimiento se incremente proporcionalmente para alcanzar el equilibrio y así poder tomar el control de la estabilidad raquídea dando lugar a la relajación de la musculatura erectora de la columna lumbar (Colloca y Hinrichs, 2005). En nuestro caso, el análisis de los registros cruzados de la EMG y el electrogoniómetro han mostrado que los sujetos con carga tenían mayor flexión lumbar al inicio del silencio mioeléctrico, es decir, el silencio mioeléctrico aparece en un mayor ángulo de flexión lumbar, aunque las diferencias no llegaron a alcanzar significación estadística, tal vez por tratarse de cargas relativamente bajas.

El análisis de la EMG durante la flexión máxima demuestra que el porcentaje de la actividad electromiográfica del erector espinal es significativamente menor en los sujetos con carga en comparación con los sujetos sin carga, así como el porcentaje de actividad electromiográfica del erector lumbar durante el silencio mioeléctrico que también es significativamente menor en los sujetos con carga respecto a los sujetos sin carga. En otras palabras el erector espinal lumbar de los sujetos con carga se relaja más y se activa menos en la flexión máxima. Estos hallazgos concuerdan con los clásicos de Floyd y Silver (1955) que encontraron que los erectores espinales permanecen inactivos en las etapas iniciales de levantamiento de un peso pesado, pero disputan los hallazgos de Schultz y cols. (1985) que informaron que los músculos erectores espinales se activarían en plena flexión para compensar cualquier incremento de la carga superior a aquella causada por la masa de la parte superior del cuerpo. Otro estudio más reciente sobre cómo afectan las grandes cargas al fenómeno de flexión relajación durante la flexión extensión del tronco también ha encontrado resultados contrapuestos a los nuestros, informando que cuando la carga es significativamente alta, los músculos erectores espinales se activan incluso en las posturas totalmente flexionadas para proteger los tejidos pasivos (YanJun Ma y Xinhai Shan, 2017). En cambio Sarti y cols., (2001) mostraron que una carga ligera (<10Kg) no tiene efecto sobre el fenómeno de flexión relajación. Las diferencias entre los estudios pueden deberse a la variación del peso de la carga utilizada en cada estudio y/o a las variaciones en la posición de los brazos durante el movimiento de elevación y de inclinación hacia delante, ya que estos factores pueden influir en el momento flexor ejercido sobre la columna vertebral. Cuando la columna lumbar se aproxima a la máxima flexión, pequeñas variaciones en el grado de flexión producen grandes cambios en el momento flexor (Dolan y Adams, 1993 a). En nuestro estudio suponemos que la disminución de la actividad mioeléctrica

del erector espinal lumbar en la flexión máxima es consecuencia del aumento del momento flexor en la flexión máxima por la carga añadida. En esta situación los tejidos se someten a un mayor estrés y se estiran más que en la condición normal y la tensión del tejido conectivo puede remplazar completamente la contracción muscular. Es posible que al mismo tiempo pueda haber un reclutamiento de músculos profundos, que no han sido registrados en este estudio. En consecuencia la actividad del erector espinal lumbar disminuye.

El patrón de electromiografía del erector espinal lumbar mostró que la ratio de relajación del erector espinal derecho e izquierdo es significativamente menor en los sujetos con carga, es decir, el erector espinal lumbar se relaja más en los sujetos con carga que en los demás. La ratio de relajación se calcula como la actividad electromiográfica al final de la flexión dividida por la actividad electromiográfica a mitad de la flexión. Como acabamos de discutir, en nuestro estudio hemos observado que los sujetos con carga durante la flexión máxima y en el silencio mioeléctrico el erector espinal lumbar derecho e izquierdo tiene menos actividad electromiográfica. También hemos observado que el erector espinal lumbar derecho e izquierdo tienen mayor actividad mioeléctrica durante la flexión en los sujetos con carga. Todo ello reduce el numerador y aumenta el denominador de la ratio de relajación por lo que ésta resulta menor que 1 y es menor en los sujetos con carga respecto a los demás grupos.

El análisis de la EMG durante la extensión demuestra que la actividad electromiográfica del erector espinal lumbar derecho e izquierdo es significativamente mayor en los sujetos con carga respecto a todos los demás. Se ha establecido que la actividad electromiográfica aumenta con el aumento de la carga externa (Anderson y cols., 1977a, b; Morris y cols., 1961; Schultz y cols., 1982). La actividad electromiográfica de los músculos de la espalda esta anatómicamente relacionada con la fuerza en los músculos (Anderson y cols., 1977 a; Basmajian y DeLuca, 1985; Pope y cols., 1991). Resulta bastante obvio que el incremento de la actividad mioeléctrica del erector espinal podría ayudar a reducir la carga espinal durante la extensión del tronco. De la misma manera que el erector espinal genera más fuerza activa para sostener la carga en bipedestación, lo hace para levantar la carga después de una flexión.

El efecto de la velocidad

En el presente estudio hemos observado que la actividad electromiográfica excéntrica del erector espinal lumbar se ve afectada por la velocidad de realización de la tarea de flexión extensión. La actividad electromiográfica excéntrica en los sujetos durante la maniobra de flexión extensión rápida es significativamente menor que en los sujetos de la serie lenta y en los sujetos con carga. Durante la flexión del tronco desde bipedestación, la principal fuerza agonista del movimiento es el peso del tronco, dado que el movimiento se hace a favor de la gravedad. La contracción excéntrica de los extensores de la columna tiene como fin controlar y frenar este movimiento. Entendemos que nuestros resultados se deben a que durante una flexión de tronco rápida

se deja caer el cuerpo sin necesidad de una contracción excéntrica importante: para incrementar la velocidad de la flexión, el erector espinal disminuiría su actividad para no frenar la bajada. Se ha sugerido que la variación en la velocidad de movimiento durante los movimientos de flexión extensión del tronco puede influir en el fenómeno de flexión relajación y/o en los datos cinesiológicos (Sarti y cols., 2001; Farfan, 1975; Mc Gill y Kippers, 1994). En nuestro estudio no se ha observado ningún efecto en la aparición del silencio mioeléctrico del erector espinal lumbar al incrementar la velocidad de ejecución del movimiento de flexión extensión. Nuestros resultados coinciden con los resultados de Steventon y Ng, (1995) quienes tampoco pudieron demostrar la asociación de la velocidad de flexión del tronco con cambios en el control neuromotor del erector espinal. En cambio Sarti y cols (2001) sí encontraron diferencias estadísticamente significativas en el tiempo relativo entre la flexión y la extensión del tronco y en la aparición del silencio mioeléctrico cuando se incrementa la velocidad de movimiento, y mostraron que el incremento de la velocidad de movimiento aumentó significativamente el tiempo relativo de flexión lumbar y redujo significativamente el tiempo relativo de extensión lumbar, además de retrasar significativamente la aparición del silencio mioeléctrico en el rango de flexión. Las diferencias entre los estudios pueden deberse a variaciones metodológicas, tanto en las velocidades de movimiento comparadas (flexión en un segundo, dos segundos...) como en los métodos de medición de los patrones de movimiento, que utilizan goniómetros muy distintos. Las muestras de los distintos estudios comentados adolecen también de una alta heterogeneidad.

El efecto del ángulo de rodilla

El estudio de la influencia del ángulo de la rodilla en la respuesta de flexión relajación del erector espinal es uno de los aspectos más novedosos del presente estudio. Si observamos los resultados de la tabla 2, el efecto del ángulo de la rodilla en la respuesta de flexión relajación es evidente en la postura de flexión completa. El porcentaje de flexión lumbar al inicio del silencio mioeléctrico fue significativamente menor en los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° que en los sujetos de pie (piernas rectas, rodillas a 0° de flexión), es decir, el silencio mioeléctrico en los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° empieza antes. Callaghan y Dunk (2002) no estudiaron la flexión relajación en una postura de flexión completa desde una posición sentada, pero estudiaron la activación de la musculatura extensora en una postura sentada con flexión relajada (posición encorvada, decaída). Sus resultados pusieron de manifiesto que el erector espinal torácico se relajaba en esta posición en ángulos de flexión menores que cuando se estudiaba su flexión-relajación desde postura erecta. La teoría más aceptada de porque se produce el fenómeno de flexión relajación en el rango máximo de flexión implica que los tejidos pasivos (ligamentos, fascia, capsulas) se estiran hasta un punto en el que pueden soportar el momento flexor impuesto aplicado sobre el raquis lumbar (Kipper y Parker, 1984; Schultz y cols., 1985; Toussaint y cols., 1995). El fenómeno de flexión relajación se produce en la flexión sentada en un ángulo de flexión lumbar que es menor que en la posición de flexión relajación de pie. Esto

parece respaldar la teoría mecánica de que la flexión-relajación es una respuesta de los tejidos pasivos que pueden soportar el momento flexor aplicado al tronco: dado que el grado de flexión lumbar desde postura sedente es menor que desde postura erecta, este momento flexor sería menor en la flexión sentada y por lo tanto los tejidos pasivos serían capaces de soportar este momento en un ángulo de flexión lumbar más pequeño, y por consiguiente se produce antes el silencio mioeléctrico del erector espinal. Sin embargo no se observó ninguna diferencia en el porcentaje de flexión lumbar al final del silencio mioeléctrico del erector espinal. En este caso se trata de una activación concéntrica con un componente voluntario muy importante, que no depende tanto de las activaciones reflejas provocadas por la tensión de las estructuras pasivas.

También se ha observado que los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 90° de flexión tienen mayor grado de flexión de cadera al inicio del silencio mioeléctrico respecto a los sujetos de los ejercicios desde bipedestación, tanto el ejercicio lento como el ejercicio con carga. Este mayor ángulo de flexión de cadera podría deberse a que la flexión de cadera comienza antes en los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 90° que en los sujetos del ejercicio de flexión-extensión lenta y del ejercicio con carga durante el ciclo de flexión, tal vez a causa del estado de activación de los isquiotibiales y los glúteos. Los estudios electromiográficos han demostrado que durante la flexión del tronco los músculos espinales son los primeros en contraerse seguidos de los glúteos y por último los isquiotibiales al final de la flexión. Al final de la flexión, el raquis se estabiliza únicamente por la acción pasiva de los ligamentos raquídeos que toman como punto de referencia la pelvis, cuya anteversión retienen los isquiotibiales (Kapandji, 2010). Cuando hay una contracción de los músculos abdominales para comenzar la flexión, los músculos de la pelvis que mantienen la estática se contraen isométricamente, por lo cual la pelvis se permanece neutra por la contracción isométrica de los isquiotibiales y glúteos (Cailliet, 2006). Esta contracción podría ser menor en los sujetos sentados que en los sujetos de pie ya que en la posición sentada no se necesita mucha fuerza para controlar la pelvis, por todo lo cual la flexión de cadera será menos limitada. Esto podría explicar nuestro resultado. Esta diferencia no es significativa cuando se compara los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 90° y los sujetos de flexión-extensión rápida, tal vez debido a que en una flexión rápida del tronco se deja caer el cuerpo y no se necesita una contracción importante de los isquiotibiales y de glúteos para controlar la pelvis, lo que podría adelantar el inicio de su anteversión. En la misma línea, también hemos observado que en el ejercicio con carga los sujetos tienen menos flexión de cadera al inicio del silencio mioeléctrico que en el ejercicio de flexión-extensión rápida. Cuando se añade la carga, el ángulo de flexión de cadera en el inicio del silencio mioeléctrico podría estar disminuido porque la contracción de los isquiotibiales y glúteos necesaria para controlar la pelvis es mayor y por consiguiente el movimiento de la pelvis estaría más limitado en la flexión.

Al final del silencio mioeléctrico se ha observado que los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 90°, tienen más grados de flexión de cadera respecto a los sentados con la rodilla en un ángulo de 45°, lo que podría indicar que la extensión de cadera y por lo

tanto la actividad concéntrica del erector espinal comienza antes en los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° respecto a los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 90°. Es decir, el silencio mioeléctrico finaliza antes en los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45°. Sin embargo en la región lumbar esta variable no fue estadísticamente significativa. Es difícil extraer conclusiones sobre esta variable. En el ritmo lumbopélvico la fase de extensión se hace de forma secuencial: comienza con una extensión de cadera y posteriormente continua con la extensión del raquis (Cailliet, 1982). Durante la fase de extensión, el inicio de la activación concéntrica de los extensores tiene, como ya hemos comentado anteriormente, un importante componente voluntario. Es decir, no tiene un origen reflejo relacionado con la tensión en las estructuras pasivas como en el caso de la activación excéntrica y por lo tanto la activación concéntrica no depende tanto del grado de flexión lumbar y de la tensión de las estructuras pasivas posteriores. Este hecho podría justificar la heterogeneidad de los resultados entre los ángulos de flexión lumbar y de cadera al final del silencio mioeléctrico del erector espinal.

En cuanto a la media de actividad electromiográfica en el rango máximo de flexión, se ha observado que los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° tienen más actividad electromiográfica del erector espinal en flexión máxima que los sujetos de pie con las rodillas extendidas. También la actividad electromiográfica durante el silencio mioeléctrico fue significativamente mayor en los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45°. No hemos podido comparar estos resultados al no haber encontrado trabajos anteriores que analicen estas variables en posturas sentadas. La justificación de estos resultados podría ser la siguiente: como ya hemos explicado anteriormente, durante la flexión del raquis lumbar el erector espinal reduce su actividad mientras la tensión en los tejidos pasivos aumenta con el aumento de la flexión lumbar para contrarrestar el peso de la parte superior del cuerpo. Los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° flexionan mucho menos la columna lumbar comparándolos con los sujetos de pie, en torno al 50% menos de flexión en el rango máximo (tabla 2). Es por eso que probablemente no alcancen los grados de flexión lumbar necesarios para que la tensión en los tejidos pasivos sea suficiente para soportar completamente el momento flexor generado en el raquis lumbar, lo que produce una mayor activación del erector espinal para contrarrestar dicho momento flexor.

El patrón de electromiografía del erector espinal lumbar mostró que la ratio de relajación del erector lumbar derecho e izquierdo es significativamente mayor en los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión respecto a los sujetos de pie con las rodillas extendidas, es decir, los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión relajan menos el erector espinal en la flexión completa. Tampoco ha sido posible encontrar trabajos anteriores que incluyan esta variable. Como hemos comentado anteriormente, nuestros resultados muestran que la flexión máxima lumbar es significativamente menor en los sujetos sentados, y que la media de actividad electromiográfica en el rango máximo de movimiento es significativamente mayor en los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45°. Por todo ello podemos suponer

que los sujetos sentados con 45° de flexión de rodilla flexionan menos la columna lumbar y no llegan a relajar el erector espinal por completo.

Estos resultados indican que el efecto del ángulo de la rodilla es particularmente importante cuando el individuo se acerca al final de su rango de movimiento, donde los ligeros cambios en la rotación de la pelvis pueden tener un impacto significativo en la contribución pasiva al momento extensor.

Patrón de actividad electromiográfica del bíceps femoral

En cuanto a la activación muscular del bíceps femoral, los resultados mostraron un aumento significativo de la actividad muscular en la posición de partida y de la actividad máxima en el grupo de los ejercicios con carga respecto a los grupos de los ejercicios sin carga, es decir, el bíceps femoral se activa más en los ejercicios con carga. También se ha observado que la intensidad de la contracción máxima del bíceps femoral durante la realización de los ejercicios fue significativamente menor en los ejercicios desde posición sedente respecto a los ejercicios de pie, es decir, el bíceps femoral se activa menos durante la flexión extensión en posición sentada.

Estos resultados podrían estar relacionados con la variación de la ubicación del centro de gravedad del cuerpo y la influencia de ésta en la variación del porcentaje de carga del peso total del cuerpo que recibe la columna vertebral. El porcentaje de carga del peso total del cuerpo que recibe la columna vertebral depende de la posición del tronco respecto al centro de gravedad (Kippers y Parker, 1985; Klausen y Rasmussen, 1968). El centro de gravedad también se ve influenciado por la manera como se distribuye el peso del cuerpo, y su posición se ve sometida a una gran variabilidad por cargas externas que se aplican a las diferentes partes del cuerpo en bipedestación, de modo que la carga externa añadida hará mover el centro de gravedad hacia su mismo lugar y el tamaño de la respuesta EMG a esta carga depende tanto del peso del objeto como de la posición de su centro de masa en relación con la unión lumbosacra (Kippers y Parker, 1985). El desplazamiento del centro de gravedad hacia delante aumenta el brazo del momento flexor, lo que produce una mayor activación de la musculatura extensora (Kippers y Parker, 1985). Por otro lado, debido al hecho de estar en bipedestación durante el movimiento de flexión-extensión de tronco el centro de gravedad podría caer fuera de la base de sustentación y en esta situación se necesita mucha fuerza para mantener el equilibrio. En esto la mayor activación de una musculatura tan potente como la isquiotibial juega un papel muy importante. En el ejercicio con carga los músculos isquiotibiales se activarían más para compensar el efecto creciente de la gravedad sobre la masa corporal de la parte superior del cuerpo y estabilizar la pelvis para permitir la flexo-extensión de tronco. En este sentido, parece razonable pensar que en los sujetos del ejercicio en bipedestación en general y los sujetos del ejercicio con carga en particular, el musculo bíceps femoral estaría aumentado su actividad para aportar más estabilidad a la región lumbopélvica, ante el aumento del brazo del momento flexor.

En cambio en la postura de sedestación los sujetos están apoyados sobre un asiento plano. La pelvis se encuentra estable y fija, y los sujetos están en equilibrio, ya que la línea vertical que pasa por el centro de gravedad se mantiene dentro de los límites de la base de sustentación durante el movimiento de flexión de tronco hacia delante. Esto podría justificar la menor activación observada en el bíceps femoral en este ejercicio, tanto en la posición de partida como en la activación máxima.

En nuestro estudio se ha observado que la media de activación del bíceps femoral durante la flexión y la contracción excéntrica fue significativamente menor en los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión que el resto de los sujetos. Esto mismo se ha observado durante la extensión y la contracción concéntrica; esta diferencia también fue significativa entre las dos posturas sedentes (con la rodilla en un ángulo de 45° y con la rodilla en un ángulo de 90). Este resultado nos conduce a pensar que esta menor activación del bíceps femoral de los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión podría estar relacionada con la tensión pasiva debida al grado de estiramiento del bíceps femoral de los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión.

No tenemos constancia hasta el momento de la existencia de ningún estudio que analice la actividad EMG del bíceps femoral en posiciones sedentes y durante los movimientos de flexión extensión desde una posición sedente. A pesar de esto, podríamos explicar nuestros resultados de la siguiente manera. La activación neuromuscular de los músculos de la región pélvica juega un papel clave en la estabilidad lumbopélvica y en la coordinación de los movimientos espinales, pélvicos y de los miembros inferiores (Lamoth y cols 2006; Vogt y cols, 2003). El musculo bíceps femoral es uno de los músculos isquiotibiales que desempeña un papel importante en la estabilidad de la pelvis. En la posición de flexión de rodilla a 45° la musculatura isquiotibial presenta un grado de estiramiento importante debido tanto a la posición flexionada de la cadera como al importante grado de extensión que presenta la rodilla. Esto causa una importante tensión pasiva en los isquiotibiales, que podría estar haciendo innecesario un gran aporte de tensión activa extra para estabilizar la pelvis. Quizá por ello el bíceps femoral se activa menos durante la flexo-extensión desde esta postura.

Por otro lado la ratio de flexo-extensión del bíceps femoral fue significativamente menor en los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión que en resto de los sujetos. Esto podría estar indicando que la actividad muscular baja más durante la flexión que durante la extensión en los sujetos sentados con la rodilla a 45° de flexión. Esto resulta evidente si observamos los resultados de la tabla 4, en los que se aprecia que la magnitud de las diferencias en la actividad del bíceps femoral en la fase de flexión es mucho mayor que la magnitud de dichas diferencias en la fase de extensión, aunque en el ejercicio de sedestación con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión se ve que la actividad del bíceps femoral baja en ambas fases del movimiento.

Este resultado está respaldado por hallazgos anteriores que sugieren que el movimiento de la columna lumbar y la pelvis es diferente en flexión y en extensión. En un estudio

llevado a cabo por Nelson y cols. (1995) los autores informaron que durante la flexión del tronco el movimiento es similar entre estas regiones, pero durante la extensión la pelvis comienza el movimiento antes que la columna lumbar, lo que sugiere una mayor carga de los isquiotibiales durante la extensión. Este hecho ha conducido algunos investigadores a analizar la relación entre el movimiento relativo y la actividad muscular de los músculos extensores de la cadera y de la columna lumbar, observándose que, durante la fase inicial de la flexión de tronco, los músculos extensores de la espalda y la cadera (erector espinal y bíceps femoral) se activaron simultáneamente y el músculo glúteo mayor se activó más tarde. Al comienzo de la extensión observan una activación muscular secuencial, con el bíceps femoral activado primero, seguido por la activación del glúteo mayor y luego la activación del erector espinal (Leinonen y cols., 2000). Durante la flexión, como hemos comentado anteriormente, el movimiento del tronco es causado por su peso a favor de la gravedad, y el papel de los músculos se limita a una contracción excéntrica de control menos intensa y más simultánea de los extensores de la espalda y la cadera. Por este motivo, en flexión la carga se reparte de forma más equitativa entre estos dos grupos musculares, con lo cual el bíceps femoral se activaría menos respecto a la extensión. En cambio durante la extensión la activación muscular es de forma secuencial y el bíceps femoral se activa primero, lo que implica una mayor activación global del músculo en esta fase. De hecho se ha observado que los músculos isquiotibiales soportan más carga relativa que los músculos erectores lumbares durante las fases iniciales de extensión desde la posición completamente flexionada (Paquet y cols., 1994).

Sin embargo, no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre los ejercicios en la media de activación del bíceps femoral durante la flexión máxima, ni en el silencio mioeléctrico. El silencio mioeléctrico del bíceps femoral es más corto que el del erector espinal (Sihvonen, 1997), y mucho más irregular, debido tal vez a las diferencias interpersonales en la distensibilidad isquiotibial (Sánchez-Zuriaga y cols., 2016). Más allá de estos trabajos, la literatura no ha estudiado demasiado los patrones de activación de la musculatura isquiotibial. No hemos encontrado, por ejemplo, ningún estudio que analice el comportamiento del bíceps femoral durante la flexión-extensión del tronco desde una posición sedente. La evidencia sobre el patrón de activación muscular del bíceps femoral es escasa y se centra fundamentalmente en pacientes con dolor lumbar. Algunos autores han evidenciado un aumento de la actividad muscular de los isquiotibiales durante la fase de flexión completa en un grupo de sujetos con dolor relacionado con el trabajo sentado frente al ordenador en comparación con un grupo de sujetos sin dolor lumbar (Min-Hee y Won-Gyu, 2013), pero este estudio a diferencia del nuestro compara los sujetos con dolor con los sujetos asintomáticos, por lo tanto no podemos establecer las comparaciones oportunas con nuestros resultados.

En lo que respecta al fenómeno de flexión-relajación del bíceps femoral, cabe destacar que este estuvo presente en la gran mayoría de los sujetos del estudio. Y aunque no se observaron diferencias en los valores de activación muscular, sí que se observaron alteraciones en los parámetros de inicio del silencio mioeléctrico. Concretamente, los

resultados mostraron que el porcentaje de flexión lumbar y pélvica al inicio del silencio mioeléctrico del bíceps femoral fue significativamente menor en los sujetos sentados con la rodilla a 45° de flexión respecto a los sujetos de pie, es decir, el silencio mioeléctrico del bíceps femoral empieza antes cuando la flexión se produce desde sedestación con las rodillas a 45 grados de flexión. Sin embargo no se observó ninguna diferencia en el porcentaje de flexión lumbar ni de cadera al final del silencio mioeléctrico. El alargamiento del silencio mioeléctrico implica que los músculos isquiotibiales permanecen activos durante menos tiempo en la fase de flexión. Cuando la flexión de cadera es casi completa se produce el fenómeno de flexión relajación en los isquiotibiales y después de este punto la última parte de la flexión total de tronco y de la flexión total pélvica ocurren sin actividad en la musculatura de espalda y refuerzo isquiotibial respectivamente (Sihvonen., 1997). La explicación de esta relajación precoz del músculo podría estar en un factor que hemos comentado anteriormente, que es que en la posición de flexión de rodilla a 45° la musculatura isquiotibial presenta un alto grado de estiramiento por la flexión de la cadera y el importante grado de extensión de rodilla. El aumento de tensión pasiva en los isquiotibiales que esto implica podría explicar que con un menor rango de flexión extra se alcance el grado de estiramiento necesario para que la tensión pasiva del músculo haga innecesaria la contracción muscular para estabilizar la pelvis, y se alcance así el inicio del silencio mioeléctrico con un menor grado de flexión lumbopélvica.

Aunque no hemos observado diferencias en los porcentajes de activación muscular durante la flexión máxima o el silencio mioeléctrico, sí hemos encontrado un incremento de la ratio de relajación del bíceps femoral en el grupo del ejercicio de los sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión, es decir, este grupo relaja menos el bíceps femoral. Es importante recordar que nuestros resultados muestran que los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión también relajan menos el erector espinal. Como ya hemos desarrollado anteriormente, en esta postura el bíceps femoral está más elongado y en tensión. El papel estabilizador lumbopélvico de los músculos isquiotibiales es importante, debido a sus inserciones anatómicas y sus interconexiones con el ligamento sacrotuberoso y las porciones largas del ligamento sacroilíaco dorsal, que tienen a su vez una estrecha relación anatómica con el erector espinal y la capa posterior de la fascia toracolumbar. A través de esta cadena de interconexiones se forma un vínculo importante entre el miembro inferior, la pelvis y la columna vertebral (Vleeming y cols., 1996). La tensión del ligamento sacrotuberoso inducida por el tendón del bíceps femoral conduce a un aumento de tensión en el ligamento sacroilíaco dorsal debido a sus interconexiones ligamentosas. Y dado que la parte caudal del músculo erector espinal está conectada al sacro a través de las porciones largas del ligamento sacroilíaco dorsal (MacIntosh y cols., 1991), se puede suponer una relación compleja comparable a la del bíceps femoral y el ligamento sacrotuberoso entre el ligamento sacroilíaco dorsal y el erector espinal. El tendón proximal del bíceps femoral se origina en la tuberosidad isquiática, y está conectado con el ligamento sacrotuberoso. Durante la flexión, la tuberosidad isquiática experimenta una torsión inferior como resultado del aumento de la tensión en el músculo bíceps

femoral, lo que provoca un aumento de la tensión en el ligamento sacrotuberoso (Vleeming y cols., 1996). Y en posición sedente a 45 grados de flexión de rodilla esta tensión es máxima, lo que limita el rango de flexión y el grado de estiramiento tanto de los músculos lumbares como pélvicos. Este menor rango de flexión y su consecuente menor grado de estiramiento podrían provocar que, al igual que argumentábamos para el erector espinal, la pelvis rotando en la articulación coxofemoral probablemente no alcance los grados de flexión necesarios para que la tensión en los tejidos pasivos sea suficiente para soportar completamente el momento flexor generado en la unidad lumbopélvica. Esto podría producir una menor relajación de los isquiotibiales para contrarrestar dicho momento flexor.

Patrón de actividad electromiográfica del glúteo mayor.

En lo que respecta a las variables que describen el patrón de activación muscular del glúteo mayor durante la flexión-extensión de tronco, nuestros resultados indican que el patrón de activación muscular del glúteo mayor cambia según la postura y el estímulo aplicado.

Los ejercicios en bipedestación mostraron una mayor activación electromiográfica en la posición de partida respecto a los ejercicios en sedestación. También se observó que la intensidad de activación electromiográfica máxima del glúteo mayor es significativamente mayor en los ejercicios en bipedestación respecto a los ejercicios en sedestación, es decir, los sujetos de pie activan más el glúteo mayor en la posición de partida y durante la flexión-extensión de tronco. La explicación más plausible de las diferencias en los patrones de reclutamiento muscular entre los sujetos de pie y los sentados es que en los sujetos de pie el glúteo mayor está sometido a una carga mayor y el momento flexor que debe soportar es mayor que en los sujetos sentados debido a la ubicación anterior del centro de gravedad respecto al raquis lumbar. Según Kippers y Parker, el tamaño de la respuesta EMG a una carga depende tanto del peso del objeto como de la posición de su centro de masa en relación con la unión lumbosacra (Kippers y Parker, 1985). Además en los sujetos sentados la pelvis está estable y fija y tiene menos necesidad de la estabilidad dinámica proporcionada por el músculo glúteo mayor. En este sentido, parece razonable pensar que el glúteo mayor, el músculo más fuerte y potente de los extensores y estabilizadores de cadera, estaría aumentando su actividad y actuando como un estabilizador activo de la pelvis ante el aumento del momento flexor.

También se observó que la intensidad de activación electromiográfica máxima del glúteo mayor derecho e izquierdo es significativamente mayor en los sujetos del ejercicio con carga respecto a los sujetos del ejercicio de flexión-extensión lenta. Hemos comentado anteriormente resultados similares en el bíceps femoral: podemos estar viendo una mayor activación de los extensores de cadera en el ejercicio con carga, quizás para compensar la carga extra anterior, lo que demuestra el importante papel que juega el músculo glúteo mayor en la estabilidad lumbopélvica en condiciones de carga.

Durante la fase de extensión, nuestros resultados demostraron que los ejercicios en sedestación mostraron un menor porcentaje medio de activación del glúteo mayor durante la extensión en comparación con los ejercicios en bipedestación. También se observó que la media de activación del glúteo mayor durante la contracción concéntrica fue significativamente menor en los ejercicios sentados con la rodilla en un ángulo de 90° de flexión en comparación con los ejercicios en bipedestación. Estas diferencias en la activación muscular del glúteo mayor durante la extensión y la contracción concéntrica podrían deberse a la variación de la ubicación del centro de gravedad del cuerpo ya que en la extensión desde una posición de bipedestación el centro de gravedad se desplaza más hacia delante aumentando de esta forma el brazo del momento flexor aplicado sobre la pelvis, lo que produce mayor activación muscular de los principales extensores para mantener la estabilidad (Cailliet, 1988).

A diferencia de la fase de extensión, en la fase de flexión no se observó ninguna diferencia significativa en la media de activación del glúteo mayor y tampoco se observaron diferencias significativas en la media de activación excéntrica del glúteo mayor. El hecho de no haber observado diferencias en estas dos variables durante la flexión podría ser debido a la mayor variabilidad de la co-activación muscular de los extensores del tronco en el movimiento de flexión de tronco. En la flexión del tronco, los extensores del tronco ejercen una fuerza excéntrica al tiempo que se alarga el musculo, mientras en la extensión del tronco, los extensores del tronco experimentan un esfuerzo concéntrico donde los músculos se acortan (Jontes, 1995). En esta musculatura, se observa una variabilidad del rendimiento significativamente mayor en la flexión del tronco que en el movimiento de extensión (Christou y Carlton, 2002). Probablemente esta mayor variabilidad en el nivel de co-activación muscular de los extensores del tronco durante la flexión del tronco enmascara cualquier diferencia que pueda aparecer en el patrón de actividad del glúteo mayor, lo que puede hacer que las diferencias entre los grupos que fueron observados durante la extensión no sean visibles aquí.

En cuanto a las variables relacionadas con el fenómeno de flexión-relajación del glúteo mayor, se ha observado que la media de actividad electromiográfica del glúteo mayor en el rango máximo fue significativamente mayor en los sujetos sentados, así como se ha observado que la media de actividad electromiográfica del glúteo mayor durante el silencio fue significativamente mayor en los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión, respecto a los sujetos de los ejercicios de bipedestación. Esto mismo ha sido observado en los resultados del erector espinal y del bíceps femoral. Existen interconexiones anatómicas entre estos tres músculos, entre el glúteo mayor y el erector espinal proximalmente y entre el glúteo mayor y el bíceps femoral distalmente. El musculo glúteo mayor es un musculo extensor de la cadera que está conectado con los músculos paraespinales lumbares a través de la fascia toracolumbar, y con el músculo bíceps femoral a través del ligamento sacrotuberoso. Esto permite que la carga se transfiera desde la columna lumbar a las extremidades inferiores (Leinonen y cols., 2000). El ligamento sacrotuberoso se considera una estructura importante en la cadena

cinemática entre la pelvis y la columna lumbar y como hemos comentado anteriormente tiene una estrecha relación anatómica con el erector de la columna lumbar y la capa posterior de la fascia toracolumbar a través de los fascículos largos del ligamento sacroilíaco dorsal (Vleeming y cols., 1996). Por lo tanto los músculos unidos a este ligamento como el erector espinal, el glúteo mayor y el bíceps femoral pueden influir uno sobre el otro y ser afectados por los mismos estímulos. Esto sugiere que la explicación para la falta de relajación del glúteo mayor en la flexión máxima desde postura sedente podría ser la misma que para los extensores lumbares e isquiotibiales: la falta de elongación del músculo, debida a la posición ya estirada previamente del mismo a causa de la flexión de cadera. Sin embargo no se observaron diferencias significativas en los porcentajes de flexión lumbar y pélvica ni al inicio ni al final del silencio mioeléctrico. Esto podría deberse a la falta de muestra, ya que la mayoría de los sujetos no presentaron silencio mioeléctrico en el glúteo mayor.

En cuanto a la ratio de relajación los resultados mostraron, al igual que los resultados del bíceps femoral y el erector espinal que los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión tienen la ratio de relajación significativamente mayor respecto a los tres grupos de los ejercicios en bipedestación. Es decir que los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión relajan menos el glúteo mayor en el rango máximo de movimiento. Puesto que la ratio de relajación tanto del erector espinal como del bíceps femoral fueron mayores y que estos músculos mostraron la tendencia de mantener una mayor actividad en el rango máximo de movimiento y dado la existencia de las interconexiones anatómicas que pueden transmitir la tensión muscular a través de los ligamentos sacrotuberoso y sacroilíaco dorsal largo, tal y como ha sido comentado anteriormente y sabiendo que los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión mostraron una mayor actividad electromiográfica del glúteo mayor en el rango máximo de movimiento, todo ello podría justificar el aumento de esta ratio.

Patrón de actividad electromiográfica de la musculatura abdominal.

Respecto al patrón de activación de la musculatura abdominal durante la flexión-extensión de tronco, nuestros resultados mostraron diferencias estadísticamente significativas entre los sujetos con carga y los sujetos sentados, con una mayor actividad del recto del abdomen en los sujetos con carga durante la fase de extensión.

El papel específico del recto del abdomen durante la flexo-extensión del tronco ha sido muy discutido y no está del todo aclarado. Se acepta que uno de los efectos de la co-activación de la musculatura abdominal es la estabilización de la columna lumbar (Gardner-Morse y Stokes, 1998; Kavcic y cols., 2004). La mayor activación observada podríamos explicarla por el propio ritmo lumbopélvico durante la fase de la extensión, la cual comienza con una extensión pélvica primero y posteriormente continúa con la extensión del raquis lumbar (Cailliet, 1992). En este sentido, los músculos extensores de cadera inician la extensión de cadera con una contracción dinámica concéntrica, a la vez que el musculo recto del abdomen hará una contracción dinámica excéntrica

contribuyendo a la retroversión pélvica y al control del movimiento de la extensión pélvica y posteriormente con la ayuda de los músculos de cadera contribuye a equilibrar la estabilidad y a la fijación de la pelvis mientras la columna vertebral permanece extendiendo; con un punto fijo en la pelvis los músculos del tronco producen el levantamiento del tronco con una contracción dinámica concéntrica a la vez que los músculos abdominales y extensores de cadera fijan la pelvis. En el caso de los sujetos sentados, la pelvis está apoyada sobre un plano estable y esta fija y no se necesita mucha fuerza muscular para estabilizarla. En cambio en la postura de bipedestación con carga la pelvis necesita un esfuerzo muscular mayor para conseguir su estabilidad. Además debido al incremento del momento flexor en bipedestación con carga el musculo recto del abdomen debe generar más fuerza para realizar la retroversión de la pelvis. Asimismo hay que tener en cuenta que el incremento de la presión intra-abdominal también aumenta la estabilidad de la columna vertebral y reduce la carga espinal (Cholewicki y cols., 1999; Stokes y cols., 2011), lo cual representa una razón más para que el recto del abdomen incremente su actividad cuando se añade una carga externa. Todo ello podría justificar el incremento de la actividad del recto del abdomen en los sujetos con carga durante la extensión.

Los sujetos con carga también mostraron una activación significativamente mayor del oblicuo externo durante la fase de extensión respecto a los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión. Estudios previos (Gardner-Morse y Stokes, 1998; Cholewicki y cols., 1999; Kavcic y cols., 2004) han demostrado que la estabilidad espinal generalmente aumenta con la activación de la musculatura de la pared abdominal y cualquier tensión en estos músculos esta necesariamente asociada con un aumento de la presión intra-abdominal, lo que explica por qué la presión intra-abdominal se eleva en la mayoría de los esfuerzos fisiológicos. En el presente estudio los oblicuos externos de los sujetos con carga se contraen más durante la extensión con carga, quizá para incrementar la presión intra-abdominal y para mantener el tronco estable en el plano sagital ante el aumento de la carga. En general estos hallazgos podrían estar reflejando el papel estabilizador de la región lumbopélvica que pueden jugar el musculo recto del abdomen y el musculo oblicuo externo ante el aumento de la carga.

Como consecuencia del resultado anterior, la ratio de flexo-extensión del recto anterior del abdomen fue significativamente menor en los sujetos con carga respecto a los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 90°. Lo cual implica que la actividad en flexión es menor que la actividad en extensión en los sujetos con carga.

Se ha observado que los sujetos del ejercicio de flexión-extensión rápida mostraron una actividad significativamente mayor tanto del musculo recto del abdomen como del musculo oblicuo externo durante la flexión máxima. Estos hallazgos están en concordancia con los hallazgos descritos en el libro de Bogduk (1997) en el que se ha descrito una activación abdominal importante que coincide con la fase de silencio mioeléctrico de los extensores pélvicos y lumbares. Los autores han atribuido este incremento de actividad a un intento de forzar un último impulso de flexión máxima del

tronco de manera voluntaria y al control de la lateralización del cuerpo para mantener el movimiento de flexo-extensión en el plano sagital. Sánchez Zuriaga y cols, (2009) hipotetizaron que para que un sujeto pueda alcanzar la flexión máxima del tronco es necesario que en los últimos grados se active el recto del abdomen. En este sentido, la musculatura abdominal de los sujetos del ejercicio de flexión-extensión rápida podría estar incrementando su actividad para acelerar la flexión y estabilizar el tronco en el plano sagital ante la mayor velocidad del movimiento.

Por otra parte, los análisis de los registros cruzados de la EMG y el electro-goniómetro han mostrado que los sujetos del ejercicio de flexión-extensión rápida tenían menor grado de flexión lumbar y de cadera al inicio del pico de activación del recto del abdomen. En el patrón de EMG del oblicuo externo se observó algo parecido; los sujetos del ejercicio de flexión-extensión rápida tenían menor grado de flexión lumbar al inicio del pico de activación del oblicuo externo. Es decir, el musculo recto del abdomen y el musculo oblicuo externo empiezan a activarse antes y durante más tiempo en el ciclo de flexión en los sujetos de la serie flexión-extensión rápida. Este hecho parece estar relacionado con el incremento de la velocidad de ejecución de la tarea de flexión-extensión. Durante la flexión rápida de tronco el erector espinal que frena el movimiento disminuye su actividad mientras el recto del abdomen incrementa su actividad, quizás para acelerar la flexión y hacer el movimiento más rápido suplementando a la gravedad, que es la que mueve la flexión de tronco desde posición erecta.

Los patrones de activación del recto del abdomen y el oblicuo externo son muy similares durante la flexión de tronco en los sujetos. Este patrón de reclutamiento puede sugerir que la función de la musculatura abdominal es acelerar el movimiento durante la flexión de tronco cuando se activan los músculos el recto del abdomen y el oblicuo externo al mismo tiempo.

También se observó que el porcentaje de flexión lumbar al final del pico de activación del recto del abdomen en los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 90° de flexión es significativamente mayor respecto al resto de los grupos. Así como se ha observado que el porcentaje de flexión de cadera al final del pico de activación del recto del abdomen es significativamente mayor que en los tres ejercicios en bipedestación. Es decir, el recto del abdomen termina su activación antes, cuando aún no ha extendido tanto la columna. En el patrón de EMG del oblicuo externo se observó algo parecido; el porcentaje de flexión de cadera al final del pico de activación del oblicuo externo en los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 90° de flexión es significativamente mayor respecto a los sujetos en bipedestación. Es decir, el oblicuo externo termina su activación antes, cuando aún no ha extendido tanto la columna. Estos hechos podrían estar relacionados con la tensión en la estructuras isquiotibiales y el nivel de activación de los músculos isquiotibiales. En la postura sedente con la rodilla en un ángulo recto, los isquiotibiales se activan menos para controlar y estabilizar la pelvis durante el movimiento de flexo-extensión ya que la pelvis en ese caso se encuentra más estable, además en esta postura la distancia entre las inserciones distal y proximal de la

musculatura isquiotibial esta acortada, por lo cual hay menos tensión en los isquiotibiales, lo que permite mayor rango de flexión sin necesidad de un empuje final por parte de la musculatura abdominal para alcanzar la flexión máxima del tronco. Esto podría justificar el acortamiento del tiempo de activación del recto del abdomen y del oblicuo externo.

APLICABILIDAD DE LA INVESTIGACIÓN

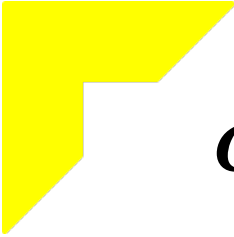
Los resultados del presente estudio suponen la primera descripción comprehensiva de todas las características biomecánicas de la flexo-extensión del tronco en sus diferentes versiones, sobre sujetos sanos. Como se ha visto reflejado a lo largo del trabajo, se encuentran en la literatura científica diversos trabajos sobre la flexo-extensión del tronco desde bipedestación, y algunos de ellos han tratado sobre la influencia de la velocidad o la carga en sus características biomecánicas. Pero hay muy pocos estudios sobre la flexo-extensión de tronco desde sedestación, y ninguno que varíe el ángulo de flexión de la rodilla para comprobar el efecto del cambio de tensión de las estructuras isquiotibiales. Y hasta el momento ningún estudio había descrito la influencia de factores como la velocidad, la carga o la sedestación en los patrones de activación de los músculos del tronco más allá del erector espinal. Así, este es el primer estudio que describe los patrones de activación de la musculatura isquiotibial, glútea y abdominal en esta serie de maniobras, comparadas todas ellas en un mismo grupo de sujetos.

Resulta chocante que la mayoría de estudios citados en este trabajo sean relativamente antiguos, cuando las alteraciones de los patrones de movimiento y activación muscular de la espalda y los miembros inferiores se han demostrado útiles para caracterizar a los pacientes que padecen dolor lumbar. En este sentido, numerosos estudios han analizado el papel de la musculatura del tronco en pacientes con lumbalgia en la población general, especialmente durante el movimiento de flexo-extensión de tronco, por su estrecha relación con la aparición de este tipo de dolor. La ausencia de relajación del erector espinal durante la flexo-extensión de tronco se relaciona con la presencia de dolor lumbar (Colloca y Hinrichs, 2005). El dolor lumbar no sólo altera aquí los patrones de activación de la musculatura extensora, sino también los patrones de movimiento de la pelvis y las diferentes regiones de la columna (McGregor y cols., 1997).

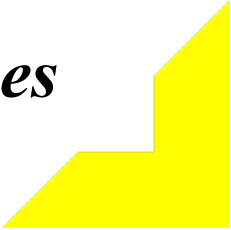
Las alteraciones biomecánicas durante la flexo-extensión de tronco se han usado como biomarcadores de pacientes con dolor, con finalidad diagnóstica (Colloca y Hinrichs, 2005). De hecho existen aplicaciones comerciales utilizadas por las mutuas de enfermedades profesionales que ya utilizan versiones muy simplificadas del análisis de curvas de movimiento y de electromiografía de la musculatura extensora durante la flexo-extensión de tronco para guiar sus criterios en cuanto a las valoraciones de sus pacientes con dolor lumbar, como la aplicación FRP-lumbar comercializada por el Instituto de Biomecánica de Valencia (Montero y cols., 2017). Y no sólo para el diagnóstico: estas variables han sido propuestas como un punto de partida esencial en la

planificación e individualización de los tratamientos de pacientes con dolor lumbar. Sobre todo aquellos basados en el ejercicio, y particularmente en ejercicios de control motor (Van Dieën y cols., 2019).

En resumen, el presente trabajo pretende ofrecer un nuevo arsenal de variables para profundizar y enriquecer la caracterización de la biomecánica clínica de la región lumbopélvica. Futuras investigaciones habrán de determinar su aplicabilidad en poblaciones con dolor lumbar.



Conclusiones



8. CONCLUSIONES

Tras el análisis de nuestros resultados y la comparación de las características de los patrones de actividad EMG y movimiento lumbo-pélvico entre las distintas tareas y condiciones de ejecución, podemos desarrollar varias conclusiones, que están en estrecha relación con la hipótesis de la tesis. Los resultados apoyan la hipótesis de este estudio: los patrones de movimiento de la columna lumbar y la cadera y de actividad electromiográfica de la musculatura del tronco durante movimientos habituales de la vida diaria como la flexo-extensión de tronco son diferentes entre distintas condiciones de ejecución de las tareas. Estos patrones pueden ser caracterizados mediante pruebas no invasivas, y utilizados para distinguir entre los distintos grupos de estudio y diferenciarlos de los patrones alterados que pudieran presentar las distintas patologías.

1. Se ha podido caracterizar simultáneamente los patrones de movimiento de la columna lumbar y la pelvis y la actividad neuromuscular de los diferentes músculos implicados en el movimiento de flexo-extensión de tronco, en sujetos sanos durante las distintas condiciones de ejecución de las tareas. Mediante estos patrones hemos distinguido entre los distintos grupos de estudio.
2. Los ejercicios desde posición sedente muestran más grados de flexión lumbar y menos anteversión pélvica que los sujetos en bipedestación. El ángulo de flexión de la rodilla en los sujetos sentados no produce cambios estadísticamente significativos en la posición del raquis lumbar, en cambio, el hecho de tener las rodillas a 45° de flexión influye significativamente en el rango articular de cadera y produce menos flexión de cadera, es decir, más retroversión pélvica.
3. Los ejercicios desde posición sedente muestran una disminución significativa del rango máximo de flexión lumbar y de cadera respecto de los ejercicios desde bipedestación.
4. El ejercicio con carga muestra una disminución del tiempo que el raquis lumbar y la cadera mantienen una flexión mayor del 90% de su valores máximos, es decir, los sujetos del ejercicio con carga pasan menos tiempo en flexión lumbar máxima y en flexión máxima de cadera. Por lo tanto, estos resultados indican que los patrones de

movimiento lumbopélvico muestran adaptaciones, posiblemente protectoras, ante el aumento de la carga externa.

5. El ejercicio con carga muestran un incremento en la activación del erector espinal en la posición erecta, durante la flexión y la extensión. Lo que indica que cuando se añade una carga externa el erector espinal muestra adaptaciones en la estática y en la dinámica. La mayor activación del erector espinal en estas tres posiciones cuando se añade una carga externa confirma su gran importancia para la estabilidad de la columna, además de su participación en la extensión del tronco.

6. El ejercicio con carga muestra un incremento en la activación del bíceps femoral en la posición erecta y durante la flexo-extensión de tronco, y un incremento en la activación del glúteo mayor durante la flexo-extensión de tronco. Por tanto, la musculatura extensora de la pelvis también muestra adaptaciones en la estática y en la dinámica cuando se añade una carga exterior.

7. El ejercicio con carga muestran mayor flexión lumbar al inicio del silencio mioeléctrico, es decir, el silencio mioeléctrico aparece en un mayor ángulo de flexión lumbar. Lo cual indica que el erector espinal en flexión se activa durante más tiempo cuando se añade una carga externa.

8. El ejercicio con carga muestran menor activación del erector espinal durante la flexión máxima, así como una menor activación del erector espinal durante el silencio mioeléctrico. Esto se ha corroborado con la ratio de relajación, siendo ésta menor en los sujetos de carga.

9. El patrón de activación electromiográfica del erector espinal se ve afectado por la velocidad de realización de la tarea de flexo-extensión. En el ejercicio de flexión extensión rápida existe una activación menor del erector espinal durante la flexión. Sin embargo no se ha observado ningún efecto en la aparición del silencio mioeléctrico del erector espinal lumbar al incrementar la velocidad.

10. Los resultados de nuestro estudio indican que el efecto del ángulo de la rodilla es particularmente importante cuando el individuo se acerca al final de su rango de movimiento:

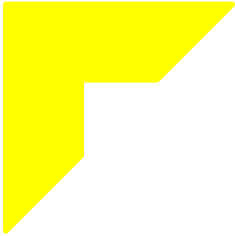
- Los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión muestran una mayor activación del erector espinal durante la flexión máxima y durante el silencio mioeléctrico, así como una mayor ratio de relajación del erector espinal. Es decir, los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión relajan menos el erector espinal en la flexión completa.
- Los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión también muestran una mayor ratio de relajación del bíceps femoral. Es decir, el musculo bíceps femoral se relaja menos en flexión completa.
- Los sujetos sentados muestran una mayor activación del glúteo mayor en el rango máximo de movimiento, así como los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° muestran una mayor activación del glúteo mayor durante el silencio mioeléctrico y una mayor ratio de relajación del glúteo mayor. Es decir, los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión relajan menos el glúteo mayor.
- Los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión muestran una menor flexión lumbar al inicio del silencio mioeléctrico del erector espinal, es decir, el silencio mioeléctrico aparece en un menor ángulo de flexión lumbar. Sin embargo no se ha observado ningún efecto al final del silencio mioeléctrico.
- Los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 45° de flexión también muestran una menor flexión lumbar al inicio del silencio mioeléctrico del bíceps femoral, es decir, el silencio mioeléctrico del bíceps femoral aparece en un menor ángulo de flexión lumbar. Sin embargo no se ha observado ningún efecto al final del silencio mioeléctrico.

11. Los sujetos sentados muestran una menor activación del bíceps femoral durante la flexo-extensión de tronco.

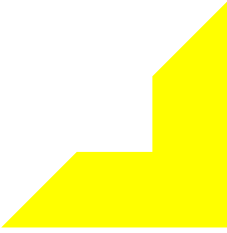
12. Los sujetos en posición erecta muestran una mayor activación del glúteo mayor, así como una mayor activación del glúteo mayor durante la extensión respecto a los sujetos sentados.

13. El ejercicio con carga muestra una mayor activación de la musculatura abdominal durante la fase de extensión respecto a los ejercicios desde posición sedente. El recto del abdomen y el oblicuo externo tienen una mayor actividad electromiográfica durante la extensión.

14. El ejercicio de flexión-extensión rápida muestra una mayor activación de la musculatura abdominal durante la flexión máxima, tanto en el recto del abdomen como en el oblicuo externo.
15. El ejercicio de flexión-extensión rápida muestra un menor grado de flexión lumbar y de cadera al inicio del pico de activación del recto del abdomen y del oblicuo externo, lo cual indica que el recto del abdomen y el oblicuo externo empiezan a activarse antes y durante más tiempo en el ciclo de flexión.
16. Los sujetos sentados con la rodilla en un ángulo de 90° muestran una flexión lumbar y de cadera mayor al final del pico de activación del recto del abdomen y del oblicuo externo, lo que indica que el recto del abdomen y el oblicuo externo terminan su activación antes, cuando aún no ha extendido tanto la columna.



Bibliografia



BIBLIOGRAFÍA

1. Adams MA, Bogduk N, Burton K, y cols. Epidemiology of low back trouble. En: *The Biomechanics of Low Back Pain*. London: Churchill Livingstone, 2002a: 79-91.
2. Adams MA, Bogduk N, Burton K, y cols. Low back pain. En: *The Biomechanics of Low Back Pain*. London: Churchill Livingstone, 2002b: 73-8.
3. Adams MA, Bogduk N, Burton K, y cols. Biology of spinal tissues. En: *The Biomechanics of Low Back Pain*. London: Churchill Livingstone, 2002c: 49-71.
4. Adams MA, Bogduk N, Burton K, y cols. Mechanical damage to the lumbar spine. En: *The Biomechanics of Low Back Pain*. London: Churchill Livingstone, 2002d: 131-57.
5. Adams MA, Dolan P, Hutton WC, y cols. Diurnal changes in spinal mechanics and their clinical significance. *J Bone Joint Surg Br* 1990; 72-B: 266-70.
6. Ahern DK, Follick MJ, Council JR, y cols. Reliability of lumbar paravertebral EMG assessment in chronic low back pain. *Arch Phys Med Rehabil* 1986; 67: 762-5.
7. Ahern DK, Follick MJ, Council JR, y cols, N. Laser-Wolston, H. Litchman. Comparison of lumparavertebral EMG patterns in chronic low back pain patients and non-patient controls. *J Pain* 1988 ; 34 (2): 153–160.
8. Akuthota V, Nadler, SF. Core strengthening. *Arch Phys Med Rehabil* 2004, 85(3 Suppl 1): 86-92.
9. Anders C, Scholle HC, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A. Trunk muscle co-ordination during gait: relationship between muscle function and acute low back pain. *Pathophysiology* 2005;12(4): 243-7.
10. Andresson LIE, Oddsson H, Grundstrom J, Nilsson A. Thorstensson. EMG activities of the Quadratus lumborum and the erector spinae muscles during flexion-relaxation and other motor tasks. *Clin Biomech*, 11 (1996): 392– 400.
11. Anderson GBJ, Ortengren R, Nachemson A: Intradiskal pressure, intra-abdominal pressure and myoelectric back muscle activity related to posture and loading. *Clin Orthop* 1977a; 129: 156-164.
12. Anderson GBJ, Ortengen R, Herberts P: Quantitative electromyographic studies of back muscle activity related to posture and loading. *Orthop Chin North* 1977b; 8: 85-96.
13. Anderson GB, Murphy RW, Ortengren R, Nachemson AL. The influence of backrest inclination and lumbar support on lumbar lordosis. *Spine*, 4(1): 52-58.
14. Arendt-Nielsen L, Graven-Nielsen T, Sværre H, Svensson P. The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait: a clinical and experimental study. *Pain*. 1996;64(2): 231-40.
15. Aspdén RM. Review of the functional anatomy of the spinal ligaments and the lumbar erector spinae muscles. *Clinical Anatomy*, 1992; 5 (5): 372-387.

16. Battie MC, Bigos SJ, Fisher LD, y cols. Isometric lifting strength as a predictor of industrial back pain reports. *Spine* 1989; 14 (8): 851-6.
17. Basmajian JV, DeLuca CJ, eds. *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. Baltimore (MD): Williams & Wilkins; 1985.
18. Balague F, Troussier B, Salminen JJ Non- specific low back pain in children and adolescents: risk factors. *Eur Spine J* 1999, 8(6): 429-38.
19. Barker PJ, Briggs CA. Attachments of the posterior layer of lumbar fascia. *Spine* 1999 ; 24(17): 1757-1767.
20. Barr KP, Griggs M, Cadby T. Lumbar Stabilization: Core Concepts and Current Literature, Part 1. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 2005, 84 (6): 473-480.
21. Bergmark A. Stability of the lumbar spine: A study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand* 1989; 230(Suppl):S1-54.
22. Boden SD, Davis DO, Dina TS, y cols. Abnormal magnetic-resonance scans of the lumbar spine in asymptomatic subjects. A prospective investigation. *J Bone Joint Surg Am* 1990; 72 (3): 403-8.
23. Bogduk N. Low back pain. En: *Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum*. London: Churchill Livingstone, 1997a: 187-213.
24. Bogduk N. Instability. En: *Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum*. London: Churchill Livingstone, 1997b: 215-225.
25. Bogduk N. Movements of the lumbar spine. En: *Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum*. London: Churchill Livingstone, 1997c: 81-100.
26. Bogduk N. The lumbar muscles and their fascia. En: *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*. London: Churchill Livingstone; 1997c: 101–125.
27. Bogduk N. *Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum*. 4^a ed. United Kingdom: Elsevier; 2005.
28. Boos N, Rieder R, Schade V, y cols. The diagnostic accuracy of magnetic resonance imaging, work perception, and psychosocial factors in identifying symptomatic disc herniations. *Spine* 1995; 20 (24): 2613-25.
29. Borenstein DG, Wiesel SW, Boden SD. Diseases associated with low back pain. En: *Low Back Pain: Medical Diagnosis and Comprehensive Management*. Philadelphia: W. B. Saunders, 1995a: 181-589.
30. Borenstein DG, Wiesel SW, Boden SD. Rheumatologic disorders of the lumbosacral spine. En: *Low Back Pain: Medical Diagnosis and Comprehensive Management*. Philadelphia: W. B. Saunders, 1995b: 218-98.
31. Borenstein DG, Wiesel SW, Boden SD. Mechanical disorders of the lumbosacral spine. En: *Low Back Pain: Medical Diagnosis and Comprehensive Management*. Philadelphia: W. B. Saunders, 1995c: 183-217.
32. Bridger RS, Orkin D, Henneberg M. A quantitative investigation of lumbar and pelvic postures in standing and sitting : Interrelationships with body position and hip muscle length. *International Journal of Industrial Ergonomics* 1992, 9 (3): 235-244.
33. Burden AM, Trew M, Baltzopoulos V. Normalisation of gait EMGs: a re-examination. *J Electromyogr Kinesiol* 2003; 13: 519-532.

34. Cailliet R. Low back pain syndrome. Vol. 39, No. 6, FA Davis Company (1988).
35. Cailliet R. Dorso. Cuarta edición. México: Manual Moderno; 1990.
36. Cailliet R. Structure and function of the lumbosacral spine. En: Low Back Pain Syndrome. Philadelphia: F.A. Davis Co., 1994: 17-55.
37. Cailliet R. Anatomía funcional biomecánica. 1er edición; Madrid: Editorial Marbán; 2006.
38. Callaghan JP, Dunk NM. Examination of the flexion relaxation phenomenon in erector spinae muscles during short duration slumped sitting. Clin. Biomech 2002; 17: 353-360.
39. Carey TS, Garrett J, Jackman A. The outcomes and costs of care for acute low back pain among patients seen by primary care practitioners, chiropractors, and orthopedic surgeons: the North Carolina Back Pain Project. N Engl J Med 1995;333 (14): 913- 917.
40. Carlsoo S: The static muscle load in different work positions: An electromyographic study. Ergonomics 1961 ; 4:193.
41. Cholewicki J, McGill SM: Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: Implications for injury and chronic low back pain. Clin Biomech (Bristol, Avon) 1996; 11:1-15.
42. Cholewicki J, VanVliet JJ IV: Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2002;17: 99-105.
43. Cholewicki J, Juluru K, McGill SM. Mecanismo de presión intraabdominal para estabilizar la columna lumbar. J. Biomech 1999; 32 (1): 13 -17.
44. Christou EA, Carlton LG. Motor output is more variable during flexion compared with extension contractions. Med. Sci. Sports Exerc 2002 ; 34 (11) (2002): 1773-1778.
45. Colloca C, Hinrichs RN. The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon : A review of literature. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 2005, 28(8): 623-631.
46. Cresswell AG, Thorstensson A. Changes in intra-abdominal pressure, trunk muscle activation and force during isokinetic lifting and lowering. Eur J Appl Physiol, 1994; 68, 315.
47. Crisco JJ, Panjabi MM. The intersegmental and multisegmental muscles of the lumbar spine: A biomechanical model comparing lateral stabilizing potential. Spine 1991;16: 793-9.
48. Crisco JJ, Panjabi MM, Euler Stability of the human ligamentous lumbar spine, part I theory 1992; 7: 19-26 and part II, experiment, Chin. Biomech 1992 ; 7 : 27-32.
49. Croft PR, Macfarlane GJ, Papageorgiou AC, y cols. Outcome of low back pain in general practice: a prospective study. BMJ 1998; 316: 1356-9.
50. Dale K, Vinje O. Radiography of the spine and sacro-iliac joints in ankylosing spondylitis and psoriasis. Acta Radiol Diagn (Stockh) 1985; 26: 145-59.
51. Daggfeldt K, Thorstensson A: The mechanics of back-extensor torque production about the lumbar spine. J Biomech 2003; 36: 815-825.

52. Dankaerts, W, O'Sullivan P, Burnett A, Straker L. Altered patterns of superficial trunk muscle activation during sitting in nonspecific chronic low back pain patients: importance of subclassification. *Spine* 2006 ; 31: 2017-2023.
53. Davidson BS, Madigan ML, Nussbaum MA. Effects of lumbar extensor fatigue and fatigue rate on postural sway. *Eur J Appl Physiol* 2004; 93: 183-9
54. Davis P, Lentle BC. Evidence for sacroiliac disease as a common cause of low backache in women. *Lancet* 1978; 2 (8088): 496-7.
55. Delitto RS, Rose SJ. An electromyographic analysis of two techniques for squat lifting and lowering. *Physical Therapy*, 1992 ; 72(6): 438-448.
56. Deyo RA, Rainville J, Kent DL. What can the history and physical examination tell us about low back pain? *JAMA* 1992;268:760-5.
57. Deyo RA, Gray DT, Kreuter W. United States trends in lumbar fusion surgery for degenerative conditions. *Spine* 2005;30 (12): 1441- 1445.
58. Deyo RA, Tsui-Wu YJ: descriptive epidemiology of low back pain and its related medical care in the unites status. *Spine* 1987, 12: 262-268
59. Dick W, Elke R. Significance of the sagittal profile and reposition of grade III-V spondylolisthesis. *Orthopade* 1997; 26: 774-80.
60. Dickey JP, McNorton S, Potvin JR. Repeated spinal flexion modulates the flexion-relaxation phenomenon. *Clin Biomech*, 18 (2003): 783–789.
61. Dillard J, Trafimow J, Andersson GB, y cols. Motion of the lumbar spine. Reliability of two measurement techniques. *Spine*. 1991; 16: 321-324.
62. Dolan P, Adams MA, Hutton WC. Commonly adopted postures and their effect on the lumbar spine. *Spine* 1988, 13(2): 197-201.
63. Dolan P, Adams MA. Influence of lumbar and hip mobility on the bending stresses acting on the lumbar spine. *Clin Biomech* 1993a; 8: 185-92.
64. Dolan P, Adams MA. The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the erector spinae muscles during bending and lifting activities. *J Biomechanics* 1993b; 26: 513-22.
65. Dolan P, Mannion AF, Adams MA. Passive tissues help the back muscles to generate extensor moments during lifting. *J Biomech*, 27 (1994): 1077–1085.
66. Dolan P, Greenfield K, Nelson RJ, Nelson IW. Can exercise therapy improve the outcome of microdiscectomy? *Spine* 2000 Jun 15;25(12):1523-32.
67. Donisch E.W., Basmajian J.V. Electromyography of deep back muscles in man. *American Journal of Anatomy* 1972; 133(1): 25-36.
68. Eduardo Adrián Pró. *Anatomía Clínica*. 1er edición. Editorial Médica Panamericana; 2012.
69. Esola MA, McClure PW, Fitzgerald GK, y cols. Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain. *Spine* 1996; 21: 71-8.
70. Fairbank JCT, Davies JB, Mbaot JC y O'Brien JP. The Oswestry low back pain disability questionnaire. *Physiotherapy* 1980; 66(8): 271-273.
71. Farfan HF. Muscular mechanism of the lumbar spine and the position of power and efficiency. *Orthop Clin North Am* 1975; 6:135–44.

72. Fenwick ChMJ, Brown HM, McGill SM. Comparison of different rowing exercises: trunk muscle activation and lumbar spine motion, load, and stiffness. *Journal of Strength & Conditioning Research* 2009 ; 23(5) : 1408-1417.
73. Fick R. *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Glenke*. Jena Gustav Fischer 1911;(3).
74. Finneran MT, Mazanec D, Marsolais ME, y cols. Large-array surface electromyography in low back pain: a pilot study. *Spine*, 28 (2003) :1447–1454.
75. Floyd WF, Silver PHS. Function of erectores spinae in flexion of the trunk. *Lancet* 1951; 1: 133-4.
76. Floyd WF, Silver PHS. The function of erectores spinae muscles in certain movements and postures in man. *J Physiol (London)* 1955; 129: 184-203.
77. Fortin JD, Pier J, Falco F. Sacroiliac joint injection: pain referral mapping and arthrographic findings. En: *Movement, Stability and Low Back Pain. The Essential Role of the Pelvis*. London: Curchill Livingstone, 1997: 271-85.
78. Frymoyer JW, Pope MH, Costanza MC. Epidemiologic studies of low back pain. *Spine* 1980, 5: 419–423.
79. Frymoyer JV. A practical guide to current United States impairment rating. A critical analysis. En: *The Adult Spine: Principles and Practice*. New York: Raven Press, 1991: 169-84.
80. Frymoyer JW, Durett CL. The economics of spinal disorders. En: *The Adult Spine: Principles and Practice*. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1997: 143-50.
81. Friedly J, Chan L, Deyo R. Increases in lumbosacral injections in the Medicare population: 1994 to 2001. *Spine* 2007; 32 (16):1754- 1760.
82. Gardner-Morse M, Stokes IAF, Laible JP. The role of muscles in stability of the lumbar spine. *J Orthop Res* 1995; 13: 802-8.
83. Gardner-Morse MG, Stokes IA: The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine* 1998, 23 (1):86-92.
84. Geisser ME, Ranavaya M, Haig AJ, y cols. A meta-analytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls. *J Pain* 2005, 6 : 711-726.
85. Goldish GD, Quast JE, Blow JJ, Kuskowski MA. Postural effects on intraabdominal pressure during Valsalva maneuver. *Arch Phys Med Rehabil*, 1994; 75: 324-7.
86. Golding JSR. Electromyography if the erector spinae in low back pain. *Postgrad Med J*, 28 (1952): 401–406.
87. González Viejo MA, Condón Huerta MJ. Incapacidad por dolor lumbar en España. *Med Clin (Barc)* 2000; 114 (13): 491-2.
88. González Viejo MA. Análisis del coste de la incapacidad dolor lumbar en España en el periodo 2000-2004. *Rehabilitación (Madr)* (41 Supl 1) (2007): 97
89. Gordon TP, Sage MR, Bertouch JV, y cols. Computed tomography of paraspinal musculature in ankylosing spondylitis. *J Rheumatol* 1984; 11: 794-7.
90. Gupta A. Analyses of myo-electrical silence of erectors spinae. *J. Biomech.*, 34 (2001): 491–496.

91. Granata KP, Marras WS, Davis KG: Variation in spinal load and trunk dynamics during repeated lifting exertions. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1999;14: 367-375.
92. Granata K.P., Orishimo K.F. Response of the trunk muscle co-activation to changes in spinal stability. *Journal of Biomechanics*, 2001; 34(9): 111-23.
93. Hamill J y Knutzen KM. *Biomechanical basic of human movement*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1995.
94. Hashemirad, Talebian S, Hafet B, Kahlaee A. The relationship between flexibility and EMG activity pattern of the erector spinae muscles during trunk flexion-extension. *J Electromyogr Kinesiol* 2009; 19: 746–753.
95. Hanada EY, Johnson M, Hubley-Kozey C. A comparison of trunk muscle activation amplitudes during gait in older adults with and without chronic low back pain 2011. *PM R*;3(10):920-8.
96. Harrison DD, Harrison SO, Croft AC, Harrison DE, Troyanovich SJ. Sitting biomechanics part I : Review of the literature. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 1999, 22(9) : 594-609.
97. Heinonen P, Kautiainen H, Mikkelsen M. Erector spinae SEMG activity during forward flexion and re-extension in ankylosing spondylitis patients. *Pathophysiology* 2005;12:289-93.
98. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10: 361-74.
99. Hirsch G, Beach G, Cooke C, y cols. Relationship between performance on lumbar dynamometry and Waddell score in a population with low-back pain. *Spine* 1991; 16 (9): 1039-43.
100. Holm S, Indahl A, Solomonow M. Sensorimotor control of the spine. *J Elec Kin* 2002; 12: 219-34.
101. Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine* 1996; 21: 2640-2650.
102. Hodges PW, Holm AK, Hansson T, and Holm S. Rapid atrophy of the lumbar multifidus follows experimental disc or nerve root injury. *Spine* 2006; 31: (25) 2926-2933.
103. Holleran K1, Pope M, Haugh L, Absher R. The response of the flexion-relaxation phenomenon in the low back to loading. *Iowa Orthop J.* 1995;15:24-8.
104. Howarth SJ, Mastragostino P. Use of Kinetic and Kinematic data to evaluate load transfer as a mechanism for flexion relaxation in the lumbar spine. *Journal of Biomechanical Engineering* 2013, 135(10) : 101004-101006.
105. Jensen MC, Brant-Zawadzki MN, Obuchowski N., Modic MT, Malkasian D, Ross JS. Magnetic resonance imaging of the lumbar spine in people without back pain, *N Engl J Med* 1994 ; 331: 69-73.
106. Jontes JD. Theories of muscle contraction. *J. Struct. Biol* 1995 ; 115 (2) : 119-143.

107. Kaigle AM, Wessberg P, Hansson TH. Muscular and kinematic behavior of the lumbar spine during flexion-extension. *J Spinal Disord* 1998; 11: 163-74.
108. Kapandji A.I. Fisiología Articular. Tronco y Raquis. Tomo III. 5ª ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 1998.
109. Kapandji A.I. Fisiología Articular. Tomo III. 6ª ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2007.
110. Kapandji A.I. Fisiología Articular. Tomo II. 6ª ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2010.
111. Kakulas BA, Morrison I, Owen ET, y cols. Unusual paraspinal muscle lesions in ankylosing spondylitis. *Clin Exp Neurol* 1987; 23: 23-9.
112. Kavcic N, Grenier S, McGill SM. Determining the stabilizing role of individual torso muscles during rehabilitation exercises. *Spine* 2004 29 (11): 1254-1265.
113. Kendall, Linton, Main. Guide to Assessing Psycho-social Yellow Flags in Acute Low Back Pain: Risk Factors for Long-Term Disability and Work Loss. Accident Compensation Corporation and the New Zealand Guidelines Group, Wellington, New Zealand. (Oct, 2004 Edition).
114. Keller A, Gunderson R, Bronx J. Reliability of Computed Tomography Measurements of Paraspinal Muscle CrossSectional Area and Density in Patients With Chronic Low Back Pain 2003. *Spine*, 28 (13): 1455- 1460.
115. Kippers V, Parker AW. Posture related to myoelectric silence of erectores spinae during trunk flexion. *Spine* 1984; 9: 740-5.
116. Kippers V, Parker AW. Electromyographic studies of erectores spinae. Symmetrical postures and trunk motion. *The Australian Journal of Physiotherapy* 1985; 31(3) :95-105.
117. Kirkaldy-Willis WH, Farfan HF. Instability of the lumbar spine. *Clin Orthop* 1982; 165: 110–23.
118. Kiesel K, Underwood F, Rodd D, y cols. Measurement of lumbar multifidus muscle contraction with rehabilitative ultrasound imaging 2006. *Manual Therapy*, 12: 161-166.
119. Klausen K, Rasmussen B. On the location of the line of gravity in relation to L5 in standing. *Acta Physiologica Scandinavica* 1985 ; 72(1) :45-52.
120. Kovacs FM, Abaira V, Pozo F, Kleinbaum DG, Beltrán J. Mateo I, et al. Local and remote sustained trigger point therapy for exacerbations of chronic low back pain. A randomized, double-blind, controlled, multicenter trial. *Spine* 1997;22:786-97.
121. Kovacs F. Manejo clínico de la lumbalgia inespecífica. *Semergen* 2002; 28: 1-3.
122. Krause M, Zielinski M, Beblo W. Application of electromyography (EMG) in recognition of lumbo-sacral back pain. *Med Pr.* 1992; 43: 499-504.
123. Kramer H, Kuchler G, Bräuer D. Investigations of the potential distribution of activated skeletal muscles in man by means of surface electrodes. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1972; 12: 19-27.
124. Kramer M, Ebert V, Kinzl L, y cols. Surface electromiography of the paravertebral muscles in patients with chronic low back pain. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86: 31-6.

- 125.Lamoth CJ, Meijer OG, Daffertshofer A, Wuisman PI, Beek PJ. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. *Eur Spine J* 2006;15(1):23-40.
- 126.Lapierre A. La reeducación física. Tomo I. Madrid: Dossat 2000; 1996.
- 127.Larivière C, Gagnon D, Arsenault AB, y cols. Electromyographic activity imbalances between contralateral back muscles: An assessment of measurement properties. *J Rehabil Res Dev* 2005; 42 (2): 235-50.
- 128.Leinonen V, Kankaanpää M, Airaksinen O, y cols. Back and hip extensor activities during trunk flexion/extension: effects of low back pain and rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil* 2000; 81: 32-7.
- 129.Lewis SF, Haller RG. Physiologic measurement of exercise and fatigue with special reference to chronic fatigue syndrome. *Rev Infectious Dis* 1991; 13: S98-108.
- 130.Lehmann TR, Srta. KF y cols. Predicting long term disability in low back injured workers presenting to a spine consultant. *Spine* 1993; 18: 1103-1112.
- 131.Levine D. y Whittle MW. The effects of pelvic movement on lumbar lordosis in the standing position. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 1996 ; 24(3) :130-135.
- 132.Lience, E. Espondiloartropatías. Espondilitis anquilosante. En: Farreras, Rozman. *Medicina Interna*. Madrid: Harcourt Brace, 1998: 1017-21.
- 133.Lord M.J, Small JM, Dinsay JM, Watkins RG. Lumbar lordosis: effects of sitting and standing. *Spine* 1997 ; 22(21) :2571-2574.
- 134.Luo X, Pietrobon R, Hey L. Patterns and trends in opioid use among individuals with back pain in the United States. *Spine* 2004; 29 (8) : 884- 890.
- 135.MacIntosh JE, Bogduk N. The attachments of the lumbar erector spinae. *Spine* 1991; 16: 783-92.
- 136.Maetzel A, Li L. The economic burden of back pain: a review of studies published between 1996 and 2001. *Best Prac Res Clin Rheumatol*, 16 (1) (2002) : 23–30.
- 137.Martin BI, Deyo RA, Mirza SK y cols. Expenditures and health status among adults with back and neck problems. *JAMA* 2008;299 (6) : 656- 664.
- 138.Mannion AF, Dolan P. Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. *Spine* 1994;19: 1223-9.
- 139.Marras WS, Ferguson SA, Gupta P, y cols. The quantification of low back disorder using motion measures. Methodology and validation. *Spine* 1999; 24: 2091-100.
- 140.Marras WS, Parnianpour M, Ferguson SA, y cols. Quantification and classification of low back disorders based on trunk motion. *Eur J Phys Med Rehabil* 1993; 3: 218-35.
- 141.Marras WS, Parnianpour M, Ferguson SA, y cols. The classification of anatomic and symptom-based low back disorders using motion measure models. *Spine* 1995; 23: 2531-46.
- 142.Marras WS, Ferguson SA, Burr D, Davis KG, Gupta P: Spine loading in patients with low back pain during asymmetric lifting exertions. *Spine J* 2004; 4:64-75.

143. Mayer TG, Tencer AF, Kristoferson S, Mooney V. Use of noninvasive techniques for quantification of spinal range-of-motion in normal subjects and chronic low-back dysfunction patients. *Spine* 1984; 9: 588-95.
144. McClure PW, Esola M, Schreier R, y cols. Kinematic analysis of lumbar and hip motion while rising from a forward, flexed position in patients with and without a history of low back pain. *Spine* 1997; 22: 552-8.
145. McGill SM, Brown S. Creep response of the lumbar spine to prolonged full flexion. *Clin. Biomech.* 1992;7:43-46.
146. McGill SM, Kippers V. Transfer of loads between lumbar tissues during the flexion-relaxation phenomenon. *Spine* 1994; 19: 2190-6.
147. McGill SM: Low back stability: From formal description to issues for performance and rehabilitation. *Exerc Sport Sci Rev* 2001;29:26-31.
148. McGill SM, Grenier S, Kavcic N, Cholewicki J: Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *J Electromyogr Kinesiol* 2003; 13:353-359.
149. McGregor AH, McCarthy ID, Dore CJ, y cols. Quantitative assessment of the motion of the lumbar spine in the low back pain population and the effect of different spinal pathologies of this motion. *Eur Spine J* 1997; 6: 308-15.
150. McGregor AH, Cattermole HR, Hughes SPF. Global spinal motion in subjects with lumbar spondylolysis and spondylolisthesis. Does the grade or type of slip affect global spinal motion? *Spine* 2001; 26: 282-6.
151. Meyerding HW. Low backache and sciatic pain associated with spondylolisthesis and protruded intervertebral disc. *J Bone Joint Surg* 1941; 23: 461.
152. Michelle L, Gatton Mark J. Pearcy, Kinematics and movement sequencing during flexion of the lumbar spine, *Clinical Biomechanics* 1999 ; 14, Issue 6 :376-383.
153. Min-Hee, Won-Gyu. Comparison of the Hamstring Muscle Activity and Flexion-Relaxation Ratio between Asymptomatic Persons and Computer Work-related Low Back Pain Sufferers. *Journal of physical therapy science* 2013, VL 25 :535-536.
154. Million R, Haavik Nilesen K, Baker RD, y Jayson MIV. Assessment of the progress of the back-pain patient. *Spine* 1982; 7(3), 204-212.
155. Murray R, Bohannon, Tiberio D, y cols. Pelvifemoral rhythm during unilateral hip flexion in standing. *Clin Biomech* 2002; 17: 147-51.
156. Miralles R.C. y Puig M. Columna vertebral. En: R.C. Miralles (Ed.). *Biomecánica clínica del aparato locomotor*. Barcelona: Masson; 1998.
157. Montero Vilela J, Parra González F, Pitarch Corresa S, Garrido Jaén D y cols. Test FRPLumbar. Un uso fácil de EMG de superficie. *Revista de Biomecánica*. 2017; 64:5-11
158. Morris JM, Lucas DB, Bresler B: Role of the trunk in stability of the spine. *J Bone Joint Surg* 1961; 43-A:327-351.
159. Nachemson AL. Advances in low-back pain. *Clin Orthop Relat Res* 1985; 200: 266-78.

160. Nachemson AL. Newest knowledge of low back pain. A critical look. Clin Orthop Relat Res 1992; 279: 8-20.
161. Nairn BC, Chisholm SR, Drake JD. What is slumped sitting? A kinematic and electromyographical evaluation. Manual Therapy 2013, 18(6) : 498-505.
162. Neblett R., Mayer T.G., Gatchel R.J., Keeley J., Proctor T., Anagnostis C. Quantifying the lumbar flexion-relaxation phenomenon. Theory, normative data, and clinical applications. Spine 2003; 28: 1435-1446.
163. Nelson JM, Walmsley RP, Stevenson JM. Relative lumbar and pelvic motion during loaded spinal flexion/extension. Spine 1995 ; 20 : 199-204.
164. Ng GY, Walter K. Ageing does not affect flexion relaxation of erector spinae. Aust J Physiother 1995; 41: 91-5
165. Nouwen A, Van Akkerveeken PF, Versloot JM. Patterns of muscular activity during movement in patients with chronic low-back pain. Spine 1987; 12: 777-82.
166. Norris C.M. Spinal Stabilisation: 3. Stabilisation Mechanisms of the Lumbar Spine. Physiotherapy, 1995 ; 81, 2 : 72-79.
167. Örtengren R, Andersson GBJ. Electromyographic studies of trunk muscles, with special reference to the functional anatomy of the lumbar spine. Spine 1977; 2: 44-5.
168. Panjabi M.M. The stabilizing system of the spine. Part 1. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. Journal of Spinal Disorders. 1992a; 5(4) : 383-389.
169. Panjabi M.M. The stabilizing system of the spine. Part 2. Neutral zone and instability hypothesis. Journal of Spinal Disorders, 1992b ; 5(4) : 390-396
170. Panjabi M.M. Clinical spinal stability and low back pain. Journal of Electromyography & Kinesiology 2003; 13(4) : 371-379.
171. Paquet N, Malouin F, Richards CL. Hip-spine movement interaction and muscle activation patterns during sagittal trunk movements in low back patients. Spine 1994; 19: 596-603.
172. Pope MH, Panjabi M: Biomechanical definitions of spinal instability. Spine 1985; 10: 255-256.
173. Postigo T, Selmanar JM. Introducción al tema central: Columna lumbar. Rev. Med. Clin. Condes- 2008; 19 (2): 193-205.
174. Preece A, Wimalaratna H, Green J, y cols. Noninvasive quantitative EMG. Electromyogr Clin Neurophysiol. 1994; 34: 81-86.
175. Reeves NP, Cholewicki J, Milner TE. Muscle reflex classification of low-back pain. J Electromyogr Kinesiol 2005; 15 (1): 53-60. 77.
176. Resnick D, Dwosh IL, Goergen TG, y cols. Clinical and radiographic abnormalities in ankylosing spondylitis: a comparison of men and women. Radiology 1976; 119 (2): 293-7.
177. Richardson C, Jull G. Muscle control-pain control. What exercises would you prescribe? Manual Therapy 1995 Nov; 1(1): 2-10.
178. Richard L. Drake Adam M.W. Mitchell A. Wayne Vogl. Gray. Anatomía para estudiantes. 2da Edition. Elsevier; 2010.

179. Risch SV, Norwell Nk, Pollock ML, y cols. Lumbar strengthening in chronic low back pain patients: physiologic and psychological benefits. *Spine* 1993; 18: 232-238.
180. Roland M y Morris R. A study of the natural history of back pain. Part 1. Development of a reliable and sensitive measure of disability in low back pain. *Spine* 1983; 8(2): 141-144.
181. Rodrigo Jordán D, Rehabilitación de columna lumbar, *Rev. Med. Clin. Condes* 2008; 19 (2): 193-205.
182. Rytokoski U, Karppi SL, Puukka P, y cols. Measurement of low back mobility, isometric strength and isoinertial performance with isostation B-200 triaxial dynamometer: reproducibility of measurement and development of functional indices. *J Spinal Disord* 1994; 7: 54-61.
183. Sánchez Zuriaga D, Gonzalo Pallarés G, Lliberós Torner L, Hermida Marrades R, Cervera Gasch A, Moreno González AA, Lisón Párraga JF. Efectos del estiramiento isquiotibial sobre el patrón de activación muscular del recto del abdomen durante la flexoextensión del tronco, *Fisioterapia* 2009, 31(6): 235-240.
184. Sánchez-Zuriaga D, Adams MA, Dolan P. Is activation of the back muscles impaired by creep or muscle fatigue? *Spine* 2010; 35(5): 517-525.
185. Sánchez-Zuriaga D, López-Pascual J, Garrido-Jaén D, García-Mas MA. A comparison of lumbopelvic motion patterns and erector spinae behavior between asymptomatic subjects and patients with recurrent low back pain during pain-free periods. *J Manipulative Physiol Ther* 2015; 38: 130-7.
186. Sánchez-Zuriaga D, Artacho-Pérez C, Biviá-Roig G. Lumbopelvic flexibility modulates neuromuscular responses during trunk flexion– extension. *J Electromyogr Kinesiol* 2016; 28: 152-7.
187. Sarti MA, Lisón JF, Monfort M, y cols. Response of the flexion-relaxation phenomenon relative to the lumbar motion to load and speed. *Spine* 2001; 26: E421-6.
188. Sarti MA, Molina J, Pamblanco M.A, Lisón J.F, Sánchez D. Patrón de activación del músculo erector spinae en dos ejercicios de fortalecimiento lumbar. *Motricidad European Journal of Human Movement* 2005; 14, 53-63.
189. Schultz A, Andersson GBJ, Ortengren R, Bjork R, Nordin M: Analysis and quantitative myoelectric measurements of loads on the lumbar spine when holding weights in standing postures. *Spine* 1982; 7: 390-397.
190. Schultz AB, Haderspeck-Grib K, Sinkora G, Warwick DN: Quantitative studies of the flexion-relaxation phenomenon in the back muscles. *J Orthop Res* 1985; 3:189-197.
191. Schmid M, Schieppati M. Neck muscle fatigue and spatial orientation during stepping in place in humans. *J Appl Physiol* 2005; 99: 141-53
192. Shin G, Shu Y, Li Z, y cols. Influence of knee angle and individual flexibility on the flexion-relaxation response of the low back musculature. *J Electromyogr Kinesiol* 2004; 14: 485-94.

193. Shirado O, Ito T, Kaneda K, y cols. Flexion relaxation phenomenon in the back muscles: a comparative study between healthy subjects and patients with chronic low back pain. *Am J Phys Med Rehabil* 1995; 74: 139-44.
194. Sihvonen T, Partanen J, Hänninen O, y cols. Electric behavior of low back muscles during lumbar pelvic rhythm in low back pain patients and healthy controls. *Arch Phys Med Rehabil* 1991; 72: 1080-7.
195. Sihvonen T. Flexion relaxation of the hamstrings muscles during lumbar-pelvic rhythm. *Arch Phys Med Rehabil* 1997; 78: 486-90.
196. Sjölander P, Johansson H, Djupsjöbacka M. Spinal and supraspinal effects of activity in ligament afferents. *J Elec Kin* 2002; 12: 167-76.
197. Skyrme AD, Selmon GPF, Apthorp L. Inflammatory arthropathies affecting the spine. En: *Common spinal disorders explained*. London: Remedica, 2005a: 73-6.
198. Skyrme AD, Selmon GPF, Apthorp L. The rheumatoid spine. En: *Common spinal disorders explained*. London: Remedica, 2005b: 109-12.
199. Skyrme AD, Selmon GPF, Apthorp L. Mechanical lower-back pain. En: *Common spinal disorders explained*. London: Remedica, 2005c: 31-8.
200. Skyrme AD, Selmon GPF, Apthorp L. Prolapsed thoracolumbar intervertebral discs. En: *Common spinal disorders explained*. London: Remedica, 2005d: 39-46.
201. Skyrme AD, Selmon GPF, Apthorp L. Spondylolisthesis. En: *Common spinal disorders explained*. London: Remedica, 2005e: 53-58.
202. Sobotta J. Anatomía. Histología. Embriología. Madrid: Marbán ; 2004.
203. Solomonow M, Baratta R, Zhou B, Shoji H, Bose W, Beck C. The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *The american Journal of Sports Medicine* 1987 ; 15(3): 207-213.
204. Solomonow M, Zhou B, Harris M, y cols. The ligamento-muscular stabilizing system of the spine. *Spine* 1998; 23: 2552-62.
205. Solomonow M, Baratta R, Banks V, Freudenberger C, Zhou B. Flexion-relaxation response to static lumbar flexion in males and females. *Clinical Biomechanics*. 2003; 18(4): 273-9.
206. Solomonow M. Sensory-motor control of ligaments and associated neuromuscular disorders. *Journal of electromyography and Kinesiology* 2006, 16 (6): 549-567.
207. Standring S. Back and macroscopic anatomy of the spinal cord. En : *Gray's anatomy* (pp. 727-789). London : Elsevier, 2005.
208. Steventon C, Ng G. Effect of trunk flexion speed on flexion relaxation of erector spinae. *Aust J Physiother* 1995; 41:241-243.
209. Spitzer WO, Leblanc FE, Dupuis M. Scientific approach to the assessment and management of activity-related spinal disorders. A monograph for clinicians. Report of the Quebec Task Force on Spinal Disorders. *Spine* 1987; 12 (7 Suppl): 1-59.
210. Spratt KF, Lehmann TR, Weinstein JN, y cols. A new approach to the low-back physical examination. Behavioral assessment of mechanical signs. *Spine* 1990; 15 (2): 96-102.

211. Szpalski M, Michel F, Hayez JP. Determination of trunk motion patterns associated with permanent or transient stenosis of the lumbar spine. *Eur Spine J* 1996; 5: 332-7.
212. Taurog, JD. Espondiloartritis: espondilitis anquilosante. En: Harrison. Principios de Medicina Interna. Santiago de Chile: McGraw Hill, 2005: 2193-6.
213. Taimela S, Negrini S, Parolic C. Functional rehabilitation of low back disorders. *Europa Medicophysica* 2004, 40 (1): 29-36.
214. Toussaint HM, de Winter AF, de Haas Y, de Looze MP, Van Dieën JH, Kingma. Flexion relaxation during lifting: implications for torque production by muscle activity and tissue strain at the lumbo-sacral joint. *J. Biomech* 1995 ; 28:199-210.
215. Triano JJ, Schultz AB. Correlation of objective measure of trunk motion and muscle function with low-back disability ratings. *Spine* 1987; 12: 561-5.
216. Tsao H, Hodges PW. Persistence of improvements in postural strategies following motor control training in people with recurrent low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008;18(4): 559-67.
217. van Dieën JH, Reeves P, Kawchuk G, van Dillen LR y cols. Analysis of Motor Control in Patients With Low Back Pain: A Key to Personalized Care? *J Orthop Sports Phys Ther.* 2019 Jun;49(6):380-388.
218. Vazirian M, Shojaei I, Agarwal A, Bazrgari B. Lumbar contribution to the trunk forward bending and backward return; age-related differences. *Ergonomics* 2017; 60 (7): 967-976.
219. Vera-García FJ, Moreside JM, McGill SM. MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *J Electromyogr Kinesiol* 2010; 20: 10–16.
220. Vleeming A, Pool-Goudzwaard AL, Stoeckart R, Van Wingerden JP, Snijders CJ. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine* 1995; 20: 753-8.
221. Vleeming A, Pool-Goudzwaard AL, Hammudoghlu D, y cols. The function of the long dorsal sacroiliac ligament: its implication for understanding low back pain. *Spine*, 1996, 21: 556–562.
222. Vogt L, Pfeifer K, Banzer W. Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. *Man Ther* 2003 ; 8 (1): 21-28.
223. Walker BF. The prevalence of low back pain: a systematic review of the literatura from 1966 to 1998. *J Spinal Disord* 2000, 13(3): 205-17.
224. Waddell G y Main CJ. Assessment of severity in low back disorders. *Spine* 1984; 9(2): 204-208.
225. Watson PJ, Booker CK, Main CJ, Chen AC. Surface electromyography in the identification of chronic low back pain patients: the development of the flexion relaxation ratio. *Clin Biomech* 1997; 12: 165-171.
226. Weiner DK, Kim YS, Bonino P. Low back pain in older adults: are we utilizing healthcare resources wisely? *Pain Med* 2006;7 (2): 143- 150.
227. Wilder DG, Pope MH, Frymoyer JW. The biomechanics of lumbar disc herniation and the effect of overload and instability. *J. Spinal Disord.*, 1 (1988): 16–32.

228. Wilder DG, Pope MH. Epidemiological and aetiological aspects of low back pain in vibration environments. *Clin. Biomech.*, 11 (1996): 61–73.
229. Wilkinson M, Bywaters EG. Clinical features and course of ankylosing spondylitis; as seen in a follow-up of 222 hospital referred cases. *Ann Rheum Dis* 1958; 17 (2): 209-28.
230. Willson JD, Dougherty CP, Ireland ML, Davis IM. Core Stability and Its Relationship to Lower Extremity Function and Injury. *J Am Acad Orthop Surg* 2005 Sep; 13(5): 316-25.
231. Wilson EL, Madigan ML, Davidson BS, Nussbaum MA. Postural strategy changes with fatigue of the lumbar extensor muscles. *Gait Posture* 2006; 23: 348-54.
232. Wingerden JP, Vleeming A, Snijders CJ. A functional-anatomical approach to the spine-pelvis mechanism: interaction between the biceps femoris muscle and the sacrotuberous ligament. *Eur Spine J* 1993; 2: 140.
233. Wirhed, R. Anatomía deportiva. En: J. Ahonen, T. Lahtinen, M. Sandström, G. Pogliani y R. Wirhed (Coords.). *Kinesiología y anatomía aplicada a la actividad física*. Barcelona: Paidotribo. 1996.
234. Woolf AD, Pfleger B. Burden of major musculoskeletal conditions. *Bull World Health Organ* 2003; 81 (9): 646-56.
235. Xu Y, Bach E, Orhede E. Work environment and low-back pain: the influence of occupational activities. *Occup. Environ. Med.*, 54 (1997): 741–745.
236. Yanjun Ma y Xinhai Shan. Spasm and flexion-relaxation phenomenon response to large lifting load during the performance of a trunk flexion-extension exercise. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2017; 18, 1: 1.
237. Yasukouchi A, Isayama T. The relationships between lumbar curves, pelvic tilt, and joint mobilities in different sitting postures in young adults. *Appl Human Sci* 1995 ;14: 15-21.
238. Zawadka Magdalena, Maria Skublewska-Paszkowska, Piotr Gawda, Edyta Lukasik, Jakub Smolka and Mirosław Jablonski. What factors can affect lumbopelvic flexion-extension motion in the sagittal plane?: A literature review. *Human Movement Science* 2018 ; 58: 205-218.
239. Zhou J, Ning X, Fathallah F. Investigating the effects of movement speed on the lumbopelvic coordination during trunk flexion. *Human Movement Science* 2016b ; 48: 153-160.
240. Zhou BH, Baratta RV, Lu Y, Harris M. Biomechanics of increased exposure to lumbar injury caused by cyclic loading: Part 1. Loss of reflexive muscular stabilization. *Spine* 1999; 24: 2426-2434.
241. Zhou J, Ning X, Fathallah F. Differences in lumbopelvic rhythm between trunk flexion and extension. *Clinical Biomechanics* 2016; 32: 274-279.