

Universidad de Zaragoza Facultad de Ciencias de la Salud

Master de Iniciación a la Investigación en Ciencias de la Enfermería

Curso Académico 2021/22

TRABAJO FIN DE MASTER

Estudio correlacional del movimiento y postura pélvica y la longitud y tensión de los músculos flexores de cadera en sujetos asintomáticos.

Correlational study of pelvic movement and posture and hip flexor muscle length and tension in asymptomatic subjects.

Autor: Hugo Abenia Benedí

Directores: Ana Isabel Lorente Corellano y César Hidalgo García

Índice

Título	4
Resumen	4
Abstract.....	5
Antecedentes y justificación.....	7
Posición Lumbopélvica.....	7
Biomecánica Pélvica. Movimientos de Anteversión y Retroversión Pélvica.....	8
Valoración	10
Test de Thomas Modificado.....	11
Test de Ober a 90° de Flexión de Cadera Contralateral	11
Miotonometría.....	11
Justificación	13
Hipótesis	13
Objetivos.....	13
Metodología.....	14
Diseño de estudio.....	14
Sujetos.....	14
Variables de estudio	14
Variables Sociodemográficas	14
Propiedades Viscoelásticas	14
Medición del rango de movimiento pélvico y de la postura estática.	16
Test de Ober	17
Test de Thomas Modificado.....	17
Procedimiento	18
Análisis estadístico	18
Resultados.....	20
Estadísticos Correlación Test de Ober a 90° con Posición Pélvica.....	21
Estadísticos Correlación Test de Thomas Modificado con Posición Pélvica.....	22
Estadísticos Correlación Miotonometría con Posición Pélvica.....	22
Estadísticos Correlación Miotonometría con Posiciones Pélvicas en Bipedestación..	23
Estadísticos Correlación Miotonometría con Posiciones Pélvicas en Sedestación ..	25
Estadísticos Correlación Miotonometría con Recorrido Total	26
Estadísticos Correlación Test de Ober a 90° con Posiciones Pélvicas Bipedestación.	27
Estadísticos Correlación Test de Ober a 90° con Posiciones Pélvicas Sedestación	28
Estadísticos Correlación Test de Ober a 90° con Recorrido Total	29

Estadísticos Correlación Test de Thomas Modificado con Posiciones Pélvicas en Bipedestación	29
Estadísticos Correlación Test de Thomas Modificado con Posiciones Pélvicas en Sedestación	30
Estadísticos Correlación Test de Thomas Modificado con Recorrido Total	31
Discusión	32
Test de Thomas Modificado (TTM)	32
Test de Ober a 90°	34
Miotonometría.....	36
Rango de Movimiento Pélvico y Posición Pélvica	37
Limitaciones del Estudio	40
Prospectivas de la Investigación.....	40
Conclusiones.....	42
Bibliografía.....	44

Título

Estudio correlacional del movimiento y postura pélvica y la longitud y tensión de los músculos flexores de cadera en sujetos asintomáticos.

Resumen

Introducción

El rango de movimiento pélvico puede influir en la funcionalidad correcta de la región lumbopélvica. La movilidad pélvica puede verse influida por la postura pélvica y por los músculos flexores de cadera cuando se encuentran en posición de estiramiento. Un incremento del tono y rigidez de la musculatura flexora de cadera podría hacer que la inclinación pélvica se altere, provocando un déficit en el movimiento completo de la región lumbopélvica. El objetivo del estudio fue correlacionar el movimiento y la postura pélvica con la longitud y tensión de los flexores de cadera en población asintomática.

Metodología

Estudio de correlaciones descriptivo y transversal. Los casos (n=56) se sometieron de forma aleatoria a una valoración de la musculatura flexora de cadera. Las propiedades viscoelásticas de la musculatura (tono, rigidez y elasticidad) se midieron con Miotonometría (MyotonPRO) y el acortamiento de la musculatura flexora mediante el Test de Thomas Modificado y el Test de Ober a 90°. El rango de movimiento y postura pélvica fueron analizados con el software Kinovea. El estudio estadístico se llevó a cabo con el software estadístico SPSS. Para el estudio correlacional, se analizó el Coeficiente de Correlación de Pearson. La correlación se estableció entre rango de movimiento pélvico y Test de Thomas Modificado, Test de Ober a 90° de flexión contralateral, y tono, rigidez y elasticidad muscular y posición pélvica. Las restantes variables cualitativas se analizaron usando las pruebas de Chi cuadrado. Para todas las pruebas estadísticas realizadas, se estableció un nivel de significación de $p<0,05$.

Resultados

Se observó una influencia de la musculatura flexora de cadera en las mediciones del estudio. Se reflejó que la elasticidad del psoas influyó en la posición de bipedestación

(CP = -0,292; p=0,029); y el tono (CP = 0,329; p=0,013) y rigidez (CP = 0,278; p=0,038) del recto anterior y tensor de la fascia lata (CP = 0,396; p=0,002) durante la sedestación. El recorrido total de movimiento pélvico se vio alterado por el tono (CP= -0,317; p=0,017) y rigidez (CP= -0,267; p=0,047) de recto anterior y tensor de la fascia lata (CP= -0,323; p=0,015); (CP= -0,459; p=0,000)- Lo mismo ocurrió para la posición pélvica, viéndose alterada por el tono (CP=0,293; p=0,028) y rigidez (CP=0,269; p=0,045) del recto anterior y por la rigidez del tensor de la fascia lata (CP=0,307; p=0,021).

Conclusiones

El rango de movimiento pélvico se ve influenciado por la musculatura flexora de cadera, especialmente por el recto anterior y el tensor de la fascia lata. El acortamiento y aumento del tono y rigidez de esta musculatura podría ser la responsable de producir déficits en el movimiento de anteversión y retroversión pélvica. En base a nuestro estudio, se puede afirmar que la posición de bipedestación es la que presenta mayor restricción de movimiento pélvico y podría ser debido a la influencia del acortamiento de los flexores de cadera en esta posición.

Abstract

Introduction

Pelvic range of motion is of vital importance for proper function in the human population. It is directly influenced by pelvic tilt and by the hip flexor muscles when they are in the stretched position. Increased tone and stiffness of the hip flexor musculature causes the pelvic tilt to be altered, resulting in a deficit in the full movement of the lumbopelvic region. The aim of the study was to correlate pelvic movement and posture with hip flexor shortening in an asymptomatic population.

Methods

Descriptive, cross-sectional correlational study. Cases (n=56) underwent randomised assessment of hip flexor musculature. The viscoelastic properties of the musculature (tone, stiffness and elasticity) were measured using Myotonometry (MyotonPRO) and the shortening of the flexor musculature using the Modified Thomas Test and the Ober Test at 90°. Range of motion and pelvic posture were analysed with Kinovea software. The

statistical study was carried out with SPSS statistical software. For the correlational study, the Pearson Correlation Coefficient was analysed. The correlation was established between pelvic range of motion and Modified Thomas Test, Ober Test at 90° of contralateral flexion, and muscle tone, stiffness and elasticity and pelvic position. The remaining qualitative variables were analysed using Chi-square tests. For all statistical tests performed, a significance level of $p<0.05$ was established.

Results

An influence of the hip flexor musculature was observed in the study measurements. It was reflected that psoas elasticity influenced the standing position ($PC = -0.292$; $p=0.029$); and the tone ($PC = 0.329$; $p=0.013$) and stiffness ($PC = 0.278$; $p=0.038$) of the anterior rectus and tensor fascia latae ($PC = 0.396$; $p=0.002$) during sitting. Total pelvic range of motion was altered by tone ($CP= -0.317$; $p=0.017$) and stiffness ($CP= -0.267$; $p=0.047$) of the anterior rectus and tensor fascia latae ($CP= -0.323$; $p=0.015$); ($CP= -0.459$; $p=0.000$). The same occurred for pelvic position, being altered by the tone ($PC=0.293$; $p=0.028$) and stiffness ($PC=0.269$; $p=0.045$) of the anterior rectus and by the stiffness of the tensor fascia latae ($PC=0.307$; $p=0.021$).

Conclusions

Pelvic range of motion is influenced by the hip flexor musculature, especially the anterior rectus and tensor fascia latae. Shortening and increased tone and stiffness of this musculature could be responsible for producing deficits in pelvic anteversion and retroversion movement. Based on our study, it can be affirmed that the standing position is the one that presents the greatest restriction of pelvic movement and could be due to the influence of the shortening of the hip flexors in this position.

Antecedentes y justificación

Posición Lumbopélvica

El rango de movimiento de la cadera es imprescindible para las actividades de la vida diaria tales como caminar, sentarse, mantener una posición bípeda o subir escaleras. Uno de los movimientos esenciales para alcanzar estas actividades es la extensión de cadera (Bowman et al., 2010).

La disfunción que lleva a la movilidad limitada de cadera puede estar provocada por la articulación, el complejo capsulo-ligamentoso, o los tejidos blandos junto a sus inervaciones (Eitzen et al., 2012; J. H. Kim et al., 2020). Una de las principales estructuras responsables de este déficit de movimiento son los músculos flexores primarios de cadera. Este grupo está formado por psoas-iliaco, recto anterior del cuádriceps, tensor de la fascia lata y sartorio (Yamane et al., 2019).

Dada la importancia de esta musculatura flexora de cadera, la evaluación de su longitud es un procedimiento básico durante el examen de los pacientes con dolor lumbar (DL). Se sabe que el debilitamiento de los músculos abdominales y el acortamiento de los músculos flexores de la cadera, así como de los músculos erectores de la columna vertebral, provocan un aumento de la inclinación pélvica anterior y una lordosis lumbar exagerada en la posición de pie (Król et al., 2017).

Existe controversia respecto a la relación de la postura lumbar y la presencia de dolor lumbar. Así, Youdas et al. (Youdas et al., 1996) confirmaron que no existe relación entre la inclinación de la pelvis y la lumbalgia en posición de pie en adultos asintomáticos. Sin embargo, Roncarati y Mc-Mullen han demostrado que el valor del ángulo de la lordosis lumbar se asocia con un mayor riesgo de dolor lumbar (Król et al., 2017; Norton et al., 2004; Sorensen et al., 2015). En la sociedad actual, la mayoría de la población pasa mucho tiempo en una posición sedente debido a diferentes motivos, lo cual genera problemas de salud varios. Muchos estudios han reportado el agravamiento de patologías debido a una mala posición lumbar tanto en bipedestación como en sedestación, particularmente en población joven. Por ello, es importante discernir las diferencias entre la alineación y posición pélvica en sedestación y bipedestación, y los factores influyentes que actúan sobre las mismas (Maekawa et al., 2019).

El alineamiento de la columna lumbar y la posición de la pelvis ha sido estudiado durante años mediante la alineación pélvica. Se ha observado que la inclinación pélvica decrece

su angulación en posición sedente frente a bípeda. Sin embargo, en relación al movimiento, presenta mayor angulación en posición de sedestación (Roussouly et al., 2005).

La musculatura flexora de cadera contribuye a la posición en reposo de la pelvis (Pourahmadi et al., 2020). La sobreactivación de esta musculatura, además de los eructores espinales, favorecen la anteversión pélvica como patrón disfuncional de movimiento. Por otro lado, esta anteversión de la pelvis favorece un aumento en la extensión de la columna lumbar. Por ende, una posición mantenida de anteversión pélvica, durante la sedestación prolongada, puede favorecer un acortamiento de la musculatura flexora de cadera.

Además, se ha observado que posiciones fuera de la posición lordótica normal lumbar pueden aplicar una tensión mecánica sostenida en el tejido pasivo adyacente de la columna lumbar, provocando dolor (Pourahmadi et al., 2020).

Biomecánica Pélvica. Movimientos de Anteversión y Retroversión Pélvica.

La alineación lumbopélvica se ve afectada por la inclinación y movimientos pélvicos, demostrando que ambos modifican los valores angulares de la posición lumbar dependiente de la posición en la que se encuentre el sujeto. Biomecánicamente es sabido que la máxima anteversión pélvica provoca un aumento de la lordosis lumbar, y que además se consigue en una posición bípeda. Sin embargo, el máximo recorrido de retroversión pélvica provoca un descenso de la lordosis lumbar, y se consigue en una posición de sedestación (Levine & Whittle, 1996). Kendall et al (Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers MM, 2005), definieron que la limitación del RDM de extensión de cadera es mayor en bipedestación y en el TTM debido al aumento de tensión de los músculos flexores; sin embargo, no lo acusaron únicamente al componente muscular.

Además, en otro estudio se sugirió que los cambios observados en la inclinación pélvica durante el movimiento de anteversión y retroversión eran menores en bipedestación (Maekawa et al., 2019). Al hilo, esto podría deberse a una disminución de la flexibilidad de la musculatura flexora de la cadera, reduciendo la extensión activa y pasiva de la cadera durante la bipedestación. Este acortamiento de los músculos flexores, se ha asociado con dolor lumbar, por lo que el estiramiento de esta musculatura genera una mejora en la posición pélvica y en los síntomas. Sin embargo, Moreside y McGill (Moreside &

McGill, 2012) descubrieron que mejores en la extensión de la cadera no tenían relación con la flexibilidad de los flexores de la misma (Mettler et al., 2019).

Se sabe que la longitud de los músculos flexores de cadera altera las propiedades musculares, produciendo un acortamiento, y por ende, inhibiendo la máxima elongación en posiciones de estiramiento. White y Sahrman (White SG, 1994) comprobaron como el movimiento pélvico era mayor tras el estiramiento de la musculatura flexora, y en posiciones de relajación muscular. De ahí, una flexión de cadera reduce la tensión de los flexores aumentando el RDM pélvico.

La posición de flexión de cadera, implica una inhibición autógena de la musculatura flexora según Tanigawa et al. (Tanigawa, 1972), reduciendo las propiedades de tensión y rigidez muscular y aumentando su capacidad de elongación y longitud. El resultado es por ello, un mayor RDM en la articulación atravesada por dicha musculatura (Winters MV, Blake CG, Trost JS, 2004). Otra de las teorías para comprobar este mayor RDM en posiciones de flexión de cadera, se explica por la activación de los extensores de cadera en un rango acortado, lo que probablemente inhibía la contracción de los flexores haciendo que se relajen (Winters MV, Blake CG, Trost JS, 2004).

Teniendo en cuenta este hallazgo, Stephen J. Preece et al. (Preece et al., 2021), indican que es probable que la rigidez pasiva o la longitud del músculo/tendón que la fuerza muscular máxima, puede ser un determinante más determinante de la orientación pélvica en bipedestación relajada, cuando la activación muscular es relativamente baja. En consonancia con esta idea, se ha sugerido que los músculos flexores de la cadera cortos flexores de la cadera cortos, como el iliaco o el psoas, pueden ejercer fuerza de inclinación anterior sobre la pelvis, lo que puede aumentar la inclinación de la pelvis al estar de pie. Por el contrario, los músculos extensores de la cadera de la cadera, principalmente los isquiotibiales, se cree que aumentan fuerzas de inclinación posterior en la pelvis, lo que puede aumentar la inclinación posterior de la pelvis al estar de pie. Los mismos autores, hallaron una fuerte influencia de los músculos flexores de cadera en la inclinación de la pelvis, por lo que cabría esperar una relación entre la longitud de los mismos y el RDM y posición pélvica en bipedestación. Sin embargo, dicha relación se ve alterada por la variabilidad biológica. Es por esta razón que se usa el estiramiento para ver si el responsable de la limitación del RDM pélvico es la musculatura o la variabilidad biológica (Preece et al., 2021).

Otros autores como Andreas Konrad et al. (Konrad et al., 2021), sugieren que los patrones de movimiento pélvico están influenciados por la fatiga generada de la tensión excesiva

de los músculos flexores de cadera. Mettler et al. (Mettler et al., 2019) informaron de que el comportamiento sedentario reduce la flexibilidad de la cadera por el acortamiento de los flexores, por ende, la población mayoritariamente sedentaria tiene los flexores más tensos (Gallagher et al., 2014, 2016; Gallagher & Callaghan, 2015; Konrad et al., 2021; Nelson-Wong & Callaghan, 2014; Picavet & Schouten, 2000; Sorensen et al., 2015).

Diferentes estudios observaron que existía una fuerte relación entre los sujetos con limitación de extensión de cadera y los que presentaban dolor lumbar mecánico comparada con la existente en pacientes asintomáticos (Day et al., 1984; Keegan JJ, 1953; Misir et al., 2019; Van Dillen et al., 2000; Vaz et al., 2002). Por otro lado, tanto la rigidez de la banda iliotibial como el acortamiento del recto anterior pueden contribuir a disfunciones de la rodilla como el síndrome femororrotuliano o tendinopatía rotuliana (Sprague et al., 2018).

Además, en numerosas revisiones sistemáticas se ha concluido que la duración de la posición de sedestación mantenida de forma aislada no está asociada con el dolor lumbar, pero si cuando se asocia con posiciones forzadas como hiperlordosis o cifosis (Roffey et al., 2010; Swain et al., 2020).

Se sabe que los músculos abdominales debilitados causan un aumento de la inclinación pélvica anterior y de la hiperlordosis lumbar, lo que provoca dolor lumbar (Misir et al., 2019; Sprague et al., 2018; Van Dillen et al., 2000). El hipertono y/o acortamiento del ilio-psoas puede provocar un aumento de la lordosis lumbar y cambios en la carga de las estructuras lumbares, contribuyendo al desarrollo del dolor lumbar (Gerr et al., 2002; Roffey et al., 2010; Vigotsky et al., 2016). En concordancia, el acortamiento de los músculos isquiotibiales se correlaciona con el dolor lumbar, pero no con una modificación de la inclinación pélvica en posición bípeda (Ferber et al., 2010; Gajdosik et al., 2003; Pustaver MR., n.d.; Rich Tenney et al., 2013; Yeung et al., 2015).

Valoración

Dos test ortopédicos utilizados frecuentemente por fisioterapeutas y médicos como pruebas de triaje para evaluar la extensibilidad de la cadera son el Test de Thomas Modificado y el Test de Ober.

Test de Thomas Modificado

El objetivo del Test de Thomas Modificado (TTM), modalidad del Test de Thomas convencional, es observar la influencia de la musculatura biarticular de rodilla y cadera. El Test modificado tiene en cuenta la influencia de los músculos recto femoral en la flexión de rodilla y tensor de la fascia lata (a través de la cintilla iliotibial), sobre el grado de abducción de cadera, flexión y rotación externa de rodilla. Sin embargo, estas pruebas presentan algunos sesgos técnicos que pueden invalidar su resultado: anteriorización o posteriorización de la pelvis.

En el estudio de Vigotsky et al (Vigotsky et al., 2016) observaron que el TTM presentaba valores de validez y fiabilidad pobres debido a la ausencia de estabilización pélvica. Como consecuencia, esto puede provocar: una anteriorización de la pelvis simulando un aumento de extensión de cadera. Además, la circunferencia y perímetro de la cadera y muslo pueden sesgar los resultados a nivel visual (Vigotsky et al., 2016).

Test de Ober a 90º de Flexión de Cadera Contralateral

En el caso de este proyecto, sólo se realiza la modalidad del Test de Ober (TO) con flexión de 90º de la cadera contralateral (FCC). De nuevo, algunos factores no controlados de estas dos pruebas pueden contribuir a sesgar los resultados. La incorporación de flexión de rodilla puede involucrar a otra musculatura que limite el movimiento, como el recto femoral (Gajdosik et al., 2003). Por otro lado, una inclinación anterior bilateral de la pelvis asociada a una hiperactividad de los extensores de la espalda y de la musculatura flexora de la cadera, asociada a una limitación de la aducción de cadera, puede contribuir a falsear el test (Rich Tenney et al., 2013). Aunque la prueba controle la estabilización pélvica de la pierna a evaluar (90º de FCC), no se han estudiado posiciones donde la pelvis contralateral esté en máxima estabilización.

Miotonometría

Como se ha observado, estas pruebas presentan ciertos sesgos que pueden invalidar su resultado. Por ello, en los últimos años se han desarrollado métodos que evalúan cuantitativamente de forma fiable (Lohr et al., 2018; Pustaver MR., n.d.) las características tanto mecánicas de los músculos y los tejidos blandos, como es la miotonometría (MMT) y la tensiomiografía (TMG).

La MMT (MyotonPRO®; Myoton Ltd., Estonia) evalúa las características viscoelásticas de los músculos esqueléticos y otros tejidos biológicos blandos (Aird et al., 2012). Esta técnica de fácil uso se basa en el registro de la oscilación natural del tejido miofascial inducida por un ligero impulso mecánico (15 ms) aplicado al músculo en estado de relajación (Ditroilo et al., 2012). A través de ello, el dispositivo calcula: el estado de tensión en reposo o tono no neural, la rigidez y la elasticidad (Viir R, Virkus A, Laiho K, Rajaleid K, Selart A, 2007). El MMT se ha empleado con éxito en la supervisión médica del deporte (Gavronski et al., 2007; Gervasi et al., 2017) y en la investigación clínica fundamental. Los estudios de fiabilidad actualmente disponibles para el TMG y el MMT se centran principalmente en los músculos de las extremidades inferiores y superiores y aportan una fiabilidad excelente (Lohr et al., 2018).

Justificación

Se observa en la bibliografía existente la relación entre la longitud y el tono de la musculatura flexora de cadera y el déficit en el RDM pélvico. Es por ello que se requiere de un mayor conocimiento acerca de las propiedades viscoelásticas de esta musculatura para observar su influencia sobre el movimiento pélvico (movimientos máximos de anteversión y retroversión pélvica) en diferentes posiciones de flexión de cadera.

Hipótesis

La longitud y tensión de la musculatura flexora de cadera se correlacione con una alteración del rango de movimiento pélvico durante la posición de bipedestación (estiramiento) y sedestación (relajación) en sujetos asintomáticos.

Objetivos

El objetivo principal de este estudio es analizar la relación existente entre el movimiento y postura pélvico con y sin estiramiento de los flexores de cadera y la longitud y rigidez de los músculos flexores de cadera en una muestra asintomática.

Como objetivos secundarios:

- Describir los resultados obtenidos en el Test ortopédico del Thomas Modificado y Test de Ober a 90°, miotonometría de los músculos flexores de cadera, y la postura y movimiento pélvico en el plano sagital en sujetos asintomáticos.
- Correlacionar los valores del TTM y Test de Ober a 90° y la miotonometría de los músculos flexores de cadera con la postura estática y el rango de movimiento pélvico en el plano sagital en población asintomática.

Metodología

Diseño de estudio

En una primera fase se propuso un estudio descriptivo transversal. La realización de los test se aleatorizó mediante la aplicación “Alazar”.

El estudio se llevó a cabo en la Universidad de Zaragoza (España) desde Septiembre de 2021 a Junio de 2022. Se siguieron los principios éticos de la investigación en seres humanos según la Declaración de Helsinki. Y el estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Comunidad de Aragón (nº 06/2022; PI22/103).

Sujetos

Previo a la valoración, los participantes del estudio debieron firmar un consentimiento informado (Anexo I). Un total de 28 sujetos (17 hombres, 11 mujeres) fueron reclutados. Se incluyeron a pacientes: mayores de 18 años y que no hubiesen presentado dolor lumbar o dolor de rodilla durante más de 7 días en los últimos 3 meses. Los criterios de exclusión fueron: presentar dolor continuo en la zona lumbar y de rodilla, dolor en miembros inferiores y superiores continuo y/o dolor incapacitante para realizar su función cotidiana.

Variables de estudio

La principal variable de estudio es el Rango de Movimiento Pélvico (RDMP) y de la Postura Pélvica Bípeda (PPB) y los resultados obtenidos en los TTM (TTM) y Test de Ober a 90° (TO). Como variables secundarias se analizaron las propiedades musculares mediante el MyotonPRO. Además, también se obtuvieron las variables sociodemográficas pertinentes.

Variables Sociodemográficas

Se registraron los datos de sexo (mujer u hombre), edad (años), altura (cm), perímetro de cintura (cm), perímetros del muslo (cm), longitud del fémur (cm), longitud de la tibia (cm), lado dominante (derecha o izquierda).

Propiedades Viscoelásticas

La viscoelasticidad del tejido se midió con el dispositivo MyotonPRO (Myoton AS, Tallinn, Estonia) y se registraron el tono, la rigidez y la elasticidad de los tejidos del

miembro inferior de manera bilateral. Se realizaron tres mediciones individuales con un intervalo de 1s y se obtuvieron los valores medios de rigidez (N/m), tono muscular (Hz) y relajación (ms) (Cadellans-Arróniz et al., 2021). Las mediciones se realizaron con el sujeto en decúbito supino y con la máxima relajación posible. Previamente se midieron con una cinta métrica (marca Lufkin) las localizaciones del lugar de medición en los músculos, señaladas con un bolígrafo epidérmico (Ferber et al., 2010; Huang et al., 2018). La musculatura a medir fue la siguiente:

- *Punto 1a y 1b*: Recto anterior del cuádriceps (RA) a dos tercios de la distancia entre la Espina Iliaca antero-superior (EIAS) y el polo superior de la rótula. El tendón cuadripucital (TC) se medirá en el punto medio entre la tuberosidad tibial y el polo inferior de la rótula.
- *Punto 2*: Vasto medial (VM), al 80% hacia distal de la distancia entre EIAS e interlinea articular en el punto de cruce con el borde anterior del ligamento lateral interno.
- *Punto 3*: Vasto lateral (VL), en el cruce del borde anterior de la cintilla iliotibial con el espacio de la interlinea articular fémoro tibial.
- *Punto 4*: Vientre del Tensor de la Fascia Lata (TFL), a un sexto de la distancia inicial hacia proximal entre el epicóndilo femoral lateral y la EIAS.
- *Punto 5*: Psoas-iliaco, en la parte más craneal y superficial del músculo en el triángulo de Scarpa, medial al músculo al sartorio.

A continuación, el dispositivo se colocó en estos puntos de medición de manera que la sonda se situó perpendicular a la superficie de la piel sobre el vientre y/o tendón muscular de interés. El investigador aplicó a la sonda una precarga constante (0,18 N), y el dispositivo entregó un impulso mecánico rápido (15 ms), de fuerza baja (0,4 N), que indujo oscilaciones naturales amortiguadas de los tejidos subyacentes, que el dispositivo registró mediante un sensor de aceleración digital (Aird et al., 2012; Lohr et al., 2018). Los parámetros obtenidos por el MyotonPro fueron (1) Frecuencia (frecuencia de oscilación natural que caracteriza el tono del músculo en estado de reposo), (2) Desplazamiento (decremento logarítmico de la oscilación natural, que caracteriza la

elasticidad), (3) Rigidez dinámica, que caracteriza la resistencia del músculo a la contracción (Aird et al., 2012). El MyotonPRO expresa una excelente confiabilidad para todos los parámetros, con un Coeficiente de Correlación Interclase (ICC) que varía entre 0,91 a 0,99, con la excepción de la elasticidad (0,78-0,86), que sigue representando una buena fiabilidad (Lohr et al., 2018).

Medición del rango de movimiento pélvico y de la postura estática.

Se registró en formato video el movimiento pélvico en el plano sagital de cada paciente. Se empleó un dispositivo móvil (Iphone 11) para la grabación de los videos. Se colocó el dispositivo sobre un trípode a 115 cm del suelo y a una distancia de 3m respecto al sujeto a medir. Se realizaron 3 grabaciones de 10 segundos en posición bípeda y sedente a 45° de flexión de cadera. Posteriormente, se analizó el rango de movimiento mediante el software Kinovea (v.0.8.15., Kinovea). Este software ha demostrado ser una herramienta válida y fiable con un ICC >0.85 (Fernández-González et al., 2020).

Para llevar a cabo la medición, se marcaron las referencias óseas del AcRDMion, EIAS, EIPS, epicóndilo lateral del fémur y vértice anterior del maléolo lateral del peroné. Se solicitó al sujeto que se colocase en la marca de referencia para la medición, en posición bípeda en primer lugar. Previamente se enseñó y entrenó el movimiento a realizar de anteversión y retroversión pélvica. Se solicitó al sujeto que realizase el movimiento de anteversión y retroversión pélvica. Tras cada toma se realizó una pequeña marcha en la sala de valoración, hasta volver al punto de referencia y realizar el siguiente fotograma, con el objetivo de evitar una posición antinatural.

En segundo lugar, se colocó al paciente en sedestación con 45° de flexión de cadera, pies apoyados en el suelo y siguiendo el ancho de las caderas. De nuevo, se le solicitó la ejecución del movimiento activo de anteversión y retroversión pélvica. Mediante el análisis de vídeo se obtuvieron las variables de movimiento pélvico de anteversión y retroversión máxima y recorrido total de movimiento de los sujetos considerando las posiciones de sedestación y bipedestación y la posición pélvica.

Se consideró anteversión pélvica máxima el rango de movimiento del sujeto desde la posición pélvica neutra hasta alcanzar la máxima inclinación anterior de la pelvis. Se entendió como retroversión pélvica máxima el rango de movimiento del sujeto desde la posición neutra hasta alcanzar la máxima inclinación posterior de la pelvis. Por último, el

recorrido total de movimiento fue entendido como el rango de movimiento comprendido entre la anteversión pélvica y retroversión pélvica máximas.

Se definió como postura pélvica la diferencia entre la posición pélvica neutra teórica media y la posición pélvica real media de los sujetos en el momento de la medición. Este criterio se estableció tanto para la bipedestación como para la sedestación. Se midió esta variable en grados mediante el software Kinovea (v.0.8.15., Kinovea).

Test de Ober

La medición del rango de aducción de cadera se realizó de forma bilateral en cada sujeto a través del Test de Ober (TO). Se colocó al paciente en decúbito contralateral con la cintura escapular y pélvica alineadas en el plano sagital (Gajdosik et al., 2003). El examinador 1 se situó detrás del sujeto con una toma manual en la pelvis para estabilizar, mientras la otra mano sujetó la pierna manteniendo 90° de flexión de rodilla y desde la posición de flexo-extensión 0° y rotación de cadera neutra y leve abducción. Se dejó caer por el peso de la gravedad lentamente la pierna en aducción de cadera hacia la camilla, hasta sentir movimiento en la pelvis (Ferber et al., 2010). A continuación, el examinador 2, procedió a la medición del rango de aducción de cadera, mediante el inclinómetro digital integrado en la aplicación móvil Clinometer (LIS302DL acceleRDMeter). Se colocó sobre el miembro al final del movimiento de aducción, en el punto medio entre la espina ilíaca anterosuperior y el cóndilo lateral del fémur a lo largo el eje longitudinal de la cara lateral del muslo. Los grados obtenidos se clasificaron de forma positiva si la pierna quedaba en posición final de abducción; mientras que fueron negativos si esta quedaba en posición de aducción (Ferber et al., 2010).

La medición del rango de aducción de cadera solamente se realizó con la cadera contralateral a 90° de flexión de cadera (Ferber et al., 2010). Se efectuaron 3 mediciones del TO, obteniendo los datos medios como resultado. Se definió esta variable como “Rango de Movimiento” (RDM)

Test de Thomas Modificado

La medición de la extensibilidad de los músculos flexores de cadera, se evaluó con el Test de Thomas Modificado (TTM). El paciente se colocó al borde de la camilla sobre sus tuberosidades isquiáticas y descansando el pliegue glúteo sobre la camilla. Se le pidió que

colocase ambas manos por detrás del muslo de la pierna no testada y que, flexionando la cadera y la rodilla, llevase esta última al máximo rango posible hacia su pecho, mientras se reclinaba en posición de decúbito supino con ayuda del examinador 1.

En el TTM, se registraron los datos de rango de extensión de cadera, rango de flexión de rodilla y, por último, rango de abducción de cadera. El rango de extensión de cadera se midió a través de un dispositivo móvil (Iphone 11), gracias a la aplicación móvil Clinometer (LIS302DL accelerometer). El dispositivo se colocó en la zona media del muslo. El rango de flexión de rodilla se registró con un goniómetro manual (Jammar, Sammons Court, Bolingbrook, IL), colocando la rama fija siguiendo la línea diafisaria del fémur, y la rama móvil en dirección de la diáfisis tibial. Por último, se determinó el rango de abducción de cadera mediante un goniómetro manual (Jammar, Sammons Court, Bolingbrook, IL), colocando la rama fija en la línea horizontal entre EIAS y la rama móvil siguiendo la diáfisis del fémur. Para todas las variedades del test, se realizaron 3 mediciones y se obtuvo como resultado final el valor medio (Harvey, 1998).

Procedimiento

Los datos fueron recogidos en una única sesión por participante en una sala de la Universidad de Zaragoza desde Enero a Marzo. Todos los sujetos fueron sometidos al mismo procedimiento. Se aleatorizó para cada individuo el orden de valoración de las pruebas del TO en 90° de flexión contralateral y el Test de Thomas Modificado, para evitar la influencia de una misma prueba sobre otra. Se pidió a los participantes que usaran traje de baño o ropa interior, y que no hubiesen practicado ejercicio un mínimo de 4 horas previa a la evaluación. El procedimiento se llevó a cabo por un estudiante de grado de fisioterapia y dos fisioterapeutas cursando un título de máster, supervisados por dos fisioterapeutas con más de 3 años de experiencia. Cada estudiante asistió previamente a 2 talleres de instrucción para familiarizarse con el protocolo de evaluación.

Análisis estadístico

El estudio estadístico se llevó a cabo con el software estadístico SPSS. Para el estudio descriptivo, se utilizaron la media y desviación típica (o mediana) y máximo-mínimo para las variables cuantitativas. Mientras que, para las variables cualitativas, se usaron frecuencias absolutas. Para el estudio correlacional, se analizó el Coeficiente de Correlación de Pearson, dado que las variables de estudio siguieron una distribución

normal. La correlación se estableció entre rango de movimiento pélvico y Test de Thomas Modificado, TO a 90° de flexión contralateral, posición pélvica, y tono, rigidez y elasticidad muscular medida con el MyotonPRO Se interpretó el Coeficiente de Pearson de la siguiente forma: (1) $r < 0.30$ asociación débil; (2) $0.30 \leq r \leq 0.70$ asociación moderada; (3) $r > 0.70$ asociación fuerte. Las restantes variables cualitativas se analizaron usando las pruebas de Chi cuadrado y se informaron con frecuencias absolutas, con un IC del 95%. Para todas las pruebas estadísticas realizadas, se estableció un nivel de significación de $p < 0.05$.

Resultados

Desde Noviembre de 2021 hasta Febrero de 2022, 28 voluntarios fueron reclutados (17 hombres y 11 mujeres) con una edad media de 21 años (19-41) satisfaciendo los criterios de inclusión. Se consideró cada pierna del paciente como un sujeto independiente, por lo que la muestra fue de 56 casos. Todos fueron aleatorizados en el orden de examinación de las pruebas. Las características sociodemográficas y antropométricas de los pacientes están recogidas en la Tabla 1.

Variables	n=28
Sexo, H/M (%)	17/11 (60,7/29,3)
Edad (años), Mediana (Mín/Máx)	21 (19/41)
Altura (cm), Media (DS)	172,36 ± 7,6
Perímetro de la Cintura (cm)	79,07 ± 7,76
Perímetro del Muslo Izquierdo (cm)	55 ± 5,82
Perímetro del Muslo Derecho (cm)	55,39 ± 5,73
Longitud del Muslo Izquierdo (cm)	47,64 ± 3,26
Longitud del Muslo Derecho (cm)	47,11 ± 3,25
Longitud de la Tibia Izquierda (cm)	34,79 ± 2,56
Longitud de la Tibia Derecha (cm)	33,68 ± 7,12

i. DS: Desviación estándar; H: Hombre; M: Mujer; cm: centímetros; Máx: máximo; Mín: Mínimo; %: Porcentaje.

Tabla 1. Características sociodemográficas y antropométricas.

Los datos del estudio descriptivo acerca de las variables cuantitativas se muestran en la Tabla 2.

Variables	n=28
	Media (DS)
Tono Muscular RA (Hz)	15,26 ± 1,49
Rigidez RA (N/m)	279 ± 31,18
Elasticidad RA	1,38 ± 0,27
Tono Muscular TC (Hz)	18,21 ± 3,62
Rigidez TC (N/m)	359,86 ± 143,1
Elasticidad TC	1,28 ± 1,34
Tono Muscular VM (Hz)	13,92 ± 1,80
Rigidez VM (N/m)	236,21 ± 50,22
Elasticidad VM	1,15 ± 0,25

Tono Muscular VL (Hz)	15,29 ± 2,94
Rigidez VL (N/m)	276,14 ± 68,64
Elasticidad VL	1,31 ± 0,22
Tono Muscular TFL (Hz)	15,53 ± 2,01
Rigidez TFL (N/m)	264,75 ± 60,1
Elasticidad TFL	0,82 ± 0,14
Tono Muscular Psoas (Hz)	13,67 ± 1,86
Rigidez Psoas (N/m)	191,02 ± 47,07
Elasticidad Psoas	0,80 ± 0,14
Test Ober a 90º RDM Abducción	14,84 ± 4,31
Test Thomas Modificado RDM Ext (º)	5,27 ± 9,16
Test Thomas Modificado RDM Flex Rod (º)	47,98 ± 9,79
Test Thomas Modificado RDM Abd (º)	17,46 ± 7,21
Posición Neutra Bipedestación (º)	16,12 ± 4,43
Anteversión Máx Bipedestación (º)	24,03 ± 5,5
Retroversión Máx Bipedestación (º)	8,94 ± 4,2
Posición Neutra Sedestación (º)	4,38 ± 7,9
Anteversión Máx Sedestación (º)	13,74 ± 6,14
Retroversión Máx Sedestación (º)	-4,65 ± 8,29
Recorrido Total Movimiento Bipedestación (º)	15,1 ± 4,64
Recorrido Total Movimiento Sedestación (º)	18,38 ± 4,96
Recorrido Total Movimiento Completo (º)	28,68 ± 6,82
Posición Pélvica (%)	56,71

i. DS: Desviación estándar; Hz: Hercios; N/m: Newtons por metro; RA: Recto Anterior; TC: Tendón Cuadripalpal; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; TFL: Tensor Fascia Lata; RDM: Rango de Movimiento; Ext: Extensión; Flex: Flexión; Máx: Máxima; º: grados de movimiento; % : porcentaje.

Tabla 2. Características Variables Cuantitativas.

i. DS: Desviación estándar; Hz: Hercios; N/m: Newtons por metro; RA: Recto Anterior; TC: Tendón Cuadripalpal; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; TFL: Tensor Fascia Lata; RDM: Rango de Movimiento; Ext: Extensión; Flex: Flexión; Máx: Máxima; º: grados de movimiento; %: porcentaje.

Estadísticos Correlación Test de Ober a 90º con Posición Pélvica

En la siguiente tabla se observa la correlación del TO a 90º con la posición pélvica. No se observa ninguna diferencia estadísticamente significativa, por lo que tampoco se puede establecer una correlación entre las variables de estudio.

Variables	Posición Pélvica (%)	
	n=56	
	<i>Coeficiente de Pearson</i>	<i>p</i>
Test Ober a 90º (RDM Aducción)	0,121	0,377

i. RDM: Rango de Movimiento; n: tamaño muestral; %: porcentaje; * P valor significativo

Tabla 3. Correlación Test de Ober a 90º y Posición Pélvica.

Estadísticos Correlación Test de Thomas Modificado con Posición Pélvica

En la tabla 4, se reflejan los resultados de las correlaciones entre el Test de Thomas Modificado y la posición pélvica.

Para la correlación del RDM de extensión de cadera y posición pélvica, se observó una diferencia estadísticamente significativa, siendo una asociación positiva y débil (CP=0,264; p=0,049).

Para la correlación del RDM de flexión de rodilla y la posición pélvica, no se observaron diferencias estadísticamente significativas.

Para la correlación del RDM de abducción de cadera y la posición pélvica, se observaron diferencias estadísticamente significativas, siendo una asociación positiva y débil (CP=0,292; p=0,029).

Variables	Posición Pélvica (%)	
	n=56	p
Test Thomas Modificado (RDM Ext Cadera)	0,264	0,049*
Test Thomas Modificado (RDM Flex Rodilla)	-0,070	0,606
Test Thomas Modificado (RDM Abducción)	0,292	0,029*

i. RDM: Rango de Movimiento; %: Porcentaje; n: Tamaño Muestral; * P valor significativo

Tabla 4. Correlación Test de Thomas Modificado y Posición Pélvica.

Estadísticos Correlación Miotonometría con Posición Pélvica

En la tabla 5, se aprecian las correlaciones entre la miotonometría y las posiciones pélvicas.

Se observaron diferencias significativas para el tono muscular del RA y TFL, mostrando ambos una asociación positiva débil (CP=0,293; p=0,028) y (CP=0,269; p=0,045), respectivamente.

Por otro lado, también se observaron diferencias estadísticamente significativas para la rigidez del TFL, reflejando una asociación positiva moderada ($CP=0,307$; $p=0,021$).

Variables	Posición Pélvica (%)	
	n=56	
	Coeficiente de Pearson	p
Tono Muscular RA (Hz), Media (Ds)	0,293	0,028*
Rigidez RA (N/m) Media (Ds)	0,125	0,359
Elasticidad RA Media (Ds)	0,144	0,291
Tono Muscular TC (Hz), Media (Ds)	0,094	0,492
Rigidez TC (N/m) Media (Ds)	0,043	0,775
Elasticidad TC Media (Ds)	0,172	0,205
Tono Muscular VM (Hz), Media (Ds)	0,181	0,183
Rigidez VM (N/m) Media (Ds)	0,159	0,241
Elasticidad VM Media (Ds)	0,024	0,862
Tono Muscular VL (Hz), Media (Ds)	0,09	0,496
Rigidez VL (N/m) Media (Ds)	0,047	0,729
Elasticidad VL Media (Ds)	0,207	0,126
Tono Muscular TFL (Hz), Media (Ds)	0,269	0,045*
Rigidez TFL (N/m) Media (Ds)	0,307	0,021*
Elasticidad TFL Media (Ds)	0,016	0,907
Tono Muscular Psoas (Hz), Media (Ds)	-0,051	0,711
Rigidez Psoas (N/m) Media (Ds)	0,031	0,823
Elasticidad Psoas Media (Ds)	-0,163	0,229

i. DS: Desviación estándar; Hz: Hercios; N/m: Newtons por metro; RA: Recto Anterior; TC: Tendón Cuadripucital; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; TFL: Tensor Fascia Lata; RDM: Rango de Movimiento; Ext: Extensión; Flex: Flexión; Máx: Máxima; n: Tamaño Muestral; %: Porcentaje; * P valor significativo.

Tabla 5. Correlación Miotonometría y Posición Pélvica.

Estadísticos Correlación Miotonometría con Posiciones Pélvicas en Bipedestación

En la tabla 6 se recoge la correlación de la miotonometría y las diferentes posiciones pélvicas durante la bipedestación.

Para las correlaciones entre la miotonometría y la posición pélvica neutra en bipedestación, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas.

Para las correlaciones entre la miotonometría y la anteversión máxima en bipedestación, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el tono muscular de RA ($CP=0,302$; $p=0,024$) obteniendo una asociación positiva moderada.

Para las correlaciones entre la miotonometría y la retroversión máxima en bipedestación, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la elasticidad del Psoas (CP = -0,292; p=0,029) teniendo una asociación negativa débil.

Variables	Posición		Neutra	Anteversión	Máxima	Retroversión	Máxima	
	Bipedestación			Bipedestación	Bipedestación	Bipedestación	Bipedestación	
	n=56	n=56						
	Coefficiente de Pearson	p		Coefficiente de Pearson	p	Coefficiente de Pearson	p	
Tono Muscular RA (Hz)	0,246	0,067	0,302	0,024 [*]	0,163	0,231		
Rigidez RA (N/m)	0,091	0,506	0,211	0,118	0,122	0,370		
Elasticidad RA	0,222	0,1	0,125	0,359	0,246	0,068		
Tono Muscular TC (Hz)	-0,017	0,901	0,095	0,486	0,004	0,977		
Rigidez TC (N/m)	-0,017	0,902	0,001	0,992	-0,125	0,359		
Elasticidad TC	0,058	0,671	0,153	0,261	0,054	0,690		
Tono Muscular VM (Hz)	0,131	0,338	0,194	0,151	0,020	0,886		
Rigidez VM (N/m)	0,039	0,773	0,137	0,316	-0,003	0,981		
Elasticidad VM	-0,052	0,705	-0,026	0,851	0,125	0,360		
Tono Muscular VL (Hz)	0,148	0,275	0,252	0,061	0,173	0,203		
Rigidez VL (N/m)	0,054	0,693	0,231	0,086	0,137	0,314		
Elasticidad VL	0,116	0,395	-0,002	0,989	0,203	0,134		
Tono Muscular TFL (Hz)	0,078	0,556	0,118	0,386	0,093	0,495		
Rigidez TFL (N/m)	0,151	0,266	0,180	0,186	0,194	0,152		
Elasticidad TFL	0,118	0,385	0,027	0,844	0,057	0,674		
Tono Muscular Psoas (Hz)	-0,138	0,311	-0,094	0,492	-0,107	0,434		
Rigidez Psoas (N/m)	-0,048	0,725	-0,057	0,675	-0,190	0,161		
Elasticidad Psoas	-0,147	0,281	-0,225	0,096	-0,292	0,029 [*]		

i. DS: Desviación estándar; Hz: Hercios; N/m: Newtons por metro; RA: Recto Anterior; TC: Tendón Cuadripucital; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; TFL: Tensor Fascia Lata; RDM: Rango de Movimiento; Ext: Extensión; Flex: Flexión; Máx: Máxima; n: Tamaño Muestral; %: Porcentaje; * P valor significativo.

Tabla 6. Correlación de Miotonometría con Posiciones Pérvicas en Bipedestación.

Estadísticos Correlación Miotonometría con Posiciones Pélvicas en Sedestación

En la tabla 7 se muestran las correlaciones de la miotonometría con las diferentes posiciones pélvicas durante la sedestación.

Para las correlaciones entre la miotonometría y la posición pélvica neutra en sedestación, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la elasticidad del RA (CP=0,348; p=0,009) siendo una asociación positiva moderada.

Para las correlaciones entre la miotonometría y la anteversión máxima en sedestación, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas.

Para las correlaciones entre la miotonometría y la retroversión máxima en sedestación, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el tono muscular de RA (CP = 0,329; p=0,013), VL (CP = 0,265; p=0,049) y TFL (CP = 0,288; p=0,031) siendo una asociación positiva débil en VL y TFL y moderada para RA. Además, también se obtuvieron diferencias para la rigidez del RA (CP = 0,278; p=0,038) y del TFL (CP = 0,396; p=0,002) obteniendo una asociación débil para RA y moderada para TFL.

Variables	Posición		Anteversión Sedestación n=56	Máxima Sedestación n=56	Retroversión Sedestación n=56	Máxima				
	Neutra									
	Sedestación n=56	Sedestación n=56								
	Coefficiente de Pearson	p	Coefficiente de Pearson	p	Coefficiente de Pearson	p				
Tono Muscular RA (Hz)	0,057	0,679	0,189	0,163	0,329	* 0,013				
Rigidez RA (N/m)	0,037	0,787	0,160	0,239	0,278	* 0,038				
Elasticidad RA	0,348	* 0,009	0,199	0,141	0,214	0,114				
Tono Muscular TC (Hz),	-0,010	0,942	0,027	0,846	0,078	0,570				
Rigidez TC (N/m)	-0,063	0,646	-0,008	0,955	-0,024	0,860				
Elasticidad TC	0,117	0,392	0,117	0,390	0,183	0,178				
Tono Muscular VM (Hz)	0,088	0,517	0,250	0,063	0,219	0,104				
Rigidez VM (N/m)	0,108	0,429	0,251	0,062	0,227	0,093				
Elasticidad VM	0,096	0,484	0,013	0,926	0,108	0,429				
Tono Muscular VL (Hz)	0,065	0,632	0,219	0,106	0,265	* 0,009				

Rigidez	VL	-0,007	0,961	0,215	0,111	0,191	0,159
Elasticidad	VL	-0,034	0,806	0,030	0,828	0,114	0,402
Tono Muscular	TFL (Hz)	-0,091	0,503	0,129	0,344	0,288	* 0,031
Rigidez	TFL	-0,056	0,684	0,165	0,225	0,396	* 0,002
Elasticidad	TFL	0,224	0,096	0,112	0,411	0,103	0,448
Tono Muscular	Psoas	-0,191	0,158	-0,242	0,072	-0,135	0,319
Rigidez	Psoas	-0,030	0,829	-0,188	0,165	-0,094	0,491
Elasticidad	Psoas	0,035	0,801	-0,118	0,384	-0,150	0,271

i. DS: Desviación estándar; Hz: Hercios; N/m: Newtons por metro; RA: Recto Anterior; TC: Tendón Cuadricipital; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; TFL: Tensor Fascia Lata; RDM: Rango de Movimiento; Ext: Extensión; Flex: Flexión; Máx: Máxima; n: Tamaño Muestral; %: Porcentaje; * P valor significativo.

Tabla 7. Correlación de Miotonometría con Posiciones Pélvicas en Sedestación.

Estadísticos Correlación Miotonometría con Recorrido Total

En la tabla 8 se observan los resultados de las correlaciones entre la miotonometría y el recorrido total pélvico durante la bipedestación y sedestación.

Para las correlaciones entre la miotonometría y el recorrido total en bipedestación, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas.

Para las correlaciones entre la miotonometría y el recorrido total en sedestación, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el tono muscular del RA (CP= -0,317; p=0,017) y del TFL (CP= -0,323; p=0,015) presentando una asociación negativa moderada para RA y TFL. Y también se encontraron diferencias en la rigidez de RA (CP= -0,267; p=0,047) y TFL (CP= -0,459; p=0,000) teniendo una asociación negativa débil en RA y moderada en TFL.

Para las correlaciones entre la miotonometría y el recorrido total de movimiento, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la rigidez del TFL (CP= -0,337; p=0,011) con asociación negativa moderada.

Variables	Recorrido	Total	Recorrido Total Sedestación n=56	Recorrido Total n=56
	Bipedestación n=56			

	Coefficiente de Pearson	p	Coefficiente de Pearson	p	Coefficiente de Pearson	p
Tono Muscular RA (Hz)	0,210	0,120	-0,317	* 0,017	-0,157	0,247
Rigidez RA (N/m)	0,140	0,304	-0,267	* 0,047	-0,168	0,215
Elasticidad RA	-0,074	0,585	-0,111	0,417	-0,158	0,244
Tono Muscular TC (Hz)	0,109	0,423	-0,097	0,478	-0,017	0,899
Rigidez TC (N/m)	0,115	0,399	0,031	0,822	0,031	0,823
Elasticidad TC	0,132	0,333	-0,160	0,238	-0,098	0,470
Tono Muscular VM (Hz)	0,213	0,115	-0,057	0,675	-0,110	0,418
Rigidez VM (N/m)	0,165	0,224	-0,068	0,618	-0,166	0,221
Elasticidad VM	-0,044	0,291	-0,165	0,225	-0,152	0,265
Tono Muscular VL (Hz)	0,143	0,293	-0,172	0,205	-0,118	0,385
Rigidez VL (N/m)	0,150	0,268	-0,052	0,701	-0,046	0,738
Elasticidad VL	-0,186	0,170	-0,154	0,258	-0,140	0,305
Tono Muscular TFL (Hz)	0,056	0,683	-0,323	* 0,015	-0,255	0,058
Rigidez TFL (N/m)	0,037	0,786	-0,459	* 0,000	-0,337	* 0,011
Elasticidad TFL	-0,020	0,882	-0,034	0,804	-0,104	0,446
Tono Muscular Psoas (Hz)	-0,015	0,915	-0,073	0,591	0,089	0,515
Rigidez Psoas (N/m)	0,104	0,444	-0,076	0,578	0,068	0,621
Elasticidad Psoas	-0,002	0,989	0,104	0,447	0,001	0,994

i. DS: Desviación estándar; Hz: Hercios; N/m: Newtons por metro; RA: Recto Anterior; TC: Tendón Cuadripucital; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; TFL: Tensor Fascia Lata; RDM: Rango de Movimiento; Ext: Extensión; Flex: Flexión; Máx: Máxima; n: Tamaño Muestral; %: Porcentaje; * P valor significativo.

Tabla 8. Correlación de Miotonometría con Recorrido Total de Movimiento.

Estadísticos Correlación Test de Ober a 90º con Posiciones Pélvicas Bipedestación

En la tabla 9, se adjuntan las correlaciones entre el TO a 90º (RDM Abducción) con las diferentes posiciones pélvicas en bipedestación.

Para las correlaciones entre la posición neutra de bipedestación y el RDM de Abducción del TO a 90°, se encontraron diferencias estadísticamente significativas (CP=0,323; p=0,015) con asociación positiva moderada.

Para las correlaciones entre la anteversión en bipedestación y el TO a 90°, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en RDM de abducción

Para las correlaciones entre la retroversión en bipedestación y el TO a 90°, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ni en RDM de abducción ni en ST.

Variables	Posición	Neutra	Anteversión	Máxima	Retroversión	Máxima
	Bipedestación		Bipedestación		Bipedestación	
	n=56		n=56		n=56	
	Coeficiente de Pearson	p	Coeficiente de Pearson	p	Coeficiente de Pearson	p
Test Ober a 90° (RDM Abducción)	0,323	0,015*	0,128	0,346	0,255	0,058

i. RDM: Rango de Movimiento; n: Tamaño Muestral; * P valor significativo.

Tabla 9. Correlación de Test de Ober 90° con Posiciones Pélvicas en Bipedestación.

Estadísticos Correlación Test de Ober a 90° con Posiciones Pélvicas Sedestación

En la tabla 10, se resumen las correlaciones entre el TO a 90° (RDM Abducción) con las diferentes posiciones pélvicas en Sedestación.

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas para ninguna de las correlaciones establecidas.

Variables	Posición	Neutra	Anteversión	Máxima	Retroversión	Máxima
	Sedestación		Sedestación		Sedestación	
	n=56		n=56		n=56	
	Coeficiente de Pearson	p	Coeficiente de Pearson	p	Coeficiente de Pearson	p
Test Ober a 90° (RDM Abducción)	0,166	0,223	0,066	0,627	0,075	0,582

i. RDM: Rango de Movimiento; n: Tamaño Muestral; * P valor significativo.

Tabla 10. Correlación de Test de Ober 90° con Posiciones Pélvicas en Sedestación.

Estadísticos Correlación Test de Ober a 90° con Recorrido Total

En la tabla 11, se adjuntan las correlaciones entre el TO a 90° (RDM Abducción) con el recorrido total de movimiento pélvico.

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas para ninguna de las correlaciones establecidas.

Variables	Recorrido		Total Bipedestación n=56	Recorrido Total Sedestación		Recorrido Total n=56
	Coefficiente de Pearson	p		Coefficiente de Pearson	p	
Test Ober a 90°						
(RDM Abducción)	-0,079	0,562	-0,043	0,750	0,012	0,931

i. RDM: Rango de Movimiento; n: Tamaño Muestral; *P valor significativo.

Tabla 11. Correlación de Test de Ober 90° con Recorrido Total de Movimiento.

Estadísticos Correlación Test de Thomas Modificado con Posiciones Pélvicas en Bipedestación

En la tabla 12, se adjuntan las correlaciones entre el Test de Thomas Modificado (RDM Extensión de cadera, RDM de Flexión de rodilla y RDM de Abducción) con posiciones pélvicas en bipedestación.

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas para ninguna de las correlaciones establecidas.

Variables	Posición		Neutra Bipedestación n=56	Anteversión		Máxima Bipedestación n=56	Retroversión	Máxima Bipedestación n=56
	Coefficiente de Pearson	p		Coefficiente de Pearson	p			

Test	Thomas					
Modificado						
(RDM	Ext	0,082	0,548	0,012	0,932	0,034
Cadera)						0,802
Test	Thomas					
Modificado						
(RDM	Flex	-0,137	0,315	0,219	0,105	-0,206
Rodilla)						0,127
Test	Thomas					
Modificado						
(RDM		0,198	0,143	0,103	0,452	-0,033
Abducción)						0,807

i. RDM: Rango de Movimiento; Ext: Extensión; Flex: Flexión; * P valor significativo

Tabla 12. Correlación de Test de Thomas Modificado con Posiciones Pélvicas en Bipedestación.

Estadísticos Correlación Test de Thomas Modificado con Posiciones Pélvicas en Sedestación

En la tabla 13, se adjuntan las correlaciones entre el Test de Thomas Modificado (RDM Extensión de cadera, RDM de Flexión de rodilla y RDM de Abducción) con posiciones pélvicas en sedestación.

Para las correlaciones entre la posición neutra de Sedestación y el Test de Thomas Modificado, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el RDM de Flexión de Rodilla ($CP=0,244$; $p=0,007$) con asociación positiva débil.

Para las correlaciones entre la anteversión máxima en sedestación y el Test de Thomas Modificado, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el RDM de Flexión de Rodilla ($CP=0,297$; $p=0,026$) con asociación positiva débil.

Para las correlaciones entre la retroversión en sedestación y el Test de Thomas Modificado, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el RDM de Extensión de Cadera ($CP=0,294$; $p=0,028$), RDM de flexión de rodilla ($CP=0,146$; $p=0,046$), RDM de Abducción ($CP=0,257$; $p=0,05$) siendo asociaciones positivas débiles todas.

Variables	Posición Sedestación	Neutra	Anteversión	Máxima	Retroversión	Máxima
	n=56		n=56		n=56	

		Coefficiente de Pearson	p	Coefficiente de Pearson	p	Coefficiente de Pearson	p
Test Thomas							
Modificado (RDM Ext Cadera)		0,055	0,688	0,131	0,336	0,294	0,028*
Test Thomas							
Modificado (RDM Flex Rodilla)		0,244	0,070*	0,297	0,026*	0,146	0,046*
Test Thomas							
Modificado (RDM Abducción)		0,134	0,324	0,145	0,286	0,257	0,05*

i. RDM: Rango de Movimiento; Ext: Extensión; Flex: Flexión; * P valor significativo

Tabla 13. Correlación de Test de Thomas Modificado con Posiciones Pélvicas en Sedestación.

Estadísticos Correlación Test de Thomas Modificado con Recorrido Total

En la tabla 14, se adjuntan las correlaciones entre el Test de Thomas Modificado (RDM Extensión de cadera, RDM de Flexión de rodilla y RDM de Abducción) con posiciones pélvicas en sedestación.

Para las correlaciones entre el recorrido total en bipedestación y el Test de Thomas Modificado, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el RDM de Flexión de Rodilla ($CP=0,447$; $p=0,001$) siendo asociación positiva moderada.

Para las correlaciones recorrido total en sedestación y el Test de Thomas Modificado, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el RDM de Extensión de Cadera ($CP= -0,329$; $p=0,013$) y el RDM de Flexión de Rodilla ($CP=0,291$; $p=0,029$) con una asociación negativa moderada para la extensión y débil positiva para la flexión.

Para las correlaciones entre el recorrido total y el Test de Thomas Modificado, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el RDM de Extensión de Cadera ($CP= -0,347$; $p=0,009$) con asociación negativa moderada.

Variables	Recorrido Bipedestación	Total	Recorrido Total Sedestación	Recorrido Total
	n=56	n=56	n=56	n=56

		Coefficiente de Pearson	p		Coefficiente de Pearson	p		Coefficiente de Pearson	p
Test Thomas									
Modificado (RDM Ext Cadera)		-0,017	0,900	-0,329	0,013	*	-0,347	0,009	*
Test Thomas									
Modificado (RDM Flex Rodilla)		0,447	0,001	*	0,291	0,029	*	0,121	0,373
Test Thomas									
Modificado (RDM Abducción)		0,152	0,263	-0,250	0,064	-0,230		0,089	

i. RDM: Rango de Movimiento; Ext: Extensión; Flex: Flexión; * P valor significativo

Tabla 14. Correlación de Test de Thomas Modificado con Recorrido Total.

Discusión

Siguiendo la línea de objetivos propuesta en nuestro estudio, se ha observado cierta correlación entre el recorrido de movimiento pélvico y la posición pélvica. Por otro lado, se ha visto relación entre los test ortopédicos del TO a 90° y el Test de Thomas Modificado respecto al rango de movimiento de la columna lumbar y la posición pélvica. Asimismo, en base a los datos obtenidos de la miotonometría se establece una asociación débil-moderada con el rango de movimiento pélvico y la posición pélvica.

Test de Thomas Modificado (TTM)

Los resultados obtenidos en las variables de estudio del TTM concuerdan con los observados en la literatura previa sobre el tema. KiM et al. (G. M. Kim & Ha, 2015), midieron el RDM de flexión de rodilla durante la realización del test, obteniendo como resultados medios $50.6^\circ \pm 9.9^\circ$, datos similares a nuestro estudio con valor medio de $47.96^\circ \pm 9.8^\circ$. De la misma forma, en tres estudios diferentes (G. M. Kim & Ha, 2015), se obtienen valores medios de flexión de rodilla comprendidos entre 50°-52°. Esta similitud puede deberse a la metodología empleada en el test y a la edad media de la población, donde en ambos estudios se reclutaron sujetos jóvenes.

Algunos estudios han sido capaces de relacionar la posición del sujeto con los resultados del TTM. Kiseljak et al. (Kiseljak D, Bolčević F, Ćurko D, Pažin K, Ujaković F, Gruić I, 2017), estudiaron en población sedentaria que la posición de sedestación prolongada producía, en la mayoría, un acortamiento de los flexores de cadera, principalmente psoas ilíaco, comprobado durante el TTM. Los valores medios del TTM fueron de $-2.3^\circ \pm 1.9^\circ$ para el RDM de extensión de cadera. Esto difiere de los $5.27^\circ \pm 9.16$ obtenidos en nuestro estudio, donde los sujetos no alcanzan la extensión. Dicha diferencia podría explicarse por la herramienta de medición, la optometría, diferente a la inclinometría y goniometría empleada en el presente estudio. Por ello se cree que la asociación de la limitación del RDM de extensión de cadera en el TTM podría deberse a un acortamiento real de los flexores de cadera. Al mismo tiempo, esta hipótesis se relaciona con la presencia de menor movimiento en posición de estiramiento de esta musculatura, es decir, en bipedestación.

Visto los resultados de nuestra miotonometría, se podría afirmar que durante el TTM la musculatura que presenta mayores valores en las propiedades viscoelásticas son el RA, VM, TFL, seguido del TC. En favor de lo obtenido, encontramos que Hamberg et al. (Hamberg, J., Björklund, M., Nordgren, B., & Sahlstedt, 1993) afirmó que existía mayor rigidez y sintomatología en el RA y TFL. Sin embargo, Corkery et al. (Marie Corkery, Heather Briscoe, Nicole Ciccone, Gina Foglia, Pamela Johnson, Sean Kinsman, Lucas Legere, Brandon Lum, n.d.), observaron un aumento notable de la tensión y rigidez en el RA, estableciendo este resultado como factor predictor de lesión isquiotibial y desarrollo de dolor lumbar. Además de ser un factor predictivo, esto supone una posición pélvica ligeramente hacia la anteversión durante la bipedestación, desencadenando, posiblemente, un RDM pélvico total limitado, tal como se ha observado en nuestro estudio.

La posición de anteversión pélvica observada en nuestro estudio durante la bipedestación tiene mucha influencia en el TTM dado que es un factor influyente negativo en la extensión de cadera. Vigotsky et al. (Vigotsky et al., 2016) también observaron dicho hallazgo. Demostraron una alta fiabilidad de detección de déficits en la extensión de cadera durante el TTM en población con anteversión pélvica aumentada. Con objeto de mejorar esto, Kim Ha et al. (J. H. Kim et al., 2020) propusieron colocar un manguito de presión en la región lumbar, obteniendo como resultados favorables una corrección

pélvica, y por tanto, una disminución del déficit de la extensión de cadera en el TTM. En contraposición, Kim et al. (G. M. Kim & Ha, 2015) afirmaron que la estabilización pasiva era mejor que la activa, dado que se conseguía, de forma externa, una disminución del movimiento pélvico gracias a la evitación compensatoria de la columna lumbar, al igual que en nuestro estudio.

En los estudios de Harvey (Harvey, 1998), y Vigotsky et al. (Vigotsky et al., 2016), no se observaron diferencias ni entre sexos ni entre miembros dominantes en los resultados del TTM. Lo mismo ocurre en nuestro estudio para la dominancia, pero no para el sexo, ya que no se analizó dicha variable.

Por último, en relación a la posición idónea para la realización del TTM existe controversia. Autores como Vigotsky et al. (Vigotsky et al., 2016), sostienen que la mejor posición es con una flexión de la pierna contralateral de 120°, consiguiendo mayor estabilización y especificidad. Sin embargo, Harvey (Harvey, 1998) expresa que no depende tanto de grados sino de capacidades del individuo, siendo la posición de máxima flexión contralateral posible la idónea para el TTM. Con ello, por la rotación anterior de la pelvis homolateral, demostró ser más específico sobre el RA y Psoas en el TTM. Nuestro estudio sigue la idea de este último autor, dado que se realizó con la máxima flexión posible del sujeto en ese momento con objeto de conseguir una mayor estabilización y focalizar más el test.

Test de Ober a 90°

En relación al rango de movimiento obtenido en el TO a 90°, podemos observar cómo nuestro estudio presenta valores inferiores a los existentes en la literatura. Como valores normativos de RDM de abducción del TO a 90° se observa una oscilación entre 16° - 20° (Bowman et al., 2010; J. H. Kim et al., 2020; Król et al., 2017). Nuestro estudio reporta un valor medio de $14.84^{\circ} \pm 4.31$, lo cual podría deberse a la población de estudio y a la percepción subjetiva de los evaluadores. Distando de nuestro estudio, Ferber et al. (Ferber et al., 2010) obtiene valores de abducción de $24.59^{\circ} \pm 7.27^{\circ}$. Dicho estudio incluyó a atletas de alto nivel y estabilización pélvica metodológicamente diferente. La disminución observada en nuestros valores, se podría asociar a un acortamiento de RA y TFL, músculos directamente influyentes en el TO. Por ende, esto entra en asociación con

la presencia de un menor rango de retroversión pélvica durante la bipedestación, pudiéndose deber al acortamiento de esta musculatura flexora.

La metodología utilizada en nuestro estudio fue la del TO convencional, también usada por Gajdosik et al. (Gajdosik et al., 2003), que afirmaba que con 90° de flexión de rodilla se consigue una mayor especificidad. Con ello se consigue mayor estabilidad lumbopélvica, disminuyendo la actividad del TFL, y limitando la aducción, obteniendo valores de abducción más altos. En nuestro caso, es lo que se observa en los resultados. Sin embargo, Reese et al. (Reese & Bandy, 2003), defienden que la estabilización pélvica con flexión de la pierna contralateral a 90° provoca una mayor torsión del TFL, obteniendo resultados más elevados de abducción en el TO. Por su parte, Kendall et al. (Kendall FP, McCreary EK, 2005), propuso que los valores altos de abducción eran cuestión de la unión del TFL con los retináculos patelares, acortando el TFL y limitando la aducción del TO. Además de acuerdo con Gajdosik et al. (Gajdosik et al., 2003), esto va en unión con un aumento de la sintomatología en el TFL y VL, lo que concuerda con nuestros resultados del tono muscular en la miotonometría.

No sólo tiene influencia la estabilización pélvica, sino también la posición de la rótula. Se ha visto en el estudio de Wang et al. (Wang et al., 2006) que, en posición neutra de cadera, la posición de la rótula induce desequilibrios en el tono de RA, VL y VM y en la longitud del TFL. Relacionado con nuestros resultados acerca de la miotonometría, sólo podríamos estar de acuerdo con el tono del VM, dónde se ha visto que existen diferencias estadísticamente significativas en el TO a 90°.

También se ha observado la relación de este test con el desarrollo de dolor lumbar. Entre los numerosos estudios acerca de la temática, Arab y Nourbakhsh (Arab & Nourbakhsh, 2010), indican un mayor tono de los músculos TFL y RA en población asintomática frente a población con dolor lumbar; sin embargo, existe mayor rigidez en la población sintomática. Esto podría ser explicado por el debilitamiento de los abductores principales de cadera (glúteo medio) y la función compensatoria del TFL, lo cual genera un mayor grado de abducción en el TO y funcionaría predictor de dolor lumbar. De ahí, los músculos RA y sobre todo TFL son los más rígidos, lo que entra en controversia con nuestros resultados de la miotonometría, dónde sólo el VM es el que presenta mayor relevancia.

Miotonometría

Los datos descriptivos de las variables de tono y rigidez medidas con el MyotonPRO oscilan entre 13.67 ± 1.85 Hz y 18.21 ± 3.62 Hz para el tono y 191.01 ± 47.06 N/m y 359.85 ± 143.07 N/m para la rigidez. Nuestros datos difieren ligeramente de los obtenidos por Llurda Almuzara et al. (Llurda-Almuzara L et al., 2020), quienes establecieron como valores normativos entre 10.63 ± 0.65 Hz y 16.17 ± 1.90 Hz para el tono y 157.12 ± 22.42 N/m y 286.96 ± 48.01 N/m para la rigidez. Esta diferencia puede deberse principalmente por las características de la población de estudio. A su vez, los valores obtenidos por Um et al. (Um et al., 2015), también son inferiores a los nuestros y, además, sostienen que existe unos valores más elevados para tono y rigidez durante la bipedestación. Cabe destacar que la posible heterogeneidad de los resultados pudo ser debido a una medición en carga de los sujetos, como en el estudio comentado, y en descarga, como en nuestro estudio.

En relación a las propiedades viscoelásticas analizadas, se observó la existencia de influencia de los músculos RA, TFL y VM junto con el TC en el TTM, produciendo un déficit de movimiento para la extensión de cadera. Por su parte, en bipedestación, se encontró una mayor influencia del VL de forma aislada; y en sedestación, del VL junto con RA y TFL. Esto entra en concordancia con las correlaciones encontradas, dado que era esta musculatura la que mayor tono y rigidez presentaba. Siguiendo con esta idea, Aird et al. (Aird et al., 2012), predijeron que los valores más bajos en miotonometría se correspondían con población joven y activa. Sin embargo, nuestra población tiene las mismas características y presenta valores muy elevados respecto a los suyos, posiblemente debido al sexo y actividad física de la muestra. Resultados que entran en controversia con los esperados teóricamente, ya que, pacientes con dolor lumbar presentaban valores más elevados (Chen et al., 2019).

En nuestros resultados, pese a no arrojar diferencias significativas entre las propiedades musculares y el ángulo de flexión de rodilla en el TTM, se ha visto un mayor nivel de rigidez en músculos como VL y TC al incrementar el ángulo de flexión de rodilla. Esto va en línea con lo observado en el estudio de Chang et al. (Chang TT et al., 2020), donde la rigidez de los gastrocnemios y tendón de Aquiles aumentó a altos niveles con la

dorsiflexión de tobillo. Como hipótesis se plantea que la bi-articularidad de estos músculos hace que la tensión aumente en rangos máximos y por ende aumente tanto la rigidez muscular. Otra de las teorías de hallar valores altos en las propiedades musculares es descrita por Do et al. (Do et al., 2021), quienes sustentan que el aumento de la rigidez y disminución del tono radica en la alteración fisiológica de la miosina que produce un déficit de fuerza muscular. Sin embargo, son resultados hallados sólo en población mayor y, lo cual entra en controversia con nuestros resultados y estas diferencias podrían deberse al factor edad.

No obstante, nuestro estudio no muestra prácticamente asociación significativa entre el TO y las propiedades viscoelásticas, por lo que se hipotetiza que el TO no sería un buen test de triaje para la musculatura flexora de cadera. Es necesario por tanto establecer una relación entre las mediciones obtenidas de los test ortopédicos que implican movimiento articular como son el TO a 90° y test de Thomas Modificado, con los resultados obtenidos de las pruebas que valoran las propiedades mecánicas del tejido blando sin movimiento articular como es la miotonometría (Lohr et al., 2018).

Rango de Movimiento Pélvico y Posición Pélvica

Los valores descriptivos obtenidos en nuestro estudio arrojan un recorrido total de movimiento pélvico de $26.68^\circ \pm 6.82^\circ$ en población asintomática, teniendo en cuenta el valor angular entre la máxima anteversión en bipedestación y la máxima retroversión en sedestación. Zhou et al. (Zhou et al., 2016), obtuvieron resultados muy similares ($29^\circ \pm 1.3^\circ$). A pesar de ello, se aprecian diferencias en valor angular teniendo en cuenta que Zawadka et al. (Zawadka et al., 2018), obtuvo $34.8^\circ \pm 12.3^\circ$ como recorrido total en población asintomática. Sin embargo, nuestros resultados se asemejan más a los de Zawadka et al. (Zawadka et al., 2018), en población sintomática $28.2^\circ \pm 10.8^\circ$, lo que podría explicarse por las diferencias en tamaño muestral y a factores de confusión como puede ser la velocidad de ejecución o análisis de vídeo.

Zhou et al. (Zhou et al., 2016), no encontraron diferencias significativas en relación a las posiciones en las que se evaluó el movimiento pélvico. Sin embargo, en nuestro estudio se observan diferencias de entre 10° - 12° entre la posición de bipedestación y sedestación.

Podría ser explicado por la metodología de medición, dado que Zhou et al. (Zhou et al., 2016) no tuvieron en cuenta el grado exacto de flexión de cadera en la evaluación en posición sedente y en nuestro estudio la flexión de cadera fue de 45°. Sin embargo, Emery et al. (Emery et al., 2019) afirmaron que la musculatura flexora (especialmente el TFL) tenía un papel decreciente cuando la cadera estaba más en flexión sobre el movimiento pélvico. Se vio con electromiografía que la actividad (tono) de esta musculatura disminuía en rangos de flexión de cadera. Esto se podría verificar en base a los resultados obtenidos con la miotonometría en nuestras mediciones, pudiendo hipotetizar que, en posición sedente, la musculatura flexora permite un mayor rango de movimiento pélvico.

Gracias al estudio de Kujala et al. (Kujala et al., 1997), se observa que el dolor lumbar inhibe la extensión lumbar y la anteversión pélvica, y por ende el RDM pélvico. Este factor se puede extraer a los datos obtenidos en las correlaciones de la miotonometría y posiciones pélvicas de sedestación y bipedestación, dónde se encuentra una clara influencia en la rigidez del RA y TFL, predictores de dolor lumbar.

Nuestro estudio aporta información relevante acerca de la relación entre el TTM y la posición pélvica en sedestación, observándose que una posición mantenida de flexión de cadera genera una limitación del RDM de extensión de cadera y flexión de rodilla en el TTM. Esta hipótesis se corresponde con Laird et al. (Laird et al., 2014, 2019), quienes defienden que un patrón en flexión genera una posición de retroversión pélvica, provocando una limitación en el RDM lumbar y de cadera. A su vez Laird et al (Laird et al., 2014, 2019), observó que la población sedente refleja una menor anteversión pélvica que podría ser debida al acortamiento de los músculos flexores de cadera, lo cual se reafirma con los resultados encontrados en la miotonometría en nuestro estudio de correlaciones del TTM y las posiciones pélvicas.

En relación al RDM pélvico, Laird et al. (Laird et al., 2014, 2019), sostienen que existe un mayor RDM hacia la retroversión frente a la anteversión y que es mayor en hombres. Frente a ello, encontramos que nuestros resultados muestran un mismo recorrido de movimiento hacia la anteversión y retroversión desde la posición neutra, tanto en bipedestación como en sedestación (8° para ambas), sin segmentación de sexo. Hasebe et al. (Hasebe et al., 2014), achaca este aumento de RDM hacia la retroversión, por la excesiva tensión de la musculatura isquiotibial que inhibe la anteversión pélvica, generando un desequilibrio lumbo-pélvico predictor de dolor lumbar. Por su parte, no

sólo la musculatura posterior influye, sino también la musculatura flexora. Esto es coherente con la observación de Preece et al (Preece et al., 2021), demostrando que la longitud de los flexores de cadera influye directamente en la inclinación pélvica y en el rango de movimiento según la posición adoptada. Se vio, que una posición de relajación de la musculatura flexora (sedestación), produjo un mayor movimiento pélvico, al igual que en nuestro estudio. Otra de las hipótesis propuestas por Winters et al (Winters MV, Blake CG, Trost JS, 2004), es que en el caso del incremento del tono de los músculos flexores de cadera se cree que la activación de los extensores en un rango acortado de los flexores, permiten una relajación de estos últimos. Esto se observa en nuestros resultados, dado que se verifica un mayor tono de los flexores, adoptando una posición de mayor anteversión pélvica en la bipedestación, lo cual se relaciona con lo visto en otros estudios.

A pesar de no encontrarse diferencias estadísticamente significativas, el RDM total pélvico fue 3° menor en bipedestación que en sedestación ($15.1^\circ \pm 4.64^\circ$ en bipedestación frente a $18.4^\circ \pm 4.96^\circ$ en sedestación). Esto entra en consonancia con estudios como el de Laird et al. (Laird et al., 2014, 2019), quienes demostraron en sujetos sanos y no sanos un menor RDM pélvico en bipedestación por la influencia de los isquiotibiales, explicado por un aumento de rigidez en la unión mio-tendinosa. Por ello, los mismos autores afirman que el estiramiento de esta musculatura produce beneficios en el RDM pélvico. Defensores de la misma idea son Winters et al. (Winters MV, Blake CG, Trost JS, 2004), quienes afirman que los músculos flexores de cadera en posición de estiramiento empeoran la función del movimiento pélvico, observado también en nuestra valoración. Por ende, un estiramiento o posición relajada de los mismos, equilibra las características de longitud y tono de los músculos antagonistas, provocando una mejora en la función del movimiento.

Acorde con Tojima et al. (Tojima, M., & Torii, 2018), que informaron sobre la buena sincronía en el RDM pélvico durante la posición sedente, nuestro estudio también resalta no sólo la calidad de movimiento (visto de forma visual) sino también la cantidad con $18.4^\circ \pm 4.96^\circ$. En contraposición, Laird et al. (Laird et al., 2014, 2019), defienden que en sedestación el RDM pélvico tiene peor calidad de movimiento y un rango similar a la bipedestación. Nuestro estudio se asemeja al de Tojima et al. (Tojima, M., & Torii, 2018), donde una explicación, podría ser la tendencia a menor rigidez y mayor elasticidad de los músculos evaluados en la posición sedente frente a la bípeda. Otra de las hipótesis de esto

podría ser la disfunción neuromuscular del complejo lumbopélvico, entendida como inestabilidad clínica.

Limitaciones del Estudio

Al concluir la presente investigación es pertinente señalar la presencia de factores limitantes como son:

- El tamaño muestral puede no ser suficiente para considerar la muestra representativa de la población general, debido a que no se realizó el cálculo del tamaño muestral. Por otro lado, dos de las características de la población es que se trata de una muestra joven y asintomática. Por ello, los resultados obtenidos en el estudio podrían no presentar un alto grado de validez externa respecto a la población general.
- Otra de las limitaciones es la no existencia de un grupo comparativo, considerando este último como un grupo integrado por población sintomática (dolor lumbar o dolor de rodilla).
- Otro punto a considerar es la subjetividad de los evaluadores a la hora de la realización de los test, especialmente el Test de Ober a 90°. Los resultados obtenidos provienen de sensaciones subjetivas de los examinadores, junto con la diferencia en la experiencia clínica de cada evaluador. Sin embargo, este punto se intentó reducir mediante el entrenamiento de los evaluadores.

Prospectivas de la Investigación

Dentro de esta línea, y tras los resultados obtenidos, planteamos el desarrollo de otras investigaciones que profundicen en el conocimiento de las relaciones establecidas entre las variables de estudio:

- Establecer en base a los resultados obtenidos de los rangos de movimiento pélvico, los valores normativos de movilidad en población joven y asintomática.

- Determinar los valores normativos de posición pélvica (neutra, máxima anteversión y máxima retroversión) en población joven y asintomática.
- Incluir en el estudio al grupo de asintomáticos, un grupo de población con dolor lumbar y un grupo de población de dolor de rodilla.

Conclusiones

Referente al estudio descriptivo, encontramos que los valores obtenidos en la miotonometría son muy similares con los estudios previos para el tono muscular, rigidez y elasticidad muscular. Respecto al Test de Ober a 90°, los valores obtenidos en nuestra muestra están comprendidos dentro de los valores normativos establecidos en estudios anteriores. Nuestros resultados en el Test de Thomas Modificado muestran valores levemente inferiores en relación al RDM de flexión de rodilla, y superiores respecto al RDM de extensión y de abducción de cadera. Para las posiciones pélvicas se observa una diferencia de unos 10-12° entre la bipedestación y la sedestación, siendo los valores mayores en bipedestación. El RDM pélvico total obtuvo valores muy similares a población sintomática, difiriendo en ±10° respecto a valores angulares normativos de la población asintomática. Respecto a la posición pélvica, se obtuvo un valor de 56.17%, entendiéndose que dicha posición se halla fuera de la posición neutra respecto al rango pélvico total de los pacientes, hacia la anteversión.

En relación a las posiciones en bipedestación, se encontró una asociación positiva débil de la posición pélvica del sujeto con el tono del RA, asociación positiva moderada entre la anteversión máxima y el tono del RA y asociación negativa débil entre la retroversión máxima y la elasticidad del Psoas. Además, también se observó una asociación positiva moderada entre la posición neutra, implicando una mayor anteversión pélvica el RDM de abducción en el TO. Así pues, en bipedestación se observa la influencia del tono del RA provocaría una mayor anteversión pélvica por el acortamiento muscular.

Respecto a la posición de sedestación, se halló una asociación positiva moderada entre la posición neutra y la elasticidad del RA, al mismo tiempo que una asociación positiva débil con el RDM de flexión de rodilla en el TTM. Respecto a la anteversión máxima y el RDM de flexión de rodilla en el TTM se vio una asociación positiva débil. Una asociación positiva moderada fue hallada entre la retroversión máxima y el tono del RA y la rigidez del TFL; mientras que también se observó una asociación positiva débil con el tono del VL y TFL y con la rigidez del RA. A su vez, asociaciones positivas débiles fueron observadas entre la retroversión máxima y el RDM de flexión de rodilla y extensión de cadera en el TTM. Como conclusión más importante es ver que la elasticidad

del RA aumentó en posiciones de sedestación debido a la relajación tisular del músculo en una posición de no estiramiento.

Además, la asociación entre el recorrido total en bipedestación y el RDM de flexión de rodilla del TTM fue positiva moderada. Para el recorrido total de movimiento en sedestación, se vieron asociaciones negativas entre el recorrido total y la rigidez del RA (débil) y TFL (moderada); y negativa moderada para el tono de RA y TFL; y con el TTM, se observaron asociaciones negativas moderadas con RDM de extensión de cadera y positivas débiles con RDM de flexión de rodilla. En cuanto al recorrido total, sólo se observó asociación negativa moderada con la rigidez del TFL; y respecto al TTM se halló una asociación negativa moderada con el RDM de extensión de cadera.

Finalmente, se observó cierta asociación entre el tono del RA y TFL y rigidez del TFL con la posición pélvica. Se podría hipotetizar que, en base a estos resultados se muestra cómo la musculatura flexora hace que la posición pélvica actual del sujeto esté en mayor anteversión que la posición pélvica teórica esperada. Y en relación con la miotonometría, también podría hipotetizarse que es debido al incremento del tono y rigidez de los músculos flexores.

Bibliografía

- Aird, L., Samuel, D., & Stokes, M. (2012). Quadriceps muscle tone, elasticity and stiffness in older males: reliability and symmetry using the MyotonPRO. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 55(2). <https://doi.org/10.1016/J.ARCHGER.2012.03.005>
- Arab, A. M., & Nourbakhsh, M. R. (2010). The relationship between hip abductor muscle strength and iliotibial band tightness in individuals with low back pain. *Chiropractic & Osteopathy*, 18. <https://doi.org/10.1186/1746-1340-18-1>
- Bowman, K. F., Fox, J., & Sekiya, J. K. (2010). A clinically relevant review of hip biomechanics. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 26(8). <https://doi.org/10.1016/J.ARTHRO.2010.01.027>
- Cadellans-Arróniz, A., López-De-celis, C., Pérez-Bellmunt, A., Rodríguez-Sanz, J., Llurda-Almuzara, L., González-Rueda, V., & Rodríguez-Rubio, P. R. (2021). Effects of Diacutaneous Fibrolysis on Passive Neuromuscular Response and Mechanosensitivity in Athletes with Hamstring Shortening: A Randomized Controlled Trial. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(12). <https://doi.org/10.3390/IJERPH18126554>
- Chang TT, Feng YN, Zhu Y, Liu CL, Wang XQ, Z. Z. (n.d.). Objective assessment of regional stiffness in achilles tendon in different ankle joint positions using the MyotonPRO. *Med Sci Monit*, 26, Med Sci Monit [Internet]. 2020 Oct 19 [citado 2021]. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7583434/>.
- Chen, G., Wu, J., Chen, G., Lu, Y., Ren, W., Xu, W., Xu, X., Wu, Z., Guan, Y., Zheng, Y., & Qiu, B. (2019). Reliability of a portable device for quantifying tone and stiffness of quadriceps femoris and patellar tendon at different knee flexion angles. *PloS One*, 14(7). <https://doi.org/10.1371/JOURNAL.PONE.0220521>
- Day, J. W., Smidt, G. L., & Lehmann, T. (1984). Effect of pelvic tilt on standing posture. *Physical Therapy*, 64(4), 510–516. <https://doi.org/10.1093/PTJ/64.4.510>
- Ditroilo, M., Cully, L., Boreham, C. A. G., & De Vito, G. (2012). Assessment of musculo-

- articular and muscle stiffness in young and older men. *Muscle & Nerve*, 46(4), 559–565. <https://doi.org/10.1002/MUS.23354>
- Do, Y., Lall, P. S., & Lee, H. (2021). Assessing the Effects of Aging on Muscle Stiffness Using Shear Wave Elastography and Myotonometer. *Healthcare (Basel, Switzerland)*, 9(12). <https://doi.org/10.3390/HEALTHCARE9121733>
- Eitzen, I., Fernandes, L., Nordsletten, L., & Risberg, M. A. (2012). Sagittal plane gait characteristics in hip osteoarthritis patients with mild to moderate symptoms compared to healthy controls: a cross-sectional study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-13-258>
- Emery, S., Cook, J., Ferris, A. R., Smith, P., & Mayes, S. (2019). Hip flexor muscle size in ballet dancers compared to athletes, and relationship to hip pain. *Physical Therapy in Sport : Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 38, 146–151. <https://doi.org/10.1016/J.PTSP.2019.05.003>
- Ferber, R., Kendall, K. D., & McElroy, L. (2010). Normative and critical criteria for iliotibial band and iliopsoas muscle flexibility. *Journal of Athletic Training*, 45(4), 344–348. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-45.4.344>
- Fernández-González, P., Koutsou, A., Cuesta-Gómez, A., Carratalá-Tejada, M., Miangolarra-Page, J. C., & Molina-Rueda, F. (2020). Reliability of Kinovea ® Software and Agreement with a Three-Dimensional Motion System for Gait Analysis in Healthy Subjects. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 20(11). <https://doi.org/10.3390/S20113154>
- Gajdosik, R. L., Sandler, M. M., & Marr, H. L. (2003). Influence of knee positions and gender on the Ober test for length of the iliotibial band. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(1), 77–79. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00168-7](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00168-7)
- Gallagher, K. M., & Callaghan, J. P. (2015). Early static standing is associated with prolonged standing induced low back pain. *Human Movement Science*, 44, 111–121. <https://doi.org/10.1016/J.HUMOV.2015.08.019>
- Gallagher, K. M., Campbell, T., & Callaghan, J. P. (2014). The influence of a seated break on prolonged standing induced low back pain development. *Ergonomics*, 57(4), 555–562. <https://doi.org/10.1080/00140139.2014.893027>

Gallagher, K. M., Sehl, M., & Callaghan, J. P. (2016). A radiographic assessment of lumbar spine posture in four different upright standing positions. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon), 37, 131–136.
<https://doi.org/10.1016/J.CLINBIOMECH.2016.07.004>

Gavronski, G., Veraksitš, A., Vasar, E., & Maaroos, J. (2007). Evaluation of viscoelastic parameters of the skeletal muscles in junior triathletes. *Physiological Measurement*, 28(6), 625–637. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/6/002>

Gerr, F., Marcus, M., Ensor, C., Kleinbaum, D., Cohen, S., Edwards, A., Gentry, E., Ortiz, D. J., & Monteilh, C. (2002). A prospective study of computer users: I. Study design and incidence of musculoskeletal symptoms and disorders. *American Journal of Industrial Medicine*, 41(4), 221–235. <https://doi.org/10.1002/AJIM.10066>

Gervasi, M., Sisti, D., Amatori, S., Andreazza, M., Benelli, P., Sestili, P., Rocchi, M. B. L., & Calavalle, A. R. (2017). Muscular viscoelastic characteristics of athletes participating in the European Master Indoor Athletics Championship. *European Journal of Applied Physiology*, 117(8), 1739–1746. <https://doi.org/10.1007/S00421-017-3668-Z>

Hamberg, J., Björklund, M., Nordgren, B., & Sahlstedt, B. (1993). Hamberg, J., Björklund, M., Nordgren, B., & Sahlstedt, B. (1993). Stretchability of the rectus femoris muscle: investigation of validity and intratester reliability of two methods including X-ray analysis of pelvic tilt. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74(3)), 263–270.

Harvey, D. (1998). Assessment of the flexibility of elite athletes using the modified Thomas test. *British Journal of Sports Medicine*, 32(1), 68–70.
<https://doi.org/10.1136/BJSM.32.1.68>

Hasebe, K., Sairyo, K., Hada, Y., Dezawa, A., Okubo, Y., Kaneoka, K., & Nakamura, Y. (2014). Spino-pelvic-rhythm with forward trunk bending in normal subjects without low back pain. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology : Orthopädie Traumatologie*, 24(Suppl 1), 193–199. <https://doi.org/10.1007/s00590-013-1303-1>

Huang, J., Qin, K., Tang, C., Zhu, Y., Klein, C. S., Zhang, Z., & Liu, C. (2018). Assessment of Passive Stiffness of Medial and Lateral Heads of Gastrocnemius

Muscle, Achilles Tendon, and Plantar Fascia at Different Ankle and Knee Positions Using the MyotonPRO. *Medical Science Monitor : International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, 24, 7570–7576.
<https://doi.org/10.12659/MSM.909550>

Keegan JJ. (1953). Alterations of the lumbar curve related to posture and seating. *J Bone Joint Surg Am*, 5(A), 589–603.

Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers MM, R. W. (2005). Muscles: testing and function with posture and pain. 5th Ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.

Kendall FP, McCreary EK, P. P. (2005). Muscles: Testing and Function with Posture and Pain. Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins, 5th ed.(33–35), 57–59.

Kim, G. M., & Ha, S. M. (2015). Reliability of the modified Thomas test using a lumbo-plevic stabilization. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(2), 447.
<https://doi.org/10.1589/JPTS.27.447>

Kim, J. H., Yoo, S. D., Kim, D. H., Han, Y. R., & Lee, S. A. (2020). Iliopsoas hematoma presenting with sudden knee extensor weakness: A case report. *Medicine*, 99(50), e23497. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000023497>

Kiseljak D, Bolčević F, Ćurko D, Pažin K, Ujaković F, Gruić I, M. V. (2017). The Modified Thomas Test Realised by Optoelectronic Kinematic Measurement. *Functional Neurology, Rehabilitation, and Ergonomic.*, Vol 7(3)), 39–44.

Konrad, A., Močnik, R., Titze, S., Nakamura, M., & Tilp, M. (2021). The Influence of Stretching the Hip Flexor Muscles on Performance Parameters. A Systematic Review with Meta-Analysis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(4), 1–20. <https://doi.org/10.3390/IJERPH18041936>

Król, A., Polak, M., Szczygieł, E., Wójcik, P., & Gleb, K. (2017). Relationship between mechanical factors and pelvic tilt in adults with and without low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 30(4), 699–705.
<https://doi.org/10.3233/BMR-140177>

Kujala, U. M., Taimela, S., Oksanen, A., & Salminen, J. J. (1997). Lumbar mobility and low back pain during adolescence. A longitudinal three-year follow-up study in

athletes and controls. *The American Journal of Sports Medicine*, 25(3), 363–368.
<https://doi.org/10.1177/036354659702500316>

Laird, R. A., Gilbert, J., Kent, P., & Keating, J. L. (2014). Comparing lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 15(1). <https://doi.org/10.1186/1471-2474-15-229>

Laird, R. A., Keating, J. L., Ussing, K., Li, P., & Kent, P. (2019). Does movement matter in people with back pain? Investigating “atypical” lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain using wireless movement sensors. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 20(1). <https://doi.org/10.1186/S12891-018-2387-X>

Levine, D., & Whittle, M. W. (1996). The effects of pelvic movement on lumbar lordosis in the standing position. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 24(3), 130–135. <https://doi.org/10.2519/JOSPT.1996.24.3.130>

Llurda-Almuzara L, Pérez-Bellmunt A, López-de-Celis C, Aiguadé R, Seijas R, Casasayas-Cos O, et al. (n.d.). Normative data and correlation between dynamic knee valgus and neuromromuscular response among healthy active males: a cross-sectional study. *Sci Rep*, 10((1)), 1–10. <https://doi.org/https://doi.org/10.1038/s41598-020-74177-8>.

Lohr, C., Braumann, K. M., Reer, R., Schroeder, J., & Schmidt, T. (2018). Reliability of tensiomyography and myotonometry in detecting mechanical and contractile characteristics of the lumbar erector spinae in healthy volunteers. *European Journal of Applied Physiology*, 118(7), 1349–1359. <https://doi.org/10.1007/S00421-018-3867-2>

Maekawa, A., Endo, K., Suzuki, H., Sawaji, Y., Nishimura, H., Matsuoka, Y., Murata, K., Takamatsu, T., Seki, T., Konishi, T., Kusakabe, T., Aihara, T., & Yamamoto, K. (2019). Impact of pelvic incidence on change in lumbo-pelvic sagittal alignment between sitting and standing positions. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 28(9), 1914–1919. <https://doi.org/10.1007/S00586-019-05891-9>

Marie Corkery, Heather Briscoe, Nicole Ciccone, Gina Foglia, Pamela Johnson, Sean

Kinsman, Lucas Legere, Brandon Lum, P. K. C. (n.d.). Marie Corkery, Heather Briscoe, Nicole Ciccone, Gina Foglia, Pamela Johnson, Sean Kinsman, Lucas Legere, Brandon Lum, Paul K. Canavan. Establishing normal values for lower extremity muscle length in college-age students. *Physical Therapy in Sport*, 8, 66–74.

Mettler, J. H., Shapiro, R., & Pohl, M. B. (2019). Effects of a Hip Flexor Stretching Program on Running Kinematics in Individuals With Limited Passive Hip Extension. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(12), 3338–3344. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002586>

Misir, A., Kizkapan, T. B., Tas, S. K., Yildiz, K. I., Ozcamdalli, M., & Yetis, M. (2019). Lumbar spine posture and spinopelvic parameters change in various standing and sitting postures. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 28(5), 1072–1081. <https://doi.org/10.1007/S00586-018-5846-Z>

Moreside, J. M., & McGill, S. M. (2012). Hip joint range of motion improvements using three different interventions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(5), 1265–1273. <https://doi.org/10.1519/JSC.0B013E31824F2351>

Nelson-Wong, E., & Callaghan, J. P. (2014). Transient low back pain development during standing predicts future clinical low back pain in previously asymptomatic individuals. *Spine*, 39(6). <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000000191>

Norton, B. J., Sahrmann, S. A., & Van Dillen, L. R. (2004). Differences in measurements of lumbar curvature related to gender and low back pain. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 34(9), 524–534. <https://doi.org/10.2519/JOSPT.2004.34.9.524>

Picavet, H. S. J., & Schouten, J. S. A. G. (2000). Physical load in daily life and low back problems in the general population-The MORGEN study. *Preventive Medicine*, 31(5), 506–512. <https://doi.org/10.1006/PMED.2000.0737>

Pourahmadi, M., Takamjani, I. E., Sarrafzadeh, J., Mohsenifar, H., Fazeli, S. H., Bagheri, R., & Taghipour, M. (2020). Effect of Chronic Low Back Pain on Lumbar Spine Lordosis During Sit-to-Stand and Stand-to-Sit. *Journal of Manipulative and*

Physiological Therapeutics, 43(2), 79–92.
<https://doi.org/10.1016/J.JMPT.2018.11.028>

Preece, S. J., Tan, Y. F., Alghamdi, T. D. A., & Arnall, F. A. (2021). Comparison of Pelvic Tilt Before and After Hip Flexor Stretching in Healthy Adults. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 44(4), 289–294.
<https://doi.org/10.1016/J.JMPT.2020.09.006>

Pustaver MR. (n.d.). Pustaver MR. Mechanical low back pain: etiology and conservative management. *J Manipulative Physiol Ther.*, 17((6)), 376–384.

Reese, N. B., & Bandy, W. D. (2003). Use of an inclinometer to measure flexibility of the iliotibial band using the Ober test and the modified Ober test: differences in magnitude and reliability of measurements. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 33(6), 326–330. <https://doi.org/10.2519/JOSPT.2003.33.6.326>

Rich Tenney, H., Boyle, K. L., & DeBord, A. (2013). Influence of Hamstring and Abdominal Muscle Activation on a Positive Ober's Test in People with Lumbopelvic Pain. *Physiotherapy Canada. Physiotherapie Canada*, 65(1), 4–11.
<https://doi.org/10.3138/PTC.2011-33>

Roffey, D. M., Wai, E. K., Bishop, P., Kwon, B. K., & Dagenais, S. (2010). Causal assessment of awkward occupational postures and low back pain: results of a systematic review. *The Spine Journal : Official Journal of the North American Spine Society*, 10(1), 89–99. <https://doi.org/10.1016/J.SPINEE.2009.09.003>

Roussouly, P., Gollogly, S., Berthonnaud, E., & Dimnet, J. (2005). Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. *Spine*, 30(3), 346–353.
<https://doi.org/10.1097/01.BRS.0000152379.54463.65>

Sorensen, C. J., Norton, B. J., Callaghan, J. P., Hwang, C. T., & Van Dillen, L. R. (2015). Is lumbar lordosis related to low back pain development during prolonged standing? *Manual Therapy*, 20(4), 553–557. <https://doi.org/10.1016/J.MATH.2015.01.001>

Sprague, A. L., Smith, A. H., Knox, P., Pohlig, R. T., & Grävare Silbernagel, K. (2018). Modifiable risk factors for patellar tendinopathy in athletes: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 52(24), 1575–1585.
<https://doi.org/10.1136/BJSPORTS-2017-099000>

- Swain, C. T. V., Pan, F., Owen, P. J., Schmidt, H., & Belavy, D. L. (2020). No consensus on causality of spine postures or physical exposure and low back pain: A systematic review of systematic reviews. *Journal of Biomechanics*, 102. <https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2019.08.006>
- Tanigawa, M. C. (1972). Comparison of the hold-relax procedure and passive mobilization on increasing muscle length. *Physical Therapy*, 52(7), 725–735. <https://doi.org/10.1093/PTJ/52.7.725>
- Tojima, M., & Torii, S. (2018). Comparison of lumbopelvic rhythm among adolescent soccer players with and without low back pain. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 13(2), 171–176.
- Um, G. M., Wang, J. S., & Park, S. E. (2015). An analysis on muscle tone of lower limb muscles on flexible flat foot. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(10), 3089–3092. <https://doi.org/10.1589/JPTS.27.3089>
- Van Dillen, L. R., McDonnell, M. K., Fleming, D. A., & Sahrmann, S. A. (2000). Effect of knee and hip position on hip extension range of motion in individuals with and without low back pain. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 30(6), 307–316. <https://doi.org/10.2519/JOSPT.2000.30.6.307>
- Vaz, G., Roussouly, P., Berthonnaud, E., & Dimnet, J. (2002). Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine. *European Spine Journal : Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 11(1), 80–87. <https://doi.org/10.1007/S005860000224>
- Vigotsky, A. D., Lehman, G. J., Beardsley, C., Contreras, B., Chung, B., & Feser, E. H. (2016). The modified Thomas test is not a valid measure of hip extension unless pelvic tilt is controlled. *PeerJ*, 4(8). <https://doi.org/10.7717/PEERJ.2325>
- Viir R, Virkus A, Laiho K, Rajaleid K, Selart A, M. M. (2007). Trapezius muscle tone and viscoelastic properties in sitting and supine positions. *SJWEH Suppl*, 3, 76–80.
- Wang, T. G., Jan, M. H., Lin, K. H., & Wang, H. K. (2006). Assessment of stretching of the iliotibial tract with Ober and modified Ober tests: an ultrasonographic study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(10), 1407–1411. <https://doi.org/10.1016/J.APMR.2006.06.007>

White SG, S. S. (1994). A movement system balance approach to management of musculoskeletal pain. *Grant R (Ed) Physical Therapy of the Cervical and Thoracic Spine New York., Churchill*, 339–357.

Winters MV, Blake CG, Trost JS, et al. (2004). Passive versus active stretching of hip flexor muscles in subjects with limited hip extension: a randomized clinical trial. *Phys Ther.*, 84(9)), 800–807.

Yamane, M., Aoki, M., Sasaki, Y., & Kawaji, H. (2019). Understanding the Muscle Activity Pattern of the Hip Flexors during Straight Leg Raising in Healthy Subjects. *Progress in Rehabilitation Medicine*, 4(0), n/a.
<https://doi.org/10.2490/PRM.20190007>

Yeung, E., Woods, N., Dubrowski, A., Hodges, B., & Carnahan, H. (2015). Establishing assessment criteria for clinical reasoning in orthopedic manual physical therapy: a consensus-building study. *The Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 23(1), 27–36. <https://doi.org/10.1179/2042618613Y.0000000051>

Youdas, J. W., Garrett, T. R., Harmsen, S., Suman, V. J., & Carey, J. R. (1996). Lumbar lordosis and pelvic inclination of asymptomatic adults. *Physical Therapy*, 76(10), 1066–1081. <https://doi.org/10.1093/PTJ/76.10.1066>

Zawadka, M., Skublewska-Paszkowska, M., Gawda, P., Lukasik, E., Smolka, J., & Jablonski, M. (2018). What factors can affect lumbopelvic flexion-extension motion in the sagittal plane?: A literature review. *Human Movement Science*, 58, 205–218. <https://doi.org/10.1016/J.HUMOV.2018.02.008>

Zhou, J., Ning, X., & Fathallah, F. (2016). Differences in lumbopelvic rhythm between trunk flexion and extension. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 32, 274–279. <https://doi.org/10.1016/J.CLINBIOMECH.2015.10.012>