

**Universidad CEU-Cardenal Herrera**

**Departamento de Fisioterapia**



**Estudio de la función lumbopélvica durante el embarazo y la  
lactancia**

**TESIS DOCTORAL**

Presentada por: **Dña. Gemma Biviá Roig**

Dirigida por: **Dr. D. Daniel Sánchez Zuriaga**

**Dr. D. Juan Francisco Lisón Párraga**

**Valencia 2015**





D. Daniel Sánchez Zuriaga, profesor Contratado Doctor del Departamento de Anatomía y Embriología Humana de la Universitat de València,

**CERTIFICA:**

Que el trabajo titulado **“Estudio de la función lumbopélvica durante el embarazo y la lactancia”**, ha sido realizado bajo mi dirección en el Departamento de Anatomía y Embriología Humana de la Universitat de València y en el Departamento de Fisioterapia de la Universidad CEU-Cardenal Herrera de Valencia por **Dña Gemma Biviá Roig**.

Dicho trabajo está concluido y reúne, a mi juicio, las condiciones para ser leído y defendido públicamente ante el tribunal correspondiente, para optar al título de Doctor por la Universidad CEU Cardenal-Herrera.

Valencia, 26 de Octubre de 2015

Dr. D. Daniel Sánchez Zuriaga





D. Juan Francisco Lisón Párraga, profesor del Departamento de Fisioterapia y Director del Departamento de Medicina de la Universidad CEU-Cardenal Herrera de Valencia,

**CERTIFICA:**

Que el trabajo titulado “**Estudio de la función lumbopélvica durante el embarazo y la lactancia**”, ha sido realizado bajo mi dirección en el Departamento de Anatomía y Embriología Humana de la Universitat de València y en el Departamento de Fisioterapia de la Universidad CEU-Cardenal Herrera de Valencia por **Dña Gemma Biviá Roig**.

Dicho trabajo está concluido y reúne, a mi juicio, las condiciones para ser leído y defendido públicamente ante el tribunal correspondiente, para optar al título de Doctor por la Universidad CEU Cardenal-Herrera.

Valencia, 26 de Octubre de 2015

Dr. D. Juan Francisco Lisón Párraga



*A mis padres, por haberme inculcado los valores necesarios para  
alcanzar cualquier meta: constancia, perseverancia y esfuerzo.*

*“Sorprenderse, extrañarse, es comenzar a entender”*

(José Ortega y Gasset)

*“Las ideas no duran mucho. Hay que hacer algo con ellas”*

(Santiago Ramón y Cajal)





## **AGRADECIMIENTOS**

Quisiera expresar mi agradecimiento a todas aquellas personas que han hecho posible la realización de esta tesis doctoral:

En primer lugar agradezco a mis directores de tesis el apoyo y el tiempo dedicado a lo largo de estos años. Al Dr. D. Daniel Sánchez Zuriaga, por la paciencia, entusiasmo y cariño con los que ha dirigido esta tesis doctoral. Este trabajo no habría sido posible sin su sabiduría y dedicación. Al Dr. D. Juan Francisco Lisón Párraga, por haber confiado siempre en mí, y haberme transmitido su pasión por la investigación.

A todas las mujeres que han participado en este estudio, cediendo desinteresadamente parte de su tiempo.

A todas las personas que me han acompañado en algún tramo del camino y han contribuido de un modo u otro a la realización de este trabajo.

A mis compañeros de Departamento, con quienes tengo el placer de trabajar, y en particular a mi querido compañero Pedro Rosado. Gracias por hacerme afrontar cada día de trabajo con una sonrisa.

Por último, quisiera dedicar un especial agradecimiento a mi familia. A mis padres, M<sup>a</sup>José y Paco, por su comprensión y amor incondicional. Gracias por haberme brindado la oportunidad de formarme, apoyándome siempre en todos mis proyectos. A mi hermano, Jesús, por haberme llevado de la mano hasta que aprendí a volar sola. A mi cuñada, Maite, y a mis sobrinas, Aitana y Valèria, por haber sabido disculpar mis ausencias durante todo este tiempo. A vosotros os debo todo. Gracias.



## **Índice**

---



---

## ÍNDICE

<b>1. INTRODUCCIÓN</b>	23
1.1. CONTEXTO ANATÓMICO Y BIOMECÁNICO DE LA REGIÓN LUMBO- PÉLVICA	23
1.1.1. Cinemática raquídea	23
1.1.2. Estructuras estabilizadoras del raquis lumbar	24
1.2. ACTIVACIÓN NEUROMUSCULAR DE LA REGIÓN LUMBOPÉLVICA	25
1.2.1. El ritmo lumbopélvico y patrones de activación de activación de la musculatura extensora del tronco	26
1.2.2. Factores moduladores del patrón de activación del erector espinal	29
1.2.3. Efectos del dolor lumbar sobre el ritmo lumbopélvico y los patrones de activación muscular	30
1.3. FUNCIÓN DE LA REGIÓN LUMBOPÉLVICA DURANTE EL EMBARAZO	32
1.3.1. El dolor lumbar asociado al embarazo	32
1.3.2. Aspectos biomecánicos y hormonales del embarazo	33
1.3.3. Movilidad y función muscular de la región lumbopélvica durante el embarazo	35
1.4. FUNCIÓN DE LA REGIÓN LUMBOPÉLVICA DURANTE LAS POSTURAS DE LA LACTANCIA MATERNA	36
1.4.1. Aspectos biomecánicos y funcionales de la postura	36
1.4.2. La postura durante la lactancia materna	38

<b>2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS</b>	43
<b>3. MATERIAL Y MÉTODOS</b>	47
3.1. DISEÑO DEL ESTUDIO	47
3.2. PARTICIPANTES	47
3.3. ASPECTOS ÉTICOS	48
3.4. INSTRUMENTOS	49
3.5. PROCEDIMIENTO	50
3.5.1. Electromiografía	51
3.5.2. Electrogoniometría	52
3.5.3. Normalización de la señal electromiográfica	53
3.5.3.1. Maniobras de normalización submáximas	54
3.5.3.2 Maniobras de normalización máximas	56
3.5.4. Posición de bipedestación	57
3.5.5. Movimiento de flexoextensión de tronco	57
3.5.6. Posturas de la lactancia materna	58
3.6. TRATAMIENTO DE LOS DATOS DE ELECTROMIOGRAFÍA Y ELECTROGONIOMETRÍA	60
3.7. CÁLCULO DE LAS VARIABLES DE ELECTROMIOGRAFÍA Y MOVIMIENTO	62
3.8. TAMAÑO MUESTRAL	68
3.9. ANÁLISIS ESTADÍSTICO	70

---

<b>4. RESULTADOS</b>	73
4.1. PARTICIPANTES	73
4.2. MANIOBRAS DE NORMALIZACIÓN	74
4.3. POSICIÓN DE BIPEDESTACIÓN	81
4.4. MOVIMIENTO DE FLEXOEXTENSIÓN DE TRONCO	82
4.5. POSTURAS DE LA LACTANCIA MATERNA	88
<b>5. DISCUSIÓN</b>	93
5.1. MANIOBRAS DE NORMALIZACIÓN ELECTROMIOGRÁFICA	93
5.2. POSICIÓN DE BIPEDESTACIÓN	98
5.3. MOVIMIENTO DE FLEXOEXTENSIÓN DE TRONCO	102
5.3.1. Variables de movimiento	102
5.3.2. Variables de activación muscular del erector espinal	105
5.3.3. Variables de activación muscular del bíceps femoral	112
5.4. POSTURAS DE LA LACTANCIA MATERNA	114
5.4.1. Variables de la posición lumbopélvica	114
5.4.2. Variables de activación muscular	120
<b>6. CONCLUSIONES</b>	125
<b>7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	129
<b>8. ANEXOS 1 Y 2</b>	159

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1.</b> Características descriptivas de las participantes.	73
<b>Tabla 2.</b> Resultados de los porcentajes de actividad EMG máxima del erector espinal en las diferentes técnicas de normalización y el movimiento de flexoextensión del tronco.	77
<b>Tabla 3.</b> Resultados de la actividad EMG máxima del bíceps femoral en las diferentes técnicas de normalización y el movimiento de flexoextensión del tronco.	78
<b>Tabla 4.</b> Resultados de las variables de electrogoniometría en la posición de bipedestación en los tres grupos de estudio.	81
<b>Tabla 5.</b> Resultados de las variables de EMG en la posición de bipedestación en los tres grupos de estudio.	82
<b>Tabla 6.</b> Resultados de las variables del registro de electrogoniometría durante el movimiento de flexoextensión de tronco.	84
<b>Tabla 7.</b> Resultados de las variables de EMG del erector espinal durante el movimiento de flexoextensión de tronco.	86
<b>Tabla 8.</b> Resultados de las variables de EMG del bíceps femoral durante el movimiento de flexoextensión de tronco.	87
<b>Tabla 9.</b> Resultados de las variables de electrogoniometría en las diferentes posturas de la lactancia materna y en la posición de bipedestación.	89
<b>Tabla 10.</b> Resultados de la actividad EMG del erector espinal derecho e izquierdo y del bíceps femoral en las diferentes posturas de la lactancia materna y en bipedestación.	90



---

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b> Patrón de activación muscular del erector espinal durante el movimiento de flexoextensión de tronco.	28
<b>Figura 2.</b> Patrón de activación muscular del bíceps femoral durante el movimiento de flexoextensión de tronco.	29
<b>Figura 3.</b> Patrón de activación muscular del erector espinal durante el movimiento de flexoextensión de tronco de un paciente con dolor lumbar.	31
<b>Figura 4.</b> Liberty 240/16 y Biopac MP150.	50
<b>Figura 5.</b> Localización de los puntos de colocación de los sensores de electrogoniometría y los electrodos del erector espinal y bíceps femoral derechos.	52
<b>Figura 6.</b> Instrumentación completa de EMG y electrogoniometría.	53
<b>Figura 7.</b> Ejercicio submáximo de sujeción de pesos (a) con los brazos relajados, y (b) con los brazos a 45° respecto al tronco.	55
<b>Figura 8.</b> Ejercicios submáximos de extensión de tronco: (a) posición horizontal respecto al suelo (b) en posición de 45° con las caderas flexionadas y el tronco paralelo al suelo, y (c) en posición de 45° con el tronco alineado con los miembros inferiores.	56
<b>Figura 9.</b> Ejercicios máximos de extensión de tronco: (a) posición horizontal respecto al suelo (b) en posición de 45° con las caderas flexionadas y el tronco paralelo al suelo, y (c) en posición de 45° con el tronco alineado con los miembros inferiores.	56
<b>Figura 10.</b> Movimiento de flexoextensión del tronco de una mujer embarazada.	58

<b>Figura 11.</b> Posiciones de la lactancia materna (a) acostada, (b) de cuna, y (c) de cuna cruzada.	60
<b>Figura 12.</b> Ciclo del movimiento de flexoextensión del tronco.	61
<b>Figura 13.</b> Porcentaje medio de flexión lumbar durante la fase de flexión y durante la fase de extensión.	63
<b>Figura 14.</b> Porcentaje del tiempo total del ciclo de flexoextensión en el que la flexión lumbar está por encima del 90% de la flexión máxima.	64
<b>Figura 15.</b> Variables de EMG durante el movimiento de flexoextensión de tronco.	65
<b>Figura 16.</b> Porcentaje medio de activación EMG del erector espinal entre el final de la flexión y el inicio de la extensión lumbar.	66
<b>Figura 17.</b> Porcentaje del rango máximo lumbar al inicio y al final del silencio mioeléctrico del erector espinal.	67
<b>Figura 18.</b> Ratio de flexión-relajación.	68
<b>Figura 19.</b> Gráfica del nivel de activación EMG máximo del erector espinal en cada maniobra de normalización y en el movimiento de flexoextensión de tronco.	79
<b>Figura 20.</b> Gráfica del nivel de activación EMG máximo del bíceps femoral en cada maniobra de normalización y en el movimiento de flexoextensión de tronco.	78

## ÍNDICE DE ABREVIATURAS

B: bipedestación, bipedestación brazos relajados

BF: bíceps femoral

B45°: bipedestación brazos a 45° respecto al tronco

CT: grupo control

CVIM: contracción voluntaria isométrica máxima

DL: decúbito lateral

EED: erector espinal derecho

EEI: erector espinal izquierdo

EMG: electromiografía, electromiográfica

FE: flexoextensión

FFR: fenómeno de flexión-relajación

Hmáx: horizontal con resistencia

Hsub: horizontal sin resistencia

PRE: grupo mujeres embarazadas

POST: grupo mujeres postparto

RCE: rugby/cuna cruzada con escalón

RSE: rugby/cuna cruzada sin escalón

TCE: tradicional con escalón

TSE: tradicional sin escalón

45°Fmáx: banco romano a 45° con las caderas flexionadas y el tronco paralelo al suelo con resistencia

45°máx: banco romano a 45° y el tronco alineado con los miembros inferiores con resistencia

45°Fsub: banco romano a 45° respecto con las caderas flexionadas y el tronco paralelo al suelo sin resistencia

45°sub: banco romano a 45° y el tronco alineado con los miembros inferiores sin resistencia

## **Introducción**

---



# 1. INTRODUCCIÓN

## 1.1. CONTEXTO ANATÓMICO Y BIOMECÁNICO DE LA REGIÓN LUMBOPÉLVICA

La región lumbopélvica cumple un papel fundamental en la transferencia de cargas desde el tronco hasta los miembros inferiores. Las 5 vértebras que constituyen el raquis lumbar poseen características morfológicas singulares relacionadas con la función que desempeñan: soporte-transmisión de fuerzas y flexibilidad-movilidad vertebral (Kapandji, 2011). Esta región, a través de la articulación lumbosacra, conecta con el sacro y los dos huesos coxales, conformando, junto con el cóccix, la cintura pélvica. Anatómicamente la cintura pélvica femenina es más ancha y tiene un contorno más ovalado respecto a la del hombre. Esta diferencia morfológica está relacionada con la función de la gestación, y sobretodo con la del parto (Kapandji, 2011).

### 1.1.1 Cinemática raquídea

A nivel cinemático, el raquis lumbar permite los movimientos de flexión, extensión, inclinación lateral y rotación. En general, en esta región se producen en torno a 50° de flexión y 15° de extensión, mientras que la amplitud de movimiento para la inclinación lateral y la rotación es de 20° y 5° respectivamente (Pearcy y cols., 1984; Pearcy & Tibrewal, 1984). Algunos estudios señalan que las mujeres poseen un rango de flexión vertebral entre un 13% y un 26% mayor que los hombres (Taylor & Twomey, 1980). Durante el movimiento de flexo-extensión cada vértebra se desplaza respecto a la vértebra inferior mediante un movimiento combinado de rotación y traslación en el plano sagital (Pearcy y cols., 1984). Dichos movimientos están limitados por la rigidez de los tejidos pasivos y la acción coordinada de los músculos espinales (Miyasaka y cols., 2000). Los resultados de experimentos realizados con cadáveres muestran que, en la posición de flexión máxima, los tejidos pasivos de la parte posterior del segmento vertebral (ligamentos supraespinoso e interespinoso, ligamento amarillo, parte posterior del disco intervertebral y cápsula articular) son lo suficientemente rígidos como para equilibrar

aproximadamente la mitad del momento flexor ejercido por el tronco en esta posición (Adams y cols., 1980).

### **1.1.2 Estructuras estabilizadoras del raquis lumbar**

Las relaciones entre el sistema osteoligamentoso, el sistema neuromuscular, y la fascia toracolumbar son esenciales para el mantenimiento de la estabilidad en la región lumbopélvica. Los ligamentos del raquis lumbar se pueden estructurar en 4 grupos: ligamentos de los cuerpos vertebrales, ligamentos del arco posterior, ligamento iliolumbar y el ligamento intertransverso (Bogduk, 2005). Éstos, junto a las vértebras lumbares, los discos y las articulaciones intervertebrales, aportan cierta estabilidad a la columna, sin embargo, el sistema osteoligamentoso por sí solo no es capaz de resistir todas las cargas que se aplican a la columna vertebral (Crisco y cols., 1992). Ante la insuficiencia estabilizadora de las estructuras pasivas, el sistema neuromuscular desempeña un papel esencial, aportando a la región lumbopélvica la rigidez necesaria para el soporte de cargas. Los principales músculos del tronco responsables del movimiento y la estabilidad de la región lumbopélvica son los músculos del abdomen y los músculos del raquis lumbar. Centrándonos en la musculatura raquídea, los principales músculos que la componen son el erector espinal, el multifido, el cuadrado lumbar, el latísimo del dorso y el iliopsoas. De todos ellos, el erector espinal es el músculo más grande y potente de la columna. Este músculo se extiende desde el sacro y la cara posterior de la cresta ilíaca hasta la región cervical a lo largo de los surcos laterales de la columna vertebral, y está cubierto por la fascia toracolumbar (Macintosh & Bogduk, 1991).

A nivel lumbar, el erector espinal se origina en la superficie anterior de un tendón ancho y grueso anclado al sacro y la cara posterior de la cresta ilíaca. Sus fibras musculares forman una gran masa carnosa que en la región lumbar consta de 2 vientres musculares: el longísimo del dorso (medial) y el iliocostal (lateral) (Bogduk, 1980). Desde el punto de vista dinámico este músculo se encarga de extender el tronco desde una posición flexionada (Mannion y cols., 1997), aportando gran parte de la fuerza extensora durante los levantamientos de cargas (Fritz y cols., 1998). Mediante estudios



experimentales se ha calculado que la fuerza máxima que puede generar la musculatura extensora a nivel lumbar es de unos 4000N. Esta fuerza desarrollada sobre los cortos brazos de momento que ofrecen los pedículos y las apófisis espinosas de las vértebras lumbares da lugar a un momento extensor de sólo 200Nm en varones medios menores de 30 años. Este momento extensor se reduce todavía más en mujeres, y en general a partir de los 30 años, por lo que durante la extensión del tronco el momento extensor ha de ser complementado por la tensión generada por los tejidos elásticos posteriores (McNeill y cols., 1980). A nivel estabilizador, el erector espinal ejerce fuerzas compresivas a lo largo de la columna que aumentan la coaptación articular (Aspden., 1992). Asimismo cumple un papel fundamental en la reducción de las fuerzas anteriores de cizalla que acontecen durante los movimientos de flexión del tronco (McGill y cols., 2000).

Por último, la fascia toracolumbar es otra de las estructuras que contribuyen a la estabilidad de la región lumbopélvica. Está formada por tres capas de tejido conjuntivo, unidas en el borde lateral del erector espinal, que separan la musculatura lumbar en tres compartimentos (Bogduk & Macintosh, 1984). La tensión de la fascia está influida por las acciones del latísimo del dorso, glúteo mayor y la musculatura isquiotibial (Standring, 2005). La capa posterior de la fascia es la más gruesa y robusta de las tres, y podría tener un papel importante en la transmisión de fuerzas entre la cintura escapular, región lumbopélvica y la extremidad inferior (Vleeming y cols., 1995; Barker & Briggs, 1999).

## **1.2. ACTIVACIÓN NEUROMUSCULAR DE LA REGIÓN LUMBOPÉLVICA**

Según Panjabi (Panjabi, 1992), la estabilidad raquídea depende de tres sistemas: el sistema pasivo, formado por las vértebras, discos intervertebrales, ligamentos y fascia toracolumbar; el sistema activo, constituido por músculos y tendones, y por último el sistema de control nervioso. En condiciones normales los tres sistemas trabajan de forma simultánea, proporcionando información sobre el estado mecánico estático o dinámico del raquis. El sistema nervioso estima las demandas de estabilidad y en base a ello genera el

patrón de reclutamiento muscular apropiado. De los tres sistemas, la musculatura del tronco desempeña un papel fundamental en el mantenimiento de la estabilidad del raquis lumbar, necesaria para su adecuada función, no sólo en términos de fuerza y resistencia, sino también gracias a la activación conjunta y coordinada de los músculos implicados (McGill y cols., 2003).

Numerosos estudios han analizado el papel de la musculatura del tronco, especialmente durante el movimiento de flexoextensión, muy común en las actividades de la vida diaria, y en los ámbitos laboral, lúdico y deportivo. Asimismo diversos autores han evidenciado una estrecha relación entre éste y la aparición de dolor lumbar (Dolan & Adams, 1993b; Potvin y cols., 1991). Por este motivo, el comportamiento de las diferentes estructuras de la región lumbopélvica durante el movimiento de flexoextensión del tronco ha sido ampliamente estudiado, tanto a nivel cinemático como a nivel cinético.

### **1.2.1 El ritmo lumbopélvico y patrones de activación de activación de la musculatura extensora del tronco**

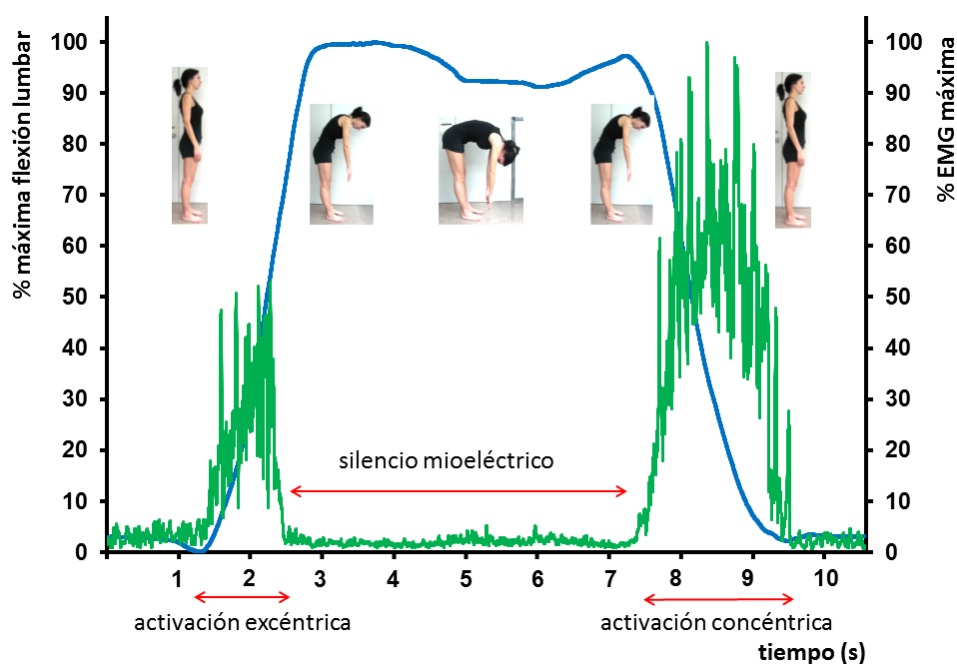
Los movimientos de flexoextensión del tronco se producen mediante la interacción del raquis lumbar y de la cintura pélvica. El movimiento de flexión inicialmente se realiza a expensas del raquis lumbar y posteriormente se complementa con un movimiento de anteversión pélvica hasta lograr la flexión completa, mientras que para el regreso a la posición de bipedestación se produce una retroversión pélvica y posteriormente la extensión del raquis lumbar. Esta secuencia de movimientos, conocida como el ritmo lumbopélvico, está acoplada a unos patrones específicos de activación muscular (Cailliet, 1992; Paquet y cols., 1994).

El movimiento de flexión de tronco desde la posición erecta es conducido por la fuerza de la gravedad y controlado por la activación excéntrica de la musculatura lumbar, y de los músculos extensores de cadera, que controlan el movimiento de la cintura pélvica (Gupta, 2001). Cuando el tronco alcanza alrededor del 75 al 85% de su flexión máxima, la actividad electromiográfica (EMG) del erector espinal cesa de forma brusca, entrando en una fase de silencio mioeléctrico. Esta respuesta recibe el nombre de fenómeno de flexión

relajación (FFR) (Floyd & Silver, 1951). Numerosas investigaciones han ratificado esta respuesta específica del erector espinal (Ahern y cols., 1986; Dolan y cols., 1994; Floyd & Silver, 1951; Floyd & Silver, 1955; Holleran y cols., 1995), mostrando que se trata de un patrón consistente y predecible en la mayoría de la población sana (Sihvonen y cols., 1991; Shirado y cols., 1995; van Dieen y cols., 2003; Mayer y cols., 2009). En condiciones normales, la relajación del erector espinal en posiciones próximas a la flexión máxima del tronco implica una transferencia del momento extensor de la musculatura erectora a las estructuras raquídeas pasivas: sistema ligamentario posterior, discos intervertebrales, cápsulas articulares, y la propia musculatura erectora, que actúan como elementos elongados que almacenan energía elástica en este proceso. Dicha transferencia del momento extensor ocurre cuando estas estructuras han desarrollado la tensión suficiente para estabilizar y controlar el movimiento del raquis al final de la flexión (McGill & Kippers, 1994; Gupta, 2001; Colloca & Hinrichs, 2005; Howarth & Mastragostino, 2013).

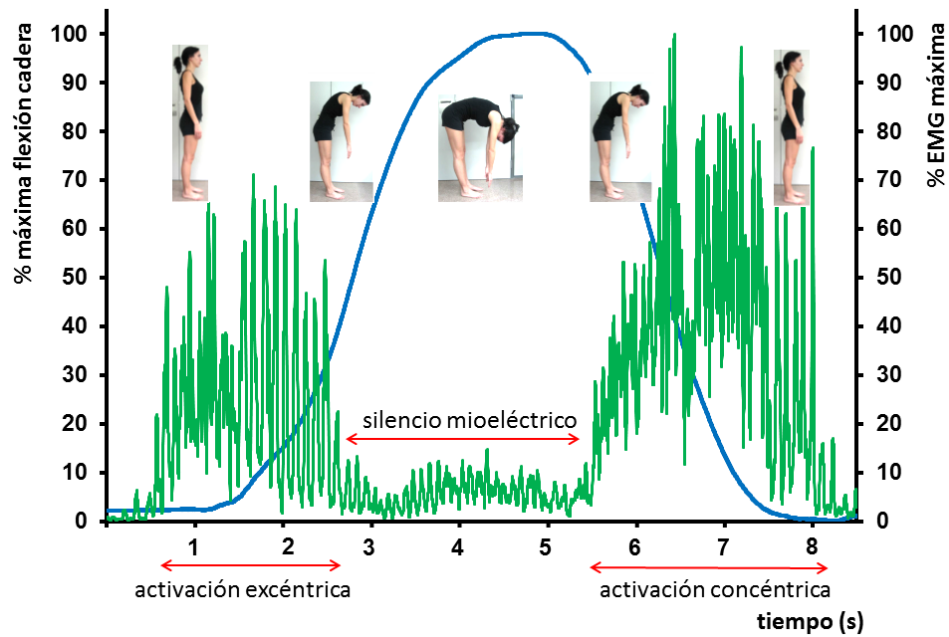
Tanto el inicio de la activación excéntrica del erector espinal durante la flexión del tronco como el comienzo del silencio mioeléctrico se producen de forma abrupta y repentina. Esto induce a pensar en el control reflejo como posible mecanismo responsable del FFR (Kippers & Parker, 1984). En condiciones normales, los mecanorreceptores presentes en los ligamentos espinales responden ante estímulos de deformación de los tejidos, desencadenando el reflejo protector ligamento-muscular (Solomonow y cols., 1998; Stubbs y cols., 1998). Este reflejo cumple una importante función propioceptiva, siendo responsable de la activación (Solomonow y cols., 1987; Solomonow y cols., 1996; Solomonow & Lewis, 2002) o inhibición de la musculatura (Krogsgaard y cols., 2002), necesaria para aportar estabilidad articular y control al movimiento, al mismo tiempo que protege a los propios ligamentos frente a posibles daños ocasionados por un exceso de tensión (Solomonow, 2006). Concretamente durante el FFR del erector espinal, el estiramiento de los ligamentos posteriores desencadena, en rangos próximos a la flexión máxima, el componente inhibitorio del reflejo ligamento-muscular, permitiendo la relajación del músculo (Solomonow, 2006).

La vuelta a la posición bípeda desde la flexión máxima del tronco se inicia gracias a la tensión pasiva acumulada en los tejidos conjuntivos, y a la posterior activación concéntrica de la musculatura extensora de cadera durante el movimiento de retroversión pélvica. A continuación el erector espinal reanuda su activación de forma concéntrica, mostrando un pico máximo de actividad que dura hasta el final de la extensión (Paquet y cols., 1994), (figura 1).



**Figura 1.** Patrón de activación muscular del erector espinal durante el movimiento de flexoextensión de tronco. La línea azul representa el movimiento de la columna lumbar y el trazado verde la actividad EMG del erector espinal.

La presencia del FFR también ha sido verificada en población sana en la musculatura isquiotibial (figura 2), aunque no de manera tan constante como la del erector espinal. La actividad EMG de los isquiotibiales desaparece al 97% de la flexión máxima de tronco, es decir, con un mayor porcentaje de flexión de tronco que la actividad EMG del erector espinal (Sihvonen, 1997). Durante el movimiento de extensión la actividad de la musculatura isquiotibial reaparece tras el silencio mioeléctrico antes que la actividad del erector espinal (Paquet y cols., 1994).



**Figura 2.** Patrón de activación muscular del bíceps femoral durante el movimiento de flexoextensión de tronco. La línea azul representa el movimiento de la cadera y el trazado verde la actividad EMG del bíceps femoral.

### 1.2.2 Factores moduladores del patrón de activación del erector espinal

El comportamiento del erector espinal varía en función de la posición de la región lumbopélvica. Así pues, su respuesta ha sido estudiada, entre otras, en posiciones de bipedestación (Floyd & Silver, 1951; Floyd & Silver, 1955; Wolf y cols., 1979; Kippers & Parker, 1984; Sarti y cols., 2001; Solomonow y cols., 2003a), sedestación erecta, sedestación relajada (Callaghan & Dunk, 2002), y en decúbito supino (Olson y cols., 2006).

Además, el FFR está modulado por muchos otros factores, como la magnitud de la carga soportada (Kippers & Parker, 1984; Gupta, 2001; Sarti y cols., 2001), la velocidad angular del tronco (Sarti y cols., 2001), la fatiga muscular (Descarreaux y cols., 2008; Descarreaux y cols., 2010) y el mantenimiento de posiciones estáticas y/o la realización de tareas repetitivas (Claude y cols., 2003; Solomonow y cols., 2003a). Los estudios realizados sobre el efecto de la carga y la velocidad han mostrado variaciones en los

tiempos de activación del músculo. Concretamente el aumento de carga produce un retraso en la aparición del silencio mioeléctrico (Gupta, 2001; Kippers & Parker, 1984; Howarth & Mastragostino, 2013), mientras que el incremento de velocidad durante el movimiento actúa también adelantando la activación del erector durante la extensión del tronco (Sarti y cols., 2001).

Finalmente, en lo que respecta a la modulación del FFR por posiciones de flexión mantenidas y/o a la realización de tareas repetitivas de flexoextensión de tronco, existe evidencia en modelos animales (Claude y cols., 2003; Solomonow y cols., 2003c) y en estudios en humanos (Sánchez-Zuriaga y cols., 2010) de que ambas situaciones provocan un incremento en la deformación de los tejidos pasivos viscoelásticos (*creep*) que genera laxitud en los ligamentos. Este hecho ha conducido a algunos investigadores a analizar la respuesta del erector espinal ante tales condiciones, observándose un cese tardío de la actividad muscular durante la flexión (Sánchez-Zuriaga y cols., 2006), y un inicio temprano durante la extensión, viéndose acortado el período de silencio mioeléctrico (Solomonow y cols., 2003a).

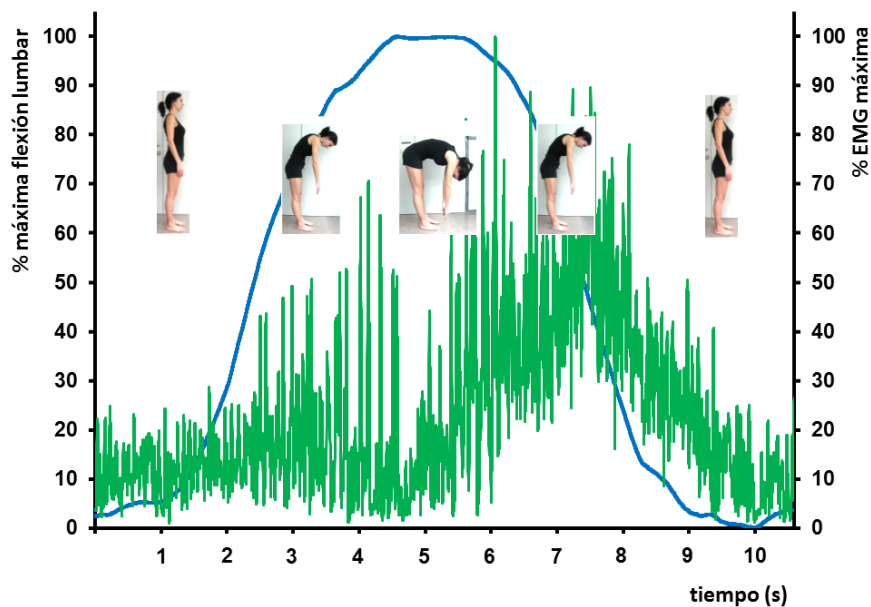
### **1.2.3 Efectos del dolor lumbar sobre el ritmo lumbopélvico y los patrones de activación muscular**

Diversas investigaciones han analizado la relación entre el dolor lumbar y la alteración de los patrones de movimiento de la región lumbopélvica. Algunos autores han observado una limitación del rango de movimiento del raquis lumbar (Triano & Schultz, 1987; Shirado y cols., 1995; McGregor y cols., 1997) y de la cadera (Shirado y cols., 1995) y una alteración de la velocidad angular (Marras & Wongsam, 1986; Paquet y cols., 1994; Szpalski y cols., 1996; McGregor y cols., 1997; Kaigle y cols., 1998). También se ha observado una menor movilidad del raquis lumbar respecto al movimiento de la cadera (Esola y cols., 1996; Lee & Wong, 2002; Shum y cols., 2005; Shum y cols., 2007; Silfies y cols., 2009) en comparación con la población sana.

Por otro lado, en lo que respecta al patrón de activación del erector espinal, varios autores coinciden en que el FFR puede suponer un momento de riesgo para la columna lumbar. Durante el período del silencio mioeléctrico, los

ligamentos (especialmente el interespinoso y el supraespinoso) y la parte posterior del anillo de los discos intervertebrales están sometidos a unos niveles de carga muy elevados (McGill & Kippers, 1994). En este momento la columna queda desprovista de la protección muscular activa del erector espinal, con lo que las estructuras raquídeas son más vulnerables.

Los estudios de Floyd y cols. (Floyd & Silver, 1951; Floyd & Silver, 1955) revelaron la ausencia del fenómeno de flexión-relajación en pacientes con dolor lumbar (figura 3), resultado observado posteriormente en numerosos estudios (Triano & Schultz, 1987; Ahern, y cols., 1988; Sihvonen y cols., 1991; Paquet y cols., 1994; Shirado y cols., 1995; Dankaerts y cols., 2006). Algunos autores han observado en pacientes con dolor lumbar una mayor actividad del erector espinal hacia el final de la flexión (Nouwen y cols., 1987; Sihvonen y cols., 1991; Paquet y cols., 1994; Shirado y cols., 1995) y un descenso de la actividad EMG del erector durante la extensión en sujetos con dolor (Nouwen y cols., 1987; Sihvonen y cols., 1991; Shirado y cols., 1995).



**Figura 3.** Patrón de activación muscular del erector espinal durante el movimiento de flexoextensión de tronco de un paciente con dolor lumbar. La línea azul representa el movimiento de la columna lumbar y el trazado verde representa la actividad EMG del erector espinal.

Recientemente, la presencia del FFR en la musculatura isquiotibial llevó a otros investigadores a analizar su patrón de respuesta en pacientes con dolor lumbar, observando una mayor actividad de los isquiotibiales en la fase de flexión completa respecto al grupo control, formado por personas sanas (Kim & Yoo, 2013).

### **1.3. FUNCIÓN DE LA REGIÓN LUMBOPÉLVICA DURANTE EL EMBARAZO**

El embarazo es un período fisiológico que conlleva una serie de cambios en los distintos sistemas del cuerpo materno, preparándolo para el desarrollo y crecimiento fetal, el parto y la lactancia. A lo largo del proceso de gestación la región lumbopélvica se ve sometida a cargas cada vez mayores, a las que ha de adaptarse de forma progresiva.

#### **1.3.1 El dolor lumbar asociado al embarazo**

Se estima que prácticamente todas las mujeres experimentan algún tipo de molestia musculoesquelética durante el embarazo (Borg-Stein y cols., 2005). Una de las complicaciones más frecuentes es el dolor lumbar, con una alta prevalencia durante el embarazo y tras el parto (Bastiaanssen y cols., 2005; Wu y cols., 2004). Concretamente en España, la prevalencia del dolor lumbar durante el embarazo es del 71,3% (Kovacs y cols., 2012). Si bien en la mayor parte de las mujeres el dolor lumbar desaparece dentro de los tres primeros meses postparto (Kristiansson y cols., 1996a; Albert y cols., 2001; Ostgaard y cols., 1991), un pequeño porcentaje continúa con dolor incluso varios años después (Albert y cols., 2001; Svensson y cols., 1988). Su intensidad y duración pueden oscilar durante el período de gestación, sin embargo es en el último trimestre cuando su incidencia es mayor (Perkins y cols., 1998), coincidiendo con las modificaciones morfológicas y biomecánicas más importantes. Dicho dolor se ve intensificado en las posiciones de bipedestación, decúbito y durante la flexión de tronco (Fast y cols., 1990) interfiriendo con las actividades cotidianas, el trabajo y el sueño. Este hecho repercute en gran medida en la calidad de vida de la mujer y tiene importantes repercusiones socioeconómicas, debido principalmente al absentismo laboral (Sydsjo y cols., 1998; Noren y cols., 1997). Pese a su elevada prevalencia, la



etiología del dolor lumbar asociado al embarazo continúa siendo desconocida. Las investigaciones hasta el momento apuntan a que podría tener un origen multifactorial, basado en la combinación de factores biomecánicos, hormonales y vasculares. Actualmente la hipótesis más aceptada se basa en una combinación de los dos primeros (Vleeming y cols., 2008).

### **1.3.2 Aspectos biomecánicos y hormonales del embarazo**

Las modificaciones biomecánicas que acontecen durante el embarazo y su posible relación con el dolor lumbar han sido objeto de estudio de diversos autores. En el transcurso del embarazo las mujeres ven incrementado su peso entre 9 y 12 kg, con una tasa media de aumento de 0,29 kg cada semana (Jensen y cols., 1996). A partir del segundo trimestre de gestación, la morfología de la región abdominal se ve alterada de forma considerable por el aumento del tamaño del útero y el peso del feto, produciéndose un incremento de las dimensiones abdominales en torno a un 30% respecto al tamaño original (Jensen y cols., 1996). Este aumento de masa abdominal se ha relacionado con la presencia de alteraciones adaptativas en las curvaturas raquídeas, que garantizarían el equilibrio postural ante el desplazamiento anterior del centro de gravedad. Las alteraciones posturales mencionadas con más frecuencia en la literatura son el aumento de lordosis lumbar, anteversión pélvica (Franklin & Conner-Kerr, 1998; Otman y cols., 1989; Bullock y cols., 1987), aumento de la cifosis torácica (Bullock y cols., 1987), aumento de la lordosis cervical, protracción de la cintura escapular, hiperextensión de rodillas (Gleeson & Pauls, 1988), y extensión de tobillos (Fries, 1943).

Estas modificaciones en la columna vertebral, especialmente el aumento de lordosis, se han asociado con la aparición de dolor lumbar. Algunos autores señalan que la diferente distribución de cargas genera un aumento de tensión en la zona lumbar (Ostgaard y cols., 1993; To & Wong, 2003). El estrés al que se ven sometidos los discos intervertebrales, facetas articulares y ligamentos (MacEvilly & Buggy, 1996) produciría distensión de la cápsula e inflamación articular (MacEvilly & Buggy, 1996; Svensson y cols., 1990). Sin embargo, en lo que a los cambios posturales respecta, los estudios publicados hasta la

fecha solamente han incluido mujeres embarazadas sin dolor lumbar. Los resultados obtenidos son controvertidos: si bien varios investigadores coinciden con que el embarazo aumenta la lordosis lumbar (Bullock y cols., 1987; Franklin & Conner-Kerr, 1998; Otman y cols., 1989), otros (Moore y cols., 1990; Ostgaard y cols., 1993; Gilleard y cols., 2002b; Okanishi y cols., 2012; Betsch y cols., 2014) no han observado tales cambios en la curvatura lumbar de la mujer embarazada. La disparidad de los hallazgos sobre este asunto varía desde un incremento de lordosis y anteversión de la pelvis (Franklin & Conner-Kerr, 1998) pasando por simples variaciones posturales atribuidas a adaptaciones individuales de cada mujer (Gilleard y cols., 2002b), hasta una tendencia a la cifosis lumbar e inclinación posterior del sacro (Okanishi y cols., 2012). El uso de diferentes instrumentos de medición y la selección de mujeres en etapas distintas del embarazo dificultan la comparación entre estudios, por lo que resulta difícil extraer resultados concluyentes a este respecto.

Por otro lado, muchas de las alteraciones que sufre el organismo durante la gestación son debidas a cambios hormonales. Existe evidencia en la literatura de que la relaxina tiene un importante efecto sobre el aumento de la laxitud ligamentosa. Se trata de una hormona polipeptídica de la familia de la insulina, secretada por el cuerpo lúteo y la decidua uterina (MacLennan, 1991), que alcanza sus niveles séricos máximos en la duodécima semana del embarazo (Kristiansson y cols., 1996b). En torno a la semana 17 su concentración disminuye de forma gradual y sus niveles permanecen constantes en torno al 50% de su valor máximo a partir de la semana 24 del embarazo, mostrando una concentración prácticamente indetectable a los pocos días después del parto (Bell y cols., 1987; Petersen y cols., 1995). Esta hormona se ha asociado con un aumento de la actividad colagenolítica y con la remodelación de las fibras de colágeno y la matriz extracelular en animales mamíferos (Unemori & Amento, 1990). Algunos autores han observado una relación entre los niveles sanguíneos de la relaxina y mayores puntuaciones en la prueba de elevación activa con la pierna extendida (*active straight leg raising*) en mujeres embarazadas (Vollestad y cols., 2012).

### **1.3.3 Movilidad y función muscular de la región lumbopélvica durante el embarazo**

Algunos estudios han analizado la relación entre el aumento progresivo de las dimensiones anteriores del tronco en mujeres embarazadas y la movilidad de la región lumbopélvica. Concretamente Gilleard y cols. (Gilleard y cols., 2002a) investigaron los efectos del embarazo sobre la cinemática de la flexoextensión de tronco tanto desde la posición erecta como desde sedestación. Los resultados de su estudio mostraron que en fases avanzadas del embarazo se produce desde ambas posiciones una limitación de la flexión de tronco y de la rotación axial en las regiones torácica y lumbar, y aunque en menor grado, también en el movimiento de la cadera. Esta limitación de la movilidad fue recuperada ocho semanas después del parto, mostrando unos rangos de movimiento muy similares al de las mujeres control. Estos datos están en consonancia con los resultados obtenidos anteriormente en un estudio piloto realizado por Dumas y cols. (Dumas y cols., 1998), quienes también evidenciaron una reducción del rango de flexión lumbar durante la gestación y un incremento en el postparto durante la bipedestación.

Por otro lado, Gilleard y cols. (Gilleard y cols., 2002a) señalan que el aumento de masa y la distensión de la pared abdominal pueden generar cambios, no sólo a nivel cinemático, sino también en el control motor y en la función de los músculos del tronco. Siguiendo esta línea, Gutke y cols. (Gutke y cols., 2008) analizaron la fuerza y resistencia de estos grupos musculares en mujeres embarazadas con y sin dolor lumbar. Los resultados de su investigación no mostraron diferencias en los valores de ambas variables entre las mujeres sanas y las mujeres con dolor. Sin embargo, se desconoce si estas propiedades musculares se ven alteradas durante el embarazo en comparación con las mujeres no embarazadas. A este respecto, también se ha especulado sobre el posible efecto adaptativo que podría tener el incremento gradual de cargas en la región abdominal sobre la fuerza y la resistencia de la musculatura lumbar. No obstante, según señalan Dumas y cols. (Dumas y cols., 2010), esta adaptación podría ser demasiado lenta o insuficiente para aportar la estabilidad necesaria a la región lumbopélvica.

En lo que respecta a la función dinámica de la región lumbopélvica, apenas existen estudios que analicen el comportamiento de la musculatura del tronco durante el embarazo. Hasta el momento, solamente Sivhonen y cols. (Sihvonen y cols., 1998) han analizado el patrón de activación del erector espinal durante el movimiento de flexoextensión del tronco en mujeres embarazadas. Los autores compararon el FFR del erector espinal en mujeres sanas y mujeres con dolor lumbar, e investigaron la posible correlación entre alteración de éste y la intensidad del dolor. Los resultados obtenidos mostraron un aumento de la actividad eléctrica en el período del silencio mioeléctrico del erector en el grupo de mujeres embarazadas con dolor lumbar, observando a su vez una correlación positiva con la intensidad del dolor y el grado de discapacidad. Sin embargo, los autores no incluyeron en su estudio un grupo control de mujeres nulíparas, ni registraron la actividad muscular después del parto. Tampoco estudiaron los patrones de movimiento lumbopélvico, y el análisis de la activación muscular del erector espinal se limitó a medidas muy básicas, fundamentalmente la activación media en cada fase del movimiento.

#### **1.4 FUNCIÓN DE LA REGIÓN LUMBOPÉLVICA DURANTE LAS POSTURAS DE LA LACTANCIA MATERNA**

En el postparto la mujer invierte gran parte de su tiempo en la lactancia. Durante este tiempo permanece en determinadas posturas que mantiene varias horas al día, y que implican fundamentalmente posiciones sedentes.

##### **1.4.1 Aspectos biomecánicos y funcionales de la postura**

La sedestación es una de las posiciones que se adoptan con más frecuencia a lo largo del día. En general, existe consenso en la literatura en que la sedestación produce una rotación posterior de la pelvis en comparación con la bipedestación (Andersson y cols., 1979; Dolan y cols., 1988; Yasukouchi & Isayama, 1995; Lord y cols., 1997; Harrison y cols., 1999; Nairn y cols., 2013). Algunos autores también han observado una mayor flexión lumbar en esta posición (Frey & Tecklin, 1986; Keegan, 1953; Dolan y cols., 1988; Claus y cols., 2009). El mantenimiento prolongado de la postura sedente, junto con los cambios posturales que lleva aparejados, se ha relacionado con la aparición de

dolor lumbar (Pope y cols., 2002; Hoogendoorn y cols., 2000) y con la exacerbación de los cuadros dolorosos en pacientes con lumbalgia (O'Sullivan, 2000; Snijders y cols., 1995).

Durante la sedestación se produce un incremento de las cargas raquídeas y un aumento de presión sobre los discos y cuerpos vertebrales (Pope y cols., 2002). Además, la sedestación prolongada genera una acumulación de metabolitos que puede acelerar la degeneración discal e incrementar el riesgo de hernia (Pope y cols., 2002).

Los estudios de presión intradiscal supusieron la base para la prevención de lesiones discales, al mismo tiempo que permitieron que investigadores y clínicos pudieran ofrecer recomendaciones sobre las posiciones menos lesivas para la columna vertebral. Los estudios de Nachemson (Nachemson, 1963; Nachemson & Morris, 1964; Nachemson, 1981) sobre la medición de la presión intradiscal *in vivo*, respaldados posteriormente por otros autores (Andersson y cols., 1977; Schultz y cols., 1982; Wilke y cols., 1999), dieron a conocer las presiones a las que se ven sometidos los discos intervertebrales de la región lumbar en diferentes posiciones de bipedestación, decúbito y sedestación, y durante la manipulación de cargas externas. Dentro de las posturas sedentes, la sedestación relajada, caracterizada por una flexión anterior del tronco y una retroversión pélvica (O'Sullivan y cols., 2002; O'Sullivan y cols., 2006a) genera un aumento de la presión intradiscal en torno al 20% respecto a la sedestación erecta. Adams y cols. (Adams y cols., 1999) señalan que la menor presión intradiscal observada en la sedestación erecta es posible gracias a que la curvatura lordótica es capaz de actuar como un muelle absorbiendo las cargas de la región superior del tronco. Estos datos sugieren que el mantenimiento de la lordosis lumbar durante la sedestación podría tener un efecto protector frente al desarrollo de dolor.

Por otro lado, otros autores se han centrado en el estudio de la función de la musculatura del tronco en las posturas sedentes más comunes. Floyd y Silver (Floyd & Silver, 1952) observaron una menor activación del erector espinal lumbar durante la sedestación relajada en comparación con la sedestación erecta (Floyd & Silver., 1955). Estos mismos resultados fueron

posteriormente constatados por Anderson y cols. (Andersson y cols., 1974; Andersson y cols., 1975; Andersson y cols., 1996). Algunos autores sugieren que la adopción habitual de posturas relajadas puede disminuir la eficiencia estabilizadora de la musculatura (O'Sullivan y cols., 2002) y producir un incremento de cargas en los ligamentos y los discos intervertebrales (Goel y cols., 1993), pudiendo aumentar la vulnerabilidad de dicha región frente a posibles lesiones (Cholewicki & McGill, 1996).

#### **1.4.2 La postura durante la lactancia materna**

El comité de lactancia materna de la Asociación Española de Pediatría destaca, entre las posturas que se adoptan con mayor frecuencia para la lactancia, las siguientes: posición acostada, posición tradicional o de cuna, y posición de cuna cruzada (Comité de Lactancia Materna de la Asociación Española de Pediatría, 2012). Dichas posiciones se diferencian según la posición de la madre y del recién nacido. En la primera la mujer se coloca en decúbito lateral, mientras que en las dos últimas lo hace en posición de sedestación, con la única variante de la colocación del niño respecto a la madre. Si bien la elección de una postura u otra depende de las circunstancias o de las preferencias personales, a la hora de dicha elección hay que intentar evitar posiciones inadecuadas que podrían alterar la función de la región lumbopélvica y contribuir al dolor lumbar tras el parto.

Recientemente Mbada y Oyinlola (Mdaba & Oyinlola, 2012) en una encuesta realizada a 383 mujeres lactantes comprobaron que el 89,8% de las mujeres utilizan la posición de sedestación para dar el pecho al recién nacido, y que aproximadamente el 41% presentaba dolor lumbar. Asimismo, el 87,5% de las mujeres que presentaban dolor utilizaban una posición de sedestación relajada para la lactancia.

Por otro lado, son muchas las mujeres que, ante las demandas físicas de la lactancia materna y el cuidado del recién nacido, muestran además síntomas de fatiga física que pueden llevar, en muchos casos, al abandono del amamantamiento (Chapman y cols., 1985). Milligan y cols. (Milligan y cols., 1996) analizaron la posible relación entre el nivel de fatiga, medido mediante

un cuestionario, y las posiciones de la lactancia durante los tres primeros meses postparto. Los resultados mostraron que las mujeres experimentan un menor nivel de fatiga tras amamantar al niño en la posición de decúbito lateral respecto a la sedestación. Los autores atribuyen esta disminución al menor esfuerzo que requiere la posición de decúbito para sostener al recién nacido.

La mayor parte de los estudios biomecánicos y ergonómicos sobre la postura sedente se centran en el entorno laboral. Sin embargo, no hay estudios de este tipo sobre las posturas de la lactancia materna. Hasta ahora los aspectos más importantes en la recomendación de las posturas de la lactancia han sido la comodidad de la madre y el adecuado agarre del niño al pecho, dejando en un segundo plano los efectos que dichas posturas pudieran tener sobre posibles lesiones de la región lumbopélvica.

Con lo expuesto en el apartado de introducción, y ante la escasa evidencia científica sobre la función de la región lumbopélvica durante el embarazo y el postparto, nos planteamos el estudio de dicha región mediante el registro EMG del erector espinal y del bíceps femoral en relación al movimiento del raquis lumbar y de la cadera en mujeres embarazadas sin dolor lumbar. Para ello se compararon los patrones de movimiento lumbopélvico y activación muscular antes y después del parto con los patrones de mujeres nulíparas. Asimismo después del parto también se analizó la actividad muscular y la posición de la región lumbopélvica en las posturas más frecuentes durante la lactancia materna.





## **Hipótesis y objetivos**

---



## 2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

El presente estudio se fundamenta en las siguientes hipótesis:

- Los cambios biomecánicos y hormonales asociados al embarazo producen una alteración en el patrón de activación muscular del erector espinal y del bíceps femoral, y una alteración en la posición y el ritmo lumbopélvico durante la bipedestación y el movimiento de flexoextensión del tronco.
- Los patrones de actividad muscular y posiciones del raquis lumbar y de la cadera que generan las diferentes posturas adoptadas con mayor frecuencia durante la lactancia no son iguales. Hay posturas con patrones menos lesivos para la región lumbopélvica que otras.

Los objetivos de este estudio fueron:

- Comparar los patrones de activación muscular del erector espinal y del bíceps femoral, y la posición y el ritmo lumbopélvico durante la bipedestación y el movimiento de flexoextensión de tronco entre mujeres nulíparas, mujeres embarazadas en el tercer trimestre de gestación y mujeres postparto.
- Comparar los patrones de activación muscular del erector espinal y del bíceps femoral y la posición de la región lumbopélvica durante las posturas más frecuentes de la lactancia materna.



## **Material y métodos**

---



### **3. MATERIAL Y MÉTODOS**

#### **3.1. DISEÑO DEL ESTUDIO**

El estudio realizado fue un estudio longitudinal prospectivo de medidas repetidas, controlado bajo la condición de un grupo de mujeres nulíparas.

#### **3.2. PARTICIPANTES**

En el presente estudio se incluyeron 68 mujeres, divididas en dos grupos: 34 mujeres nulíparas (grupo control), 34 mujeres embarazadas. El reclutamiento de las participantes se realizó en función de la accesibilidad de las mismas, especialmente geográfica. Las mujeres embarazadas fueron remitidas por matronas de diferentes Centros de Salud de la ciudad de Valencia. En el grupo de mujeres embarazadas solamente se incluyeron aquellas que se encontraban en el tercer trimestre de gestación, momento en el que los cambios biomecánicos son más evidentes.

Los criterios de exclusión, tanto para el grupo de mujeres nulíparas como para el grupo de mujeres embarazadas, fueron:

- El diagnóstico presente o pasado de dolor lumbar de intensidad suficiente para que suponga la pérdida de días de trabajo.
- Presencia de patología lumbar (fracturas, traumatismos, espondilolisis, espondilolistesis, espondiloartrosis, procesos neoplásicos, infecciones, vasculares, metabólicos o endocrinos) y/o haber sido sometidas a cirugía lumbar previa.

Además, en el grupo de mujeres embarazadas fueron excluidas:

- Mujeres con dolor lumbar asociado al embarazo actual.
- Mujeres con riesgo de aborto o cualquier complicación relacionada con el embarazo.

El estudio fue llevado a cabo en las instalaciones del Departamento de Anatomía y Embriología Humana de la Facultad de Medicina de la Universitat de València.

### 3.3. ASPECTOS ÉTICOS

El estudio se realizó siguiendo los requerimientos éticos establecidos en la Declaración de Helsinki de 1964 y en la sexta revisión de 2008 (Williams, 2008). El estudio contó con la aprobación del Comité Ético de Investigación Clínica Corporativo de Atención Primaria de la Comunitat Valenciana, y del Comité Ético de Investigación en Humanos de la Universitat de València. Todas las participantes fueron convenientemente informadas sobre la naturaleza del estudio (anexo 1) y firmaron un documento de consentimiento informado (anexo 2). En ningún caso recibieron retribución económica alguna.

Todas las pruebas estaban basadas en estudios previos sobre valoración funcional del aparato locomotor. Esto implica que de ninguna manera se utilizaron cargas externas excesivas o maniobras violentas o forzadas que pudieran causar cualquier tipo de daño a la madre o al feto. Las maniobras utilizadas fueron reproducciones estandarizadas de movimientos habituales en la vida diaria, que una mujer embarazada realiza todos los días sin consecuencias. En ningún caso se utilizaron maniobras no ensayadas en estudios ya publicados: todas las maniobras utilizadas han demostrado previamente su seguridad. Las técnicas de EMG de superficie y electrogoniometría son completamente inocuas para las mujeres embarazadas, el feto en desarrollo, la mujer lactante o el niño recién nacido. Se trata de técnicas de uso frecuente en la práctica clínica e investigadora, que han sido aplicadas en estudios previos sobre este tipo de sujetos.

Tal y como contempla la Ley de Protección de Datos de Carácter Personal, se informó a las participantes de que podían ejercer su derecho a acceder, rectificar, cancelar u oponerse al contenido de sus datos contactando con el investigador principal del estudio.

La confidencialidad de los datos personales registrados durante el estudio se vio salvaguardada de las siguientes maneras:

- Los datos se almacenaron en soporte informático. Una copia estuvo contenida en la unidad central de procesamiento de datos. Se trata



de un ordenador no conectado a Internet y de acceso restringido a los miembros del grupo de investigación a través de claves.

- Otra copia de los datos estuvo contenida en discos duros externos. Estos discos duros, junto con aquella información que tenía que estar contenida en papel, se guardaron bajo llave en un archivador custodiado en el laboratorio de la Unidad de Investigación en Anatomía Funcional del Sistema Músculo-Esquelético, en la Facultad de Medicina de Valencia, lugar de acceso también restringido a los miembros del equipo de investigación.
- Los nombres reales de las participantes de estudio figuraron únicamente en un fichero informático guardado según se ha descrito anteriormente. Para todo el procesado subsiguiente de los datos, las participantes fueron identificadas según claves alfanuméricas sin ninguna relación distinguible con sus nombres reales.

### **3.4. INSTRUMENTOS**

La actividad eléctrica de los músculos de estudio fue recogida mediante dos módulos de EMG de superficie modelo EMG100C (Biopac Systems, Inc, Goleta, CA, EEUU) (figura 4). La captación de la señal eléctrica se realizó mediante electrodos de superficie pretratados con gel de cloruro de plata (Ag-AgCl), adhesivos y desechables, de 20mm de diámetro (Lessa, Barcelona).

El rango de movimiento de la columna lumbar y de la cadera se registraron mediante el dispositivo de análisis de movimiento Liberty 240/16 (Polhemus Inc., Colchester, EEUU) (figura 4). Este electrogoniómetro utiliza un campo magnético de baja frecuencia generado por una fuente electromagnética, la cual se coloca en una plataforma de altura ajustable a nivel de la cadera de cada participante. El dispositivo dispone de sensores capaces de registrar posiciones en los los tres planos del espacio. Registra los datos con una frecuencia de muestreo de 240 Hz y tiene una precisión de la posición angular de 0,15°. Las señales procedentes de los sensores son recogidas por la unidad principal del sistema. Para que

la transmisión de señales sea correcta es necesario que no existan objetos metálicos en el campo electromagnético cercano al dispositivo. Por ello, la unidad principal se situó sobre un carro de plástico y la fuente electromagnética se colocó sobre un trípode de este mismo material.

Las señales registradas por ambos instrumentos fueron sincronizadas mediante una señal de sincronía generada al inicio de cada registro. Dicha señal envió una orden simultánea de inicio de adquisición tanto al electrogoniómetro como al electromiógrafo.



**Figura 4.** Liberty 240/16 y Biopac MP150.

### **3.5. PROCEDIMIENTO**

Previamente a los registros de EMG y electrogoniometría, en todas las mujeres se registró el peso mediante una báscula electrónica (Tanita Corporation, Tokio, Japón), y la altura con un tallímetro. En el grupo de mujeres embarazadas se registró la historia obstétrica, y se midió además el perímetro abdominal mediante una cinta métrica, colocada rodeando el abdomen a nivel de su máxima convexidad. En el grupo de mujeres postparto se anotó el peso del niño en el momento del registro.

### 3.5.1. Electromiografía

La colocación de los electrodos se realizó siguiendo las recomendaciones del proyecto Surface Electromyography for the Non-Invasive 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. Posteriormente se preparó la zona de piel mediante el rasurado, exfoliación con una lija suave, y limpieza con alcohol para reducir la impedancia.

Para el registro de la actividad EMG de cada músculo se utilizaron dos electrodos situados en la misma dirección de las fibras musculares y con una distancia entre sus centros de 2cm. Con la finalidad de simplificar y reducir la duración de las sesiones, solamente se registraron las señales EMG de los músculos del lado derecho. Estudios previos muestran que no hay asimetrías laterales en los patrones de actividad del erector espinal durante la flexoextensión de tronco (Paquet y cols., 1994). Además, el ruido procedente del latido cardíaco contamina con más facilidad los registros del lado izquierdo (Nouwen y cols., 1987; Paquet y cols., 1994). Para el estudio de las posturas de la lactancia materna se registró también la actividad EMG del erector espinal izquierdo, dada la asimetría en la carga y en la posición que presentaban algunas de ellas.

Los electrodos para el registro de la actividad EMG del erector espinal se colocaron a 3 cm a la derecha de la apófisis espinosa de L3. La colocación se realizó con las mujeres en bipedestación, y el tronco ligeramente flexionado hacia delante para evitar que se despegaran durante el movimiento con la variación de la curvatura de la columna vertebral. La apófisis espinosa de L3 se localizó mediante palpación, asumiendo que el borde superior de la cresta ilíaca se encuentra a la altura del cuerpo de la cuarta vértebra lumbar (Standring, S., 2005). Los electrodos para el registro de la actividad EMG del bíceps femoral derecho se colocaron en el punto medio de la distancia existente entre la tuberosidad isquiática y la cabeza del peroné derechos (Hermens y cols., 2000), (figura 5). El electrodo de

referencia se situó sobre el cuerpo del esternón. Para todas mediciones se empleó una cinta métrica.

### 3.5.2. Electrogoniometría

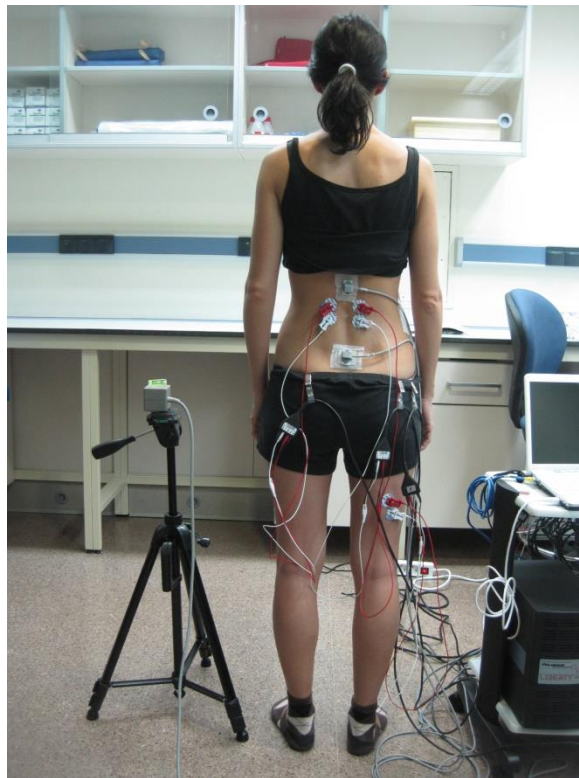
Para el registro de electrogoniometría se emplearon dos sensores. Un primer sensor adherido a la piel que cubre la apófisis espinosa de la primera vértebra lumbar (L1), que proporcionaba datos sobre el desplazamiento en los tres planos del espacio del tronco en su conjunto, englobando el movimiento de cadera y columna lumbar. El segundo sensor se colocó sobre la primera vértebra sacra (S1), 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 de cadera) (figura 5).

La colocación de los sensores se realizó con las mujeres en bipedestación y ligera flexión de tronco. La localización de las vértebras L1 y S1 se realizó mediante palpación, asumiendo en el primer caso que el trayecto de la última costilla nos sitúa sobre la espinosa de D12, y confirmando posteriormente con la posición de L5, previamente localizada. En el caso de S1 se asumió que la espina ilíaca postero-superior se encuentra, aproximadamente, a nivel de S2 ([Standing, S., 2005](#)).



**Figura 5.** Localización de los puntos de colocación de los sensores de electrogoniometría y los electrodos del erector espinal y bíceps femoral derechos.

La fuente electromagnética del equipo, situada sobre una plataforma de plástico y anclada a un trípode del mismo material, se ubicó a la altura de la cadera de cada mujer, lo más próxima posible a ésta sin que interfiriese en el movimiento. La ubicación de la fuente sobre el trípode permitía regular la altura de la misma en función de la estatura de cada mujer (figura 6). Todos los elementos metálicos se alejaron de los sensores y de la fuente para evitar la aparición de interferencias con las señales electromagnéticas.



**Figura 6.** Instrumentación completa de EMG y electrogoniometría.

### **3.5.3. Normalización de la señal EMG**

Para poder llevar a cabo la comparación de la actividad EMG entre mujeres, es necesario realizar un proceso de normalización de la señal EMG, mediante el cual la actividad eléctrica del músculo es expresada como porcentaje respecto a una contracción de referencia. En la población general sana el método de normalización más comúnmente empleado consiste en la realización de una contracción voluntaria isométrica máxima (CVIM) de los músculos objeto de estudio (Lehman & McGill, 1999). En cambio, en determinados tipos de población, como en personas mayores o

en pacientes con dolor, se recomienda el uso de maniobras de normalización submáximas (Dankaerts y cols., 2004; O'Sullivan y cols., 1997). Ante la particularidad de las características fisiológicas y morfológicas de las mujeres gestantes, se decidió utilizar una maniobra submáxima. Para determinar la maniobra submáxima más apropiada para la normalización de la señal EMG del erector espinal y del bíceps femoral en mujeres embarazadas se llevó a cabo un estudio metodológico sobre diferentes técnicas de normalización de la EMG. Para ello, un grupo de mujeres nulíparas formado por 38 participantes realizó una batería de pruebas que constó de 3 ejercicios máximos y 5 ejercicios submáximos.

Las mujeres fueron instruidas verbal y visualmente sobre la correcta realización de los ejercicios. De cada uno de ellos realizaron dos repeticiones de 5 segundos de duración, separadas por 2 minutos de descanso entre cada repetición (Konrad, 2005). El orden en el que se llevaron a cabo los ejercicios se aleatorizó en cada participante mediante una aplicación informática.

#### 3.5.3.1. Maniobras de normalización submáximas

Las maniobras submáximas realizadas fueron las siguientes:

1. Ejercicio de sujeción de pesos en posición de bipedestación. Se trata de una variante del ejercicio descrito por Lehman y cols., en el que el paciente sostiene una barra de la que cuelga una cadena de 45 cm con un peso de 5 kg en su extremo que ha de mantener a 1 cm del suelo (Lehman, 2002). En el presente estudio, las mujeres se situaron en posición de bipedestación mirando al frente, con las rodillas y las caderas ligeramente flexionadas, sin perder la curvatura lordótica, y manteniendo una mancuerna de 3kg en cada mano. El ejercicio se efectuó con los brazos colocados en dos posiciones diferentes: a) con los brazos relajados, colgando perpendiculares al suelo, y b) con los brazos formando un ángulo de 45° respecto al tronco (figura 7). En este último caso se empleó un goniómetro para estandarizar la posición.



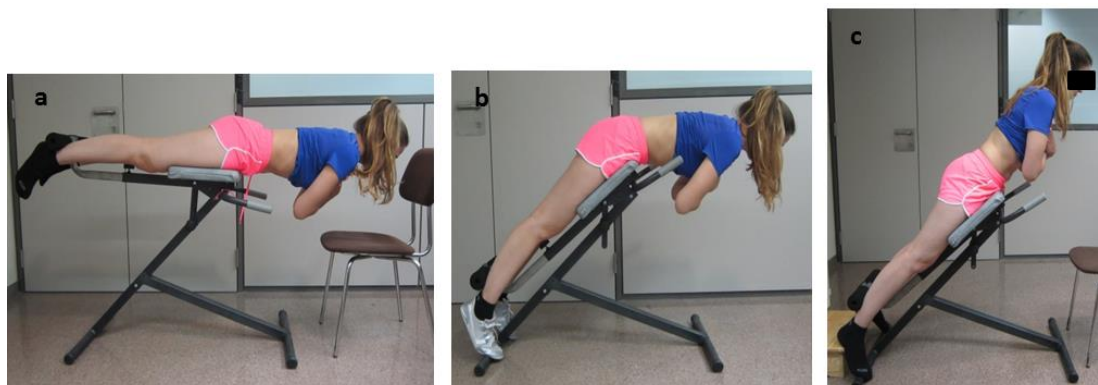
**Figura 7.** Ejercicio submáximo de sujeción de pesos (a) con los brazos relajados, y (b) con los brazos a 45° respecto al tronco.

2. Ejercicio de extensión de tronco sobre banco romano en tres posiciones diferentes (figura 8):

- a) Con el banco romano situado en posición horizontal respecto al suelo. Este ejercicio consiste en una modificación del test de Biering-Sorensen ([Biering-Sorensen, 1984](#)).
- b) Con el banco romano en posición de 45° respecto a la horizontal, con las caderas flexionadas y el tronco dispuesto en paralelo respecto al suelo.
- c) Con el banco romano en posición de 45° respecto a la horizontal, y el tronco alineado con los miembros inferiores.

En los tres casos las mujeres se colocaron en decúbito prono sobre el banco romano, con fijación a nivel de los tobillos, la pelvis apoyada hasta el nivel del trocánter mayor, y las manos apoyadas sobre una silla situada frente al banco romano. Una vez situadas en cada posición, se les solicitó que cruzasen los brazos sobre el pecho manteniendo el tronco en posición

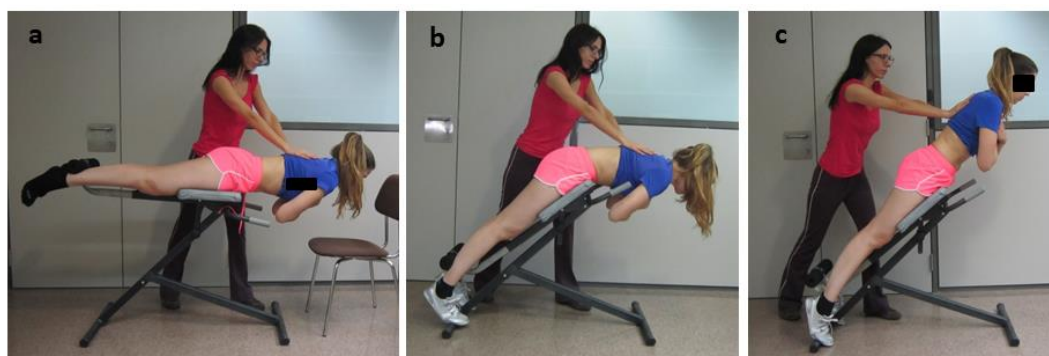
horizontal respecto al suelo en las dos primeras posiciones, y oblicuo, alineado con los miembros inferiores, en la tercera posición.



**Figura 8.** Ejercicios submáximos de extensión de tronco: (a) posición horizontal respecto al suelo, (b) en posición de 45° con las caderas flexionadas y el tronco paralelo al suelo, y (c) en posición de 45° con el tronco alineado con los miembros inferiores.

### 3.5.3.2 Maniobras de normalización máximas

Para la CVIM del erector espinal se realizó el ejercicio de extensión de tronco en las mismas tres posiciones descritas para las maniobras submáximas (figura 9). En esta ocasión se les solicitó, en cada posición, una extensión contra la resistencia manual aplicada por el investigador. Con el fin de obtener la CVIM por parte de las participantes, el investigador las estimuló verbalmente durante la ejecución de las maniobras (Vera-García y cols., 2010b).



**Figura 9.** Ejercicios máximos de extensión de tronco: (a) posición horizontal respecto al suelo, (b) en posición de 45° con las caderas flexionadas y el tronco paralelo al suelo, y (c) en posición de 45° con el tronco alineado con los miembros inferiores.



### **3.5.4 Posición de bipedestación**

Tras las maniobras de normalización, se instrumentó a las mujeres con el electrogoniómetro, y posteriormente se colocaron descalzas en posición de bipedestación, con los pies separados a la anchura de la pelvis, las rodillas extendidas y los brazos a lo largo del cuerpo, con las palmas de las manos dirigidas hacia dentro. Se indicó a las participantes que fijasen la mirada en una marca situada en la pared a la altura de los ojos para prevenir cualquier artefacto en la señal EMG provocado por un cambio en la posición de la cabeza. Una vez situadas se les solicitó que mantuviesen dicha posición durante 5 segundos, durante los cuales se realizó el registro de electromiografía y electrogoniometría.

### **3.5.5 Movimiento de flexoextensión de tronco**

Tras mantener la posición de bipedestación, las mujeres realizaron 5 ciclos del movimiento de flexoextensión de tronco. Cada ciclo constaba de una flexión máxima de tronco desde la posición de bipedestación, mantenimiento de la flexión máxima, y extensión de tronco hasta volver a la posición inicial (figura 10).

Para estandarizar la ejecución del movimiento y minimizar la variabilidad entre las participantes, previamente se les instruyó para que realizasen el movimiento limitándose en lo posible al plano sagital. Las instrucciones que recibieron para la realización del movimiento fueron: doblar el cuello, aproximando la barbilla al cuerpo, y continuar flexionando el tronco hacia delante, sin flexionar las rodillas, hasta alcanzar el máximo rango de flexión posible, y que posteriormente, desde la máxima flexión, volviesen a la posición inicial. Durante la flexión y extensión debían deslizar las manos por la cara anterior de los muslos para evitar el balanceo de las extremidades superiores.

La velocidad del movimiento fue marcada mediante un metrónomo digital con una cadencia de 60 golpes por minuto. El movimiento de flexión de tronco se realizó en 4 segundos, posteriormente debían mantener la posición de máxima flexión durante 1 segundo, y realizar el movimiento de

extensión de tronco en 4 segundos, manteniendo la posición de bipedestación durante 1 segundo antes de comenzar el siguiente ciclo de flexoextensión. Las mujeres ensayaron previamente el movimiento para ajustarse a la velocidad requerida antes de proceder a su registro.

Todas las pruebas se realizaron al menos dos horas después de que las mujeres se hubiesen levantado de la cama con el fin de minimizar las variaciones diurnas en la mecánica de la columna (Adams y cols., 1990).

Tanto el mantenimiento de la posición de bipedestación como el movimiento de flexoextensión de tronco fueron llevados a cabo tanto por las mujeres nulíparas como por las mujeres embarazadas en el tercer trimestre de gestación y dos meses después del parto.



**Figura 10.** Movimiento de flexoextensión del tronco de una mujer embarazada.

### **3.5.6. Posturas de la lactancia materna**

En el grupo de mujeres embarazadas, dos meses después del parto, además del registro de la bipedestación y del movimiento de flexoextensión del tronco, se registró también la actividad EMG bilateral del erector espinal lumbar y del bíceps femoral derecho, y la posición de la columna lumbar y de la cadera en diferentes posturas de la lactancia materna. La colocación de la fuente electromagnética se adaptó a las particularidades de cada postura, de manera que se mantuviera constante el origen de coordenadas.

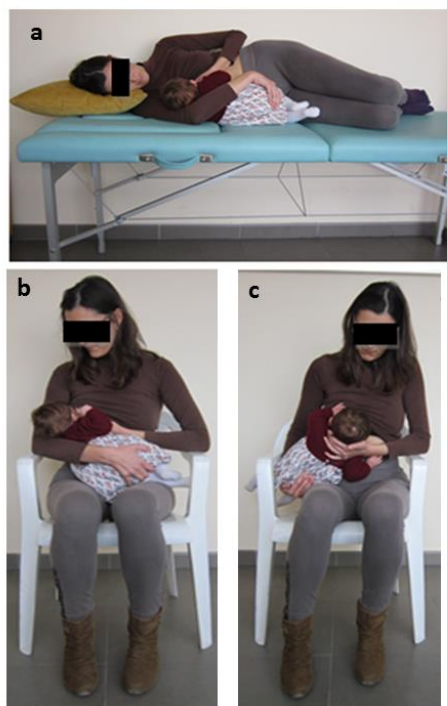
Las posiciones que adoptaron fueron las siguientes (figura 11):

1. Posición acostada o decúbito lateral: las mujeres se colocaron en decúbito lateral derecho sobre una camilla, con un almohadón debajo de la cabeza. El niño se situó tumbado, con su cuerpo enfrentado y pegado al de la madre. Las mujeres colocaron su brazo derecho por debajo de la cabeza del niño.

2. Posición tradicional o de cuna: las madres se colocaron en sedestación en una silla, con la espalda apoyada en el respaldo. El niño se situó recostado sobre el antebrazo derecho, con la cabeza orientada en el mismo sentido que el eje de su cuerpo y su abdomen sobre el abdomen de la madre.

3. Posición rugby o de cuna cruzada: las madres se colocaron en sedestación en una silla, con la espalda apoyada en el respaldo. El niño se situó con la cabeza a nivel del pecho derecho y el cuerpo sostenido entre el antebrazo de la madre y lado derecho de su tronco. Las madres sostuvieron la cabeza y cuello del niño con su mano contraria.

El registro de estas posturas se efectuó mientras las madres amamantaban a sus hijos. En el caso de las posturas sedentes, el registro se realizó sobre una silla de plástico con respaldo y reposabrazos, durante el cual las mujeres debían permanecer con la espalda apoyada. Para la postura en decúbito lateral se utilizó una camilla de madera y un almohadón para el apoyo de la cabeza. Las posiciones de cuna y de cuna cruzada fueron realizadas de dos formas diferentes: (1) con los dos pies apoyados sobre el suelo, y (2) con el pie izquierdo apoyado en el suelo, y el pie derecho apoyado sobre un escalón de 30cm de altura. El registro de cada postura tuvo una duración de un minuto. Durante el mantenimiento de cada una de las posturas, a las mujeres se les permitió ajustar su postura a los requerimientos del amamantamiento, siempre que respetaran las instrucciones que habían recibido para cada posición.



**Figura 11.** Posiciones de la lactancia materna (a) acostada, (b) de cuna, y (c) de cuna cruzada.

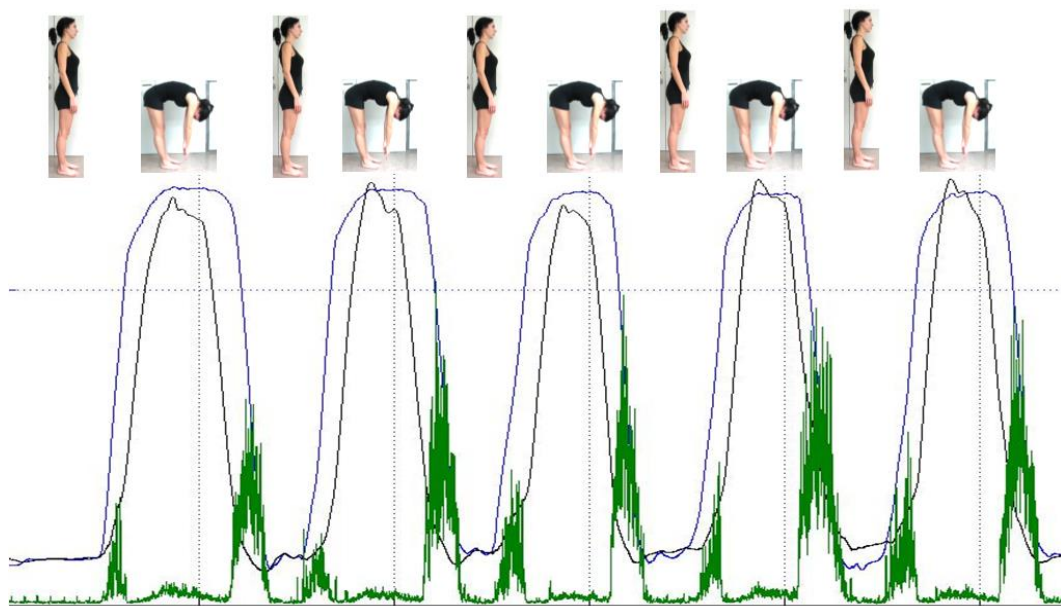
### **3.6. TRATAMIENTO DE LOS DATOS DE ELECTROMIOGRAFÍA Y ELECTROGONIOMETRÍA**

El ruido de la señal bruta de EMG se redujo mediante dos filtros pasabanda, uno paso alto de 10 Hz y otro paso bajo de 500 Hz. La señal de EMG fue amplificada con una razón de rechazo al modo común de 110 dB a 60 Hz, una impedancia  $>100\text{ M}\Omega$  y una ganancia global de 1000. Los datos fueron entonces digitalizados mediante un sistema A/D de adquisición de datos de 16 bit (modelo MP150; Biopac Systems Inc) con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz.

La señal EMG fue rectificadas y suavizada por medio del cálculo de su media cuadrática con una ventana de 0,02 s. Posteriormente, los valores fueron normalizados respecto a la máxima intensidad de actividad EMG alcanzada durante la realización de la maniobra submáxima que mostró la mayor activación entre las cinco analizadas.

El tratamiento y el análisis de los datos de la actividad EMG y de movimiento se realizó mediante el software MATLAB® (The MathWorks, Inc Natick, MA EEUU) para el que se desarrolló una aplicación específica adaptada a las necesidades del estudio. Dicha aplicación permitía visualizar los datos de EMG y de movimiento integrados en la misma gráfica.

De los cinco ciclos del movimiento de flexoextensión de tronco realizados por cada participante, se seleccionaron para el análisis EMG y de movimiento los tres ciclos centrales (figura 12).



**Figura 12.** Ciclo del movimiento de flexoextensión del 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.

En el tratamiento de los datos de movimiento se utilizaron los desplazamientos angulares en el plano sagital, considerando la vertical como 0°. Todas las medidas que proporcionan los sensores tienen como origen de coordenadas la fuente electromagnética, colocada sobre su soporte a la altura de la cadera. El movimiento aislado de la columna lumbar en el plano sagital se obtuvo restando a los datos del sensor situado en L1 (flexión de tronco) los datos del sensor en S1 (flexión de la cadera) (Dolan y cols., 1988; Neblett y cols., 2003).

Para poder establecer comparaciones entre grupos independientes (mujeres embarazadas y nulíparas) y registros realizados en días distintos en el caso de los registros pre y postparto, tanto los datos de movimiento angular como los de EMG fueron normalizados. Los grados de flexión de la columna lumbar y de la cadera fueron expresados como porcentajes de sus respectivos valores máximos, y los valores de EMG se normalizaron expresándolos como porcentaje de los valores del ejercicio submáximo, para que dichos datos pudieran ser comparados en las distintas fases analizadas.

En el caso del estudio metodológico de las maniobras de normalización, los valores de EMG fueron expresados como porcentaje del valor máximo de la maniobra en la que se obtuvo el valor más alto en cada participante (Vera-García y cols., 2010b).

### **3.7. CÁLCULO DE LAS VARIABLES DE EMG Y MOVIMIENTO**

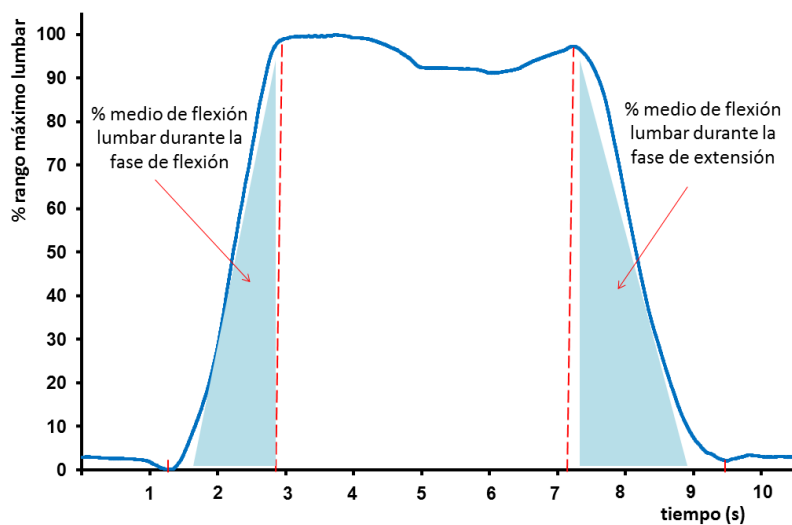
De las maniobras de normalización EMG se analizó la máxima actividad EMG obtenida de las dos repeticiones realizadas. Para corroborar que la actividad EMG de las maniobras submáximas fuese mayor que la actividad EMG obtenida durante el movimiento de flexoextensión del tronco, ésta última también se incluyó en el análisis.

Para describir el patrón postural y la activación EMG del erector espinal y del bíceps femoral durante la posición de bipedestación se analizaron las siguientes variables:

1. Promedio de los grados de flexión lumbar y rotación de la pelvis en el plano sagital respecto a la vertical.
2. Porcentaje medio de activación del erector espinal lumbar y del bíceps femoral.

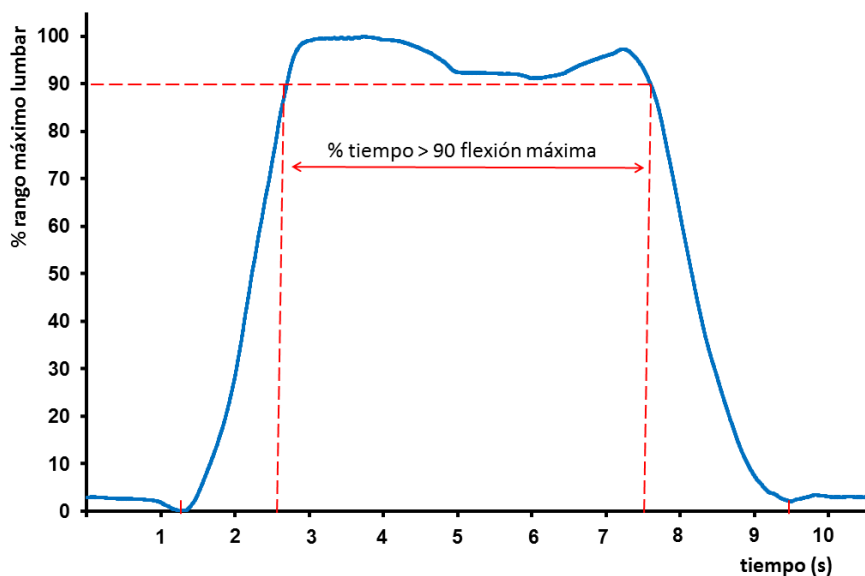
Para describir el patrón de movimiento lumbar y de cadera durante la flexoextensión de tronco se analizaron las siguientes variables:

1. Grados de máxima flexión lumbar y máxima flexión de cadera alcanzados en el movimiento de flexión de tronco.
2. Porcentaje medio de flexión lumbar durante las fases de flexión y extensión lumbar (figura 13).
3. Porcentaje medio de flexión de cadera durante las fases de flexión y extensión de cadera.



**Figura 13.** Porcentaje medio de flexión lumbar durante la fase de flexión y durante la fase de extensión (zonas sombreadas en azul). En el eje Y aparece representado el porcentaje del rango máximo lumbar; en el eje X el tiempo.

4. Porcentaje del tiempo total del ciclo de flexoextensión en el que la flexión lumbar y la flexión de cadera están por encima del 90% de la flexión máxima (Sánchez-Zuriaga y cols., 2015). Esta variable fue introducida para valorar la capacidad de las participantes para mantener la flexión máxima de tronco (figura 14).



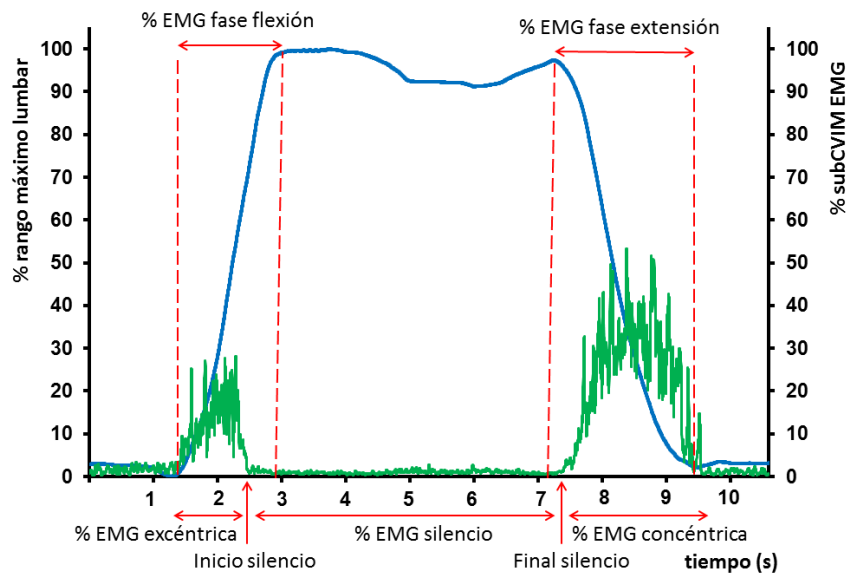
**Figura 14.** Porcentaje del tiempo total del ciclo de flexoextensión en el que la flexión lumbar está por encima del 90% de la flexión máxima (% tiempo >90 flexión máxima). En el eje Y aparece representado el porcentaje del rango máximo lumbar; en el eje X el tiempo.

Para describir el patrón de activación EMG de los músculos erector espinal y del bíceps femoral durante la flexoextensión del tronco se analizaron las siguientes variables:

1. Porcentaje medio de activación EMG del erector espinal lumbar y del bíceps femoral durante la flexión, la extensión, fase excéntrica, fase concéntrica y silencio mioeléctrico (figura 15). El inicio y el final del silencio mioeléctrico del erector, y de las fases de flexión y extensión lumbar y pélvica, fueron identificados mediante inspección visual de la señal EMG (Kippers & Parker, 1984; Gupta, 2001). Los criterios establecidos para su determinación fueron:
  - El inicio y final del silencio mioeléctrico fueron identificados por un método de umbral (Sanchez-Zuriaga y cols., 2015; Schinkel-Ivy y cols., 2013) (figura 15):
    - Inicio del silencio mioeléctrico: fue definido como el final del último pico de actividad EMG durante la flexión que excedía la amplitud máxima basal durante la fase de relajación.

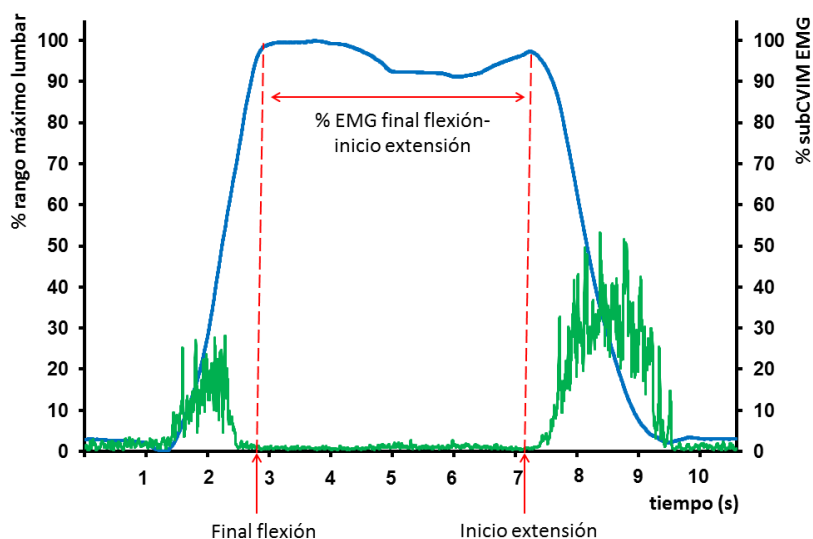


- Final del silencio mioeléctrico: fue definido como el inicio del primer pico de actividad EMG durante la extensión que excedía la amplitud máxima basal durante la fase de relajación.
- Inicio de la fase de flexión: instante en el que la flexión lumbar comenzaba a ascender de forma abrupta y continua desde la posición de bipedestación.
- Inicio de la fase de extensión: instante en el que la flexión lumbar comenzaba a descender de forma abrupta y continua desde la posición de flexión máxima del tronco.



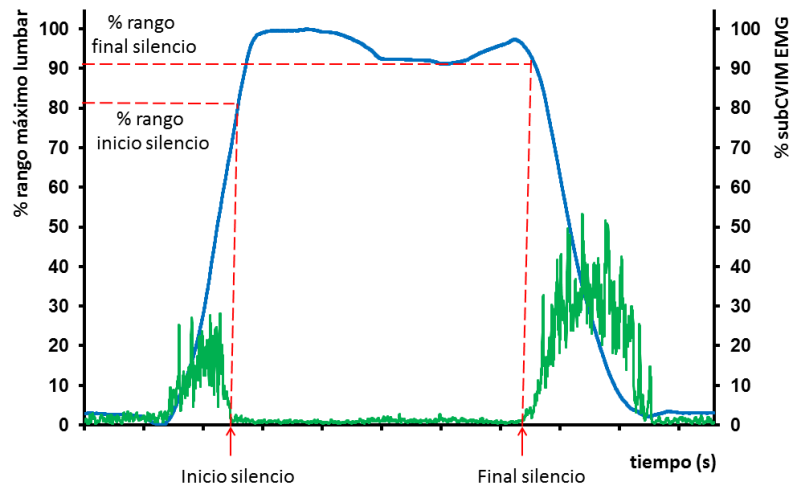
**Figura 15.** Variables de EMG durante el movimiento de flexoextensión de tronco. En el eje Y se muestra el porcentaje del rango máximo lumbar (izquierda) y el porcentaje de EMG respecto a la CVIM submáxima (derecha); en el eje X el tiempo. %EMG fase flexión= porcentaje medio EMG durante la fase de flexión; %EMG fase extensión= porcentaje EMG medio durante la fase de extensión; %EMG excéntrica= porcentaje medio EMG durante la fase excéntrica; %EMG silencio= porcentaje medio EMG durante el silencio mioeléctrico; %EMG concéntrica= porcentaje medio EMG durante la fase concéntrica.

2. Porcentaje medio de activación del erector espinal y del bíceps femoral entre el final de la flexión y el inicio de la extensión lumbar y de cadera respectivamente (figura 16). Esta variable fue introducida para cuantificar la activación muscular durante la flexión máxima en aquellos casos en los que no se produjese silencio mioeléctrico.



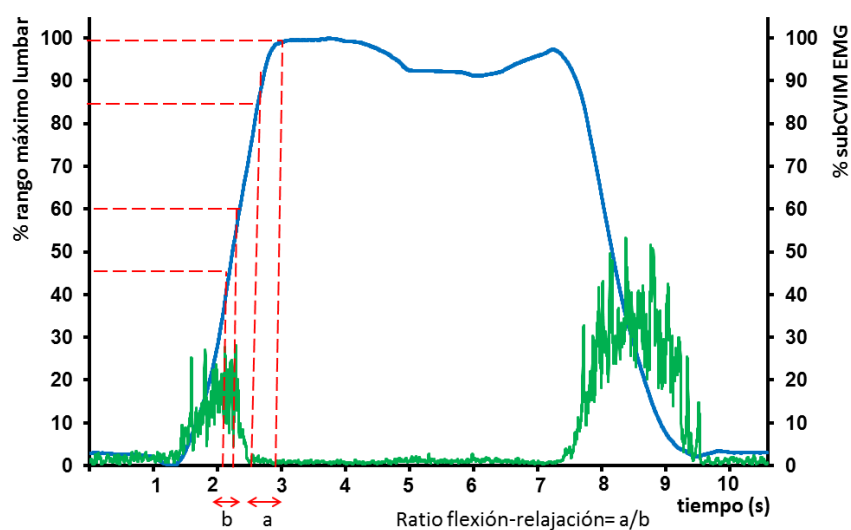
**Figura 16.** Porcentaje medio de activación EMG del erector espinal entre el final de la flexión y el inicio de la extensión lumbar. En el eje Y se muestra el porcentaje del rango máximo lumbar (izquierda) y el porcentaje de EMG respecto a la CVIM submáxima (derecha); en el eje X el tiempo.

3. Porcentaje del rango máximo lumbar y de cadera al inicio y al final del silencio mioeléctrico del erector espinal y del bíceps femoral (figura 17).



**Figura 17.** Porcentaje del rango máximo lumbar al inicio y al final del silencio mioeléctrico del erector espinal. En el eje Y se muestra el porcentaje del rango máximo lumbar (izquierda) y el porcentaje de EMG respecto a la CVIM submáxima (derecha); en el eje X el tiempo.

4. Ratio de flexo-extensión y ratio de flexión-relajación del erector espinal y del bíceps femoral. Los criterios para calcular los ratios fueron los siguientes:
  - Ratio de flexo-extensión (Sihvonen y cols., 1991): actividad EMG media durante la flexión dividido por la actividad EMG media durante la extensión
  - Ratio de flexión-relajación del erector espinal (Paquet y cols., 1994): porcentaje medio de actividad EMG del erector espinal entre el 85% y el 100% de la flexión lumbar en la fase de flexión dividido por el porcentaje medio de actividad entre el 45% y el 60% de la flexión lumbar en la fase de flexión (figura 18). Se calculó también una ratio de flexión-relajación equivalente para el bíceps femoral, basada en el movimiento de la cadera.



**Figura 18.** Ratio de flexión-relajación. En el eje Y se muestra el porcentaje del rango máximo lumbar (izquierda) y el porcentaje de EMG respecto a la CVIM submáxima (derecha); en el eje X el tiempo.  $a$  = porcentaje medio de actividad EMG entre el 85% y el 100% de la flexión lumbar en la fase de flexión;  $b$  = porcentaje medio de actividad EMG entre el 45% y el 60% de la flexión lumbar en la fase de flexión

Para cada una de las posturas de la lactancia materna se analizaron las siguientes variables:

1. Grados medios de flexión lumbar y rotación pélvica respecto a la vertical
2. Porcentaje medio de activación del erector espinal lumbar y del bíceps femoral

### 3.8. TAMAÑO MUESTRAL

Se realizó un análisis a priori de la intensidad del efecto y el tamaño muestral para conseguir una potencia estadística del 90%. La intensidad del efecto se estimó mediante el cálculo del estadístico  $d$  de Cohen (Cohen, 1998). Este estadístico fue calculado a partir de los resultados de trabajos previos que compararon mujeres embarazadas y no embarazadas con variables dependientes similares: la EMG de los extensores del tronco

(Sihvonen y cols., 1998) o la posición lumbopélvica en el plano sagital (Gilleard y cols., 2002a). A partir de los valores del estadístico  $d$  de Cohen, se estimó el tamaño muestral mediante el programa G\* Power 3 (Faul y cols., 2007). El resultado mínimo estimado de dicho tamaño muestral fue de 32 participantes.

### **3.9. ANÁLISIS ESTADÍSTICO**

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

Para el estudio de las diferencias en las edades y estaturas de las mujeres del grupo control y del grupo de mujeres embarazadas se utilizó la prueba  $t$  de Student para muestras independientes. Para esta comparación se utilizó una  $p$  de 0,05.

Para comparar la actividad EMG máxima de las diferentes maniobras de normalización y del movimiento de flexoextensión del tronco se realizó un análisis de la varianza (ANOVA) de un factor de medidas repetidas, con el tipo de maniobra de normalización como variable independiente y el músculo (erector espinal o bíceps femoral) como variable dependiente. Se comprobó el cumplimiento del supuesto de esfericidad mediante la prueba de esfericidad de Mauchly. Al 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 cada par de maniobras de normalización se empleó como prueba post-hoc la prueba de Bonferroni. En estas comparaciones entre maniobras de normalización también se utilizó una  $p$  de 0,05.

La prueba estadística utilizada para el cálculo de las diferencias entre el grupo control con el grupo de las mujeres embarazadas, y entre el grupo control con las mujeres postparto fue la prueba  $t$  para muestras independientes. La homogeneidad de varianzas se comprobó mediante la

prueba de Levene. Las diferencias entre el grupo de mujeres embarazadas antes y después del parto fueron calculadas mediante la prueba t para muestras relacionadas. Para evitar la acumulación de error tipo I debido a la repetición de comparaciones por pares, se aplicó una corrección de Bonferroni al nivel de significación de estas tres comparaciones (control versus preparto; control versus postparto y preparto versus postparto). De esta manera el nivel de significación  $p$  para estas tres comparaciones fue de  $0,05/3$ , es decir, de  $0,016$ .

Se realizó una prueba de  $\chi^2$  para comprobar si había una asociación entre la presencia o no de silencio mioeléctrico del erector espinal y el bíceps femoral y la pertenencia a cada uno de los tres grupos de estudio. La significación de la prueba se calculó mediante el método asintótico. La intensidad de la asociación se midió mediante el cálculo del coeficiente de contingencia. El nivel de significación  $p$  se fijó en  $0,05$ .

Para comparar los valores de posición lumbopélvica y de actividad muscular del erector espinal y del bíceps femoral entre las distintas posturas de la lactancia materna se realizó un análisis de la varianza (ANOVA) de dos factores de medidas repetidas, con el tipo de postura de lactancia y el lado (izquierdo o derecho) como variables independientes. Estas comparaciones se llevaron a cabo de la misma manera que las comparaciones entre maniobras de normalización.

Asimismo se calculó la diferencia entre el perímetro abdominal de las mujeres pre y postparto. También se calculó la diferencia entre pre y postparto de los porcentajes de activación muscular y flexión lumbopélvica durante las distintas fases del movimiento. Para comprobar las posibles relaciones entre los cambios en el perímetro abdominal y las alteraciones del ritmo lumbopélvico se correlacionaron dichas diferencias mediante el cálculo del coeficiente de correlación de Pearson. El nivel de significación  $p$  se estableció en  $0,05$ .

Para llevar a cabo los cálculos estadísticos se utilizó el programa SPSS versión 18.0 para Windows (SPSS Inc, Chigao, IL, EEUU).

## **Resultados**

---





## 4. RESULTADOS

### 4.1. PARTICIPANTES

Un total de 68 mujeres aceptaron participar de forma voluntaria en el estudio, de las cuales 34 mujeres eran nulíparas (grupo control), y 34 mujeres se encontraban embarazadas en el tercer trimestre de gestación. En tabla 1 se muestran la edad, peso, estatura, índice de masa corporal y perímetro abdominal de los grupos de estudio. Tras el análisis de los datos recogidos durante el estudio no se encontraron diferencias significativas en las edades y estaturas de las mujeres del grupo control y el grupo de mujeres embarazadas al inicio del estudio. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el peso y el índice de masa corporal entre el grupo control y postparto respecto al grupo de mujeres embarazadas ( $p<0,01$ ), diferencias esperables por los cambios en la masa y composición corporal relacionados con el embarazo. También se encontraron diferencias significativas en el perímetro abdominal antes y después del parto ( $p<0,01$ ).

**Tabla 1.** Características descriptivas de las participantes.

	Grupo control (n=34)	Grupo embarazadas (n=34)	Grupo embarazadas postparto (n=34)
Edad (años)	32,9 ± 4,9	34,7 ± 3,1	35,0 ± 3,1
Peso (kg)	59,4 ± 8,6	70,0 ± 8,7	62,1 ± 8,7
Estatura (cm)	163,8 ± 5,5	163,2 ± 6,7	163,2 ± 6,7
Índice de masa corporal (kg/m <sup>2</sup> )	22,1 ± 2,9	26,2 ± 2,7	24,8 ± 9,8
Perímetro abdominal (cm)	-	100,5 ± 8,6	82,0 ± 6,5

Valores presentados como media ± desviación estándar.

Del total de mujeres embarazadas, el 35,2% (12 participantes) eran primíparas, y el 64,8% (22 participantes) múltiparas. En el caso de las mujeres múltiparas, en 18 participantes se trataba del segundo embarazo y en 3 participantes del tercero. A un total de 9 mujeres se les había practicado una cesárea en el embarazo anterior.

El número medio de semanas de embarazo en el momento del primer registro fue de  $36 \pm 1$ . El número de semanas transcurridas desde el parto hasta el momento del segundo registro fue de  $8 \pm 3$ . En el registro postparto de este estudio, el 76,4% (26 participantes) había tenido un parto vaginal, y el 23,6% (8 participantes) había sido intervenido por cesárea.

El estudio metodológico de las maniobras de normalización se llevó a cabo sobre un total de 38 mujeres nulíparas. En el estudio de la función lumbopélvica, con la finalidad de homogeneizar el tamaño muestral y la edad de los grupos, únicamente se incluyeron 34 de las 38 mujeres nulíparas, cuya edad se aproximaba más a la de las mujeres embarazadas.

#### **4.2. MANIOBRAS DE NORMALIZACIÓN**

Ninguna de las maniobras de CVIM contra resistencia realizadas generó el máximo nivel de activación para ambos músculos en el total de las participantes. En el erector espinal, de las tres maniobras contra resistencia, el 68,4% (26 mujeres) obtuvo la activación máxima en el ejercicio en posición horizontal, el 26,3% (10 mujeres) en el ejercicio en banco romano a  $45^\circ$  con el tronco alineado con las extremidades inferiores, y el restante 5,3% (2 mujeres) en el ejercicio en banco romano a  $45^\circ$  con las caderas flexionadas y el tronco paralelo al suelo. En el caso del bíceps femoral el 63,15% (24 mujeres) mostró la máxima activación EMG en el ejercicio en posición horizontal, y el 36,85% (14 mujeres) en el ejercicio en banco romano a  $45^\circ$  con el tronco alineado con las extremidades inferiores.

En las tablas 2 y 3 se muestran los porcentajes de la actividad EMG máxima del erector espinal y del bíceps femoral respectivamente, obtenidos en el movimiento de flexoextensión de tronco y en las 8 maniobras de

normalización EMG, y los niveles de significación para cada una de las variables.

El ejercicio en banco romano en posición horizontal contra resistencia mostró el porcentaje de activación más elevado para el erector espinal (media  $\pm$  desviación estándar:  $96,3 \pm 7,3$ ,  $p < 0,01$ ). En el caso del bíceps femoral los porcentajes de activación EMG más elevados se alcanzaron tanto en el ejercicio máximo en posición horizontal (media  $\pm$  desviación estándar:  $95,4 \pm 8,4$ ) como en el ejercicio en banco romano a  $45^\circ$  con el tronco y miembros inferiores alineados (media  $\pm$  desviación estándar:  $89,4 \pm 13,1$ ), no mostrando diferencias estadísticamente significativas entre ambos.

De las tres maniobras máximas, el ejercicio realizado con el banco romano a  $45^\circ$  con las caderas flexionadas y el tronco paralelo al suelo fue el que mostró el menor porcentaje de activación EMG respecto a las otras dos maniobras contra resistencia (media  $\pm$  desviación estándar; erector espinal:  $70,1 \pm 17$ ; bíceps femoral:  $71,7 \pm 12,5$ ;  $p < 0,01$  en ambos casos) para ambos músculos. Por otro lado, el porcentaje de activación alcanzado en este ejercicio máximo no difirió significativamente del porcentaje de actividad EMG obtenido en la maniobra submáxima con el banco romano situado en posición horizontal respecto al suelo (media  $\pm$  desviación estándar; erector espinal:  $61,1 \pm 16,7$ ; bíceps femoral:  $56,6 \pm 16,4$ ).

Entre las maniobras submáximas, la maniobra en banco romano en posición horizontal fue la que manifestó el porcentaje de activación significativamente más elevado para ambos músculos. La maniobra submáxima en banco romano a  $45^\circ$  con el tronco y extremidades inferiores alineados mostró un porcentaje de activación significativamente menor (media  $\pm$  desviación estándar; erector espinal:  $45,6 \pm 13,0$ ,  $p < 0,01$ ; bíceps femoral:  $31,7 \pm 13,1$ ,  $p < 0,01$ ) que el ejercicio con el banco romano en posición horizontal. Asimismo el porcentaje de activación obtenido en la maniobra submáxima en banco romano a  $45^\circ$  con el tronco y extremidades inferiores alineados no mostró diferencias estadísticamente significativas con el porcentaje de actividad alcanzado durante el movimiento de flexoextensión del tronco para ambos músculos (media  $\pm$  desviación estándar; erector espinal:

43,4 ± 12,0; bíceps femoral: 28,2 ± 10,3). En el caso del erector espinal, el porcentaje de actividad durante la flexoextensión de tronco tampoco mostró diferencias estadísticamente significativas respecto al ejercicio de sujeción de pesos en bipedestación y los brazos colgando a lo largo del tronco (media ± desviación estándar; 37,9 ± 9,6).

Las maniobras submáximas que mostraron los porcentajes más bajos de activación fueron, en el caso del erector espinal, la maniobra en banco romano a 45° con las caderas flexionadas y el tronco paralelo al suelo (media ± desviación estándar; 28,5 ± 9,2;  $p < 0,01$ ), y en el bíceps femoral la maniobra de sujeción de pesos en bipedestación con los brazos colgando (media ± desviación estándar; 9,2 ± 6,6;  $p < 0,01$ ). En ambos casos, estos porcentajes de activación EMG fueron significativamente menores que los alcanzados durante la flexoextensión del tronco (media ± desviación estándar; erector espinal: 43,4 ± 12,0; bíceps femoral: 28,2 ± 10,3;  $p < 0,01$  en ambos casos).

**Tabla 2.** Resultados de los porcentajes de actividad EMG máxima del erector espinal en las diferentes técnicas de normalización y el movimiento de flexoextensión del tronco.

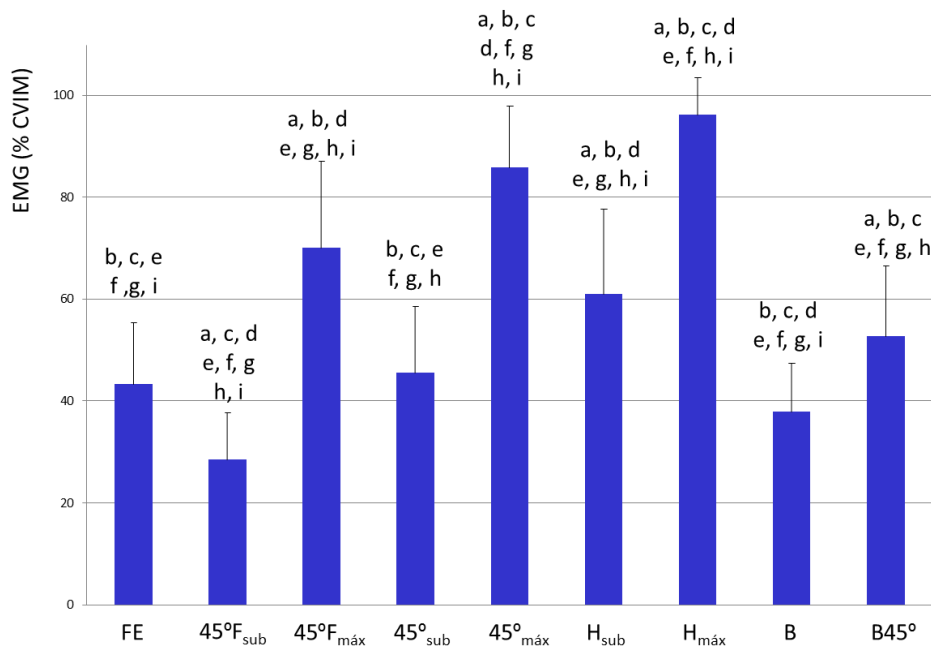
Variables	Erector espinal	FE	45°F <sub>sub</sub>	45°F <sub>sub</sub>	45° <sub>sub</sub>	45° <sub>máx</sub>	H <sub>sub</sub>	H <sub>máx</sub>	B	B45°
FE	43,4 ± 12,0	-	†	†	NS	†	†	†	NS	†
45°F <sub>sub</sub>	28,5 ± 9,2	45°F <sub>sub</sub> < FE†	-	†	†	†	†	†	†	†
45°F <sub>máx</sub>	70,1 ± 17,0	45°F <sub>máx</sub> > FE†	45°F <sub>máx</sub> > 45°F <sub>sub</sub> †	-	†	†	NS	†	†	†
45° <sub>sub</sub>	45,6 ± 13,0	NS	45° <sub>sub</sub> > 45°F <sub>sub</sub> †	45° <sub>sub</sub> < 45°F <sub>máx</sub> †	-	†	†	†	†	NS
45° <sub>máx</sub>	85,9 ± 12	45° <sub>máx</sub> > FE†	45° <sub>máx</sub> > 45°F <sub>sub</sub> †	45° <sub>máx</sub> > 45°F <sub>máx</sub> †	45° <sub>máx</sub> > 45° <sub>sub</sub> †	-	†	*	†	†
H <sub>sub</sub>	61,1 ± 16,7	H <sub>sub</sub> > FE†	H <sub>sub</sub> > 45°F <sub>sub</sub> †	NS	H <sub>sub</sub> > 45° <sub>sub</sub> †	H <sub>sub</sub> < 45° <sub>máx</sub> †	-	†	†	*
H <sub>máx</sub>	96,3 ± 7,3	H <sub>máx</sub> > FE†	H <sub>máx</sub> > 45°FSR†	H <sub>máx</sub> > 45°F <sub>máx</sub> †	H <sub>máx</sub> > 45°SR†	H <sub>máx</sub> > 45° <sub>máx</sub> *†	H <sub>máx</sub> > HSR†	-	†	†
B	37,9 ± 9,6	NS	B> 45°FSR†	B< 45°F <sub>máx</sub> †	B< 45°SR†	B< 45° <sub>máx</sub> †	B< HSR†	B< H <sub>máx</sub> †	-	†
B45°	52,8 ± 13,8	B45°> FE†	B45°> 45°FSR†	B45°< 45°F <sub>máx</sub> †	NS	B45°< 45° <sub>máx</sub> †	B45°< HSR*	B45°< H <sub>máx</sub> †	B45°> B†	-

Valores presentados como media ± desviación estándar expresados en % de la actividad EMG de la maniobra que mostró la máxima activación. †diferencia significativa  $p<0,01$ ; \*diferencia significativa  $p<0,05$ ; NS= no significativo. FE= flexoextensión; 45°F<sub>sub</sub>= banco romano a 45° respecto con las caderas flexionadas y el tronco paralelo al suelo sin resistencia; 45°F<sub>máx</sub>= banco romano a 45° con las caderas flexionadas y el tronco paralelo al suelo con resistencia; 45°<sub>sub</sub>= banco romano a 45° y el tronco alineado con los miembros inferiores sin resistencia; 45°<sub>máx</sub>= banco romano a 45° y el tronco alineado con los miembros inferiores con resistencia; H<sub>sub</sub>= horizontal sin resistencia; H<sub>máx</sub>= horizontal con resistencia; B= bipedestación brazos relajados; B45°= bipedestación brazos a 45°respecto al tronco.

**Tabla 3.** Resultados de la actividad EMG máxima del bíceps femoral en las diferentes técnicas de normalización y el movimiento de flexoextensión del tronco.

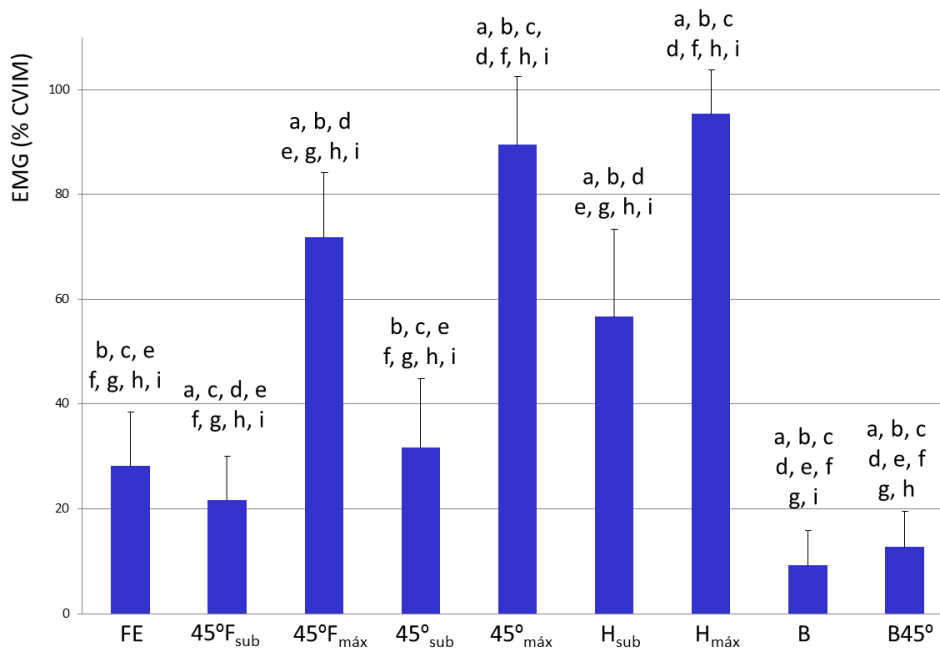
Variables	Bíceps femoral	FE	45°F <sub>sub</sub>	45°F <sub>sub</sub>	45° <sub>sub</sub>	45° <sub>máx</sub>	H <sub>sub</sub>	H <sub>máx</sub>	B	B45°
FE	28,2±10,3	-	†	†	NS	†	†	†	†	†
45°F <sub>sub</sub>	21,6±8,4	45°F <sub>sub</sub> < FE†	-	†	†	†	†	†	†	†
45°F <sub>máx</sub>	71,7±12,5	45°F <sub>máx</sub> > FE†	45°F <sub>máx</sub> > 45°FSR†	-	†	†	NS	†	†	†
45° <sub>sub</sub>	31,7±13,1	NS	45° <sub>sub</sub> > 45°FSR†	45° <sub>sub</sub> > 45°F <sub>CR</sub> †	-	†	†	†	†	†
45° <sub>máx</sub>	89,4±13,1	45° <sub>máx</sub> > FE†	45° <sub>máx</sub> > 45°F <sub>sub</sub> †	45° <sub>máx</sub> > 45°F <sub>CR</sub> †	45° <sub>máx</sub> > 45° <sub>sub</sub> †	-	†	NS	†	†
H <sub>sub</sub>	56,6±16,4	HSR> FE†	HSR> 45°F <sub>sub</sub> †	NS	HSR> 45° <sub>sub</sub> †	HSR†	-	†	†	†
H <sub>máx</sub>	95,4±8,4	H <sub>máx</sub> >FE†	H <sub>máx</sub> >45°F <sub>sub</sub> †	H <sub>máx</sub> >45°F <sub>CR</sub> †	H <sub>máx</sub> > 45° <sub>sub</sub> †	NS	H <sub>máx</sub> > HSR†	-	†	†
B	9,2±6,6	B< FE†	B< 45°F <sub>sub</sub> †	B< 45°F <sub>máx</sub> †	B< 45° <sub>sub</sub> †	B< 45° <sub>máx</sub> †	B< H <sub>sub</sub> †	B< H <sub>máx</sub> †	-	†
B45°	12,7± 6,9	B45°< FE†	B45°< 45°F <sub>sub</sub> †	B45°< 45°F <sub>máx</sub> †	B45°< 45° <sub>sub</sub> †	B45°< 45° <sub>máx</sub> †	B45°< H <sub>sub</sub> †	B45°< H <sub>máx</sub> †	B45°> B†	-

Valores presentados como media ± desviación estándar expresados en % de la actividad EMG de la maniobra que mostró la máxima activación. †diferencia significativa  $p<0,01$ ; NS= no significativo. FE= flexoextensión; 45°Fsub= banco romano a 45° respecto con las caderas flexionadas y el tronco paralelo al suelo sin resistencia; 45°Fmáx= banco romano a 45° con las caderas flexionadas y el tronco paralelo al suelo con resistencia; 45°sub= banco romano a 45° y el tronco alineado con los miembros inferiores sin resistencia; 45°máx= banco romano a 45° y el tronco alineado con los miembros inferiores con resistencia; Hsub= horizontal sin resistencia; Hmáx= horizontal con resistencia; B= bipedestación brazos relajados; B45°= bipedestación brazos a 45° respecto al tronco.



**Figura 19.** Gráfica del nivel de activación EMG máximo del erector espinal en cada maniobra de normalización y en el movimiento de flexoextensión de tronco. CVIM= contracción voluntaria isométrica máxima. FE= flexoextensión; 45°F<sub>sub</sub>= banco romano a 45° respecto con las caderas flexionadas y el tronco paralelo al suelo sin resistencia; 45°F<sub>máx</sub>= banco romano a 45° con las caderas flexionadas y el tronco paralelo al suelo con resistencia; 45°<sub>sub</sub>= banco romano a 45° y el tronco alineado con los miembros inferiores sin resistencia; 45°<sub>máx</sub>= banco romano a 45° y el tronco alineado con los miembros inferiores con resistencia; H<sub>sub</sub>= horizontal sin resistencia; H<sub>máx</sub>= horizontal con resistencia; B= bipedestación brazos relajados; B45°= bipedestación brazos a 45° respecto al tronco.

- a indica diferencias significativas respecto a FE;
- b indica diferencias significativas respecto a 45°F<sub>sub</sub>;
- c indica diferencias significativas respecto a 45°F<sub>máx</sub>;
- d indica diferencias significativas respecto a 45°<sub>sub</sub>;
- e indica diferencias significativas respecto a 45°<sub>máx</sub>;
- f indica diferencias significativas respecto a H<sub>sub</sub>;
- g indica diferencias significativas respecto a H<sub>máx</sub>;
- h indica diferencias significativas respecto a B;
- i indica diferencias significativas respecto a B45°.



**Figura 20.** Gráfica del nivel de activación EMG máximo del bíceps femoral en cada maniobra de normalización y en el movimiento de flexoextensión de tronco. CVIM= contracción voluntaria isométrica máxima. FE= flexoextensión; 45°F<sub>sub</sub>= banco romano a 45° respecto con las caderas flexionadas y el tronco paralelo al suelo sin resistencia; 45°F<sub>máx</sub>= banco romano a 45° con las caderas flexionadas y el tronco paralelo al suelo con resistencia; 45°<sub>sub</sub>= banco romano a 45° y el tronco alineado con los miembros inferiores sin resistencia; 45°<sub>máx</sub>= banco romano a 45° y el tronco alineado con los miembros inferiores con resistencia; H<sub>sub</sub>= horizontal sin resistencia; H<sub>máx</sub>= horizontal con resistencia; B= bipedestación brazos relajados; B45°= bipedestación brazos a 45° respecto al tronco.

- a indica diferencias significativas respecto a FE;
- b indica diferencias significativas respecto a 45°F<sub>sub</sub>;
- c indica diferencias significativas respecto a 45°F<sub>máx</sub>;
- d indica diferencias significativas respecto a 45°<sub>sub</sub>;
- e indica diferencias significativas respecto a 45°<sub>máx</sub>;
- f indica diferencias significativas respecto a H<sub>sub</sub>;
- g indica diferencias significativas respecto a H<sub>máx</sub>;
- h indica diferencias significativas respecto a B;
- i indica diferencias significativas respecto a B45°.



Tal y como se ha expuesto anteriormente, los resultados obtenidos muestran que, de las maniobras submáximas realizadas, el ejercicio en banco romano en posición horizontal respecto al suelo fue el que mostró el mayor porcentaje de activación EMG, tanto para el erector espinal como para el bíceps femoral. Además, los porcentajes de activación alcanzados no mostraron diferencias significativas con la maniobra máxima realizada contra resistencia con el banco romano a 45° con las caderas flexionadas y el tronco paralelo al suelo. Por este motivo, fue ésta la maniobra empleada para la normalizar la señal EMG obtenida en la posición de bipedestación y en el movimiento de flexoextensión de tronco en los grupos de estudio, así como en las posturas de la lactancia materna.

#### 4.3. POSICIÓN DE BIPEDESTACIÓN

En las variables obtenidas mediante el registro de electrogoniometría en la posición de bipedestación no se observaron diferencias estadísticamente significativas, ni en los grados de flexión lumbar, ni en los grados de flexión de cadera entre los tres grupos de mujeres: nulíparas, embarazadas y mujeres postparto (tabla 4).

**Tabla 4.** Resultados de las variables de electrogoniometría en la posición de bipedestación en los tres grupos de estudio.

Variables	Mediciones			<i>P</i>		
	CT	PRE	POST	CT-PRE	CT-POST	PRE-POST
Lumbar (°)	-32,8 ± 9,2	-31,7 ± 10,5	-33,9 ± 9,3	NS	NS	NS
Pelvis (°)	22,3 ± 8,2	21,3 ± 8,3	22,7 ± 7,6	NS	NS	NS

Promedio de los grados de flexión lumbar y de cadera (media ± desviación estándar). NS= no significativo. CT= grupo control; PRE= grupo mujeres embarazadas; POST= grupo mujeres postparto.

En cuanto a las variables obtenidas mediante el registro EMG, se observó un incremento significativo en la activación EMG media, tanto del erector

espinal como del bíceps femoral, en el grupo de mujeres embarazadas respecto al grupo de mujeres nulíparas y al grupo de mujeres postparto. Dichas diferencias, en cambio, no se observaron entre el grupo control y el grupo postparto (tabla 5) para ninguna de las variables de EMG.

**Tabla 5.** Resultados de las variables de EMG en la posición de bipedestación en los tres grupos de estudio.

Variables	Mediciones			P		
	CT	PRE	POST	CT-PRE	CT-POST	PRE-POST
Erector espinal (%EMG submáx)	2,4 ± 2,0	4,6 ± 3,1	2,1 ± 2,0	†	NS	†
Bíceps femoral (%EMG submáx)	1,2 ± 1,5	3,4 ± 4,1	1,4 ± 1,9	†	NS	†

Promedio de actividad EMG expresado como porcentaje de la contracción voluntaria submáxima (media ± desviación estándar). †diferencia significativa  $p < 0,01$ ; NS= no significativo. CT= grupo control; PRE= grupo mujeres embarazadas; POST= grupo mujeres postparto.

#### 4.4. MOVIMIENTO DE FLEXOEXTENSIÓN DE TRONCO

De las variables obtenidas a partir del registro de electrogoniometría durante el movimiento de flexoextensión de tronco, se observó una disminución estadísticamente significativa en el grupo de mujeres embarazadas respecto al grupo de mujeres nulíparas y al grupo de mujeres postparto en las siguientes variables:

- Rango máximo de flexión lumbar alcanzado durante la flexión de tronco
- Porcentaje medio de flexión lumbar durante la fase de flexión
- Porcentaje del tiempo total del ciclo de flexoextensión en el que la flexión lumbar se encuentra por encima del 90% de la flexión máxima

En la tabla 6 aparecen reflejados los resultados de dichas variables (media ± desviación estándar) en los tres grupos de estudio, expresados como

porcentaje del rango máximo de flexión alcanzado durante la flexoextensión de tronco, así como los niveles de significación correspondientes. Como se puede observar, los resultados muestran que, tras el parto, las mujeres alcanzaron valores similares a los que presentaba el grupo de mujeres nulíparas en las tres variables mencionadas. En el resto de variables del registro de electrogoniometría no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas en ninguno de los grupos, excepto en el porcentaje del tiempo total del ciclo de flexoextensión en el que la flexión de cadera se encuentra por encima del 90% de la flexión máxima entre el grupo de mujeres embarazadas y el postparto. Dicho porcentaje fue significativamente menor en el grupo de mujeres postparto.

En lo que respecta a las variables de EMG del erector espinal (tabla 7), las mujeres embarazadas mostraron un incremento estadísticamente significativo en el porcentaje medio de activación durante la fase de flexión, el porcentaje medio de activación durante la fase excéntrica y en la ratio de flexoextensión ( $p < 0,01$ ) respecto al grupo control y al grupo postparto. Dichas variables no mostraron diferencias significativas entre los grupos control y postparto. Tampoco se observaron diferencias estadísticamente significativas en los porcentajes de activación durante la extensión y durante la fase concéntrica en ninguno de los tres grupos.

No se observó la existencia de ninguna correlación significativa entre la variación del perímetro abdominal y los cambios en los parámetros de electrogoniometría durante la bipedestación y el movimiento de flexoextensión del tronco.

**Tabla 6.** Resultados de las variables del registro de electrogoniometría durante el movimiento de flexoextensión de tronco.

Variables	Mediciones			P		
	CT	PRE	POST	CT-PRE	CT-POST	PRE-POST
Max lumbar (°)	57,3 ± 7,7	52,5 ± 10,5	58,7 ± 8,6	†	NS	†
Media flex lumbar (% rango máximo)	59,4 ± 6,8	56,4 ± 5,6	59,7 ± 5,6	†	NS	†
Media ext lumbar (% rango máximo)	48,3 ± 5,3	51,2 ± 4,8	50,1 ± 3,7	NS	NS	NS
Tiempo lumbar>90 (% tiempo)	43,8 ± 6,8	35,7 ± 6,7	41,4 ± 4,7	†	NS	†
Max cadera (°)	65,9 ± 15,4	58,7 ± 17,2	58,2 ± 12	NS	NS	NS
Media flex cadera (% rango máximo)	49,9 ± 4,1	50,7 ± 4,6	49,3 ± 5,4	NS	NS	NS
Media ext cadera (% rango máximo)	42,9 ± 4,9	42,0 ± 4,1	43,1 ± 3,7	NS	NS	NS
Tiempo cadera>90 (% tiempo)	24,1 ± 4,1	22,8 ± 4,0	24,8 ± 3,1	NS	NS	*

Valores medios presentados como media ± desviación estándar expresados en porcentaje respecto al rango de flexión máxima. †diferencia significativa  $p<0,01$ ; \*diferencia significativa  $p<0,05$ ; NS= no significativo. Max lumbar= máximo rango de flexión lumbar; Media flex lumbar= porcentaje medio de flexión lumbar durante la fase de flexión; Media ext lumbar= porcentaje medio de flexión lumbar durante la fase de extensión; Tiempo lumbar>90= porcentaje del tiempo de flexoextensión con una flexión lumbar > del 90% de la flexión máxima; Max cadera= máximo rango de flexión de cadera; media flex cadera= porcentaje medio de flexión de cadera durante la fase de flexión; Media ext cadera= porcentaje medio de flexión de cadera durante la fase de extensión; Tiempo cadera>90= porcentaje del tiempo de flexoextensión con una flexión de cadera > del 90% de la flexión máxima; CT= grupo control; PRE= grupo mujeres embarazadas; POST= grupo mujeres postparto.

Todas las mujeres nulíparas presentaron silencio mioeléctrico al final de la fase de flexión en el erector espinal. No presentaron silencio mioeléctrico dos mujeres embarazadas y una mujer en el postparto, que fue distinta a las que no lo presentaron en el grupo de mujeres embarazadas. En el caso del bíceps femoral no mostraron silencio mioeléctrico cuatro mujeres nulíparas, 19 mujeres embarazadas, y 15 mujeres postparto. De las 15 mujeres que no mostraron silencio en el postparto, 14 tampoco lo mostraron durante el embarazo. No hubo asociaciones significativas entre la frecuencia de aparición del silencio mioeléctrico en el músculo erector espinal y la pertenencia a uno u otro grupo según mostró la prueba de  $\chi^2$ . Sin embargo, esta asociación sí resultó significativa ( $p<0,01$ ) y de intensidad media (coeficiente de contingencia=0,36) en el caso del bíceps femoral. La frecuencia de aparición del silencio mioeléctrico fue distinta en cada uno de los tres grupos de estudio, siendo mayor en las mujeres nulíparas, seguido por las mujeres postparto.

En cuanto a las variables relacionadas con el FFR, se observó que las mujeres embarazadas alcanzaron el inicio del silencio mioeléctrico del erector espinal con un porcentaje del rango articular lumbar y de cadera mayor que el de los grupos control y postparto ( $p<0,01$ ) (tabla 7). Los resultados obtenidos muestran que el porcentaje de flexión lumbar y flexión de cadera al que comenzó el silencio mioeléctrico en el grupo control no difirió significativamente del de las mujeres postparto. Por otro lado, el porcentaje del rango articular lumbar en el que finalizó el silencio mioeléctrico no mostró diferencias estadísticamente significativas en ninguno de los tres grupos. Sin embargo dicho porcentaje sí que fue significativamente mayor en la cadera en el grupo de mujeres embarazadas respecto a los grupos control y postparto.

Se observó una correlación positiva, aunque baja ( $r=0,44$ ;  $p<0,05$ ), entre la variación del perímetro abdominal y la variación de la actividad media durante la activación excéntrica del erector espinal.

En las variables de EMG del bíceps femoral (tabla 8), se observó un aumento significativo en su actividad durante la flexión máxima de cadera en el grupo de mujeres embarazadas respecto a las mujeres nulíparas y a las mujeres postparto ( $p<0,01$ ). También se observó un mayor porcentaje de

flexión lumbar al inicio del silencio mioeléctrico del bíceps femoral en el grupo control respecto al grupo de mujeres embarazadas ( $p < 0,05$ ).

**Tabla 7.** Resultados de las variables de EMG del erector espinal durante el movimiento de flexoextensión de tronco.

Variables	Mediciones			P		
	CT	PRE	POST	CT-PRE	CT-POST	PRE-POST
% activación flex	6,3 ± 2,4	10,1 ± 4,8	6,6 ± 2,7	†	NS	†
% activación ext	22,8 ± 5,8	26,4 ± 6,8	25,2 ± 6,2	NS	NS	NS
FEratio	0,3 ± 0,1	0,4 ± 0,2	0,3 ± 0,1	†	NS	†
% flex max lumbar	2,2 ± 1,2	3,3 ± 3,3	2,2 ± 2,5	NS	NS	NS
% activación exc	9,4 ± 3,1	12,1 ± 5,2	9,1 ± 2,9	†	NS	†
% activación conc	23,8 ± 5,6	26,7 ± 6,5	26,3 ± 5,4	NS	NS	NS
% activación silencio	2,0 ± 1,2	2,2 ± 1,5	1,6 ± 0,9	NS	NS	NS
Lumbar inicio silencio	83,1 ± 5,5	87,9 ± 6,7	84,8 ± 5,8	†	NS	†
Lumbar final silencio	97,7 ± 1,7	98,4 ± 2,8	98,2 ± 1,7	NS	NS	NS
Cadera inicio silencio	38,8 ± 19,7	69,1 ± 24,6	47,2 ± 19,4	†	NS	†
Cadera final silencio	55,9 ± 20,9	74,7 ± 21,1	65,6 ± 15,3	†	NS	†
Ratio relax	0,2 ± 0,2	0,2 ± 0,2	0,2 ± 0,2	NS	NS	NS

Valores medios de actividad EMG presentados como porcentaje de la contracción voluntaria submáxima del erector espinal (media ± desviación estándar). †diferencia significativa  $p < 0,01$ ; NS= no significativo. %activación flex=porcentaje medio de activación EMG durante la flexión; %activación ext= porcentaje medio de activación EMG durante la extensión; FEratio= ratio de flexoextensión; %flex max lumbar= porcentaje medio de activación durante la flexión máxima entre el final de la flexión y el inicio de la extensión lumbar; %activación exc=porcentaje medio de activación EMG durante la fase excéntrica; %activación conc= porcentaje medio de activación EMG durante la fase concéntrica; Lumbar inicio silencio= porcentaje del rango articular máximo lumbar al inicio del silencio; Lumbar final silencio= porcentaje del rango articular máximo lumbar al final del silencio; Cadera inicio silencio= porcentaje del rango articular máximo de la cadera al inicio del silencio; Cadera final silencio=porcentaje del rango articular máximo de la cadera al final del silencio; Ratio relax: ratio de flexión-relajación; CT= grupo control; PRE= grupo mujeres embarazadas; POST=grupo mujeres postparto.

**Tabla 8.** Resultados de las variables de EMG del bíceps femoral durante el movimiento de flexoextensión de tronco.

Variables	Mediciones			P		
	CT	PRE	POST	CT-PRE	CT-POST	PRE-POST
% activación flex	7,8 ± 3,4	7,4 ± 3,1	7,1 ± 3,0	NS	NS	NS
% activación ext	14,4 ± 5,3	14,1 ± 4,0	13,0 ± 3,8	NS	NS	NS
FEratio	0,6 ± 0,2	0,5 ± 0,2	0,5 ± 0,2	NS	NS	NS
% flex max cadera	4,9 ± 3,1	7,3 ± 4,6	6,0 ± 3,6	†	NS	†
% activación exc	9,8 ± 3,9	9,2 ± 3,6	7,8 ± 3,2	NS	NS	NS
% activación conc	14,4 ± 5,0	13,4 ± 4,2	12,0 ± 3,8	NS	NS	NS
% activación silencio	2,9 ± 2,1	2,0 ± 2,0	2,3 ± 1,9	NS	NS	NS
Lumbar inicio silencio	94,2 ± 3,6	88,3 ± 10,6	93,6 ± 4,7	†	NS	NS
Lumbar final silencio	98,8 ± 1,5	98,1 ± 1,0	98,8 ± 0,8	NS	NS	NS
Cadera inicio silencio	72,7 ± 14,2	78,1 ± 11,4	76,2 ± 11,0	NS	NS	NS
Cadera final silencio	97,0 ± 2,5	98,0 ± 3,0	98,0 ± 2,3	NS	NS	NS
Ratio relax	0,6 ± 0,4	0,7 ± 0,4	0,6 ± 0,4	NS	NS	NS

Valores medios de actividad EMG presentados como porcentaje de la contracción voluntaria submáxima del bíceps femoral (media ± desviación estándar). †diferencia significativa  $p < 0,01$ ; NS= no significativo. % activación flex= porcentaje medio de activación EMG durante la flexión; % activación ext= porcentaje medio de activación EMG durante la extensión; FEratio= ratio de flexoextensión; % flex max cadera= porcentaje medio de activación durante la flexión máxima entre el final de la flexión y el inicio de la extensión de cadera; % activación exc= porcentaje medio de activación EMG durante la fase excéntrica; % activación conc= porcentaje medio de activación EMG durante la fase concéntrica; Lumbar inicio silencio= porcentaje del rango articular máximo lumbar al inicio del silencio; Lumbar final silencio= porcentaje del rango articular máximo lumbar al final del silencio; Cadera inicio silencio= porcentaje del rango articular máximo de la cadera al inicio del silencio; Cadera final silencio= porcentaje del rango articular máximo de la cadera al final del silencio; Ratio relax= ratio de flexión-relajación; CT= grupo control; PRE= grupo mujeres embarazadas; POST= grupo mujeres postparto.

#### **4.5 POSTURAS DE LA LACTANCIA MATERNA**

El peso medio de los niños que las madres sostuvieron durante las posturas de la lactancia materna fue de  $3,1 \pm 0,4$  kg.

Para poder establecer las comparaciones oportunas, en el análisis de las variables de electrogoniometría y EMG de las posturas de la lactancia materna se incluyó el análisis de la bipedestación como posición de referencia.

En las variables de electrogoniometría, los grados de extensión de la columna lumbar en la posición de bipedestación no difirieron de forma significativa de los grados obtenidos en las posturas tradicional con escalón, y tradicional sin escalón. Sí que se observó, en cambio una mayor flexión de la columna lumbar en decúbito lateral y en las dos posiciones de cuna cruzada, tanto con los dos pies apoyados en el suelo como con el pie derecho apoyado sobre un escalón, en comparación con la bipedestación ( $p < 0,01$ ) (tabla 9).

Por otro lado, en la posición de bipedestación la cadera mostró una mayor rotación anterior de la pelvis respecto al resto de posturas ( $p < 0,01$ ). La posición de decúbito lateral también mostró una mayor rotación anterior de la pelvis respecto al resto de posturas, excepto a la bipedestación ( $p < 0,01$ ). En el resto de posturas se observó una posición de rotación posterior de la pelvis, no observándose diferencias estadísticamente significativas entre ellas. En la tabla 9 se muestran los grados lumbares y de rotación pélvica obtenidos en cada postura, expresados en grados negativos (extensión lumbar/rotación posterior pélvica) o positivos (flexión lumbar/rotación anterior pélvica) respecto a la vertical.



**Tabla 9.** Resultados de las variables de electrogoniometría en las diferentes posturas de la lactancia materna y en la posición de bipedestación.

Variabes	Mediciones	DL	RCE	RSE	TCE	TSE	B	
DL	Lumbar	-14,0 ± 10,8	-	NS	NS	NS	NS	†
	Pelvis	10,5 ± 7,8	-	†	†	†	†	†
RCE	Lumbar	-16,5 ± 26,4	NS	-	NS	NS	NS	†
	Pelvis	-0,9 ± 13,6	RCE<DL†	-	NS	NS	NS	†
RSE	Lumbar	-15 ± 28,6	NS	NS	-	NS	NS	*
	Pelvis	-3,0 ± 15,1	RSE<DL†	NS	-	NS	NS	†
TCE	Lumbar	-21,9 ± 28,9	NS	NS	NS	-	NS	NS
	Pelvis	-6,5 ± 16,8	TCE<DL†	NS	NS	-	NS	†
TSE	Lumbar	-23,6 ± 30,1	NS	NS	NS	NS	-	NS
	Pelvis	-6,6 ± 17,5	TSE<DL†	NS	NS	NS	-	†
B	Lumbar	-33,9 ± 9,3	B<DL†	B<RCE†	B<RSE*	NS	NS	-
	Pelvis	22,7 ± 7,6	B>DL†	B>RCE†	B>RSE†	B>TCE†	B>TSE†	-

Valores medios presentados como media ± desviación estándar expresados como grados brutos. †diferencia significativa  $p<0,01$ ; \*diferencia significativa  $p<0,05$ ; NS= no significativo. DL= decúbito lateral; RCE= rugby/cuna cruzada con escalón; RSE= rugby/cuna cruzada sin escalón; TCE= tradicional con escalón; TSE= tradicional sin escalón; B= bipedestación.

En lo que respecta a las variables de EMG, se observó que la intensidad de activación del erector espinal derecho en la posición de decúbito lateral fue significativamente menor respecto al resto de posturas de la lactancia materna. En cambio, la actividad observada en decúbito lateral no difirió significativamente de la obtenida en bipedestación (tabla 10). En el caso del erector espinal izquierdo y del bíceps femoral no hubo diferencias significativas entre ninguna de las posturas analizadas. En lo que respecta a las diferencias en la activación del erector espinal derecho e izquierdo, se observó una mayor actividad en el lado izquierdo en todas las posturas de la lactancia ( $p<0,05$ ). Esta diferencia entre el lado izquierdo y el derecho no se observó en bipedestación.

**Tabla 10.** Resultados de la actividad EMG del erector espinal derecho e izquierdo y del bíceps femoral en las diferentes posturas de la lactancia materna y en bipedestación.

Variables	Mediciones	DL	RCE	RSE	TCE	TSE	B	
DL	EED	0,8 ± 0,8	-	†	†	†	†	NS
	E EI	4,7 ± 3,7	-	NS	NS	NS	NS	NS
	BF	0,6 ± 0,8	-	NS	NS	NS	NS	NS
RCE	EED	3,7 ± 3,0	†	-	NS	NS	NS	NS
	E EI	4,5 ± 3,1	NS	-	NS	NS	NS	NS
	BF	0,5 ± 0,5	NS		NS	NS	NS	NS
RSE	EED	3,4 ± 2,9	†	NS	-	NS	NS	NS
	E EI	4,7 ± 2,7	NS	NS	-	NS	NS	NS
	BF	0,6 ± 0,8	NS	NS	-	NS	NS	NS
TCE	EED	2,3 ± 1,7	†	NS	NS	-	NS	NS
	E EI	4,5 ± 2,7	NS	NS	NS	-	NS	NS
	BF	0,4 ± 0,3	NS	NS	NS	-	NS	NS
TSE	EED	2,6 ± 1,9	†	NS	NS	NS	-	NS
	E EI	5,1 ± 2,9	NS	NS	NS	NS	-	NS
	BF	0,3 ± 0,2	NS	NS	NS	NS	-	NS
B	EED	2,3 ± 2,3	NS	NS	NS	NS	NS	-
	E EI	2,5 ± 3,1	NS	NS	NS	NS	NS	-
	BF	1,4 ± 1,9	NS	NS	NS	NS	NS	-

Valores medios de actividad EMG ± desviación estándar expresados como porcentaje de la contracción voluntaria submáxima del erector espinal y del bíceps femoral. †diferencia significativa  $p < 0,01$ ; NS= no significativo DL= decúbito lateral; RCE= rugby/cuna cruzada con escalón; RSE= rugby/cuna cruzada sin escalón; TCE= tradicional con escalón; TSE= tradicional sin escalón; B= bipedestación; EED= erector espinal derecho; EEI= erector espinal izquierdo; BF= bíceps femoral.

## **Discusión**

---



## 5. DISCUSIÓN

El presente estudio analiza los efectos que tiene el embarazo sobre la función muscular del erector espinal y del bíceps femoral, y la cinemática de la región lumbopélvica durante la posición de bipedestación y el movimiento de flexoextensión del tronco. Asimismo investiga si dichos efectos se mantienen dos meses después del parto, en comparación con el patrón de normalidad obtenido de una muestra control de mujeres nulíparas. Además se analiza la función de la región lumbopélvica en las posiciones más comunes de la lactancia materna. Para tal fin, previamente se ha investigado cuál es la maniobra de normalización EMG más adecuada para poder llevar a cabo la comparación de la actividad eléctrica muscular entre los grupos de estudio.

### 5.1. MANIOBRAS DE NORMALIZACIÓN EMG

En esta investigación se realizaron un total de 8 maniobras de normalización diferentes, de las cuales 3 de ellas fueron ejercicios de CVIM, y las 5 restantes fueron ejercicios isométricos submáximos. Algunas de estas maniobras ya han sido empleadas previamente por otros autores para normalizar la señal EMG del erector espinal lumbar, como el ejercicio de extensión de tronco contra resistencia (McGill, 1991; Vera-García y cols., 2010b; Barbado y cols., 2012) o el test submáximo de sujeción de pesos en bipedestación descrito por Lehman (Lehman, 2002). El resto de maniobras utilizadas en este estudio fueron variaciones de los dos ejercicios mencionados. En el caso del bíceps femoral, en la literatura se han empleado diferentes maniobras que implican flexión de rodilla contra resistencia en posiciones de sedestación (Hsu y cols., 2006; Rutherford y cols., 2011), decúbito supino y decúbito prono (Rutherford y cols., 2011). Sin embargo en este estudio se emplearon como maniobras de normalización máximas para este músculo las mismas que para el erector espinal. Diversos estudios han utilizado maniobras de extensión de cadera para determinar la CVIM de la musculatura isquiotibial (Worrell y cols., 2001; Vera-García y cols., 2010a). La extensión de cadera implica o bien la inmovilización del miembro inferior o bien la inmovilización del tronco,

habiéndose observado que es durante la extensión de tronco cuando más intensamente se activa la musculatura extensora de la cadera (De Ridder y cols., 2013). De hecho durante la maniobra de Biering-Sorensen, la musculatura isquiotibial se activa con gran intensidad, ya que comparte la carga de la mitad superior del cuerpo con los extensores de la columna, y se ha observado como ambos grupos musculares se fatigan intensamente durante esta tarea (Kankaanpaa y cols., 1998; Champagne y cols., 2008). Por este motivo consideramos que para el presente estudio la extensión de tronco contra resistencia podría ser también una buena maniobra de provocación de contracción máxima en un extensor de cadera como es el músculo bíceps femoral. Por otro lado, esta posición es relativamente cómoda para las mujeres embarazadas, al no requerir de la adopción de posturas que podrían causar compresión abdominal, por lo que también podría ser utilizada como maniobra submáxima. Además, al causar una contracción intensa simultáneamente en el músculo erector espinal y en el bíceps femoral, permite acortar la sesión de registro evitando la ejecución de una maniobra específica en el músculo bíceps femoral. Por todo ello consideramos que era una buena alternativa para proporcionar valores de contracción máxima de referencia para ambos músculos, el músculo erector espinal y el bíceps femoral, para compararlos con los valores de las distintas maniobras submáximas en estudio.

De las tres maniobras máximas realizadas, los resultados mostraron que, en promedio, el porcentaje de activación más elevado para el erector espinal se obtuvo en el ejercicio en banco romano en posición horizontal. Sin embargo es interesante destacar que esta maniobra generó el nivel de activación máximo únicamente en el 68,4% de las participantes (26 mujeres). Hubo un importante porcentaje de ellas (26,3%; 10 mujeres) que alcanzaron la máxima activación del músculo erector espinal en la maniobra en banco romano a 45° con el tronco y los miembros inferiores alineados, mientras que el porcentaje restante (5,3%; 2 mujeres) lo obtuvo en el ejercicio en el banco romano a 45° con las caderas flexionadas y el tronco paralelo al suelo. En lo que respecta al bíceps femoral los porcentajes de activación más elevados se alcanzaron en los ejercicios

contra resistencia tanto con el banco romano en posición horizontal como con el banco romano a 45° con el tronco alineado con los miembros inferiores, representando el 63,1% (24 mujeres) y el 36,9% (14 mujeres) respectivamente. El hecho de que una única maniobra no haya generado el máximo nivel de activación en todas las participantes ya ha sido observado previamente por otros autores. En concreto, Vera-García y cols. (Vera-García y cols., 2010b) llevaron a cabo un estudio en el que efectuaron una batería de diferentes maniobras de normalización para la musculatura del tronco con el fin de determinar cuál de ellas generaba el mayor valor EMG de referencia. Al igual que en esta investigación, los autores tampoco obtuvieron la activación máxima en el 100% de las participantes con ninguna de las maniobras empleadas, tanto para la musculatura extensora como para la musculatura flexora de tronco. En base a los resultados de su estudio, Vera-García y cols. (Vera-García y cols., 2010b) recomiendan la realización de distintas maniobras máximas de normalización para un mismo músculo, con el fin de poder seleccionar el valor EMG máximo para cada participante con independencia de la maniobra en la que se alcance dicho valor. A la luz de nuestros resultados, también consideramos conveniente tener en cuenta dicha recomendación en estudios EMG efectuados sobre población sana, en la que es posible la realización de CVIM. Tal recomendación sería extensiva a las maniobras de provocación de CVIM tanto del erector espinal como del bíceps femoral. En el caso del erector espinal, una buena alternativa a la maniobra de extensión de tronco contra resistencia en posición horizontal sería su ejecución en banco romano a 45° con las piernas y el tronco alineados. Dada la alta intensidad de activación que se produce mediante estas dos maniobras en la musculatura isquiotibial, también sería interesante incluirlas como variantes de las maniobras de normalización descritas hasta el momento para el bíceps femoral.

Centrándonos en el análisis de los resultados comentados en los párrafos anteriores sobre las maniobras máximas, el hecho de que la mayor parte de las participantes obtuviesen la máxima activación para el erector espinal y el bíceps femoral en la posición horizontal respecto a la posición

con el banco romano a 45° con el tronco y miembros inferiores alineados podría estar justificado por el mayor momento flexor que supone esta posición. Este mayor momento flexor parece ser el responsable del incremento en las demandas de activación de ambos músculos, generando de este modo un momento extensor suficiente para contrarrestar el momento flexor y mantener la posición estática. Algunos autores también han analizado la actividad EMG del erector espinal sobre banco romano en ángulos distintos. Concretamente, Mayer y cols. (Mayer y cols., 1999) analizaron la activación del erector espinal lumbar durante la ejecución de un ejercicio dinámico de extensión de tronco con el banco romano colocado en 6 posiciones angulares distintas (0°,15°,30°,45°,60° y 75°). Sus resultados mostraron que la actividad EMG de la musculatura paraespinal lumbar disminuye de forma progresiva conforme aumenta el ángulo formado con la horizontal. A pesar de las diferencias en el tipo de activación muscular entre estudios (dinámica versus estática), tanto nuestros resultados como los de Mayer y cols. apuntarían a que el principal determinante en el mayor o menor momento flexor es la posición del tronco respecto a la horizontal.

Por otra parte, el ejercicio en banco romano a 45° con el tronco flexionado fue el que mostró la menor activación en ambos músculos. De forma similar a nuestros resultados, algunos autores han observado que en esta posición se produce una menor fatiga de la musculatura extensora del tronco y de la cadera en comparación con el test Biering-Sorensen (Champagne y cols., 2008). En la maniobra en banco romano a 45° con las caderas flexionadas y el tronco paralelo al suelo, la posición angular del tronco respecto a los miembros inferiores difiere respecto a las dos maniobras anteriores en las que éstos se encuentran alineados. Es posible que en esta nueva posición estén siendo reclutados otros músculos extensores distintos a los registrados en este estudio, como el glúteo mayor, o el erector espinal torácico, los cuales podrían estar compartiendo la carga con el erector espinal lumbar y el bíceps femoral. Además, puesto que el erector espinal lumbar y el bíceps femoral muestran inserciones en la pelvis, el ángulo formado entre el tronco y las extremidades inferiores



podría estar alterando el ángulo de inserción con el que ambos músculos hacen frente al momento extensor, influyendo también en la menor activación observada en este ejercicio. Por otro lado, también hay que tener en cuenta que la propia posición de partida, con las caderas flexionadas y el tronco paralelo al suelo respecto a los miembros inferiores, estaría produciendo un estiramiento de la musculatura extensora de cadera, generando a su vez un aumento de tensión en los tejidos conjuntivos del músculo. De forma análoga al FFR del erector espinal, en el que la relajación del músculo es posible gracias al almacenamiento de energía elástica que se produce en las estructuras pasivas posteriores (Gupta, 2001; Colloca & Hinrichs, 2005), es posible que en esta posición los tejidos conjuntivos del bíceps femoral estén soportando parte de la carga, permitiendo que el componente activo del músculo pueda disminuir su activación. Dadas las conexiones biomecánicas y anatómicas de la musculatura extensora de cadera con la fascia toracolumbar, algunos autores sugieren que el estiramiento de los extensores de cadera podría influir también en el aumento de tensión en la capa posterior de la fascia (Vleeming y cols., 1995). En este sentido, la fascia toracolumbar podría estar contribuyendo como una estructura pasiva tensa al momento extensor necesario para mantener la posición (Champagne y cols., 2008), permitiendo así la disminución en la actividad de la musculatura extensora del tronco.

En relación a las maniobras submáximas, la que mostró el porcentaje de activación significativamente más alto para ambos músculos fue la realizada en banco romano en posición horizontal. Es interesante resaltar que el porcentaje de activación alcanzado mediante esta maniobra submáxima no difirió del obtenido mediante el ejercicio de CVIM en banco romano a 45° con las caderas flexionadas y el tronco paralelo al suelo. Este resultado pone de manifiesto la intensa activación EMG que muestra el erector espinal en esta prueba submáxima, con valores muy similares a los que se obtienen al aplicar resistencia a la extensión de tronco sobre banco romano a 45° con las caderas flexionadas y el tronco paralelo al suelo. Asimismo, la activación de ambos músculos en esta maniobra submáxima

fue superior a la obtenida durante el movimiento de flexoextensión de tronco que se pretendía normalizar. Por estos motivos fue ésta la maniobra utilizada para la normalización de la señal EMG en los tres grupos de estudio (control, embarazadas y postparto).

Del resto de maniobras realizadas en banco romano la que mostró el menor porcentaje de activación en los dos músculos de estudio fue, al igual que en las maniobras máximas, la realizada a 45° con las caderas flexionadas y el tronco paralelo al suelo. De las dos maniobras realizadas en bipedestación, la posición de los brazos a 45° respecto al tronco incrementó de forma significativa los porcentajes de activación EMG, tanto en el erector espinal como en el bíceps femoral. El hecho de mantener las mancuernas con los brazos adelantados respecto al tronco estaría generando un aumento considerable del momento flexor respecto a la posición con los brazos relajados. Como respuesta a este aumento del momento flexor, la musculatura erectora lumbar y el bíceps femoral estarían incrementando su actividad para poder mantener la posición solicitada.

## **5.2 POSICIÓN DE BIPEDESTACIÓN**

En la posición de bipedestación los resultados no mostraron diferencias estadísticamente significativas en la posición de la columna lumbar ni de la pelvis entre los tres grupos de mujeres, es decir, no se observó que la condición del embarazo en el tercer trimestre de gestación produzca alteraciones raquídeas en la región lumbopélvica respecto a la condición de no embarazo, o respecto al postparto. En lo que respecta a la actividad muscular, sí que se pudo constatar en la posición de bipedestación un incremento significativo de la actividad EMG media de los dos músculos de estudio en el grupo de mujeres embarazadas en comparación con los grupos control y postparto.

Los resultados obtenidos sobre la posición lumbopélvica durante la bipedestación están en consonancia con los de estudios previos (Moore y cols., 1990; Ostgaard y cols., 1993; Gilleard y cols., 2002b; Betsch y cols., 2014) en los que tampoco se han observado diferencias en los grados de

lordosis lumbar de las mujeres embarazadas respecto al grupo control de mujeres nulíparas. Los investigadores de estos estudios efectuaron además un seguimiento de los posibles cambios de la lordosis lumbar a lo largo del embarazo mediante la realización de varias mediciones, desde el primer hasta el tercer trimestre de gestación (a excepción de Betsch y cols. (Betsch y cols., 2014) que lo hicieron a partir del segundo semestre) y ninguno de ellos observó tampoco diferencias en la curvatura lordótica. De todos ellos, el estudio de Ostgaard y cols. (Ostgaard y cols., 1993), fue el que incluyó el mayor número de participantes (855 mujeres en total). Los autores no observaron diferencias en el grado de lordosis lumbar entre la semana 12 y la semana 36 del embarazo, sin embargo estos resultados deben ser considerados con cautela, ya que en su estudio emplearon un método de medición no validado. Dicho método consistía en una estimación de la lordosis lumbar mediante el cálculo de su profundidad en función de la distancia perpendicular al ápex de la lordosis a partir de un listón recto que conectaba el ápex de la cifosis torácica con la parte posterior del sacro.

En lo que respecta a la posición de la pelvis, Bullock y cols. (Bullock y cols., 1987), Gilleard y cols. (Gilleard y cols., 2002b); y más recientemente Betsch y cols. (Betsch y cols., 2014), coincidiendo con nuestros resultados, no encontraron cambios relacionados con el embarazo.

El resto de literatura existente sobre los cambios de la curvatura lumbar en bipedestación relacionados con el embarazo no muestra, sin embargo, resultados unánimes. Bullock y cols. (Bullock y cols., 1987), y Otman y cols. (Otman y cols., 1989) encontraron un aumento significativo de la lordosis lumbar a lo largo de los tres trimestres de gestación. Posteriormente, Franklin y cols. (Franklin & Conner-Kerr, 1998), llegaron a la misma conclusión sobre una muestra de 12 mujeres, observando además una mayor rotación anterior de la pelvis entre el primer y el tercer trimestre del embarazo. Por otro lado, Okanishi y cols. (Okanishi y cols., 2012), en una investigación más reciente obtienen el resultado opuesto, al observar una disminución de la lordosis y una inclinación posterior del sacro. La heterogeneidad de los resultados obtenidos en los diferentes estudios se puede explicar, en parte, por el uso de distintos instrumentos de medición;

desde la utilización de un inclinómetro y posterior cálculo del ángulo de lordosis mediante una fórmula matemática (Bullock y cols., 1987; Otman y cols., 1989), al uso de electrogoniómetros (Franklin & Conner-Kerr, 1998), sistemas de análisis mediante videocámaras (Gilleard y cols., 2002b), fotografías (Okanishi y cols., 2012), o sistemas basados en topografía de superficie y análisis mediante modelos tridimensionales (Betsch y cols., 2014). Por otro lado, los reducidos tamaños muestrales empleados en algunos estudios (entre 9 y 15 mujeres) (Franklin & Conner-Kerr, 1998; Okanishi y cols., 2012; Gilleard y cols., 2002b), y la inclusión de mujeres en semestres distintos del embarazo en un mismo grupo (Okanishi y cols., 2012) podrían también justificar la variabilidad en los resultados obtenidos.

Atendiendo a los estudios más recientes, Gilleard y cols. (Gilleard y cols., 2002b) utilizando un sistema de medición diferente al nuestro, basado en la colocación de marcadores cutáneos reflectantes y posterior análisis de la postura mediante videocámaras, llegaron a los mismos resultados que los obtenidos en nuestra investigación, al no observar modificaciones posturales en las mujeres embarazadas. Los autores observaron una gran variabilidad en el ángulo lordótico de las 9 mujeres embarazadas que analizaron, frente a lo que sugieren que éstas podrían mostrar respuestas posturales diferentes frente al aumento de masa a nivel abdominal. Los autores sí que observaron, en cambio, una reducción significativa de la lordosis 8 semanas después del parto, hecho que contrasta con nuestros resultados, ya que en nuestro caso tampoco observamos diferencias tras el parto. Sin embargo la variabilidad en el ángulo de lordosis que observaron en el grupo de mujeres embarazadas, junto con el pequeño tamaño muestral empleado en su estudio podría justificar las diferencias en los resultados.

En línea con nuestros resultados se encuentran también los obtenidos en un estudio piloto llevado a cabo por Betsch y cols. (Betsch y cols., 2014) Los autores emplearon un sistema de rastereografía sobre una muestra de 13 mujeres. Se trata de un sistema de medición basado en la topografía de superficie de la columna vertebral que permite determinar a partir de la localización de determinadas referencias óseas de la columna y de modelos

3D, el ángulo de lordosis lumbar. Las mediciones las efectuaron en el segundo y tercer trimestre de gestación, y a las 12 semanas después del parto. Tampoco en este estudio se pudo demostrar que el embarazo produzca alteración de la lordosis lumbar, ni que ésta se vea modificada en el postparto. Este último hallazgo, que difiere del observado por Gilleard y cols. (Gilleard y cols., 2002b), está en concordancia con el obtenido en nuestro estudio. Así pues, a la luz de nuestros resultados, el embarazo no parece modificar las curvaturas raquídeas durante la bipedestación, en contra de lo que tradicionalmente se piensa.

En relación a la actividad muscular, los resultados mostraron un aumento significativo de la actividad del erector espinal y del bíceps femoral en la posición de bipedestación en el grupo de mujeres embarazadas. Este hecho parece estar relacionado con el considerable incremento de la circunferencia y de la masa abdominal en el tercer trimestre de gestación. Varios estudios coinciden en que la mayoría de las personas muestran activación en el erector espinal durante la bipedestación (Floyd & Silver, 1951; Carlsoo, 1961; Klausen & Rasmussen, 1968). Este hallazgo parece estar relacionado con la ubicación anterior del centro de gravedad respecto al raquis lumbar (Kippers & Parker, 1985; Klausen & Rasmussen, 1968). La actividad EMG del erector espinal en bipedestación también ha sido estudiada durante el sostén de objetos de diferente peso y tamaño, situados a distintas distancias del cuerpo, observando una mayor actividad EMG en relación al aumento del brazo del momento flexor (Kippers & Parker, 1985). En este sentido, parece razonable pensar que en las mujeres embarazadas la musculatura posterior estaría actuando como un estabilizador activo, tanto de la columna lumbar como de la cadera, ante el aumento de masa en la parte anterior del tronco. Es posible que la mayor actividad muscular detectada en bipedestación en las mujeres embarazadas sea suficiente para evitar que se tenga que producir una modificación adaptativa en la curvatura de la columna lumbar. Por otro lado, el hecho de que nuestros resultados muestren que la actividad muscular postparto no difiere de la del grupo control, nos conduce a pensar que la notable reducción de la masa abdominal tras el parto devuelve los momentos flexores ejercidos

sobre la columna lumbar y la cadera a los valores previos al embarazo, normalizando como consecuencia la actividad de la musculatura extensora.

### **5.3 MOVIMIENTO DE FLEXOEXTENSIÓN DE TRONCO**

#### **5.3.1 Variables de movimiento**

En lo que respecta a las variables que describen el patrón de movimiento durante la flexoextensión del tronco, los resultados mostraron una disminución significativa del rango máximo de flexión lumbar en el grupo de mujeres embarazadas respecto al grupo control y al grupo postparto.

Bajo nuestro conocimiento, solamente dos estudios han analizado la cinemática del tronco en mujeres embarazadas (Dumas y cols., 1998; Gilleard y cols., 2002a). Los autores investigaron el efecto del embarazo sobre la movilidad de la región lumbopélvica en el primer caso (Dumas y cols., 1998) y de las regiones torácica, lumbar y pélvica (Gilleard y cols., 2002a) en el segundo, realizando varias mediciones a lo largo del embarazo y en el postparto. En ambos estudios observaron una disminución progresiva en la movilidad lumbar durante la flexión del tronco conforme el embarazo progresaba. En el trabajo de Dumas y cols. (Dumas y cols., 1998) el sistema de medición empleado fue un electrogoniómetro de características similares al empleado en nuestro estudio, sin embargo hay que tener en cuenta que se trata de un estudio piloto efectuado sobre una muestra de 5 mujeres, en el que no se incluyó grupo control, por lo que los resultados deben ser considerados con prudencia. Por otro lado, en los dos estudios observaron un incremento significativo de la movilidad lumbar tras el parto, con unos valores de flexión lumbar similares a los obtenidos en la fase inicial del embarazo. Además, en el trabajo de Gilleard y cols. (Gilleard y cols., 2002a), en el que sí se incluyó un grupo control de mujeres nulíparas, tampoco se observaron diferencias entre el rango de flexión lumbar a las 8 semanas postparto en comparación con el del grupo control.

En esta investigación no realizamos un seguimiento del embarazo desde el primer semestre de gestación, y por lo tanto no podemos establecer comparaciones con las fases iniciales de éste. Sin embargo nuestros

resultados coinciden con los obtenidos en los dos estudios mencionados en la disminución de la movilidad lumbar en el tercer trimestre, y la mayor movilidad en el postparto. En nuestro caso, coincidiendo con los resultados de Gilleard y cols. (Gilleard y cols., 2002a), tampoco hubo diferencias en el rango de flexión lumbar entre el grupo control y el grupo postparto. Este hecho sugiere que en el momento del registro postparto las mujeres podrían haber recuperado las condiciones de movilidad previas al embarazo.

La limitación observada en el rango máximo de flexión lumbar puede ser explicada por la restricción al movimiento que supone la masa abdominal en el tercer trimestre de gestación. Sin embargo, no se observó la existencia de una correlación entre el perímetro abdominal y el máximo de flexión lumbar. Este hecho podría hacer pensar que el volumen abdominal podría no ser el responsable de la limitación de la flexión lumbar, y que se trate de un mecanismo activo en el que las mujeres embarazadas limitan la flexión lumbar para intentar proteger las estructuras raquídeas del aumento de momento flexor, que es más acusado al final del movimiento (Dolan & Adams, 1993a). De hecho, este mecanismo se ha visto que ocurre en pacientes con dolor lumbar (McGregor y cols., 1997; Shirado y cols., 1995). Por otro lado, la reducción del tamaño del abdomen tras el parto parece ser suficiente para devolver la movilidad de la columna lumbar a sus condiciones previas.

Haciendo nuevamente alusión a las variables descriptivas del patrón de movimiento, nuestros resultados mostraron que las mujeres embarazadas mostraron un menor porcentaje medio de flexión lumbar a lo largo de toda la fase de flexión en comparación con los otros dos grupos, lo que podría deberse a que se tardó más tiempo en alcanzar valores máximos de flexión, es decir, la velocidad de la flexión lumbar fue menor. También se observó en el embarazo una disminución significativa del tiempo relativo del ciclo durante el cual las mujeres embarazadas mantuvieron el raquis lumbar y la cadera con una flexión mayor del 90%.

Hasta el momento no tenemos constancia de ninguna publicación que haya analizado el patrón de flexión lumbar durante la flexoextensión del

tronco en mujeres embarazadas. Las investigaciones sobre las alteraciones en el patrón de movimiento de la región lumbopélvica se han centrado fundamentalmente en pacientes con dolor lumbar. Diferentes autores han evidenciado una disminución en la velocidad de movimiento del raquis lumbar durante la fase de flexión en pacientes con dolor (Paquet y cols., 1994; Szpalski y cols., 1996; McGregor y cols., 1997; Kaigle y cols., 1998; Marras & Wongsam, 1986) y una menor contribución al movimiento global del tronco de la región lumbar frente a la cadera (Esola y cols., 1996; Lee & Wong, 2002; Shum y cols., 2005; Shum y cols., 2007; Silfies y cols., 2009). En este sentido, nuestros resultados coinciden con los estudios mencionados en lo que respecta al menor grado de flexión lumbar durante la fase de flexión. Siguiendo la misma línea, Sánchez-Zuriaga y cols. (Sánchez-Zuriaga y cols., 2015) estudiaron las características del movimiento del raquis lumbar durante ciclos de flexoextensión de tronco en pacientes con historia de dolor lumbar crónico, pero en el período libre de dolor. Los autores observaron que, en ausencia de dolor, los pacientes con episodios recurrentes de dolor lumbar también tienen un patrón de movimiento alterado que afecta a la velocidad a la que flexionan el raquis lumbar y al tiempo durante el cual permanecen en una flexión lumbar mayor del 90%. Al igual que en el presente estudio, sus resultados mostraron un descenso significativo en la magnitud de ambas variables.

En base a lo anteriormente expuesto, los resultados obtenidos en esta investigación muestran que el embarazo modifica el patrón de movimiento de forma comparable a las alteraciones observadas en pacientes con historia de dolor lumbar, tanto en fase dolorosa como en episodios libres de dolor (Sánchez-Zuriaga y cols., 2015). Como ya se comentó previamente en el apartado de introducción, en el transcurso del embarazo se producen importantes modificaciones biomecánicas y hormonales. El considerable incremento de masa en la región abdominal que presentan las mujeres en el tercer trimestre de gestación supone un aumento del momento flexor. De forma general, se sabe que el momento flexor durante la flexión anterior del tronco es una de las principales causas de lesión para los tejidos conectivos espinales (Adams y cols., 2002), y que cuanto mayor es la flexión del tronco,



mayor es el riesgo de lesión. Además, en rangos próximos a la flexión máxima, pequeñas oscilaciones en el ángulo de flexión provocan grandes variaciones en el momento flexor (Dolan & Adams, 1993a). Por otro lado, cabe recordar el efecto que ejerce la relaxina sobre la regulación del colágeno y la remodelación de la matriz extracelular de los tejidos, disminuyendo la proporción de colágeno y aumentando la actividad colagenolítica, lo que provoca un aumento de la laxitud ligamentosa (Weiss y cols., 1979; Samuel y cols., 1996; Unemori & Amento, 1990). Una explicación plausible a nuestros resultados podría ser que la alteración del patrón de movimiento en el embarazo sea una estrategia que desarrollan las mujeres embarazadas para intentar proteger sus estructuras espinales, de la misma manera que los pacientes con dolor lumbar desarrollan estrategias protectoras de sus estructuras espinales dañadas. Las estructuras espinales de las mujeres embarazadas estarían sobrecargadas por el incremento de peso, y podrían presentar unas propiedades mecánicas alteradas por el efecto de la relaxina. Esta estrategia de protección justificaría el menor porcentaje de movimiento observado durante la flexión y la disminución de la flexión máxima, así como el hecho de que las mujeres embarazadas permanezcan menos tiempo con el raquis en rangos de flexión próximos a su límite.

### **5.3.2. Variables de activación muscular del erector espinal**

Atendiendo a las variables que describen el patrón muscular, nuestros resultados mostraron un incremento significativo en la activación media del erector espinal durante la fase de flexión y durante la fase excéntrica en el grupo de mujeres embarazadas. La evidencia sobre el patrón de activación del músculo erector espinal durante el embarazo es muy escasa. En la literatura científica los trabajos sobre las alteraciones en los patrones de activación del músculo erector espinal se han centrado sobre todo en pacientes con dolor lumbar. Concretamente en este grupo poblacional se ha documentado una mayor activación del erector durante la flexión del tronco respecto a las personas sanas (Nouwen y cols., 1987; Paquet y cols., 1994; Sihvonen y cols., 1991), incluso en los períodos libres de dolor (Sánchez-Zuriaga y cols., 2015). En lo que respecta específicamente a la condición del

embarazo, únicamente existe un estudio, a tenor de nuestro conocimiento, que haya analizado el patrón muscular del erector espinal (Sihvonen y cols., 1998). Los autores estudiaron la relación entre el nivel de activación del músculo en mujeres embarazadas, con y sin dolor lumbar, y la intensidad de dolor. Los resultados mostraron que niveles elevados de actividad EMG durante la flexión correlacionaban con valores altos en la intensidad del dolor. En este sentido, los autores observaron una mayor actividad del erector durante la flexión del tronco en el grupo de mujeres embarazadas con dolor respecto al grupo de mujeres libres de dolor.

En nuestro caso, el incremento observado en la actividad del erector durante la flexión ha sido en el grupo de mujeres embarazadas respecto al de mujeres nulíparas. El hecho de que las características de los grupos de estudio del trabajo de Sihvonen y cols. (Sihvonen y cols., 1998) (mujeres embarazadas con y sin dolor lumbar) y del nuestro (mujeres embarazadas y mujeres nulíparas) sean distintas, dificulta la comparación de los resultados. Cabe pensar que el responsable del aumento de actividad del erector espinal durante la flexión del tronco y la activación excéntrica sea el propio incremento de peso en la región abdominal durante el embarazo. Este hecho estaría apoyado por la correlación positiva observada entre la variación del perímetro abdominal y la variación de la actividad media durante la activación excéntrica del erector espinal. Si bien dicha correlación fue baja, es sugerente de que el volumen abdominal sea el responsable de la mayor activación muscular observada. En este sentido, el erector espinal estaría incrementando su actividad para ofrecer un mayor control del movimiento ante el aumento del momento flexor. Algunos estudios han analizado el patrón de actividad muscular durante la flexoextensión ante la adición de cargas externas (Kippers & Parker, 1984; Sarti y cols., 2001; Howarth & Mastragostino, 2013), sin embargo estas investigaciones se han centrado en el fenómeno de flexión relajación del erector, eludiendo el análisis de la intensidad de activación, por lo que tampoco en estos casos que guardan más semejanza con las condiciones de nuestro estudio podemos realizar las comparaciones oportunas.

Por otro lado, en lo que respecta al FFR del erector espinal, éste estuvo presente en la gran mayoría de las mujeres embarazadas. Sin embargo sí que se observaron alteraciones en los parámetros de inicio y final del silencio mioeléctrico. Concretamente, los resultados mostraron un aumento significativo en el porcentaje del rango máximo lumbar y pélvico al inicio del silencio mioeléctrico en el grupo de mujeres embarazadas. Dicho de otro modo, el silencio mioeléctrico dió comienzo más tarde respecto al grupo control y al grupo de mujeres postparto. Conviene mencionar que cabe la posibilidad de que el incremento de esta variable en la región lumbar, al estar expresado en porcentaje, fuese debido al efecto de la normalización de los valores electrogoniométricos respecto al rango máximo lumbar, dado el aumento significativo observado también en esta variable en las mujeres embarazadas. Sin embargo, no podemos objetivar esta circunstancia. La normalización de los grados brutos de flexión es necesaria para poder establecer comparaciones entre grupos independientes (mujeres embarazadas y nulíparas) y registros realizados en días distintos en el caso de los registros pre y postparto. No obstante, el hecho de que el rango máximo de cadera no se haya visto modificado por la condición del embarazo, y por lo tanto no sea posible en este caso el comentado efecto de la normalización, parece indicar que también en el caso de la región lumbar el incremento observado es debido a un retraso en el inicio del silencio mioeléctrico del erector espinal.

Además, el porcentaje del rango máximo de cadera al final del silencio mioeléctrico aumentó de forma significativa. Esto podría indicar que la actividad concéntrica del erector espinal se inició antes en el grupo de mujeres embarazadas respecto al grupo de mujeres nulíparas y mujeres postparto. Es decir, el silencio mioeléctrico finalizó antes. Sin embargo en la región lumbar dicho porcentaje no se vió modificado. Estos resultados podrían ser explicados por el propio ritmo lumbopélvico durante la fase de extensión, el cual comienza con una extensión de cadera, y posteriormente continúa con la extensión del raquis lumbar (Cailliet, 1992). En este sentido, el inicio de la activación concéntrica en las mujeres embarazadas podría estar ocurriendo en un momento en el que la cadera ya está

extendiéndose intensamente, pero el raquis lumbar continúa estando flexionado. Al no haber movimiento del raquis lumbar, no existirían cambios en la tensión de las estructuras pasivas, con lo que no se producirían cambios en los estímulos recibidos por los propioceptores lumbares. Así pues, las alteraciones observadas en el inicio de la activación concéntrica del erector espinal en las mujeres embarazadas en principio no parecen tener un origen reflejo. Hay que tener en cuenta que el inicio de la activación concéntrica del erector espinal, a diferencia de la excéntrica, tiene un componente voluntario, y por lo tanto no depende tanto del grado de flexión lumbar y de la tensión de las estructuras posteriores. Este hecho justificaría no haber observado diferencias en el porcentaje del rango máximo lumbar al final del silencio mioeléctrico.

En relación a las variables recién mencionadas, los estudios que más se aproximan a las características de las mujeres embarazadas en lo que respecta a la carga extra a nivel abdominal son los que analizan el FFR del erector espinal ante la adición de cargas externas. En concordancia con nuestros resultados, algunos de estos estudios han evidenciado un retraso en la aparición del silencio mioeléctrico cuando el movimiento de flexoextensión del tronco se realiza manteniendo cargas externas (Kippers & Parker, 1984; Gupta, 2001; Howarth & Mastragostino, 2013). Concretamente, las investigaciones de Kippers y Parker (Kippers & Parker, 1984), y de Gupta y cols. (Gupta, 2001) mostraron un incremento en el ángulo al que aparece el silencio mioeléctrico cuando los participantes realizan la flexoextensión del tronco sosteniendo una carga de 10 kg con las manos.

Más recientemente, Howarth y cols. (Howarth & Mastragostino, 2013) analizaron el FFR ante la adición de una carga externa en la parte superior del tronco mediante la colocación de un chaleco. Los investigadores estudiaron la respuesta del erector en tres situaciones diferentes: sin carga, y añadiendo el 15% y el 30% del peso correspondiente al segmento superior del tronco de los participantes. También en este caso los resultados mostraron un aumento en el ángulo de flexión-relajación del erector espinal en las dos situaciones de carga respecto a la condición sin carga.

El citado retraso en el silencio mioeléctrico observado ante situaciones de carga puede ser explicado desde un punto de vista biomecánico. La adición de peso supone un aumento del momento flexor que hace que el erector espinal tenga que permanecer activo durante un mayor rango de movimiento hasta que las estructuras pasivas posteriores adquieran la tensión suficiente, y por tanto generen de forma pasiva el suficiente momento extensor para compensar el momento flexor aumentado, y así poder relevar a la musculatura extensora en la estabilización raquídea, permitiendo de este modo su relajación (Colloca & Hinrichs, 2005). Este aumento del momento flexor debido a la mayor masa abdominal de las mujeres embarazadas podría explicar, en parte, el retraso observado en el inicio del silencio mioeléctrico.

Por otra parte, hay que tener en cuenta que el efecto que ejerce la relaxina sobre los ligamentos también podría estar contribuyendo a la aparición de dicho retraso. Esta hormona cumple una importante función durante el embarazo en el aumento de laxitud ligamentosa, debido a su acción en la degradación y remodelación de las fibras de colágeno, produciendo una alteración en las propiedades viscoelásticas de los ligamentos (Unemori & Amento, 1990; Samuel y cols., 1996). En relación a estas propiedades, algunas investigaciones previas han evidenciado que la flexión anterior mantenida o repetida de la columna lumbar produce un incremento en la deformación de los tejidos pasivos viscoelásticos (*creep*) que genera laxitud en los ligamentos (Solomonow y cols., 1999; Solomonow y cols., 2003b; Parkinson y cols., 2004). Además McGill y Brown (McGill & Brown, 1992), tras inducir *creep* por flexión mantenida, observaron que las mujeres desarrollan una mayor laxitud respecto a los hombres. Los cambios que produce el *creep* en la relación tensión-deformación de los tejidos pasivos hacen que sea necesaria una mayor elongación de los ligamentos para que éstos adquieran un nivel de tensión similar al que deben alcanzar cuando no se produce *creep* para hacer frente al momento flexor.

Estudios realizados en animales han demostrado, mediante la inducción de *creep* en el ligamento supraespinoso, que la laxitud ligamentosa altera el feedback aferente de los mecanorreceptores presentes en los ligamentos,

provocando un deterioro en el reflejo ligamento-muscular (Solomonow y cols., 1999). Esta desensibilización de los mecanorreceptores también ha sido demostrada en humanos por algunos autores. Concretamente Granata y cols. (Granata y cols., 2005) y Sánchez-Zuriaga y cols. (Sánchez-Zuriaga y cols., 2010) analizaron el efecto del *creep* inducido en los tejidos viscoelásticos sobre la activación refleja de la musculatura erectora, aplicando una desestabilización inesperada a los participantes. El retraso, observado en ambos casos, en la activación refleja del músculo pone de manifiesto la desensibilización de los receptores presentes en los tejidos viscoelásticos.

En consonancia con nuestros resultados, algunos autores han observado un aumento en el ángulo al que se produce el FFR cuando se induce *creep* en las estructuras pasivas por movimientos repetitivos de flexión de la columna lumbar (Howarth y cols., 2013) o por flexión mantenida (Solomonow y cols., 2003a). Solomonow y cols. (Solomonow y cols., 2003a) observaron además un aumento más pronunciado en mujeres respecto a los hombres. En general, este hallazgo podría estar reflejando la desensibilización de los mecanorreceptores como consecuencia del aumento de laxitud en los ligamentos. No obstante, hay que tener en cuenta que cuando el *creep* es inducido por movimientos que implican flexión, y no por actuación directa sobre el ligamento, hay otras estructuras viscoelásticas (músculos, tendones y fascias) que están siendo sometidas a estiramiento. Este hecho nos conduce a pensar en que, en estos casos, el *creep* también podría estar provocando una desensibilización de otros receptores, como los husos neuromusculares y órganos tenidosos de Golgi, y no exclusivamente de los mecanorreceptores ligamentosos.

En el caso de las mujeres embarazadas podríamos equiparar el efecto que tiene la relaxina sobre los ligamentos a la inducción de *creep* por flexión sostenida o repetida, ya que en ambos casos el resultado es el incremento en la laxitud ligamentosa. Este hecho nos conduce a hipotetizar sobre una posible desensibilización de los receptores presentes en los tejidos viscoelásticos (mecanorreceptores, husos neuromusculares y órganos tendinosos de Golgi) como consecuencia del efecto hormonal sobre las

fibras de colágeno, junto al aumento progresivo de carga al que están sometidas las estructuras raquídeas posteriores durante el período del embarazo.

En lo que respecta a la similitud entre el *creep* inducido y el efecto de la relaxina sobre la laxitud de los ligamentos, conviene mencionar que si bien en el caso del *creep* inducido, el aumento de laxitud es comprobado mediante la observación de un aumento en la flexión máxima lumbar (Sánchez-Zuriaga y cols., 2010), en nuestro caso no se observó tal incremento. El hecho de no haber observado un aumento en el rango de flexión lumbar en el grupo de mujeres embarazadas podría ser debido a la restricción al movimiento que supone la masa abdominal y/o un posible mecanismo protector mediante el cual las mujeres estarían limitando la flexión lumbar para proteger las estructuras raquídeas, tal y como ha sido comentado con anterioridad. Algunos autores han observado el efecto de los cambios hormonales durante el embarazo sobre la laxitud ligamentosa. Por ejemplo, Vollestad y cols. (Vollestad y cols., 2012) observaron una correlación entre los niveles sanguíneos de relaxina y un aumento en la puntuación de la prueba de elevación activa con la pierna extendida (*active straight leg raising*) en mujeres embarazadas.

Por otro lado, son varios los autores que coinciden en que la desensibilización de los mecanorreceptores como consecuencia del *creep* y el aumento de laxitud expone a la región lumbar a una mayor inestabilidad, haciéndola más vulnerable a posibles lesiones (Solomonow y cols., 1999). Siguiendo esta línea argumental, los resultados de algunas investigaciones también han mostrado un retraso en el inicio del silencio mioeléctrico del erector en pacientes con dolor lumbar crónico (Kim y cols., 2013) y en pacientes con dolor lumbar crónico en los períodos de remisión del dolor (Sánchez-Zuriaga y cols., 2015). En general, este tipo de estudios destacan el impacto negativo de la reducción de la rigidez de la columna vertebral como consecuencia de la mayor distensibilidad ligamentaria, al verse alterada la respuesta neuromuscular.

En base a lo argumentado en los párrafos anteriores el retraso del silencio mioeléctrico observado en las mujeres embarazadas podría ser debido a una combinación de dos factores: 1) el incremento de masa en la región abdominal, responsable del aumento del momento flexor, y 2) el aumento de distensibilidad que estaría efectuando la relaxina sobre los ligamentos. El acortamiento del silencio mioeléctrico observado en nuestra investigación implica que la musculatura erectora permanece activa durante más tiempo. Este hecho sugiere que la musculatura estaría incrementando su actividad para proteger a un sistema ligamentario posterior con unas propiedades viscoelásticas alteradas debido al efecto hormonal, y sometido además a una mayor tensión por el incremento de masa abdominal. La coexistencia de ambos factores durante el embarazo y sus ya comentadas implicaciones sobre el patrón muscular del erector espinal podrían tener una relación directa con el origen del dolor lumbar asociado al embarazo, especialmente en aquellos casos en los que se realizan actividades posturales de flexión completa de tronco.

Otro de los resultados significativos de nuestro estudio fue el incremento en la ratio de flexión-extensión observado en el grupo de mujeres embarazadas respecto al grupo control. Algunos autores han evidenciado un aumento de dicha ratio en pacientes con dolor lumbar crónico, incluso en los períodos libres de dolor (Sihvonen y cols., 1991; Sánchez-Zuriaga y cols., 2015) respecto a las personas sanas. Puesto que la relajación del erector espinal en condiciones normales se produce en torno al 75-85% de la flexión máxima de tronco, el retraso en el inicio del silencio mioeléctrico provocaría el mantenimiento de la activación del músculo erector espinal durante un mayor porcentaje del tiempo de flexión. Esto, junto con la mayor actividad EMG durante la fase excéntrica observada en el grupo de mujeres embarazadas, justificaría el aumento de esta ratio.

### **5.3.3 Variables de activación muscular del bíceps femoral**

En lo que respecta a las variables de activación muscular del bíceps femoral, los resultados mostraron un aumento en la actividad EMG durante la flexión máxima de cadera en el grupo de mujeres embarazadas en



comparación con los grupos postparto y control. Sin embargo, no se observaron diferencias estadísticamente significativas en la actividad EMG durante el silencio mioeléctrico. Hay que tener en cuenta que los resultados del test  $\chi^2$  mostraron una frecuencia de aparición del silencio mioeléctrico del bíceps femoral distinta en cada uno de los tres grupos de estudio, siendo mayor en las mujeres nulíparas, seguido por las mujeres postparto. En este sentido, el incremento de actividad EMG del bíceps femoral observado en el grupo de mujeres embarazadas durante el rango máximo de flexión de cadera podría estar justificado por el hecho de que en este grupo hubo una menor frecuencia de aparición del silencio mioeléctrico. Esta menor frecuencia implica un mayor número de mujeres en las que el músculo no se relaja durante la flexión máxima, con lo cual su actividad es mayor.

Hasta el momento no tenemos constancia de la existencia de ningún estudio que analice el patrón de activación del bíceps femoral durante el embarazo. La evidencia sobre el comportamiento muscular del bíceps femoral se centra fundamentalmente en población sana y en pacientes con dolor lumbar. En este sentido, Kim y Yoo ([Kim & Yoo, 2013](#)) llevaron a cabo un estudio en el que analizaron el patrón de activación del bíceps femoral durante el movimiento de flexoextensión de tronco en un grupo de pacientes con dolor lumbar. Los resultados de su investigación mostraron un incremento de la actividad EMG durante la fase de máxima flexión en comparación con el grupo control formado por personas sanas. Este hallazgo observado en pacientes con dolor lumbar está en consonancia con el incremento observado en el presente estudio en el grupo de mujeres embarazadas.

En el caso del embarazo, el aumento de actividad muscular durante la flexión máxima podría estar relacionado con las alteraciones biomecánicas y hormonales asociadas al mismo. La musculatura isquiotibial desempeña un papel importante en la estabilización de la articulación sacroilíaca, dada la conexión anatómica existente entre el tendón del bíceps femoral y las fibras superficiales del ligamento sacrotuberoso ([van Wingerden y cols., 1993](#); [Vleeming y cols., 1989](#)). Durante la flexión anterior del tronco, el

movimiento de anteversión pélvica genera un incremento de tensión en el bíceps femoral, causando a su vez un aumento de tensión en el ligamento sacrotuberoso (Vleeming y cols., 1996). Este aumento estimularía los mecanorreceptores ligamentosos, produciendo la activación excéntrica de la musculatura isquiotibial (Vleeming y cols., 1996; O'Sullivan y cols., 2006b). Cabe pensar que, en las mujeres embarazadas, ante una mayor laxitud ligamentosa por el efecto de la relaxina y al aumento de la masa abdominal, el bíceps femoral estaría incrementando su actividad EMG al final de la flexión para aportar un extra de estabilidad a la región lumbopélvica.

Por otro lado, los resultados mostraron además un porcentaje de flexión lumbar al inicio del silencio mioeléctrico del bíceps femoral significativamente mayor en el grupo control respecto al grupo de mujeres embarazadas. Dicha diferencia no fue observada en cambio entre el grupo control y el grupo postparto, ni se reprodujo al final del silencio mioeléctrico. Tampoco se observaron diferencias significativas en los porcentajes de flexión pélvica ni al inicio ni al final del silencio. Es decir, se trata de un resultado aislado difícilmente explicable. Como se ha comentado anteriormente, un gran porcentaje de mujeres embarazadas no presentaron silencio mioeléctrico en el bíceps femoral, mientras que la gran mayoría de las participantes nulíparas sí lo presentaron. Esto provoca un desequilibrio en el tamaño muestral de los grupos, que unido al gran número de comparaciones llevadas a cabo podría hacer pensar que este resultado aislado sea debido al azar estadístico.

## **5.4 POSTURAS DE LA LACTANCIA MATERNA**

### **5.4.1 Variables de la posición lumbopélvica**

Atendiendo a las posturas de la lactancia materna, los resultados mostraron que, de todas ellas, únicamente la posición tradicional mostró una curvatura lumbar equiparable a la obtenida en bipedestación. Dicha curvatura no difirió entre la postura tradicional con el pie apoyado sobre un escalón y la misma postura con los dos pies apoyados en el suelo. En las posiciones decúbito lateral y de cuna cruzada (tanto con el pie apoyado

sobre un escalón, como sin él), sí que se observó, en cambio, una mayor flexión lumbar respecto a la bipedestación.

En lo que respecta a la pelvis, los resultados mostraron una rotación anterior en las posiciones de decúbito lateral y bipedestación (siendo significativamente mayor en esta última), mientras que en las posturas sedentes la pelvis se hallaba en rotación posterior. No hubo diferencias significativas en la posición pélvica entre las diferentes posturas sedentes.

Pese a los numerosos trabajos publicados en relación a la postura sedente, y su posible implicación con la génesis del dolor lumbar, no hemos encontrado hasta la fecha ninguna publicación que analice las posturas más comunes de la lactancia materna. Como se ha comentado en la introducción, la sedestación produce una rotación posterior de la pelvis respecto a la bipedestación (Andersson y cols., 1979; Dolan y cols., 1988; Yasukouchi & Isayama, 1995; Lord y cols., 1997; Harrison y cols., 1999; Nairn y cols., 2013). Esta rotación posterior pélvica observada en la sedestación concuerda con los resultados obtenidos en el presente estudio en todas las posturas sedentes analizadas.

En lo que respecta a la curvatura lumbar, algunos autores han observado una mayor flexión lumbar tanto en sedestación (Keegan, 1953; Frey & Tecklin, 1986; Dolan y cols., 1988; Claus y cols., 2009), como en decúbito lateral (Keegan, 1953) respecto a la bipedestación. Keegan (Keegan, 1953) llevó a cabo un estudio radiográfico en el que analizó la curvatura del raquis lumbar en una gran variedad de posturas, entre ellas el decúbito lateral con los miembros inferiores formando diferentes angulaciones respecto al tronco. El autor observó que cuanto más flexionadas estaban las caderas, mayor era la flexión del raquis lumbar, de modo que cuando el ángulo formado entre el tronco y los muslos era de 135° se producía un aplanamiento de la lordosis, sin llegar a invertirse la curvatura, pero cuando se trataba de un ángulo de 90° el resultado era una cifosis lumbar. Esta observación coincide con los resultados obtenidos en este estudio en la posición de decúbito lateral. En nuestro caso, las mujeres estaban posicionadas con los miembros inferiores en semiflexión, formando

un ángulo entre el tronco y los muslos de unos 135° mientras amamantaban al niño, manteniéndolo próximo con sus brazos. El hecho de estar dando el pecho en decúbito lateral aumentó la flexión del raquis lumbar, pero sin llegar a rectificar por completo la lordosis lumbar.

En lo que respecta a las posturas sedentes, como ya se ha comentado al inicio de este apartado, la mayor flexión lumbar respecto a la bipedestación únicamente se observó en la posición de cuna cruzada, mientras que en la posición tradicional la curvatura lumbar no difirió de la obtenida en la posición de bipedestación. En la literatura, los estudios realizados hasta el momento han analizado la sedestación en una gran variedad de formas: sedestación erecta y relajada (Dolan y cols., 1988; Keegan, 1953), en presencia o no de respaldo (Keegan, 1953; Andersson y cols., 1979; Frey & Tecklin, 1986; Dolan y cols., 1988; Lord y cols., 1997; Claus y cols., 2009) o con diferentes inclinaciones del mismo (Keegan, 1953; Andersson y cols., 1979; Dolan y cols., 1988). Pese a esta gran heterogeneidad, en general los autores coinciden en que en sedestación se produce una flexión de la columna lumbar, hecho que contrasta con los resultados obtenidos en la posición tradicional en el presente estudio. Tal diferencia podría ser debida a cuestiones metodológicas relacionadas con los distintos sistemas de medición empleados, variaciones en el tipo de sedestación y/o a la propia adaptación individual de la postura de las madres para amamantar al niño. Dolan y cols. (Dolan y cols., 1988) analizaron la curvatura lumbar mediante un inclinómetro en distintas posturas bípedas y sedentes, sin embargo no incluyeron la posición de sedestación erecta en una silla convencional con respaldo. Únicamente analizaron la sedestación en silla sin la presencia de respaldo, y la sedestación en un sillón bajo con el respaldo inclinado, lo que dificulta la comparación de resultados. Lo mismo sucede en los estudios de Lord y cols. (Lord y cols., 1997), y de Claus y cols. (Claus y cols., 2009), quienes analizan la posición de sedestación sobre un taburete.

Por otra parte, en los estudios que emplean sillas con respaldo existen diferencias metodológicas considerables respecto al nuestro. Por ejemplo, Frey y cols. (Frey & Tecklin, 1986) utilizaron una silla convencional con respaldo, sin embargo durante el registro los participantes se situaron con

el tronco inclinado hacia delante, mientras realizaban una tarea sobre un escritorio. En el presente estudio en cambio, la postura que adoptaron las mujeres en la posición tradicional fue completamente diferente, ya que fueron instruidas para sentarse con la espalda recta, apoyada en el respaldo mientras daban el pecho al niño. También Keegan ([Keegan, 1953](#)) utilizó una silla con respaldo en su estudio, sin embargo el reducido tamaño muestral empleado (únicamente 4 participantes), así como posibles diferencias en la instrucción a los participantes sobre cómo debían de sentarse entre su estudio y éste, podría justificar, en parte, la disparidad observada en cada caso en la curvatura lumbar.

Conviene recalcar que en la postura de cuna cruzada sí que se observó una mayor flexión en la curvatura lumbar respecto a la posición de bipedestación y a la postura tradicional de lactancia. Este hecho podría ser debido a la diferente posición corporal, tanto materna como del niño, que implica la posición tradicional frente a la posición de cuna cruzada. En la posición tradicional la madre sostiene al niño con su antebrazo, pero el peso recae sobre el vientre de la madre, mientras que en la posición de cuna cruzada, el cuerpo y extremidades del niño se encuentran entre el lateral del tronco y el antebrazo de la madre, siendo sobre éste donde recae principalmente el peso. Teniendo en cuenta tales diferencias en el modo de cargar al niño, probablemente las madres estén flexionando más su columna lumbar en la posición de cuna cruzada para proporcionar mayor espacio entre su tronco y el respaldo de la silla en el que situar el cuerpo y extremidades del niño, al mismo tiempo que supone una postura más cómoda para la madre para el soporte del peso.

Por otra parte, el uso de un escalón para el apoyo de uno de los pies es una recomendación muy extendida en los manuales de ergonomía en actividades que implican posiciones bípedas y sedentes prolongadas ([Whistance y cols., 1995](#); [Stinson y cols., 2003](#); [Malinska y cols., 2012](#)). Esta recomendación está basada en el hecho, ya contrastado por otros autores, de que la retroversión de la pelvis disminuye la lordosis lumbar ([Day y cols., 1984](#); [Dolan y cols., 1988](#); [Yasukouchi & Isayama, 1995](#); [Lord y cols., 1997](#); [Harrison y cols., 1999](#); [Nairn y cols., 2013](#)). En base a esta

argumentación algunos autores sostienen que el apoyo de un pie sobre un escalón evita el exceso de lordosis lumbar y disminuye el estrés sobre los discos intervertebrales (White & Panjabi, 1978), sin embargo los estudios a este respecto son escasos. Whistance y cols. (Whistance y cols., 1995), siguiendo esta línea de investigación llevaron a cabo un estudio en el que analizaron distintas posturas bípedas adoptadas con frecuencia por algunos trabajadores, entre ellas la bipedestación con el apoyo de un pie sobre un escalón. Los autores observaron una mayor rotación posterior de la pelvis en aquellas posturas en las que el pie se encontraba apoyado sobre el escalón. Sin embargo, en lo que respecta a la posición de sedestación, no hemos encontrado hasta el momento ningún estudio que evalúe la relación entre el apoyo de un pie sobre un escalón y la curvatura lumbar. Bajo nuestro conocimiento, este es el primer estudio que, además del análisis de las distintas posturas de la lactancia materna, ha investigado el efecto que tiene sobre la curvatura lumbar mantener un pie más elevado respecto al otro en sedestación. En la presente investigación los resultados obtenidos no mostraron diferencias en ninguna de las dos posiciones sedentes de la lactancia (tradicional y cuna cruzada) entre mantener los dos pies apoyados en el suelo, o el apoyo de uno de ellos sobre un escalón.

Algunos autores han analizado la influencia de la flexión de las caderas y de las rodillas sobre la curvatura lumbar. Concretamente Bridger y cols. (Bridger & Orkin, 1992) llevaron a cabo un estudio en el que analizaron varias posturas sedentes con diferentes angulaciones en las articulaciones de las caderas y rodillas. Los autores observaron que la curvatura lumbar sufre mayores variaciones en función de la posición de las caderas que de las rodillas, aunque la posición de éstas últimas también tiene una clara influencia sobre la curvatura raquídea, al aumentar o disminuir la tensión de la musculatura isquiotibial, generando de este modo una mayor o menor retroversión pélvica. En el citado estudio, en todas las posturas analizadas las dos extremidades inferiores se situaron de forma simétrica, con las dos caderas y rodillas formando el mismo ángulo. Esta colocación difiere de las posiciones con escalón de este estudio, en las que únicamente un pie estaba apoyado sobre un escalón, generando diferentes angulaciones en las

articulaciones de la cadera y rodilla entre ambas piernas. En nuestro caso, se utilizó una silla convencional para los registros, con lo que todas las mujeres estaban situadas con una flexión de caderas de unos 90°. En esta posición, el hecho de situar un pie sobre un escalón genera una mayor flexión de cadera respecto a la pierna contralateral. Esta asimetría podría explicar las diferencias observadas entre nuestros resultados y los del estudio de Bridger y cols.

Otros autores han observado que en la posición de bipedestación el uso de un escalón para el apoyo de un pie genera una mayor inclinación posterior de la pelvis respecto al apoyo de los dos pies sobre el suelo (Dolan y cols., 1988; Whistance y cols., 1995), sin embargo en nuestro caso no observamos que en la posición de sedestación el escalón influya ni en la posición de la pelvis, ni en la posición de la columna lumbar. Por un lado conviene señalar que en el estudio de Whistance y cols. (Whistance y cols., 1995) los autores no indican cuál fue la altura del escalón empleado, mientras que Dolan y cols. (Dolan y cols., 1988) utilizaron un escalón de 20 cm de altura frente a los 14 cm que presentaba el de este estudio. Estos hechos, junto con las diferencias en las posturas analizadas entre los estudios citados y el nuestro hacen que sea difícil establecer las comparaciones oportunas. Por otra parte, también hay que tener en cuenta que en sedestación la pelvis ya se encuentra en retroversión, por lo que es posible que el incremento de flexión de cadera que supone el apoyo de un pie sobre un escalón sea insuficiente para que se produzca un incremento significativo en la retroversión pélvica. Esto podría ser debido a que la altura del escalón empleado (14 cm) no fuese suficiente para generar un incremento de tensión apreciable en la musculatura isquiotibial del lado de apoyo y producir variaciones en las curvaturas lumbopélvicas. Otra posible explicación podría que ser que efectivamente la mayor flexión de cadera esté generando un aumento de tensión en la musculatura isquiotibial de ese lado que esté siendo compensado por una mayor flexión de rodilla, ya que en la realización del estudio a las mujeres se les indicó que apoyasen el pie sobre el escalón, pero tuvieron libertad a la hora de colocarlo más o menos adelantado sobre el mismo.

### 5.4.2 Variables de activación muscular

En referencia a la activación muscular del erector espinal, los resultados no mostraron diferencias significativas entre las distintas posturas de la lactancia materna y la bipedestación, excepto en el caso del erector espinal derecho en la posición de decúbito lateral. Al igual que en las variables cinemáticas, tampoco en este caso hemos encontrado ningún estudio que analice la actividad muscular durante las posturas de la lactancia materna.

Como se ha comentado en la introducción, algunos estudios han analizado las diferencias a nivel de activación muscular entre la sedestación erecta y la sedestación relajada (Floyd & Silver, 1952; Andersson y cols., 1975; Dolan y cols., 1988; O'Sullivan y cols., 2002; O'Sullivan y cols., 2006a). En lo que respecta a la sedestación erecta, algunos autores han observado que en ausencia de respaldo, la actividad EMG del erector espinal es mayor respecto a la actividad registrada en bipedestación (Kippers & Parker, 1985; Dolan y cols., 1988), mientras que el uso de respaldo disminuye la actividad muscular (Andersson y cols., 1975; Dolan y cols., 1988; Bennet y cols., 1989).

En este estudio, por el contrario, la actividad muscular del erector en sedestación erecta con respaldo fue similar a la obtenida en bipedestación. Esta diferencia respecto a los resultados obtenidos en los estudios previos mencionados, podría ser debida a que en nuestra investigación las madres estaban sosteniendo al niño en brazos, lo que implica una carga adicional anterior al tronco que podría estar aumentando la demanda de la musculatura erectora del tronco para hacer frente al mayor momento flexor. Asimismo hay que tener en cuenta que el amamantamiento en cada postura de la lactancia no es una posición estática sino que requiere de una interacción constante de la madre con el niño. A pesar de que las participantes mantuvieron en todo momento la espalda apoyada sobre el respaldo, dicha interacción entre la madre y el niño podría estar implicando continuos ajustes posturales por parte de las participantes que provocaran un aumento de la actividad.



Hay que tener en cuenta que cada participante mantuvo las distintas posturas de la lactancia amamantando a su propio hijo, lo que supone que el peso del niño fue diferente en cada caso. Esta circunstancia supone una fuente de variabilidad entre las participantes, tanto en las variables de posición como en las variables de EMG.

En lo que respecta a las diferencias en la activación del erector espinal derecho e izquierdo, se observó una mayor actividad en el lado izquierdo en todas las posturas de la lactancia. En las posturas sedentes este hecho podría ser debido a que las mujeres sostenían al niño con su brazo derecho, por lo que probablemente el erector espinal izquierdo esté aumentando su actividad para compensar el desequilibrio lateral que la carga del niño supone para el tronco.

En la posición de decúbito lateral se observó una menor activación en el erector espinal derecho respecto al resto de posiciones que no fue observada en el lado izquierdo. La menor activación observada en el lado derecho podría ser debida a que las mujeres se colocaron en decúbito lateral apoyadas sobre su hemicuerpo derecho, con lo que la propia posición podría estar permitiendo una mayor relajación en el lado de apoyo. También hay que tener en cuenta que en esta postura las mujeres aproximaban al niño y mantenían su cabeza junto al pecho con su brazo izquierdo. Este hecho podría estar aumentando la demanda muscular del erector izquierdo respecto al derecho.

Por último, en cuanto al bíceps femoral, no se observaron diferencias en su activación entre las distintas posturas de la lactancia materna y la bipedestación. No tenemos constancia hasta el momento de la existencia de ningún estudio que analice la actividad EMG del bíceps femoral en posiciones sedentes. En el presente estudio, los resultados mostraron porcentajes de activación menores al 1% en todas las posturas de la lactancia materna, y un porcentaje ligeramente superior en la posición de bipedestación. En las todas las posturas de la lactancia materna las mujeres mantuvieron sus miembros inferiores en una posición relajada. Concretamente en las posturas sedentes los dos pies estaban apoyados (o

en el suelo o uno de ellos sobre un escalón), mientras que en la posición de decúbito lateral ambas extremidades inferiores reposaban sobre la camilla. Se trata por lo tanto de posiciones en las que ante la ausencia de cargas, el bíceps femoral apenas presenta actividad. Por otro lado, algunos autores señalan que en la posición de bipedestación el bíceps femoral muestra una intensidad leve de activación (Paquet y cols., 1994; Bogduk, 2005). Este hecho coincide con el pequeño porcentaje de activación observado también en este estudio, y que no llegó a mostrar diferencias significativas con la actividad en las posturas de la lactancia materna.

Ante los resultados obtenidos sobre la postura de la lactancia materna, resulta difícil ofrecer la recomendación de una postura sobre otra. En lo que respecta a los resultados obtenidos en la posición de la región lumbopélvica, únicamente en las posiciones de decúbito lateral y de cuna cruzada (con y sin escalón) se observó una mayor flexión lumbar que sin embargo no llegó a revertir la curvatura lordótica. Por otro lado, los resultados de activación muscular mostraron una menor actividad EMG en el erector espinal derecho en la posición de decúbito lateral. Esta reducción en la actividad muscular en esta postura podría estar relacionada con el menor nivel de fatiga observado por otros autores en decúbito lateral respecto a posturas sedentes de la lactancia materna (Milligan y cols., 1996). En este sentido, esta postura podría ser más recomendable. No obstante conviene considerar estos resultados con prudencia, puesto que las magnitudes de las diferencias observadas entre posiciones son pequeñas.

## **Conclusiones**

---



## 6. CONCLUSIONES

1. Las mujeres embarazadas en el tercer trimestre de gestación no muestran alteraciones estadísticamente significativas en la posición del raquis lumbar y de la cadera respecto a las mujeres nulíparas y respecto al postparto durante la bipedestación.
2. Las mujeres embarazadas en el tercer trimestre de gestación muestran un incremento significativo de la actividad EMG del erector espinal y del bíceps femoral respecto a las mujeres nulíparas y respecto al postparto durante la bipedestación. Estos resultados indican que la musculatura extensora del tronco muestra, en posiciones estáticas, respuestas adaptativas ante el aumento de la carga anterior.
3. Las mujeres embarazadas en el tercer trimestre de gestación muestran una disminución significativa del rango máximo de flexión lumbar respecto a las mujeres nulíparas y al postparto.
4. Las mujeres embarazadas en el tercer trimestre de gestación muestran un menor porcentaje de flexión lumbar durante la flexión del tronco y una disminución del tiempo en el que se mantienen valores máximos de flexión lumbar. Estos resultados indican que los patrones de movimiento lumbopélvico también muestran adaptaciones ante los cambios biomecánicos relacionados con el embarazo.
5. Las mujeres embarazadas en el tercer trimestre de gestación muestran un aumento en la activación del erector espinal durante la fase de flexión y un acortamiento del silencio mioeléctrico, lo cual indica que durante el embarazo este músculo desarrolla respuestas adaptativas también en la dinámica.
6. Las mujeres embarazadas en el tercer trimestre de gestación muestran un aumento en la activación del bíceps femoral durante la flexión máxima de cadera, y una menor frecuencia de aparición del

silencio mioeléctrico respecto a las mujeres nulíparas y al postparto. Por tanto, la musculatura extensora de la cadera también muestra adaptaciones en la dinámica.

7. En las posiciones de lactancia, únicamente las posiciones de decúbito lateral y de cuna cruzada (con y sin escalón) muestran una mayor flexión lumbar que sin embargo no llegó a revertir la curvatura lordótica. Esto indica que no hay diferencias importantes en la posición de la región lumbopélvica entre las diferentes posturas de la lactancia materna y la bipedestación.
8. Los resultados de posición lumbopélvica y activación muscular en las posturas de lactancia materna no muestran diferencias en ninguna de las posiciones sedentes (tradicional y cuna cruzada) entre mantener los dos pies apoyados en el suelo, o el apoyo de uno de ellos sobre un escalón.
9. Los resultados de activación muscular en las posiciones de lactancia materna muestran una menor actividad EMG en el erector espinal derecho en la posición de decúbito lateral. Por este motivo esta postura podría ser más recomendable que el resto, aunque las magnitudes de las diferencias observadas entre posiciones son pequeñas.

## **Referencias bibliográficas**

---





- Adams, M., Bogduk, N., Burton, K., & Dolan, P. (2002). Mechanical damage to the lumbar spine. En: *The biomechanics of low back pain*. (pp. 131-157). London: Churchill Livingstone.
- Adams, M. A., Dolan, P., Hutton, W. C., & Porter, R. W. (1990). Diurnal changes in spinal mechanics and their clinical significance. *The Journal of Bone and Joint Surgery, British Volume*, 72(2), 266-270.
- Adams, M. A., Hutton, W. C., & Stott, J. R. (1980). The resistance to flexion of the lumbar intervertebral joint. *Spine*, 5(3), 245-253.
- Adams, M. A., Mannion, A. F., & Dolan, P. (1999). Personal risk factors for first-time low back pain. *Spine*, 24(23), 2497-2505.
- Ahern, D. K., Follick, M. J., Council, J. R., Laser-Wolston, N., & Litchman, H. (1988). Comparison of lumbar paravertebral EMG patterns in chronic low back pain patients and non-patient controls. *Pain*, 34(2), 153-160.
- Ahern, D. K., Follick, M. J., Council, J. R., & Laser-Wolston, N. (1986). Reliability of lumbar paravertebral EMG assessment in chronic low back pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 67(10), 762-765.
- Albert, H., Godskesen, M., & Westergaard, J. (2001). Prognosis in four syndromes of pregnancy-related pelvic pain. *Acta Obstetrica et Gynecologica Scandinavica*, 80(6), 505-510.

- Andersson, B. J., Jonsson, B., & Ortengren, R. (1974). Myoelectric activity in individual lumbar erector spinae muscles in sitting. A study with surface and wire electrodes. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine. Supplement*, 3, 91-108.
- Andersson, B. J., Ortengren, R., Nachemson, A. L., Elfstrom, G., & Broman, H. (1975). The sitting posture: an electromyographic and discometric study. *The Orthopedic Clinics of North America*, 6(1), 105-120.
- Andersson, E. A., Oddsson, L. I., Grundstrom, H., Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1996). EMG activities of the quadratus lumborum and erector spinae muscles during flexion-relaxation and other motor tasks. *Clinical Biomechanics*, 11(7), 392-400.
- Andersson, G. B., Murphy, R. W., Ortengren, R., & Nachemson, A. L. (1979). The influence of backrest inclination and lumbar support on lumbar lordosis. *Spine*, 4(1), 52-58.
- Andersson, G. B., Ortengren, R., & Nachemson, A. (1977). Intradiskal pressure, intra-abdominal pressure and myoelectric back muscle activity related to posture and loading. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 129, 156-164.
- Aspden R. M. (1992). Review of the functional anatomy of the spinal ligaments and the lumbar erector spinae muscles. *Clinical Anatomy*, 5(5), 372-387.

- Barbado, D., Sabido, R., Vera-García, F. J., Gusi, N., & Moreno, F. J. (2012). Effect of increasing difficulty in standing balance tasks with visual feedback on postural sway and EMG: complexity and performance. *Human Movement Science, 31*(5), 1224-1237.
- Barker, P. J., & Briggs, C. A. (1999). Attachments of the posterior layer of lumbar fascia. *Spine, 24*(17), 1757-1764.
- Bastiaanssen, J. M., de Bie, R. A., Bastiaenen, C. H., Essed, G. G., & van den Brandt, P. A. (2005). A historical perspective on pregnancy-related low back and/or pelvic girdle pain. *European Journal of Obstetrics, Gynecology and Reproductive Biology, 120*(1), 3-14.
- Bell, R. J., Eddie, L. W., Lester, A. R., Wood, E. C., Johnston, P. D., & Niall, H. D. (1987). Relaxin in human pregnancy serum measured with an homologous radioimmunoassay. *Obstetrics and Gynecology, 69*(4), 585-589.
- Bennett, D. L., Gillis, D. K., Portney, L. G., Romanow, M., & Sanchez, A. S. (1989). Comparison of integrated electromyographic activity and lumbar curvature during standing and during sitting in three chairs. *Physical Therapy, 69*(11), 902-913.
- Betsch, M., Wehrle, R., Dor, L., Rapp, W., Jungbluth, P., Hakimi, M., Wild, M. (2014). Spinal posture and pelvic position during pregnancy: a prospective rasterstereographic pilot study. *European Spine Journal, 24*(6):1282-1388.

- Biering-Sorensen, F. (1984). Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine*, 9(2), 106-119.
- Bogduk N. (2005). *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum* (4<sup>a</sup> ed.). United Kingdom: Elsevier.
- Bogduk, N. (1980). A reappraisal of the anatomy of the human lumbar erector spinae. *Journal of Anatomy*, 131(3), 525-540.
- Bogduk, N., & Macintosh, J. E. (1984). The applied anatomy of the thoracolumbar fascia. *Spine*, 9(2), 164-170.
- Borg-Stein, J., Dugan, S. A., & Gruber, J. (2005). Musculoskeletal aspects of pregnancy. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 84(3), 180-192.
- Bridger, R. S., & Orkin, D., Henneberg, M. (1992). 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*, 9(3), 235-244.
- Bullock, J. E., Jull, G. A., & Bullock, M. I. (1987). The relationship of low back pain to postural changes during pregnancy. *Australian Journal of Physiotherapy*, 33(1), 10-17.
- Cailliet, R. (1992). Biomechanics of the spine. *Physical Medicine & Rehabilitation Clinics of North America*, 3(1), 1-28.

- Callaghan, J. P., & Dunk, N. M. (2002). Examination of the flexion relaxation phenomenon in erector spinae muscles during short duration slumped sitting. *Clinical Biomechanics*, 17(5), 353-360.
- Carlsoo, S. (1961). The static muscle load in different work positions: An electromyographic study. *Ergonomics*, 4(3), 193-211.
- Champagne, A., Descarreaux, M., & Lafond, D. (2008). Back and hip extensor muscles fatigue in healthy subjects: Task-dependency effect of two variants of the sorensen test. *European Spine Journal*, 17(12), 1721-1726.
- Chapman, J., Macey, M., Keegan, M., Bornm, P., & Bennett, S. (1985). Concerns of breast-feeding mothers from birth to four months. *Nursing Research*, 34, 374-377.
- Cholewicki, J., & McGill, S. M. (1996). Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: Implications for injury and chronic low back pain. *Clinical Biomechanics*, 11(1), 1-15.
- Claude, L. N., Solomonow, M., Zhou, B. H., Baratta, R. V., & Zhu, M. P. (2003). Neuromuscular dysfunction elicited by cyclic lumbar flexion. *Muscle & Nerve*, 27(3), 348-358.
- Claus, A. P., Hides, J. A., Moseley, G. L., & Hodges, P. W. (2009). Is 'ideal' sitting posture real? Measurement of spinal curves in four sitting postures. *Manual Therapy*, 14(4), 404-408.

Cohen J. (1998). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2<sup>a</sup> ed.). New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates.

Colloca, C. J., & Hinrichs, R. N. (2005). The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: A review of literature. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 28(8), 623-631.

Comité de Lactancia Materna de la Asociación Española de Pediatría (2012). <http://www.aeped.es/sites/default/files/201202-recomendaciones-lactancia-materna.pdf> (fecha de consulta: 2 de Octubre de 2015).

Crisco, J. J., Panjabi, M. M., Yamamoto, I., & Oxland, T. R. (1992). Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. part II: Experiment. *Clinical Biomechanics*, 7(1), 27-32.

Dankaerts, W., O'Sullivan, P., Burnett, A., & Straker, L. (2006). Altered patterns of superficial trunk muscle activation during sitting in nonspecific chronic low back pain patients: Importance of subclassification. *Spine*, 31(17), 2017-2023.

Dankaerts, W., O'Sullivan, P. B., Burnett, A. F., Straker, L. M., & Danneels, L. A. (2004). Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(3), 333-342.

- Day, J. W., Smidt, G. L., & Lehmann, T. (1984). Effect of pelvic tilt on standing posture. *Physical Therapy, 64*(4), 510-516.
- De Ridder, E. M., Van Oosterwijck, J. O., Vleeming, A., Vanderstraeten, G. G., & Danneels, L. A. (2013). Posterior muscle chain activity during various extension exercises: An observational study. *BMC Musculoskeletal Disorders, 14*, 204.
- Descarreaux, M., Lafond, D., & Cantin, V. (2010). Changes in the flexion-relaxation response induced by hip extensor and erector spinae muscle fatigue. *BMC Musculoskeletal Disorders, 11*, 112.
- Descarreaux, M., Lafond, D., Jeffrey-Gauthier, R., Centomo, H., & Cantin, V. (2008). Changes in the flexion relaxation response induced by lumbar muscle fatigue. *BMC Musculoskeletal Disorders, 9*, 10.
- Dolan, P., Adams, M. A., & Hutton, W. C. (1988). Commonly adopted postures and their effect on the lumbar spine. *Spine, 13*(2), 197-201.
- Dolan, P., & Adams, M. A. (1993a). Influence of lumbar and hip mobility on the bending stresses acting on the lumbar spine. *Clinical Biomechanics, 8*(4), 185-192.
- Dolan, P., & Adams, M. A. (1993b). The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the erector spinae muscles during bending and lifting activities. *Journal of Biomechanics, 26*(4-5), 513-522.

Dolan, P., Mannion, A. F., & Adams, M. A. (1994). Passive tissues help the back muscles to generate extensor moments during lifting. *Journal of Biomechanics*, 27(8), 1077-1085.

Dumas G., Adams M., Dolan P. (1998). Pregnancy-related changes in hip and trunkflexibility: A pilot study. Proceedings of the Third North American Congress on Biomechanics. Waterloo, Ontario, Canada.

Dumas, G. A., Leger, A., Plamondon, A., Charpentier, K. M., Pinti, A., & McGrath, M. (2010). Fatigability of back extensor muscles and low back pain during pregnancy. *Clinical Biomechanics*, 25(1), 1-5.

Esola, M. A., McClure, P. W., Fitzgerald, G. K., & Siegler, S. (1996). Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain. *Spine*, 21(1), 71-78.

Fast, A., Weiss, L., Ducommun, E. J., Medina, E., & Butler, J. G. (1990). Low-back pain in pregnancy. abdominal muscles, sit-up performance, and back pain. *Spine*, 15(1), 28-30.

Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A. G., & Buchner, A. (2007). G\*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*, 39(2), 175-191.

Floyd, W. F., & Silver, P. H. (1951). Function of erectores spinae in flexion of the trunk. *Lancet*, 1(6647), 133-134.

Floyd, W. F., & Silver, P. H. (1952). Patterns of muscle activity in posture and movement. *Physiotherapy*, 38(3), 45-51.



- Floyd, W. F., & Silver, P. H. (1955). The function of the erector spinae muscles in certain movements and postures in man. *The Journal of Physiology*, 129(1), 184-203.
- Franklin, M. E., & Conner-Kerr, T. (1998). An analysis of posture and back pain in the first and third trimesters of pregnancy. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 28(3), 133-138.
- Frey, J. K., & Tecklin, J. S. (1986). Comparison of lumbar curves when sitting on the westnofa balans multi-chair, sitting on a conventional chair, and standing. *Physical Therapy*, 66(9), 1365-1369.
- Fries EC, H. F. (1943). The influence of pregnancy on the location of the center of gravity, postural stability, and body alignment. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 46(3), 374-80.
- Fritz, J. M., Erhard, R. E., & Hagen, B. F. (1998). Segmental instability of the lumbar spine. *Physical Therapy*, 78(8), 889-896.
- Gilleard, W., Crosbie, J., & Smith, R. (2002a). Effect of pregnancy on trunk range of motion when sitting and standing. *Acta Obstetrica et Gynecologica Scandinavica*, 81(11), 1011-1020.
- Gilleard, W., Crosbie, J., & Smith, R. (2002b). Static trunk posture in sitting and standing during pregnancy and early postpartum. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(12), 1739-1744.
- Gleeson, P. B., & Pauls, J. A. (1988). Obstetrical physical therapy. review of the literature. *Physical Therapy*, 68(11), 1699-1702.

- Goel, V. K., Kong, W., Han, J. S., Weinstein, J. N., & Gilbertson, L. G. (1993). A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles. *Spine*, 18(11), 1531-1541.
- Granata, K. P., Rogers, E., & Moorhouse, K. (2005). Effects of static flexion-relaxation on paraspinal reflex behavior. *Clinical Biomechanics*, 20(1), 16-24.
- Gupta, A. (2001). Analyses of myo-electrical silence of erectors spinae. *Journal of Biomechanics*, 34(4), 491-496.
- Gutke, A., Ostgaard, H. C., & Oberg, B. (2008). Association between muscle function and low back pain in relation to pregnancy. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 40(4), 304-311.
- Harrison, D. D., Harrison, S. O., Croft, A. C., Harrison, D. E., & Troyanovich, S. J. (1999). Sitting biomechanics part I: Review of the literature. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 22(9), 594-609.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374.

- Holleran, K., Pope, M., Haugh, L., & Absher, R. (1995). The response of the flexion-relaxation phenomenon in the low back to loading. *The Iowa Orthopaedic Journal*, 15, 24-28.
- Hoogendoorn, W. E., Bongers, P. M., de Vet, H. C., Douwes, M., Koes, B. W., Miedema, M. C., et al. (2000). Flexion and rotation of the trunk and lifting at work are risk factors for low back pain: Results of a prospective cohort study. *Spine*, 25(23), 3087-3092.
- Howarth, S. J., Kingston, D. C., Brown, S. H., & Graham, R. B. (2013). Viscoelastic creep induced by repetitive spine flexion and its relationship to dynamic spine stability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(4), 794-800.
- Howarth, S. J., & Mastragostino, P. (2013). Use of kinetic and kinematic data to evaluate load transfer as a mechanism for flexion relaxation in the lumbar spine. *Journal of Biomechanical Engineering*, 135(10), 101004-101006.
- Hsu, W. L., Krishnamoorthy, V., & Scholz, J. P. (2006). An alternative test of electromyographic normalization in patients. *Muscle & Nerve*, 33(2), 232-241.
- Jensen, R. K., Doucet, S., & Treitz, T. (1996). Changes in segment mass and mass distribution during pregnancy. *Journal of Biomechanics*, 29(2), 251-256.

Kaigle, A. M., Wessberg, P., & Hansson, T. H. (1998). Muscular and kinematic behavior of the lumbar spine during flexion-extension. *Journal of Spinal Disorders*, 11(2), 163-174.

Kankaanpaa, M., Laaksonen, D., Taimela, S., Kokko, S. M., Airaksinen, O., & Hanninen, O. (1998). Age, sex, and body mass index as determinants of back and hip extensor fatigue in the isometric sorensen back endurance test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79(9), 1069-1075.

Kapandji I.A. (2011). *Cuadernos de fisiología articular. tomo III. tronco y raquis* (6<sup>a</sup> ed.) Panamericana.

Keegan, J. J. (1953). Alterations of the lumbar curve related to posture and seating. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 35A(3), 589-603.

Kim, M. H., Yi, C. H., Kwon, O. Y., Cho, S. H., Cynn, H. S., Kim, Y. H. (2013). Comparison of lumbopelvic rhythm and flexion-relaxation response between 2 different low back pain subtypes. *Spine*, 38(15), 1260-1267.

Kim, M. H., & Yoo, W. G. (2013). 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*, 25(5), 535-536.

- Kippers, V., & Parker, A. W. (1984). Posture related to myoelectric silence of erectores spinae during trunk flexion. *Spine*, 9(7), 740-745.
- Kippers, V., & Parker, A. W. (1985). Electromyographic studies of erectores spinae: Symmetrical postures and sagittal trunk motion. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 31(3), 95-105.
- Klausen, K., & Rasmussen, B. (1968). On the location of the line of gravity in relation to L5 in standing. *Acta Physiologica Scandinavica*, 72(1), 45-52.
- Konrad, P. (2005). The ABD of EMG: A practical introduction to kinesiology electromyography. *Noraxon, INC, USA*.
- Kovacs, F. M., Garcia, E., Royuela, A., Gonzalez, L., & Abraira V. (2012). Prevalence and factors associated with low back pain and pelvic girdle pain during pregnancy. A multicenter study conducted in the spanish national health service. *Spine*, 37(17), 1516-33.
- Kristiansson, P., Svardsudd, K., & von Schoultz, B. (1996a). Back pain during pregnancy: A prospective study. *Spine*, 21(6), 702-709.
- Kristiansson, P., Svardsudd, K., & von Schoultz, B. (1996b). Serum relaxin, symphyseal pain, and back pain during pregnancy. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 175(5), 1342-1347.

- Krogsgaard, M. R., Dyhre-Poulsen, P., & Fischer-Rasmussen, T. (2002). Cruciate ligament reflexes. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(3), 177-182.
- Lee, R. Y., & Wong, T. K. (2002). Relationship between the movements of the lumbar spine and hip. *Human Movement Science*, 21(4), 481-494.
- Lehman, G. J. (2002). Clinical considerations in the use of surface electromyography: Three experimental studies. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 25(5), 293-299.
- Lehman, G. J., & McGill, S. M. (1999). The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: A proof of principle. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 22(7), 444-446.
- Lord, M. J., Small, J. M., Dinsay, J. M., & Watkins, R. G. (1997). Lumbar lordosis. effects of sitting and standing. *Spine*, 22(21), 2571-2574.
- MacEvilly, M., & Buggy, D. (1996). Back pain and pregnancy: A review. *Pain*, 64(3), 405-414.
- Macintosh, J. E., & Bogduk, N. (1991). The attachments of the lumbar erector spinae. *Spine*, 16(7), 783-792.
- MacLennan, A. H. (1991). The role of the hormone relaxin in human reproduction and pelvic girdle relaxation. *Scandinavian Journal of Rheumatology. Supplement*, 88, 7-15.

- Malinska, M., Bugajska, J., Kaminska, J., & Jedryka-Goral, A. (2012). Analysis of conditions and organization of work of notebook computer users. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 18(3), 443-449.
- Mannion, A. F., Connolly, B., Wood, K., & Dolan, P. (1997). The use of surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 34(4), 427-439.
- Marras, W. S., & Wongsam, P. E. (1986). Flexibility and velocity of the normal and impaired lumbar spine. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 67(4), 213-217.
- Mayer, J. M., Graves, J. E., Robertson, V. L., Pierra, E. A., Verna, J. L., & Ploutz-Snyder, L. L. (1999). Electromyographic activity of the lumbar extensor muscles: Effect of angle and hand position during roman chair exercise. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(7), 751-755.
- Mayer, T. G., Neblett, R., Brede, E., & Gatchel, R. J. (2009). The quantified lumbar flexion-relaxation phenomenon is a useful measurement of improvement in a functional restoration program. *Spine*, 34(22), 2458-2465.
- McGill, S. M. (1991). Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial trunk torque: Implications for lumbar mechanics. *Journal of*

*Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 9(1), 91-103.

McGill, S. M., & Brown, S. (1992). Creep response of the lumbar spine to prolonged full flexion. *Clinical Biomechanics*, 7(1), 43-46.

McGill, S. M., Grenier, S., Kavcic, N., & Cholewicki, J. (2003). Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 353-359.

McGill, S. M., Hughson, R. L., & Parks, K. (2000). Changes in lumbar lordosis modify the role of the extensor muscles. *Clinical Biomechanics*, 15(10), 777-780.

McGill, S. M., & Kippers, V. (1994). Transfer of loads between lumbar tissues during the flexion-relaxation phenomenon. *Spine*, 19(19), 2190-2196.

McGregor, A. H., McCarthy, I. D., Dore, C. J., & Hughes, S. P. (1997). 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. *European Spine Journal*, 6(5), 308-315.

McNeill, T., Warwick, D., Andersson, G., & Schultz, A. (1980). Trunk strengths in attempted flexion, extension, and lateral bending in healthy subjects and patients with low-back disorders. *Spine*, 5(6), 529-538.



- Mdaba C.:Oyinlola F. (2012). *Breastfeeding practices and its association with musculoskeletal pain*. U.K: Lap Lambert Academic Publishing.
- Milligan, R. A., Flenniken, P. M., & Pugh, L. C. (1996). Positioning intervention to minimize fatigue in breastfeeding women. *Applied Nursing Research*, 9(2), 67-70.
- Miyasaka, K., Ohmori, K., Suzuki, K., & Inoue, H. (2000). Radiographic analysis of lumbar motion in relation to lumbosacral stability. Investigation of moderate and maximum motion. *Spine*, 25(6), 732-737.
- Moore, K., Dumas, G. A., & Reid, J. G. (1990). Postural changes associated with pregnancy and their relationship with low-back pain. *Clinical Biomechanics*, 5(3), 169-174.
- Nachemson, A. (1963). The influence of spinal movements on the lumbar intradiscal pressure and on the tensile stresses in the annulus fibrosus. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 33, 183-207.
- Nachemson, A., & Morris, J. M. (1964). In vivo measurements of intradiscal pressure. discometry, a method for the determination of pressure in the lower lumbar discs. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 46, 1077-1092.
- Nachemson, A. L. (1981). Disc pressure measurements. *Spine*, 6(1), 93-97.
- Nairn, B. C., Chisholm, S. R., & Drake, J. D. (2013). What is slumped sitting? A kinematic and electromyographical evaluation. *Manual Therapy*, 18(6), 498-505.

- Neblett, R., Mayer, T. G., Gatchel, R. J., Keeley, J., Proctor, T., & Anagnostis, C. (2003). Quantifying the lumbar flexion-relaxation phenomenon: Theory, normative data, and clinical applications. *Spine*, 28(13), 1435-1446.
- Noren, L., Ostgaard, S., Nielsen, T. F., & Ostgaard, H. C. (1997). Reduction of sick leave for lumbar back and posterior pelvic pain in pregnancy. *Spine*, 22(18), 2157-2160.
- Nouwen, A., Van Akkerveeken, P. F., & Versloot, J. M. (1987). Patterns of muscular activity during movement in patients with chronic low-back pain. *Spine*, 12(8), 777-782.
- Okanishi, N., Kito, N., Akiyama, M., & Yamamoto, M. (2012). Spinal curvature and characteristics of postural change in pregnant women. *Acta Obstetrica Et Gynecologica Scandinavica*, 91(7), 856-861.
- Olson, M., Solomonow, M., & Li, L. (2006). Flexion-relaxation response to gravity. *Journal of Biomechanics*, 39(14), 2545-2554.
- Ostgaard, H. C., Andersson, G. B., & Karlsson, K. (1991). Prevalence of back pain in pregnancy. *Spine*, 16(5), 549-552.
- Ostgaard, H. C., Andersson, G. B., Schultz, A. B., & Miller, J. A. (1993). Influence of some biomechanical factors on low-back pain in pregnancy. *Spine*, 18(1), 61-65.
- O'Sullivan, P., Twomey, L., Allison, G., Sinclair, J., & Miller, K. (1997). Altered patterns of abdominal muscle activation in patients with

- chronic low back pain. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 43(2), 91-98.
- O'Sullivan, P. B. (2000). Lumbar segmental 'instability': Clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Manual Therapy*, 5(1), 2-12.
- O'Sullivan, P. B., Dankaerts, W., Burnett, A. F., Farrell, G. T., Jefford, E., Naylor, C. S. (2006a). Effect of different upright sitting postures on spinal-pelvic curvature and trunk muscle activation in a pain-free population. *Spine*, 31(19), E707-E712.
- O'Sullivan, P. B., Grahamslaw, K. M., Kendell, M., Lapenskie, S. C., Moller, N. E., & Richards, K. V. (2002). The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population. *Spine*, 27(11), 1238-1244.
- O'Sullivan, P. B., Mitchell, T., Bulich, P., Waller, R., & Holte, J. (2006b). The relationship between posture and back muscle endurance in industrial workers with flexion-related low back pain. *Manual Therapy*, 11(4), 264-271.
- Otman, A. S., Beksac, M. S., & Bagoze, O. (1989). The importance of 'lumbar lordosis measurement device' application during pregnancy, and post-partum isometric exercise. *European Journal of Obstetrics, Gynecology and Reproductive Biology*, 31(2), 155-162.

- Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal Disorders*, 5(4), 390-396.
- Paquet, N., Malouin, F., & Richards, C. L. (1994). Hip-spine movement interaction and muscle activation patterns during sagittal trunk movements in low back pain patients. *Spine*, 19(5), 596-603.
- Parkinson, R. J., Beach, T. A., & Callaghan, J. P. (2004). The time-varying response of the in vivo lumbar spine to dynamic repetitive flexion. *Clinical Biomechanics*, 19(4), 330-336.
- Pearcy, M., Portek, I., & Shepherd, J. (1984). Three-dimensional x-ray analysis of normal movement in the lumbar spine. *Spine*, 9(3), 294-297.
- Pearcy, M. J., & Tibrewal, S. B. (1984). Axial rotation and lateral bending in the normal lumbar spine measured by three-dimensional radiography. *Spine*, 9(6), 582-587.
- Perkins, J., Hammer, R. L., & Loubert, P. V. (1998). Identification and management of pregnancy-related low back pain. *Journal of Nurse-Midwifery*, 43(5), 331-340.
- Petersen, L. K., Vogel, I., Agger, A. O., Westergard, J., Nils, M., & Uldbjerg, N. (1995). Variations in serum relaxin (hRLX-2) concentrations during human pregnancy. *Acta Obstetrica Et Gynecologica Scandinavica*, 74(4), 251-256.

- Pope, M. H., Goh, K. L., & Magnusson, M. L. (2002). Spine ergonomics. *Annual Review of Biomedical Engineering, 4*, 49-68.
- Potvin, J. R., McGill, S. M., & Norman, R. W. (1991). Trunk muscle and lumbar ligament contributions to dynamic lifts with varying degrees of trunk flexion. *Spine, 16*(9), 1099-1107.
- Rutherford, D. J., Hubley-Kozey, C. L., & Stanish, W. D. (2011). Maximal voluntary isometric contraction exercises: A methodological investigation in moderate knee osteoarthritis. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 21*(1), 154-160.
- Samuel, C. S., Butkus, A., Coghlan, J. P., & Bateman, J. F. (1996). The effect of relaxin on collagen metabolism in the nonpregnant rat pubic symphysis: The influence of estrogen and progesterone in regulating relaxin activity. *Endocrinology, 137*(9), 3884-3890.
- Sánchez-Zuriaga, D., Adams, M. A., & Dolan, P. (2010). Is activation of the back muscles impaired by creep or muscle fatigue? *Spine, 35*(5), 517-525.
- Sánchez-Zuriaga, D., López-Pascual, J., Garrido-Jaen, D., & Garcia-Mas, M. A. (2015). A comparison of lumbopelvic motion patterns and erector spinae behavior between asymptomatic subjects and patients with recurrent low back pain during pain-free periods. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 38*(2), 130-137.

- Sánchez-Zuriaga, D., Adams M.A., & Dolan P. (2006). Spinal proprioception and back muscle activation are impaired by spinal creep but not by fatigue. *Journal of Biomechanics*, 39 (1), S33.
- Sarti, M. A., Lisón, J. F., Monfort, M., & Fuster, M. A. (2001). Response of the flexion-relaxation phenomenon relative to the lumbar motion to load and speed. *Spine*, 26(18), E421-E426.
- Schinkel-Ivy, A., Nairn, B. C., & Drake, J. D. (2013). Evaluation of methods for the quantification of the flexion-relaxation phenomenon in the lumbar erector spinae muscles. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 36(6), 349-358.
- Schultz, A., Andersson, G., Ortengren, R., Haderspeck, K., & Nachemson, A. (1982). Loads on the lumbar spine. Validation of a biomechanical analysis by measurements of intradiscal pressures and myoelectric signals. *The Journal of Bone and Joint Surgery.American Volume*, 64(5), 713-720.
- Shirado, O., Ito, T., Kaneda, K., & Strax, T. E. (1995). Flexion-relaxation phenomenon in the back muscles. A comparative study between healthy subjects and patients with chronic low back pain. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 74(2), 139-144.
- Shum, G. L., Crosbie, J., & Lee, R. Y. (2005). Symptomatic and asymptomatic movement coordination of the lumbar spine and hip during an everyday activity. *Spine*, 30(23), E697-E702.

- Shum, G. L., Crosbie, J., & Lee, R. Y. (2007). Three-dimensional kinetics of the lumbar spine and hips in low back pain patients during sit-to-stand and stand-to-sit. *Spine*, *32*(7), E211-E219.
- Sihvonen, T. (1997). Flexion relaxation of the hamstring muscles during lumbar-pelvic rhythm. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *78*(5), 486-490.
- Sihvonen, T., Huttunen, M., Makkonen, M., & Airaksinen, O. (1998). Functional changes in back muscle activity correlate with pain intensity and prediction of low back pain during pregnancy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *79*(10), 1210-1212.
- Sihvonen, T., Partanen, J., Hanninen, O., & Soimakallio, S. (1991). Electric behavior of low back muscles during lumbar pelvic rhythm in low back pain patients and healthy controls. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *72*(13), 1080-1087.
- Silfies, S. P., Bhattacharya, A., Biely, S., Smith, S. S., & Giszter, S. (2009). Trunk control during standing reach: A dynamical system analysis of movement strategies in patients with mechanical low back pain. *Gait & Posture*, *29*(3), 370-376.
- Snijders, C. J., Slagter, A. H., van Strik, R., Vleeming, A., Stoeckart, R., & Stam, H. J. (1995). Why leg crossing? The influence of common postures on abdominal muscle activity. *Spine*, *20*(18), 1989-1993.

- Solomonow, M. (2006). Sensory-motor control of ligaments and associated neuromuscular disorders. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(6), 549-567.
- Solomonow, M., Baratta, R., Zhou, B. H., Shoji, H., Bose, W., Beck, C., et al. (1987). The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *The American Journal of Sports Medicine*, 15(3), 207-213.
- Solomonow, M., Baratta, R. V., Banks, A., Freudenberger, C., & Zhou, B. H. (2003a). Flexion-relaxation response to static lumbar flexion in males and females. *Clinical Biomechanics*, 18(4), 273-279.
- Solomonow, M., Baratta, R. V., Zhou, B. H., Burger, E., Zieske, A., & Gedalia, A. (2003b). Muscular dysfunction elicited by creep of lumbar viscoelastic tissue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 381-396.
- Solomonow, M., Guanche, C., Wink, C., Knatt, T., Baratta, R. V., & Lu, Y. (1996). Mechanoreceptors and reflex arc in the feline shoulder. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 5(2 Pt 1), 139-146.
- Solomonow, M., Hatipkarasulu, S., Zhou, B. H., Baratta, R. V., & Aghazadeh, F. (2003c). Biomechanics and electromyography of a common idiopathic low back disorder. *Spine*, 28(12), 1235-1248.
- Solomonow, M., & Lewis, J. (2002). Reflex from the ankle ligaments of the feline. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(3), 193-198.



- Solomonow, M., Zhou, B. H., Baratta, R. V., Lu, Y., & Harris, M. (1999). Biomechanics of increased exposure to lumbar injury caused by cyclic loading: Part 1. loss of reflexive muscular stabilization. *Spine*, *24*(23), 2426-2434.
- Solomonow, M., Zhou, B. H., Harris, M., Lu, Y., & Baratta, R. V. (1998). The ligamento-muscular stabilizing system of the spine. *Spine*, *23*(23), 2552-2562.
- Standring, S. (2005). Back and macroscopic anatomy of the spinal cord. En: Gray's anatomy (pp. 727-789). London: Elsevier.
- Stinson, M. D., Porter-Armstrong, A., & Eakin, P. (2003). Seat-interface pressure: A pilot study of the relationship to gender, body mass index, and seating position. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *84*(3), 405-409.
- Stubbs, M., Harris, M., Solomonow, M., Zhou, B., Lu, Y., & Baratta, R. V. (1998). Ligamento-muscular protective reflex in the lumbar spine of the feline. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *8*(4), 197-204.
- Svensson, H. O., Andersson, G. B., Hagstad, A., & Jansson, P. O. (1990). The relationship of low-back pain to pregnancy and gynecologic factors. *Spine*, *15*(5), 371-375.
- Svensson, H. O., Andersson, G. B., Johansson, S., Wilhelmsson, C., & Vedin, A. (1988). A retrospective study of low-back pain in 38- to 64-

- year-old women. Frequency of occurrence and impact on medical services. *Spine*, 13(5), 548-552.
- Sydsjo, A., Sydsjo, G., & Wijma, B. (1998). Increase in sick leave rates caused by back pain among pregnant Swedish women after amelioration of social benefits. A paradox. *Spine*, 23(18), 1986-1990.
- Szpalski, M., Michel, F., & Hayez, J. P. (1996). Determination of trunk motion patterns associated with permanent or transient stenosis of the lumbar spine. *European Spine Journal*, 5(5), 332-337.
- Taylor, J., & Twomey, L. (1980). Sagittal and horizontal plane movement of the human lumbar vertebral column in cadavers and in the living. *Rheumatology and Rehabilitation*, 19(4), 223-232.
- To, W. W., & Wong, M. W. (2003). Factors associated with back pain symptoms in pregnancy and the persistence of pain 2 years after pregnancy. *Acta Obstetricia Et Gynecologica Scandinavica*, 82(12), 1086-1091.
- Triano, J. J., & Schultz, A. B. (1987). Correlation of objective measure of trunk motion and muscle function with low-back disability ratings. *Spine*, 12(6), 561-565.
- Unemori, E. N., & Amento, E. P. (1990). Relaxin modulates synthesis and secretion of procollagenase and collagen by human dermal fibroblasts. *The Journal of Biological Chemistry*, 265(18), 10681-10685.

- van Dieen, J. H., Cholewicki, J., & Radebold, A. (2003). Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine*, *28*(8), 834-841.
- van Wingerden, J. P., Vleeming, A., Snijders, C. J., & Stoeckart, R. (1993). A functional-anatomical approach to the spine-pelvis mechanism: Interaction between the biceps femoris muscle and the sacrotuberous ligament. *European Spine Journal*: *2*(3), 140-144.
- Vera-García, F. J., Martínez-Gramage, J., SanMiguel, R., Ortiz, R., Vilanova, P, Salvador, E. M., Delgado, N., Tortajada, N. & Valero, J. (2010a). Efecto del Kinesiotaping sobre la respuesta refleja de los músculos bíceps femoral y gemelo externo. *Fisioterapia*, *32*(1), 4-10.
- Vera-García, F. J., Moreside, J. M., & McGill, S. M. (2010b). MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *Journal of Electromyography and Kinesiology*: *20*(1), 10-16.
- Vleeming, A., Stoeckart, R., & Snijders, C. (1989). The sacrotuberous ligament: A conceptual approach to its dynamic role in stabilizing the sacroiliac joint. *Clinical Biomechanics*, *4*(4), 201-203.
- Vleeming, A., Albert, H. B., Ostgaard, H. C., Stureson, B., & Stuge, B. (2008). European guidelines for the diagnosis and treatment of pelvic girdle pain. *European Spine Journal*, *17*(6), 794-819.
- Vleeming, A., Pool-Goudzwaard, A. L., Hammudoghlu, D., Stoeckart, R., Snijders, C. J., & Mens, J. M. (1996). The function of the long dorsal

- sacroiliac ligament: its implication for understanding low back pain. *Spine*, 21(5), 556-562.
- Vleeming, A., Pool-Goudzwaard, A. L., Stoeckart, R., van Wingerden, J. P., & Snijders, C. J. (1995). The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine*, 20(7), 753-758.
- Vollestad, N. K., Torjesen, P. A., & Robinson, H. S. (2012). Association between the serum levels of relaxin and responses to the active straight leg raise test in pregnancy. *Manual Therapy*, 17(3), 225-230.
- Weiss, M., Nagelschmidt, M., & Struck, H. (1979). Relaxin and collagen metabolism. *Hormone and Metabolic Research*, 11(6), 408-410.
- Whistance, R. S., Adams, L. P., van Geems, B. A., & Bridger, R. S. (1995). Postural adaptations to workbench modifications in standing workers. *Ergonomics*, 38(12), 2485-2503.
- White, A. A., & Panjabi, M. M. (1978). *Clinical biomechanics of the spine*. Philadelphia: Lippincott Williams.
- Wilke, H. J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T., & Claes, L. E. (1999). New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine*, 24(8), 755-762.
- Williams, J. R. (2008). The declaration of Helsinki and public health. *Bulletin of the World Health Organization*, 86(8), 650-652.

- Wolf, S. L., Basmajian, J. V., Russe, C. T., & Kutner, M. (1979). Normative data on low back mobility and activity levels. Implications for neuromuscular reeducation. *American Journal of Physical Medicine*, 58(5), 217-229.
- Worrell, T. W., Karst, G., Adamczyk, D., Moore, R., Stanley, C., Steimel, B., et al. (2001). Influence of joint position on electromyographic and torque generation during maximal voluntary isometric contractions of the hamstrings and gluteus maximus muscles. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 31(12), 730-740.
- Wu, W. H., Meijer, O. G., Uegaki, K., Mens, J. M., van Dieen, J. H., Wuisman, P. I., et al. (2004). Pregnancy-related pelvic girdle pain (PPP), I: Terminology, clinical presentation, and prevalence. *European Spine Journal*, 13(7), 575-589.
- Yasukouchi, A., & Isayama, T. (1995). The relationships between lumbar curves, pelvic tilt and joint mobilities in different sitting postures in young adult males. *Applied Human Science*, 14(1), 15-21.



## **Anexos**

---





## **Anexo 1**

HOJA DE INFORMACIÓN AL PARTICIPANTE EN EL PROYECTO DE INVESTIGACIÓN:

### **“ESTUDIO DE LA FUNCIÓN LUMBOPÉLVICA DURANTE EL EMBARAZO Y LA LACTANCIA”**

Se le ofrece la posibilidad de participar en el proyecto de investigación titulado “Estudio de la función lumbopélvica durante el embarazo y la lactancia” que será realizado por el Prof. Daniel Sánchez Zuriaga de la Universitat de València, y por la Prof. Gemma Biviá Roig de la Universidad CEU Cardenal Herrera.

**¿Cuál es el objetivo de este estudio?** El dolor lumbar es una de las complicaciones más frecuentes en las mujeres embarazadas. Los cambios que se producen durante el embarazo y las malas posturas durante la lactancia pueden contribuir a la aparición y/o persistencia del dolor. El propósito de este estudio es averiguar si la función de la región lumbopélvica se ve alterada durante el embarazo y tras el parto, y analizar las posturas más comunes que se adoptan durante la lactancia materna. Para estudiar tales cambios es necesario comparar la función lumbopélvica de este tipo de población con un grupo control formado por mujeres nulíparas sanas de edades y características antropométricas similares.

**¿En qué consiste su participación?** Usted formará parte del grupo control. El estudio se realizará en el laboratorio de Biomecánica de la Facultad de Medicina. Se le pedirá su colaboración en una única ocasión, de unas dos horas de duración, durante la cual se registrará el movimiento de cadera y la actividad eléctrica de los músculos del tronco.

**¿Qué tipo de pruebas o procedimientos se le realizarán?** Se le colocarán unos electrodos sobre la piel, tras limpieza con alcohol y exfoliación de la zona, que permitirán recoger la actividad eléctrica de los músculos, y dos sensores de movimiento en la columna lumbar.

- **Movimiento de flexo-extensión de tronco:** Desde la posición de pie sobre un escalón se le pedirá que realice cinco flexoextensiones de tronco, a un ritmo determinado, manteniendo los brazos pegados al cuerpo.

- **Valoración de la fuerza submáxima de la musculatura extensora:**

Tumbada boca abajo sobre un banco romano, con fijación a nivel de los tobillos y la pelvis apoyada hasta el nivel del pubis, deberá de mantener las siguientes posiciones con los brazos cruzados sobre el pecho durante 5 segundos:

- 1) Banco romano en posición de 45° respecto a la horizontal.
- 2) Banco romano en posición de 45° respecto a la horizontal, con el tronco flexionado (paralelo al suelo) respecto a las piernas.
- 3) Banco romano en posición horizontal respecto al suelo.

Desde la posición de pie, con las caderas y rodillas en ligera flexión, mantendrá un peso de 5 kg durante 5 segundos.

- **Valoración de la fuerza máxima de la musculatura extensora:** se realizarán las mismas pruebas descritas anteriormente en el banco romano contra resistencia manual máxima a nivel de las escápulas.

**¿Cuáles son los riesgos o efectos secundarios de este estudio?** Los registros se realizarán mediante técnicas no invasivas. Las pruebas no conllevan ninguna maniobra que pueda causar ningún riesgo al embarazo ni incrementar un posible cuadro de dolor lumbar. Muy ocasionalmente, personas con una piel particularmente sensible pueden sentir un ligero escozor durante un día o dos, donde su piel fue exfoliada para colocar los electrodos.

**¿Cuáles son los beneficios de la participación en este estudio?** Con los resultados que se obtengan de este estudio podría ayudar a la aplicación del tipo de tratamiento más adecuado para el dolor lumbar asociado al embarazo, y a que las mujeres adopten posiciones seguras para la columna lumbar durante la lactancia, mejorando así su calidad de vida.

**¿A quién puedo preguntar en caso de duda?** Usted podrá resolver cualquier tipo de duda que le pueda surgir sobre algún aspecto del estudio contactando con la Prof. Gemma Biviá Roig, en el teléfono 961369000 extensión 1225

**¿Qué pasará si decido no participar?** La participación es totalmente voluntaria. Si desea abandonar el estudio en cualquier momento, es usted libre de hacerlo sin tener que dar explicaciones acerca de su decisión.

**Confidencialidad:** Todos sus datos serán tratados con la máxima confidencialidad por parte del personal investigador. Si los resultados del estudio fueran susceptibles de publicación en revistas científicas, en ningún caso se proporcionarán datos personales de las participantes que han colaborado. Tal y como contempla la Ley de Protección de Datos de Carácter Personal, podrá ejercer su derecho a acceder, rectificar o cancelar sus datos contactando con el investigador principal del estudio.

## HOJA DE INFORMACIÓN AL PARTICIPANTE EN EL PROYECTO DE INVESTIGACIÓN:

### “ESTUDIO DE LA FUNCIÓN LUMBOPÉLVICA DURANTE EL EMBARAZO Y LA LACTANCIA”

Se le ofrece la posibilidad de participar en el proyecto de investigación titulado “Estudio de la función lumbopélvica durante el embarazo y la lactancia” que será realizado por el Prof. Daniel Sánchez Zuriaga de la Universitat de València, y por la Prof. Gemma Biviá Roig de la Universidad CEU Cardenal Herrera.

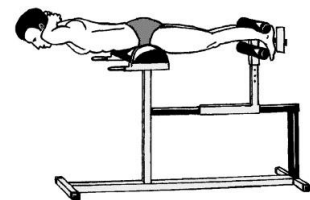
**¿Cuál es el objetivo de este estudio?** El dolor lumbar es una de las complicaciones más frecuentes en las mujeres embarazadas, especialmente en el último trimestre. Los cambios que se producen durante el embarazo y las malas posturas durante la lactancia pueden contribuir a la aparición y/o persistencia del dolor. El propósito de este estudio es averiguar si la función de la región lumbopélvica se ve alterada durante el embarazo y tras el parto, y analizar las posturas más comunes que se adoptan durante la lactancia materna.

**¿En qué consiste su participación?** El estudio se realizará en la Facultad de Medicina de la Universitat de València. Se le pedirá su colaboración en dos ocasiones, una en el último trimestre de gestación, y otra dos meses después del parto. Durante las sesiones se registrará el movimiento de cadera y la actividad eléctrica de los músculos erectores del tronco. Además en la segunda sesión se le pedirá que se coloque con su bebé en las posturas más comunes que se adoptan durante la lactancia. Cada sesión tendrá una duración aproximada de una hora y media.

#### ¿Qué tipo de pruebas o procedimientos se le realizarán?

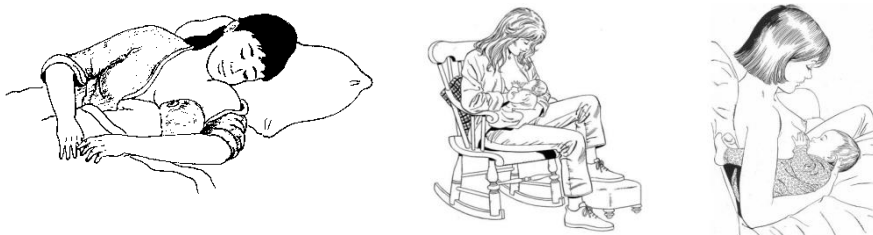
- **Valoración de la actividad submáxima de los músculos del tronco:** Se le colocarán unos electrodos adhesivos sobre determinadas zonas de la piel del abdomen y la zona lumbar que permitirán recoger la actividad eléctrica de los músculos. Para ello previamente se exfoliará la zona con una lija y se limpiará con alcohol y algodón.

- **Musculatura extensora:** boca abajo en un banco romano, con una silla delante para que se pueda apoyar, se le pedirá que mantenga la posición horizontal durante 5 segundos.



- **Movimiento de flexo-extensión de tronco:** Se le colocarán dos sensores de movimiento en la columna lumbar que serán fijados mediante esparadrapo adhesivo. Desde la posición de pie se le solicitará que realice cinco flexoextensiones de tronco, a un ritmo determinado, manteniendo los brazos pegados al cuerpo.

- **Posturas durante la lactancia:** Se le pedirá que se coloque en las 4 posiciones que figuran en las siguientes imágenes con su bebé en brazos. En cada posición se registrará el movimiento de la columna lumbar y la actividad eléctrica de los músculos del tronco.



**¿Cuáles son los riesgos o efectos secundarios de este estudio?** Los registros se realizarán mediante técnicas no invasivas. Las pruebas no conllevan ninguna maniobra que pueda causar ningún riesgo al embarazo ni incrementar un posible cuadro de dolor lumbar. Muy ocasionalmente, personas con una piel particularmente sensible pueden sentir un ligero escozor durante un día o dos, donde su piel fue exfoliada para colocar los electrodos.

**¿Cuáles son los beneficios de la participación en este estudio?** Con los resultados obtenidos se pretende aportar un mayor conocimiento a los cambios biomecánicos que acontecen durante y después de la gestación, pudiendo orientar al tipo de tratamiento preventivo y/o curativo para el dolor lumbar en este tipo de población, así como ofrecer consejos ergonómicos que mejoren la calidad de vida de las mujeres lactantes.. Su participación en el estudio no conlleva ningún tipo de remuneración económica.

**¿A quién puedo preguntar en caso de duda?** Usted podrá resolver cualquier tipo de duda que le pueda surgir sobre algún aspecto del estudio contactando con la Prof. Gemma Biviá Roig, en el teléfono 961369000, extensión 1225

**¿Qué pasará si decido no participar?** La participación es totalmente voluntaria. Si desea abandonar el estudio en cualquier momento, es usted libre de hacerlo sin tener que dar explicaciones acerca de su decisión.

**Confidencialidad:** Todos sus datos e información médica relacionada, serán tratados con la máxima confidencialidad por parte del personal investigador. Si los resultados del estudio fueran susceptibles de publicación en revistas científicas, en ningún caso se proporcionarán datos personales de las participantes que han colaborado. Tal y como contempla la Ley de Protección de Datos de Carácter Personal, podrá ejercer su derecho a acceder, rectificar o cancelar sus datos, así como oponerse a la facilitación de los mismos, contactando con el investigador principal del estudio.

**Anexo 2**

Nº

Hoja de consentimiento de los participantes en el proyecto de investigación titulado:

**“ESTUDIO DE LA FUNCIÓN LUMBOPÉLVICA DURANTE  
EL EMBARAZO Y LA LACTANCIA”**

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

¿Ha leído usted la Hoja Informativa para el Participante? SÍ NO

¿Ha tenido usted la oportunidad de preguntar sus dudas y discutir sobre el estudio? SÍ NO

¿Ha recibido usted respuestas satisfactorias a todas sus preguntas? SÍ NO

¿Ha recibido usted suficiente información sobre el estudio? SÍ NO

¿Con quién ha hablado usted?

¿Entiende usted que sus datos personales serán tratados con la máxima confidencialidad, de manera que: SÍ NO

- su acceso quedará restringido a los miembros del grupo de investigación.
- únicamente se utilizarán para los fines estrictamente científicos específicos del proyecto
- en el procesado de los datos su identidad quedará protegida por claves alfanuméricas?

¿Entiende usted que es libre de abandonar este estudio:

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

¿Consiente usted en tomar parte en este estudio? SÍ NO

Firmado: ..... Fecha: .....

Nombre (en mayúsculas): .....

Dirección: .....

Teléfono de contacto:..... Correo electrónico:.....

Firmado (Investigador): ..... Fecha y hora: .....



