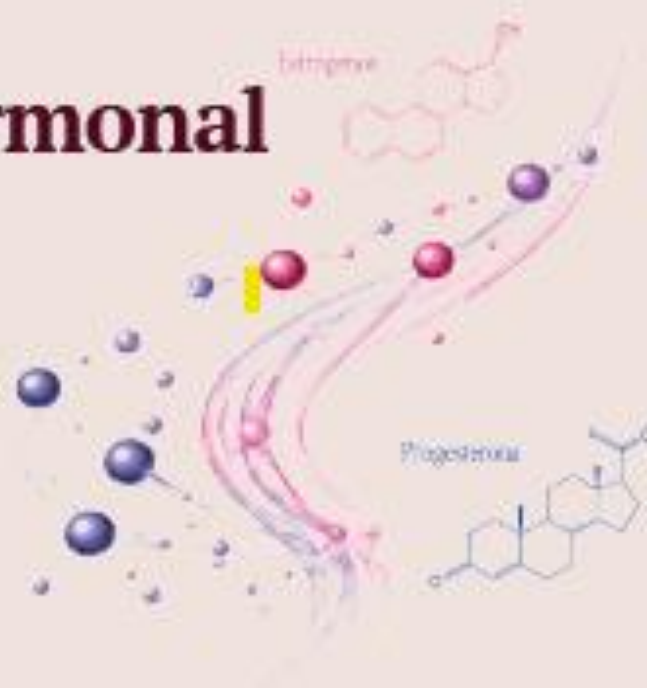


TESIS DOCTORAL

Modulación hormonal y mecánica del suelo pélvico femenino:

ANÁLISIS MORFOFUNCIONAL



AUTORA

Cristina Ojeda Martín

DIRECTORAS

Dra. Elena Somoza Rodríguez López

Dra. Beatriz Lara López

TUTORA

Dra. María Perales Santaella



Escuela Internacional de Doctorado
Programa de Doctorado en Ciencias de la Salud
Madrid, 2026



Escuela Internacional de Doctorado
Facultad HM de Ciencias de la Salud

Tesis doctoral

Modulación hormonal y mecánica del suelo pélvico femenino:

ANÁLISIS MORFOFUNCIONAL

Autora
Cristina Ojedo Martín

Directoras
Dra. Elena Sonsoles Rodríguez López
Dra. Beatriz Lara López

Tutora
Dra. María Perales Santaella

Madrid, 2026.

Agradecimientos

En primer lugar, quiero comenzar agradeciendo a mis directoras de tesis su apoyo y acompañamiento. Elena, eres un ejemplo de esfuerzo, perseverancia, y humildad. Gracias por ser maestra, compañera, confidente y amiga; gracias por ilusionarme y empujarme a esta locura y por sostener el proyecto (y sobre todo a mí) con tanto cariño cuando la energía flaqueaba. Las palabras en este apartado no reflejarán todo mi sentimiento de gratitud hacia ti.

Bea, gracias por tus consejos, por tu guía, tu orientación y por tus directrices que también me han ayudado a llegar a la meta.

Gracias a la UCJC, como institución que me ha dado la oportunidad de desarrollar mi parte docente e investigadora, y por proporcionarme los recursos que han hecho posible este proyecto. Gracias a las personas que han colaborado en los artículos y han puesto su granito de arena en que pudiese avanzar un paso más.

Mi agradecimiento especial a todas las participantes que formaron parte de los estudios, por su implicación, disponibilidad y compromiso, sin los cuales este trabajo no habría sido posible.

Gracias a mis compañeros de la UCJC, por su ayuda, confianza y apoyo a lo largo de este proceso: Edu, Noe, Caye, Sofi, Alicia, Mauri, Mario, Edurne, Álvaro, Blanqui, Clara, Juanpa, Juan, César; y también a María. Gracias a todos por ser amigos, por los abrazos, por las risas y por convertirlos en un lugar seguro. Si algo valioso me llevo de este camino, son las personas que lo han acompañado. Confío en poder seguir aprendiendo de vosotros y disfrutando de vuestra compañía.

Gracias a mi familia, por darme la seguridad y el impulso cuando la autoconfianza falla. Gracias, papá, por creer en mí, por tu mirada de orgullo hasta el último momento. Guardo con mucho cariño el recuerdo de iniciar este manuscrito a tu lado. Gracias, mamá, por tu fuerza, tu resiliencia y por tu amor incondicional. Gracias por ser mi faro, por favor, no me faltes. Gracias, Luismi, por ser el mejor compañero de viaje que podía elegir: al sol de mi primavera, sigamos recorriendo camino juntos. Gracias a mis hijos, Dani y Emma, por

reinventar mi vida, revolucionarla, intensificarla y colorearla, por empujarme a ser mi mejor versión cada día. Borja, Izan, a vosotros también, gracias por ser y estar.

Gracias a las otras mujeres que representan la fuerza que hay en mí. A mi abuela y a mi tía, allá donde estéis, esta tesis también es por y para vosotras. A mis primas, por ser un apoyo muy importante en mi vida. A Patri, por seguir cerca a pesar de la distancia; y a Chu, por mantener vivos mis recuerdos de infancia y acompañarme en la construcción de nuevos.

Gracias.

Resumen

La musculatura del suelo pélvico (MSP) constituye una estructura clave para la continencia, el soporte de los órganos pélvicos y la estabilidad lumbopélvica. A pesar de su relevancia clínica y funcional, persisten interrogantes acerca de los factores que modulan su comportamiento en mujeres jóvenes, nulíparas y físicamente activas. Entre dichos factores, las fluctuaciones hormonales asociadas al ciclo menstrual (CM) y las demandas mecánicas derivadas de la carga gravitatoria y de la práctica deportiva de alto impacto podrían influir de manera diferencial sobre sus características funcionales y morfológicas. En este contexto, la presente tesis se articula en torno a tres estudios complementarios, orientados a profundizar en el conocimiento del comportamiento morfofuncional del suelo pélvico desde una perspectiva integradora.

El Estudio 1 tuvo como objetivo analizar la fuerza de la MSP a lo largo de las distintas fases del CM en mujeres eumenorreicas, nulíparas y físicamente activas. Para ello, se empleó un diseño observacional intra-sujeto con evaluación en fase folicular temprana, fase ovulatoria y fase lútea media, confirmadas mediante procedimientos combinados de control del ciclo. La fuerza muscular se evaluó mediante palpación digital y dinamometría intravaginal. Los resultados mostraron que ni la fuerza basal ni la fuerza de contracción presentaron diferencias significativas entre fases, lo que indica que la capacidad mecánica de la musculatura del suelo pélvico permanece estable a lo largo del CM.

El Estudio 2 amplió este abordaje mediante la incorporación del análisis de la actividad mioeléctrica del suelo pélvico a través de electromiografía de superficie intravaginal, complementando la valoración con dinamometría y palpación digital. Al igual que en el estudio previo, no se observaron diferencias significativas entre fases del ciclo ni en la fuerza mecánica ni en la actividad mioeléctrica durante tareas de contracción voluntaria. No obstante, sí se identificó una modulación sutil de la actividad basal en reposo, con valores inferiores en torno a la ovulación. Estos hallazgos sugieren que la influencia del CM sobre el suelo pélvico se expresa de forma discreta en la excitación mioeléctrica basal, sin repercusión aparente sobre la capacidad funcional voluntaria.

El Estudio 3 se centró en el análisis de las características morfofuncionales del suelo pélvico en jugadoras nulíparas de rugby, como modelo de exposición mantenida a

elevadas demandas mecánicas. Mediante ecografía transperineal bidimensional, palpación digital y electromiografía de superficie, se observó que el diámetro anteroposterior del hiato del elevador aumentaba en bipedestación y disminuía durante la contracción voluntaria máxima. Asimismo, las deportistas con incontinencia urinaria de esfuerzo mostraron una mayor distensibilidad hiatal en condiciones de carga y un patrón de mayor activación relativa, compatible con una mayor demanda funcional para mantener el soporte pélvico. En consecuencia, este estudio pone de manifiesto la relevancia de los factores mecánicos y de la interacción entre soporte estructural y respuesta funcional en contextos de alto impacto.

En conjunto, los resultados de esta tesis indican que la MSP presenta un comportamiento multifactorial. Las fases del CM no parecen condicionar de forma significativa la producción de fuerza ni la respuesta durante las contracciones voluntarias, aunque sí podrían modular sutilmente la actividad mioeléctrica basal. Por el contrario, los factores mecánicos, la postura y las exigencias asociadas al deporte de alto impacto emergen como elementos con mayor peso en la modulación morfológica y funcional del suelo pélvico. De este modo, los hallazgos obtenidos respaldan la posibilidad de evaluar y entrenar esta musculatura en cualquier fase del CM y subrayan la necesidad de una valoración integradora e individualizada, especialmente en mujeres físicamente activas y deportistas sometidas a elevadas cargas mecánicas.

Palabras clave: suelo pélvico; ciclo menstrual; electromiografía; dinamometría; ecografía.

Abstract

The pelvic floor muscles (PFM) constitute a key structure for continence, pelvic organ support, and lumbopelvic stability. Despite their clinical and functional relevance, important questions remain regarding the factors that modulate their behaviour in young, nulliparous, and physically active women. Among these factors, hormonal fluctuations associated with the menstrual cycle (MC) and the mechanical demands derived from gravitational load and high-impact sports practice may differentially influence their functional and morphological characteristics. In this context, the present thesis is structured around three complementary studies aimed at advancing the understanding of pelvic floor morphofunctional behaviour from an integrative perspective.

Study 1 aimed to analyse PFM strength across different phases of the MC in eumenorrheic, nulliparous, and physically active women. An intra-subject observational design was employed, with assessments conducted during the early follicular phase, ovulatory phase, and mid-luteal phase, confirmed through combined cycle-monitoring procedures. Muscle strength was evaluated using digital palpation and intravaginal dynamometry. The results showed no significant differences in either baseline or contraction strength across phases, indicating that the mechanical capacity of the pelvic floor muscles remains stable throughout the MC.

Study 2 extended this approach by incorporating the analysis of pelvic floor myoelectric activity using intravaginal surface electromyography, alongside dynamometry and digital palpation. Consistent with the previous study, no significant differences were observed across menstrual phases in either mechanical strength or myoelectric activity during voluntary contraction tasks. However, a subtle modulation of resting baseline activity was identified, with lower values observed around ovulation. These findings suggest that the influence of the MC on the pelvic floor may be expressed discretely in baseline myoelectric excitation, without apparent impact on voluntary functional capacity.

Study 3 focused on the analysis of pelvic floor morphofunctional characteristics in nulliparous female rugby players as a model of sustained exposure to high mechanical demands. Using two-dimensional transperineal ultrasound, digital palpation, and surface

electromyography, it was observed that the anteroposterior diameter of the levator hiatus increased in standing position and decreased during maximal voluntary contraction. Additionally, athletes with stress urinary incontinence exhibited greater hiatal distensibility under load and a pattern of higher relative activation, consistent with increased functional demand to maintain pelvic support. Consequently, this study highlights the relevance of mechanical factors and the interaction between structural support and functional response in high-impact contexts.

Overall, the findings of this thesis indicate that PFMs exhibit a multifactorial behaviour. The phases of the MC do not appear to significantly influence force production or responses during voluntary contractions, although they may subtly modulate baseline myoelectric activity. In contrast, mechanical factors, posture, and the demands associated with high-impact sports emerge as more influential elements in the morphological and functional modulation of the pelvic floor. These results support the feasibility of evaluating and training PFMs at any phase of the MC and underscore the need for an integrative and individualized assessment, particularly in physically active women and athletes exposed to high mechanical loads.

Keywords: pelvic floor; menstrual cycle; electromyography; dynamometry; ultrasound.

Índice

Abreviaturas, acrónimos y siglas	xi
Índice de figuras	xii
Índice de tablas	xiii

CAPÍTULO 1. Marco teórico **1**

1 El ciclo menstrual	4
1.1 Fisiología del ciclo menstrual	5
1.2 Cambios asociados al ciclo menstrual	10
1.3 Variaciones en el rendimiento físico y la percepción subjetiva	16
1.4 Métodos de determinación de fases del ciclo menstrual	19
2 El suelo pélvico	26
2.1 Anatomía y función del suelo pélvico	26
2.2 Factores que influyen en su función y disfunción	33
2.3 Evaluación del suelo pélvico	35
2.4 Importancia del suelo pélvico en la salud femenina	38
3 Relación entre el ciclo menstrual y el suelo pélvico	40
3.1 Influencia hormonal sobre la tonicidad y la función muscular pélvica	42
3.2 Variaciones en la fuerza y el control neuromuscular de la musculatura del suelo pélvico durante las distintas fases del ciclo	45
3.3 Implicaciones clínicas y deportivas	45
4 Perspectivas y enfoques actuales de investigación	46
4.1 Enfoque interdisciplinar	46
4.2 Vacíos de conocimiento y relevancia de la investigación	48

CAPÍTULO 2. Justificación de la tesis **49**

CAPÍTULO 3. Objetivos e hipótesis **53**

1 Objetivo general (OG)	55
2 Objetivos específicos (OE)	55
3 Hipótesis (H)	55
4 Contribuciones originales derivadas de la tesis	56

CAPÍTULO 4. Investigaciones **59**

Estudio 1. ¿En qué punto del ciclo menstrual están más débiles los músculos del suelo pélvico?	61
1 Objetivos	61
2 Material y métodos	61
2.1 Diseño del estudio	61

2.2 Participantes	61
2.3 Instrumentación y recogida de datos	62
3 Resultados	66
Estudio 2. Excitación mioeléctrica del suelo pélvico y fuerza generada a lo largo de las fases del ciclo menstrual	69
1 Objetivos	69
2 Material y métodos	69
2.1 Diseño	69
2.2 Participantes	69
2.3 Instrumentación y recopilación de datos	70
2.4 Análisis estadístico	72
3 Resultados	73
Estudio 3. Características morfofuncionales del suelo pélvico en jugadoras de rugby más allá del placaje. Los músculos del suelo pélvico en deportes de alto impacto	79
1 Objetivos	79
2 Material y métodos	79
2.1 Participantes	79
2.2 Procedimientos de medición y recogida de datos	80
3 Resultados	85
3.1 Resultados de la morfología de la musculatura del suelo pélvico	86
3.2 Resultados de la actividad eléctrica de la musculatura del suelo pélvico	88
3.3 Correlaciones morfofuncionales de la MSP	91

CAPÍTULO 5. Discusión **93**

1 Efecto del ciclo menstrual sobre la fuerza de la musculatura del suelo pélvico	95
2 Modulación neurofisiológica (actividad sEMG) de la MSP a lo largo del ciclo menstrual	97
3 Efecto del ciclo menstrual sobre la laxitud del tejido conjuntivo y ligamentoso del suelo pélvico	100
4 Relación entre características morfofuncionales del suelo pélvico y las exigencias mecánicas del deporte de alto impacto	102
5 Implicaciones clínicas y aplicadas	103

CAPÍTULO 6. Limitaciones **107**

CAPÍTULO 7. Futuras líneas de investigación **111**

CAPÍTULO 8. Conclusiones **115**

Referencias bibliográficas **119**

Anexos **149**

Anexo 1. Aprobación del Comité de Ética de la Investigación	151
Anexo 2. Artículo 1. At what point in the menstrual cycle are the pelvic floor muscles at their weakest?	155
Anexo 3. Artículo 2. Pelvic floor myoelectric excitation and force output across menstrual-cycle phases	169
Anexo 4. Artículo 3. Pelvic floor morphofunctional characteristics in female rugby players beyond the tackle. Pelvic floor muscles in high-impact sports	181
Anexo 5. Póster divulgativo en el II Congreso Internacional sobre optimización del entrenamiento de fuerza y rendimiento neuromuscular	197

Abreviaturas, acrónimos y siglas

CM	Ciclo Menstrual
ERα	Receptor Estrogénico Alfa
ERβ	Receptor Estrogénico Beta
FEP	Fascia Endopélvica
FFT	Fase Folicular Temprana
FLM	Fase Lútea Media
FOv	Fase Ovulatoria
FSH	Hormona Folículo Estimulante
HPO	Eje Hipotálamo-Hipofisario-Ovárico
IMC	Índice de Masa Corporal
IU	Incontinencia Urinaria
IUE	Incontinencia Urinaria de Esfuerzo
LCA	Ligamento Cruzado Anterior
LEA	Baja Disponibilidad Energética
LH (ap)	Diámetro anteroposterior del hiato del elevador
LH	Hormona Luteinizante
LPA	Ángulo de la Placa del Elevador
MEA	Músculo Elevador Del Ano
MOS	Escala de Oxford Modificada
MSP	Musculatura del Suelo Pélvico
MVC	Máximo Volumen de Contracción
PIA	Presión Intraabdominal
POP	Prolapso de Órganos Pélvicos
RED-S	Deficiencia Energética Relativa en el Deporte
RM	Repetición Máxima
sEMG	Electromiografía de Superficie
SP	Suelo Pélvico
SPM	Síndrome Premenstrual
TCB	Temperatura Corporal Basal
TPUS	Ecografía Transperineal
VO₂ máx	Volumen de Oxígeno Máximo
μV	Microvoltios

Índice de figuras

Figura 1. Cambios en el ovario y en el útero durante el ciclo menstrual de 28 días.	5
Figura 2. Fluctuación hormonal durante un ciclo menstrual normal.	6
Figura 3. Desarrollo folicular y ovulación a lo largo del ciclo ovárico.	9
Figura 4. Efectos directos e indirectos de los estrógenos.	11
Figura 5. Ejemplo de registro de temperatura basal a lo largo de un ciclo menstrual de 30 días.	21
Figura 6. Concentraciones de inmunorreactividad de la LH intacta, no intacta y total.	22
Figura 7. Infografía resumen para usar tiras de LH y estimar la ovulación.	23
Figura 8. Evaluación ecográfica del grosor endometrial y del desarrollo folicular.	24
Figura 9. Estructuras de tejido conjuntivo del suelo pélvico.	29
Figura 10. Interacción dinámica de los componentes del tejido conjuntivo y MSP.	30
Figura 11. Movimiento de los músculos del "core".	40
Figura 12. Reducción de células satélite por pérdida de ER α y estrógenos.	43
Figura 13. Representación de la fuerza de la MSP según la fase del CM.	67
Figura 14. Representación de las mediciones de la MSP según la fase del CM.	78
Figura 15. TPUS en el plano medio sagital.	83
Figura 16. LH (ap) en decúbito supino y en bipedestación.	87
Figura 17. Actividad del suelo pélvico según el LH (ap).	89

Índice de tablas

Tabla 1. Indexación y métricas de las revistas del compendio.	57
Tabla 2. Síntesis integradora de los estudios incluidos en la Tesis Doctoral.	58
Tabla 3. Fuerza de la MSP medida mediante la MOS y el dinamómetro, según la fase del CM.	67
Tabla 4. Amplitud media de la sEMG (μV) a lo largo de las fases del ciclo menstrual.	74
Tabla 5. Amplitud máxima de la sEMG (μV) a lo largo de las fases del ciclo menstrual.	75
Tabla 6. Porcentajes de las amplitudes medias y máximas a lo largo de las fases del CM.	76
Tabla 7. La fuerza de la MSP a lo largo de las fases del ciclo menstrual.	77
Tabla 8. Evaluación de la MSP en decúbito supino y en bipedestación.	90
Tabla 9. Valores de activación muscular (amplitud media) en la IUE.	90
Tabla 10. Valores de activación muscular (amplitud media) según el LH (ap).	91

CAPÍTULO 1. Marco teórico

A lo largo de la historia, la investigación biomédica y del ejercicio ha estado condicionada por un marcado sesgo de sexo, evidenciado en la infrarrepresentación de las mujeres en los estudios que han servido de base para numerosas guías de práctica clínica y recomendaciones en salud y rendimiento físico (Bø, 2004; Bø & Nygaard, 2020). Tradicionalmente, esta exclusión se ha sustentado en dos supuestos principales: por un lado, la consideración de que los resultados obtenidos en hombres eran directamente extrapolables a la población femenina; y, por otro, la preocupación de que las fluctuaciones hormonales asociadas al ciclo menstrual (CM) incrementaran la variabilidad de los datos, dificultando su análisis e interpretación (Plevkova et al., 2020).

Sin embargo, esta aproximación ha ignorado diferencias biológicas, conductuales y psicosociales fundamentales entre ambos sexos, comprometiendo la validez externa de la evidencia disponible y contribuyendo a una comprensión incompleta, e incluso errónea, de la salud femenina (Vargas et al., 2020). En este sentido, es necesario distinguir entre el sexo, como constructo biológico, y el género, como conjunto de roles y factores socioculturales, ambos con un impacto significativo en la presentación, evolución y abordaje de las enfermedades (Gogovor et al., 2021). La exclusión histórica de las mujeres, inicialmente planteada como una medida de protección, ha tenido consecuencias adversas en el conocimiento científico, limitando el desarrollo de estrategias diagnósticas y terapéuticas específicas (Daniel et al., 2018).

A pesar de los avances producidos desde finales del siglo XX hacia una mayor inclusión de mujeres en la investigación clínica (Vargas et al., 2020), este sesgo persiste en la investigación contemporánea. En el ámbito de las ciencias del deporte, se ha observado que, aunque una parte importante de los estudios incluye ambos sexos, la participación masculina sigue siendo predominante, y solo una proporción reducida se centra exclusivamente en mujeres (Cowley et al., 2021). Esta brecha limita la aplicabilidad de los hallazgos al sexo femenino y dificulta la comprensión de procesos fisiológicos específicos.

Este sesgo persiste en la investigación contemporánea. Un análisis reciente en revistas de ciencias del deporte evidenció que, aunque el 63 % de los estudios incluyen ambos sexos, la participación masculina continúa siendo predominante (66 % de los participantes frente al 34 % de mujeres), y solo un 6 % de los estudios se centran exclusivamente en mujeres. Estos datos reflejan la persistencia de una brecha de conocimiento que limita la aplicabilidad de los resultados al sexo femenino (Cowley et al., 2021).

A partir de finales del siglo XX, se inició un cambio progresivo orientado a la inclusión de mujeres en la investigación clínica. En este sentido, el CM no debe considerarse únicamente una fuente de variabilidad, sino una variable biológica de gran relevancia. Evidencias recientes muestran que las hormonas ováricas modulan distintos sistemas del organismo, incluida la dinámica funcional cerebral a lo largo del ciclo (Avila-Varela et al., 2024). Su consideración resulta especialmente pertinente si se tiene en cuenta que aproximadamente la mitad de la población femenina mundial se encuentra en edad reproductiva, lo que representa cerca de 2.000 millones de mujeres potencialmente expuestas a estas variaciones hormonales (United Nations Departamento of Economic and Social Affairs, 2022).

Dentro de este marco, el estudio de la musculatura del suelo pélvico (MSP) adquiere una relevancia particular, ya que se trata de una estructura esencial para la continencia, el soporte visceral y la estabilidad lumbopélvica, cuya función podría estar modulada tanto por factores mecánicos y funcionales como por las variaciones hormonales asociadas al CM.

1 El ciclo menstrual

El CM es un proceso fisiológico cíclico que ocurre en mujeres en edad reproductiva, caracterizado por una serie de cambios endocrinos y reproductivos coordinados entre el eje hipotálamo-hipofisario-ovárico (HPO) y los órganos diana. Se define como el intervalo comprendido entre el primer día de sangrado menstrual de un ciclo hasta el día previo al inicio de la siguiente menstruación (Campbell et al., 2021).

En 2006, el Colegio Estadounidense de Obstetras y Ginecólogos (ACOG) y la Academia Estadounidense de Pediatría abogaron por el uso del CM como un signo vital para niñas y adolescentes. Esto permite la identificación temprana de patrones menstruales anormales en la adolescencia que puede mejorar a su vez la detección temprana de posibles problemas de salud en la edad adulta (Diaz et al., 2006). Los signos vitales son indicadores que permiten evaluar los procesos corporales y el estado de salud de una persona. Entre ellos se encuentran la temperatura corporal, la frecuencia cardíaca y respiratoria, la presión arterial y el dolor, proporcionando datos importantes sobre nuestro bienestar general (Elliott & Coventry, 2012).

Los profesionales sanitarios implicados en la salud de la mujer deben educar a las pacientes en la biología básica del CM y las habilidades de seguimiento que les permite reconocer e interpretar los patrones de su ciclo a lo largo del tiempo. Al igual que se monitorizan otros parámetros clínicos, como la presión arterial, la evaluación de la salud menstrual debería integrarse de forma sistemática, incluyendo la última menstruación, la duración y regularidad del ciclo, y los síntomas asociados (Houghton, 2024). El seguimiento del CM constituye una herramienta de alto valor para comprender tanto la salud ginecológica como la general, con el potencial de mejorar la atención preventiva y favorecer el autoconocimiento fisiológico y el bienestar en mujeres que menstrúan (Rosen Vollmar et al., 2025).

1.1 Fisiología del ciclo menstrual

El CM abarca el ciclo ovárico y el ciclo uterino. El ciclo ovárico se relaciona con la maduración y liberación de ovocitos y posterior formación del cuerpo lúteo durante las fases folicular, ovulatoria y lútea -explicadas ampliamente más adelante-; mientras que el ciclo uterino se relaciona con los cambios en el revestimiento uterino durante las fases menstrual, proliferativa y secretora. En la Figura 1 se muestra ambos ciclos y su relación en las fases y los días de esta (Reed & Carr, 2018). Además, refleja la actividad integrada de un eje HPO estrechamente regulado, cuyos mecanismos de retroalimentación hormonal permiten la formación, selección y maduración de un folículo dominante, la ovulación y, en ausencia de fecundación, el desprendimiento del revestimiento endometrial uterino a intervalos regulares.

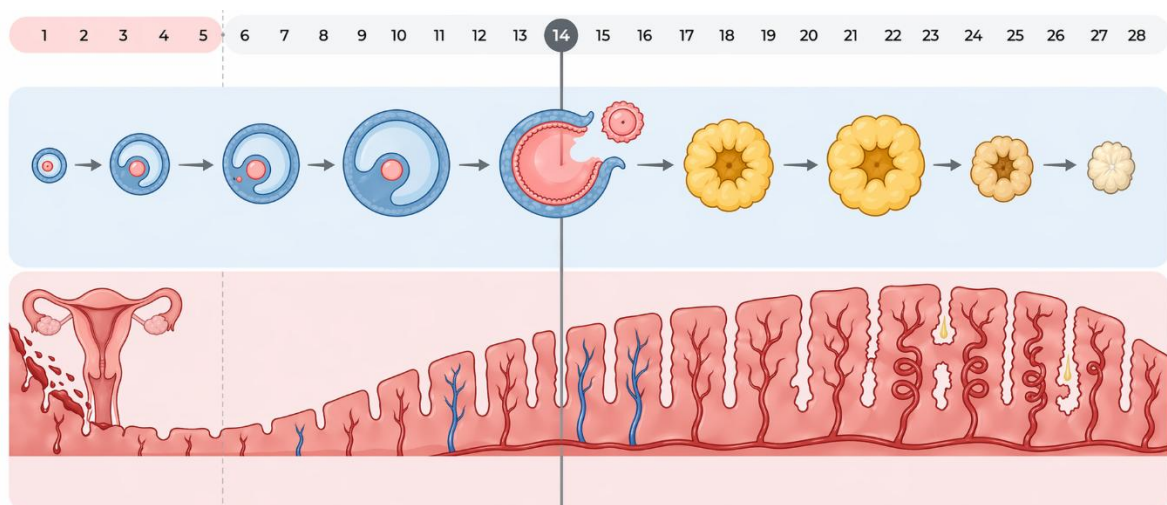


Figura 1. Cambios en el ovario y en el útero durante el ciclo menstrual de 28 días.

Los días 1-5 indican la menstruación, los días 1-13 la fase folicular, el día 14 representa la ovulación y los días 15-28 la fase lútea. La imagen superior representa el ciclo ovárico (crecimiento folicular, liberación de ovocito y transformación en cuerpo lúteo) y la imagen inferior el ciclo uterino (desprendimiento de capa funcional del endometrio durante la menstruación, engrosamiento posterior y maduración del endometrio en la fase secretora, con glándulas secretoras y mayor vascularización. Elaboración propia mediante NotebookLM.

La retroalimentación hormonal del eje HPO da lugar a la aparición de picos hormonales característicos en cada una de las fases del CM. La liberación pulsátil de la hormona liberadora de gonadotropina desde el hipotálamo estimula la secreción de la hormona luteinizante (LH) y de la hormona folículo estimulante (FSH) por la hipófisis anterior. Ambas gonadotropinas actúan directamente sobre las células ováricas, lo que da lugar a la producción de andrógenos ováricos y estradiol. La FSH es la responsable del reclutamiento de los folículos ováricos y del crecimiento folicular (Itriyeva, 2022), mientras que la LH desempeña un papel clave en la maduración del folículo (Longo et al., 2025). En este contexto, el estradiol constituye la hormona predominante durante la fase folicular, mientras que la progesterona es la hormona principal de la fase lútea.

El ciclo ovárico es un proceso de desarrollo altamente regulado, coordinado y dinámico, sustentado en interacciones funcionales y complejas redes de señalización entre el ovocito, las células de la granulosa, las células de la teca y los componentes estromales circundantes, incluyendo los sistemas vascular e inmunitario. Dentro del ovario, cada folículo es como una comunidad celular individual que se desplaza a través del estroma ovárico y finalmente muere por apoptosis u ovula y libera un ovocito para la fecundación, tal y como se explica más adelante en el apartado correspondiente (Figura 2) (Richards, 2018).

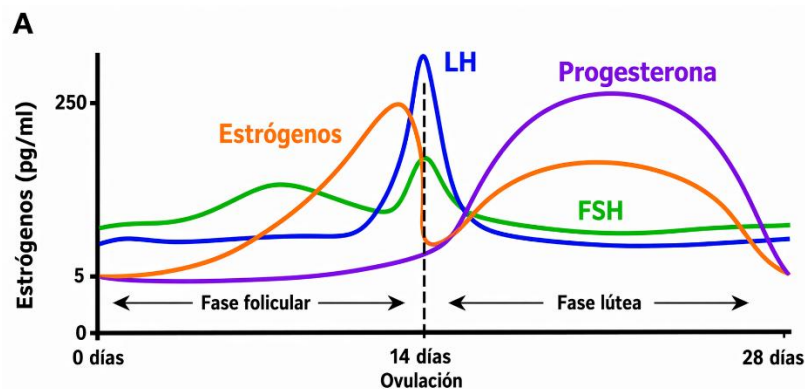


Figura 2. Fluctuación hormonal durante un ciclo menstrual normal.

Los niveles de estradiol aumentan desde aproximadamente 5 pg/ml en la FFT hasta alcanzar un pico de 200–500 pg/ml justo antes de la ovulación. Tras la ovulación, se produce un descenso rápido del estradiol; posteriormente, durante la fase lútea, tanto el estradiol como la progesterona vuelven a incrementarse, generando un segundo pico más amplio. Imagen de (Chidi-Ogbolu N & Baar K, 2019) adaptada con ChatGPT.

Cualquier alteración en las etapas de este proceso, o una disfunción en cualquiera de los niveles del eje HPO, puede traducirse en un amplio espectro de trastornos menstruales, que incluye ciclos irregulares, infrecuentes o ausentes (oligomenorrea /amenorrea), así como episodios de sangrado menstrual abundante (Díaz et al., 2006). De muchos de estos episodios no son conscientes ni las propias mujeres que lo padecen.

1.1.1 Fase folicular

La fase folicular del CM comienza con el inicio de la menstruación y finaliza con la ovulación. Constituye el principal determinante de la duración del CM, siendo la fase con mayor variabilidad inter e intraindividual. Suele variar de 10 a 22 días, con un promedio de 14 días (Bull et al., 2019). En el ámbito científico, se suelen distinguir subfases dentro de la fase folicular para poder captar diferencias en el perfil hormonal. Estas subfases son fase menstrual o fase folicular temprana (FFT), fase folicular media y fase folicular tardía o preovulatoria (Allen et al., 2016; Schmalenberger & Eisenlohr-Moul, 2019).

De manera general, la fase folicular se caracteriza por el desarrollo progresivo de los folículos ováricos y por la presencia de una temperatura corporal basal (TCB) relativamente más baja, aspecto que se explicará con mayor detalle posteriormente. La folículoogénesis se inicia en los últimos días del CM previo y continúa hasta la ovulación, cuando se libera el folículo maduro. Este proceso está mediado por el aumento de la secreción de FSH antes del inicio de cada ciclo, influyendo directamente en la maduración de un grupo de folículos terciarios en los ovarios. A medida que crece, el folículo comienza a producir hormonas esteroideas, especialmente estrógenos, cuyos niveles aumentan progresivamente en circulación.

El incremento estrogénico ejerce una retroalimentación negativa sobre la secreción de FSH y LH en la hipófisis anterior, promoviendo una mayor secreción de estrógenos en el folículo dominante que continúa desarrollándose y diferenciándose del resto (García Gervásio et al., 2014; Longo et al., 2025). Aunque el desarrollo folicular está controlado por la FSH, la LH desempeña un papel clave en la remodelación y maduración final del folículo (Duggavathi & Murphy, 2009). En este contexto, el folículo dominante comienza a secretar inhibina y progesterona, además de estrógenos. El aumento de los niveles de estrógenos más el ligero aumento de la progesterona producen un pico de LH, y a su vez un leve pico de FSH que es suprimido por la inhibina (Longo et al., 2025).

1.1.2 Ovulación

La fase ovulatoria del CM comienza con el ascenso brusco de la LH y culmina con la ruptura del folículo dominante y la liberación del ovocito. El pico de LH se ha observado, en promedio, alrededor del día $14,7 \pm 2,4$, con un intervalo aproximado del día 10 al 20 como referencia poblacional (Cole et al., 2009).

Durante el período preovulatorio, también denominada fase folicular tardía, los niveles de LH se incrementan entre dos y cuatro veces respecto a sus valores basales (J Kerin, 1982). La ovulación se estima que ocurre entre 28 y 36 horas después de que comienza este aumento de LH, o entre 10 y 12 horas después de alcanzar su pico máximo (Pauerstein et al., 1978), por lo que es un predictor relativamente preciso de la ovulación (Roos et al., 2015). Es poco probable que el pico de LH ocurra antes de que el diámetro del folículo dominante haya alcanzado los 15 mm (Cahill et al., 1998). No obstante, el seguimiento ecográfico del crecimiento folicular en el periodo preovulatorio muestra un patrón lineal y previsible, pero la variabilidad del tamaño final del folículo antes de la liberación del ovocito (entre 17 y 26 mm) influye en la precisión de la predicción de la ovulación exclusivamente mediante ecografía transvaginal (Baerwald et al., 2012).

La LH crea el entorno para la erupción folicular al aumentar la actividad de las enzimas proteolíticas que debilitan la pared ovárica, permitiendo la rotura del folículo maduro, denominado *De Graaf*, y la expulsión de un ovocito secundario que, junto con su corona radiada, es liberado en la cavidad abdominal (Figura 3) y posteriormente absorbido por las fimbrias de la trompa uterina, donde tiene el potencial de ser fecundado (Sugino, 2014).

Los niveles de estradiol caen significativamente justo antes del pico de LH. Esto podría ser resultado de la regulación negativa de su propio receptor por la LH o de la inhibición directa de la síntesis de estradiol por la progesterona. El mecanismo por el cual se produce una disminución posovulatoria de la LH no se conoce con certeza. Se hipotetiza que pueda ser debido a la pérdida de retroalimentación positiva del estrógeno o al aumento del efecto de la retroalimentación inhibitoria de la progesterona (Reed & Carr, 2018).

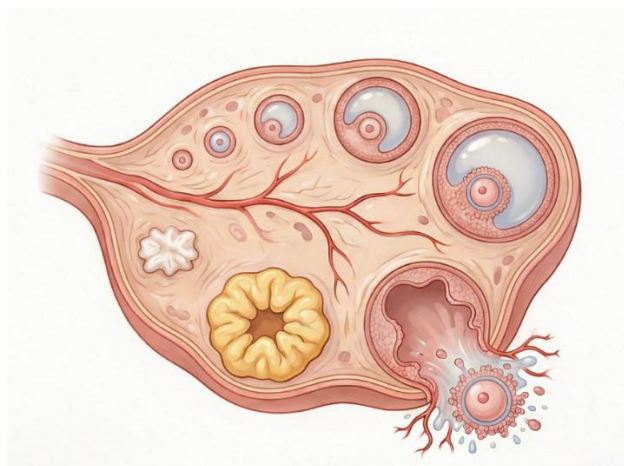


Figura 3. Desarrollo folicular y ovulación a lo largo del ciclo ovárico.

Crecimiento folicular hasta el folículo dominante, ovulación con liberación del ovocito y formación del cuerpo lúteo, que involucre a cuerpo albicans si no hay fecundación. Elaboración propia mediante NotebookLM.

1.1.3 Fase lútea

La fase lútea comienza el día posterior a la ovulación y finaliza el día previo al inicio de sangrado menstrual, tiene una duración media de $13,3 \pm 2,1$ días, con un intervalo aproximado del 95% de 9–17 días en ciclos ovulatorios (Cole et al., 2009). En el ámbito de la investigación, para poder realizar una medición hormonal más exacta, se suelen distinguir entre las subfases de lútea temprana, fase lútea media (FLM) y fase lútea tardía (Allen et al., 2016).

Después de la ovulación, las células tecales y las células de la granulosa, que durante la fase folicular se encargan de sintetizar andrógenos y estrógenos respectivamente, se fusionan y se convierten en células del cuerpo lúteo. Estas células lúteas empiezan a secretar hormonas, principalmente progesterona, además de estrógenos e inhibina (Devoto et al., 2002). La progesterona es la principal hormona esteroide durante la fase lútea, responsable de preparar el endometrio para la implantación del óvulo fecundado y mantener el embarazo. Sus niveles alcanzan su punto máximo en la FLM. La producción de estrógenos disminuye al inicio de la fase lútea, pero luego aumenta, aunque sus niveles nunca llegan a ser tan altos como antes de la ovulación (Silverthorn et al., 2013).

El cuerpo lúteo tiene una vida útil de aproximadamente 12 días. Si no ocurre el embarazo, sufre apoptosis, lo que reduce la producción de estrógenos y progesterona. Esta disminución hormonal elimina la retroalimentación negativa sobre la hipófisis y el hipotálamo, lo que permite el aumento de la secreción de FSH y LH, iniciando así el

desarrollo folicular para un nuevo ciclo (Reed & Carr, 2018). Unos días después de que el cuerpo lúteo deje de funcionar, o 14 días después de la ovulación aproximadamente, la capa superficial del endometrio comienza a desprenderse, iniciando la menstruación.

Las concentraciones de estrógenos presentan dos ascensos característicos a lo largo del CM. El primero se produce durante la fase folicular media y va seguido de un descenso brusco previo a la ovulación; posteriormente se observa un segundo incremento en la FLM, que culmina en una nueva caída de los niveles de estrógenos al final del ciclo (Figura 2) (Barbieri, 2014).

1.2 Cambios asociados al ciclo menstrual

1.2.1 Adaptaciones sistémicas y fisiológicas

De manera más específica, las variaciones en las concentraciones de estradiol, progesterona, FSH y LH ejercen diferentes efectos sobre el metabolismo energético, la función neuromuscular, la laxitud articular, la termorregulación y algunos parámetros cardiovasculares y respiratorios.

En relación con el metabolismo energético, no existe consenso acerca de la presencia de cambios consistentes en la oxidación de carbohidratos y lípidos entre fases del CM en mujeres eumenorreicas (Isacco & Boisseau, 2016). Sin embargo, se han descrito diferencias en las reservas y en la disponibilidad de sustratos energéticos. En este sentido, se ha observado un mayor contenido de glucógeno muscular en fase lútea, con ingesta de carbohidratos estandarizada, junto con un patrón de ahorro de glucógeno durante el ejercicio submáximo, compatible con una mayor contribución del metabolismo lipídico (Hackney, 2021). De forma complementaria, los estrógenos se asocian con una mayor movilización y utilización de grasas durante el ejercicio, al promover la lipólisis, limitar el almacenamiento lipídico y modular las vías relacionadas con el uso y la conservación del glucógeno (Figura 4) (Newell-Fugate, 2017; Oosthuyse & Bosch, 2012).

Por su parte, la progesterona parece modular parcialmente estos efectos en función del estado metabólico, pudiendo reducir la producción hepática de glucosa en normoglucemia y aumentarla en condiciones de déficit energético (Oosthuyse & Bosch, 2010). Asimismo, se ha relacionado con una menor sensibilidad a la insulina y una mayor respuesta glucémica, lo que podría incrementar la disponibilidad de glucosa circulante

durante el ejercicio, especialmente en la fase lútea. (Campbell et al., 2001; Matsuda et al., 2022).

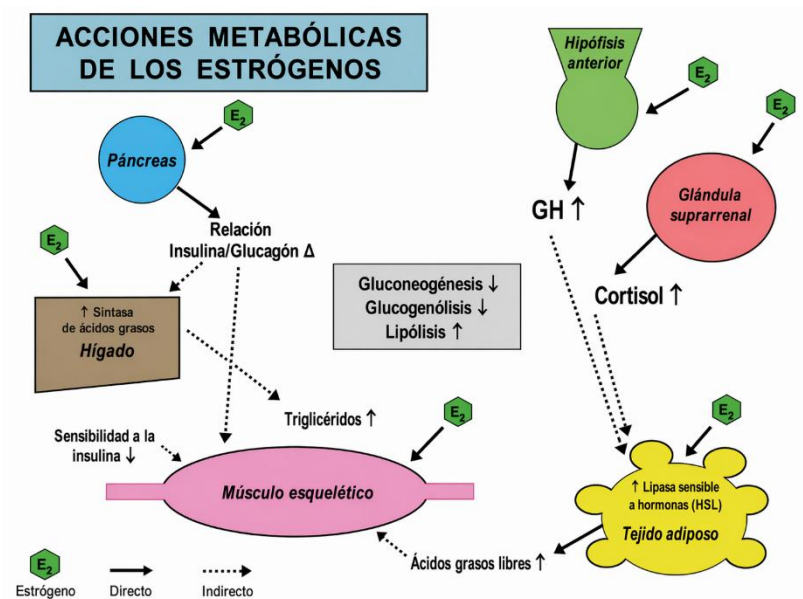


Figura 4. Efectos directos e indirectos de los estrógenos.

La imagen describe los efectos estrogénicos sobre una variedad de hormonas y procesos fisiológicos importantes para el metabolismo energético durante el ejercicio. Abreviaturas: GH = hormonas de crecimiento. Imagen de (David & Hackney, 2017) adaptada con ChatGPT.

En cuanto a la termorregulación, la TCB también experimenta fluctuaciones cíclicas predecibles durante el CM, aumentando entre 0,3°C y 0,7°C en la fase lútea respecto a la fase folicular. Este aumento se debe al efecto termogénico de la progesterona, mediado por un incremento de la noradrenalina sobre el centro termorregulador hipotalámico (Baker et al., 2020; Nagashima, 2015). Durante la fase folicular, la TBC se mantiene en un rango bajo (36,1-36,4°C), puesto que el estrógeno promueve la disipación de calor mediante vasodilatación cutánea (Nagashima, 2015). Tras la ovulación, durante la fase lútea, la progesterona induce un incremento térmico de 0,3-0,6°C, creando un patrón bifásico característico que se mantiene elevado durante toda la fase lútea hasta el inicio de la menstruación (Baker et al., 2020; Charkoudian & Stachenfeld, 2016). Por este motivo, puede convertirse en una variable de análisis para el conocimiento de la fase del ciclo.

A nivel cardiovascular, los receptores de estradiol y progesterona influyen en la regulación del tono vascular y la función cardíaca. El estradiol regula el tono vascular al estimular la producción de mediadores vasodilatadores y enzimas antioxidantes en el endotelio (Chan et al., 2001), además de aumentar la expresión de receptores β-adrenérgicos en las células

del músculo vascular, lo que favorece la relajación. Por su parte, la progesterona incrementa la permeabilidad capilar al permitir que el líquido y la albúmina atraviesen el espacio intersticial (Rosenfeld et al., 2008), y a su vez inhibe los canales de calcio y potencia las corrientes de potasio en las células miocárdicas, lo que resulta en un acortamiento del intervalo QT (Kurokawa & Furukawa, 2013).

Las reacciones del sistema cardiovascular frente al estrés (por ejemplo, la isquemia miocárdica) se presentan con mayor frecuencia cuando las concentraciones de estrógenos son reducidas. Por el contrario, en mujeres premenopáusicas con enfermedad coronaria, el rendimiento óptimo en las pruebas de esfuerzo en cinta se registró a mitad del ciclo o durante la ovulación, momentos en los que los niveles de estrógenos en sangre alcanzan sus valores más elevados (G. W. Lloyd et al., 2000). Además, un estudio de 2022 investigó si el CM tiene un impacto significativo sobre la función hemodinámica y sobre el contenido de agua corporal en mujeres sanas, observando que la mayoría de los parámetros hemodinámicos no variaban entre las fases del ciclo y que, a nivel clínico, la aparición de signos como la elevación de la frecuencia cardíaca en reposo, la hipertensión o el edema intersticial no pueden atribuirse simplemente a una fase de un CM normal (Kwissa et al., 2022).

Finalmente, en relación con la función respiratoria, se han descrito valores más elevados de parámetros espirométricos durante la fase lútea (Talukdar et al., 2025). La progesterona podría ejercer efectos estimulatorios incrementando la ventilación por minuto. Se cree que el lugar de acción de la progesterona es en los centros respiratorios o en los quimiorreceptores periféricos, o una combinación de ambos (Godbole et al., 2016).

1.2.2 Influencia hormonal sobre los tejidos

1.2.2.1 Tejido muscular

El estradiol ejerce efectos anabólicos sobre el músculo esquelético al activar vías de señalización como insulín/IGF-1 y PI3K/Akt, lo que favorece la síntesis proteica y el crecimiento muscular. Además, incrementa la expresión de los factores Pax7 y MyoD, que estimulan la formación y renovación de células satélite. También ayuda a reducir el daño muscular causado por el ejercicio y mejora la recuperación, gracias a sus propiedades antioxidantes y a la estabilización de las membranas celulares (Fisher et al., 2021). Los receptores de estrógenos alfa (ER α) de estradiol están presentes en el tejido muscular esquelético, y el efecto potenciador de la fuerza que ejerce el estrógeno sobre el tejido

muscular sugiere que sus niveles de mRNA y proteína varían en función de las concentraciones circulantes de esta hormona (Baltgalvis et al., 2010).

El estradiol actúa directamente sobre la miosina, puesto que se ha demostrado que, en condiciones de niveles reducidos de estrógenos, como durante la menstruación, se reduce el número de cabezas de miosina activas unidas a la actina, por lo que la capacidad del músculo para generar fuerza se ve disminuida (Moran et al., 2006). Por lo tanto, se puede esperar una mejora del rendimiento de la fuerza máxima durante la fase folicular tardía, influida por el aumento de la concentración de estrógeno y por el pico de testosterona que se observa durante la ovulación (Cook et al., 2018).

1.2.2.2 Sistema neuromuscular

El estradiol posee propiedades neuroexcitatorias que influyen positivamente la producción de fuerza muscular, mientras que la progesterona ejerce efectos inhibitorios sobre la excitabilidad cortical, lo que puede disminuir la excitabilidad neuromuscular (Smith et al., 2002).

1.2.2.3 Tejido conectivo y ligamentoso

Los estrógenos y la progesterona influyen en la síntesis de colágeno, afectando a las propiedades mecánicas de los tejidos conectivos. Se ha observado que niveles elevados de estradiol pueden reducir la proliferación de fibroblastos y, en consecuencia, la síntesis de colágeno ligamentoso (Karageanes et al., 2000), lo que reduce su resistencia y aumenta tanto su elasticidad como su susceptibilidad a sufrir lesiones. Se ha observado correlación entre el incremento de la concentración sanguínea de estrógenos y la disminución de los niveles de colágeno, debido a una menor proliferación de fibroblastos en el ligamento cruzado anterior (LCA) (Yu et al., 2001).

Por su parte, la relaxina, cuya acción parece estar modulada por el entorno estrogénico (Bathgate et al., 2013), es una hormona secretada por el cuerpo lúteo y, en mayor medida, por la placenta durante el embarazo. La relaxina presenta efectos colagenolíticos mediados por enzimas como la collagenasa y el activador del plasminógeno, lo que reduce la densidad, organización y contenido total de colágeno a nivel local. Dado que el colágeno es el principal componente responsable de soportar la carga en el tejido ligamentoso, estas alteraciones pueden comprometer la integridad mecánica del ligamento (Faryniarz et al., 2006).

Durante la fase lútea del CM, los efectos colagenolíticos podrían intensificarse debido al incremento de relaxina y su acción simultánea con los estrógenos, lo que podría aumentar el riesgo de ruptura del LCA. Sin embargo, la evidencia más reciente indica que el CM parece no tener un efecto clínicamente significativo sobre la laxitud de rodilla o la traslación tibial anterior. Aun así, hormonas como el 17β -estradiol podría influir en la estructura del LCA, su renovación o resistencia mediante la reducción de la producción de procolágeno tipo I y III. En conjunto, la relaxina y ciertas condiciones hormonales específicas, como el embarazo, la menopausia o la toma de anticonceptivos orales, parecen tener más efecto en la propiedad mecánica/celular de ligamentos que el propio CM en mujeres normales (Gilmer et al., 2025).

1.2.3 Manifestaciones funcionales y biomecánicas

Los cambios fisiológicos descritos pueden traducirse en modificaciones funcionales y mecánicas, aunque la magnitud de estas variaciones suele ser pequeña, dependiente del contexto y, en muchos casos, inconsistente entre estudios.

1.2.3.1 Propiedades pasivas

En relación con las propiedades pasivas del sistema músculo-tendinoso, algunos estudios han descrito variaciones en la rigidez, elasticidad y extensibilidad a lo largo del CM. Por ejemplo, se ha observado una mayor rigidez en contracción durante la FFT en músculos como el tibial anterior y el gastrocnemio medial (Khowailed et al., 2022) En contraste, otros trabajos han descrito una mayor elasticidad, así como una disminución del tono y la rigidez muscular de los músculos gastrocnemio lateral, peroneo largo y tibial anterior durante la FOv, llegando a postular que el estrógeno aumenta la laxitud articular y muscular a afecta a la estabilidad posturas. (Yim et al., 2018).

Asimismo, se ha documentado un aumento de la extensibilidad en los isquiotibiales durante la FOv sin cambios concomitantes en la rigidez, lo que sugiere que ambas propiedades no evolucionan necesariamente de forma paralela (Bell et al., 2009).

En conjunto, estos hallazgos apuntan a que las propiedades pasivas del tejido podrían ser sensibles a las fluctuaciones hormonales, especialmente en fases con predominio estrogénico, aunque la dirección y magnitud de los cambios no son uniformes.

1.2.3.2 Función contráctil

En cuanto a la función contráctil, la evidencia muestra una alta variabilidad y falta de consistencia entre estudios. En mujeres evaluadas en tres momentos del ciclo (FFT, folicular tardía y fase lútea), no se han observado diferencias significativas en la fuerza isométrica máxima del cuádriceps, la fatigabilidad o las propiedades contráctiles estimuladas eléctricamente (Janse De Jonge et al., 2001). De forma concordante, en mujeres entrenadas, la fuerza, velocidad y potencia en sentadilla a distintas intensidades relativas (20–80% de una repetición máxima -1RM-) no mostró variaciones relevantes entre fases (Romero-Moraleda et al., 2019) y en protocolos con verificación hormonal sérica a lo largo de dos ciclos consecutivos tampoco se han identificado diferencias claras en fuerza o resistencia muscular (Fridén et al., 2003).

En línea con estos hallazgos, un metaanálisis concluye que los cambios en la fuerza son, en general, mínimos y sin una dirección consistente, si bien subraya limitaciones metodológicas que pueden contribuir a la heterogeneidad de resultados (Blagrove et al., 2020). Por ello, la propuesta de periodizar el entrenamiento de fuerza en función de las fases del ciclo debe interpretarse con cautela y como una hipótesis de trabajo más que como una recomendación consolidada (Kissow et al., 2022).

No obstante, evidencia más reciente ha sugerido posibles diferencias específicas entre fases. Un metaanálisis de 2024 mostró que la FFT es desfavorable para las tres modalidades de fuerza máxima evaluadas (isométrica, isocinética y dinámica). La fase folicular tardía resultó óptima para la fuerza isométrica máxima debido a las elevadas concentraciones de estradiol, mientras que la FOv resultó ser el momento más favorable para la fuerza isocinética máxima, posiblemente por el incremento de LH que también estimula la disponibilidad de testosterona. La fase lútea tardía se consideró el período menos propicio para la función muscular óptima, atribuible a la disminución de estradiol y el incremento de progesterona, que reduce la facilitación neuromuscular y la transmisión sináptica (Niering et al., 2024).

En conjunto, estos hallazgos sugieren que, aunque pueden existir modulaciones sutiles dependientes de la fase del ciclo, la capacidad contráctil máxima del músculo es relativamente robusta frente a las fluctuaciones hormonales, especialmente cuando las tareas están estandarizadas y controladas, y que las posibles diferencias observadas

deben interpretarse con cautela debido a su magnitud limitada y a la heterogeneidad metodológica existente.

1.2.3.3 Control neuromuscular y estabilidad

Cuando el foco se desplaza hacia el control neuromuscular y la estabilidad, algunos estudios sugieren que la FOv podría asociarse con cambios en la estrategia de control postural. En tareas de equilibrio, se ha descrito en mujeres una mayor co-contracción (tibial anterior/peroneo largo) y una mayor oscilación postural durante la FOv, en comparación con otras fases (Khowailed & Lee, 2021; Yim et al., 2018)

En conjunto, la evidencia sugiere que las propiedades pasivas del tejido y ciertos aspectos del control neuromuscular podrían mostrar una mayor sensibilidad a las fluctuaciones hormonales que la función contráctil máxima. Este patrón diferencial refuerza la idea de que los efectos del CM se manifiestan de forma más evidente en variables relacionadas con la regulación del sistema que en aquellas vinculadas al rendimiento máximo.

1.3 Variaciones en el rendimiento físico y la percepción subjetiva

El rendimiento físico deportivo en mujeres depende de la interacción coordinada de factores anatómicos, fisiológicos, metabólicos, biomecánicos y psicológicos, cuya contribución relativa varía según la disciplina deportiva. Dentro de este marco multifactorial, las fluctuaciones hormonales inherentes al CM han sido objeto de creciente interés debido a su potencial influencia sobre el desempeño físico y la adaptación al entrenamiento (Constantini et al., 2005).

La comparación más habitual se establece entre la FFT y la FLM, al concentrar las mayores diferencias hormonales. El metaanálisis más exhaustivo hasta la fecha, realizado por McNulty et al. (2020), examinó 78 estudios, y concluyó que el rendimiento físico puede experimentar reducciones triviales durante la FFT respecto a otras fases, tanto en variables de fuerza como de resistencia, aunque la magnitud es mínima. Sin embargo, debido a la elevada variación entre estudios y limitaciones metodológicas, los autores recomiendan enfoques individualizados en lugar de pautas generales (McNulty et al., 2020). No obstante, de manera habitual en la evidencia científica se pasa por alto las fases folicular tardía y ovulatoria, en las que el estrógeno es elevado y la progesterona baja. Análisis recientes sugieren que la mayor diferencia en el rendimiento podría darse precisamente

entre la FFT y la fase folicular tardía, debido al aumento del estrógeno sin un incremento paralelo de la progesterona, como ocurre en FLM (Krishnan et al., 2025; Niering et al., 2024).

Por otra parte, un hallazgo consistente es la percepción subjetiva del rendimiento: una proporción elevada de atletas refiere sentir su rendimiento deteriorado en fases concretas del ciclo, especialmente en la FFT y lútea tardía. En concreto, entre el 50-71% de las deportistas durante el entrenamiento y del 49-65% en competición reportan esta percepción de menor rendimiento (Armour et al., 2020; Solli et al., 2020), lo cual coincide con la aparición de síntomas menstruales (Findlay et al., 2020). En paralelo, la evidencia sugiere que varias respuestas perceptivas como los síntomas menstruales, alteraciones del ánimo o del bienestar, pueden exacerbarse durante la menstruación y en la fase premenstrual, aunque no todos los indicadores subjetivos, como por ejemplo el esfuerzo percibido, cambian de forma uniforme entre fases (Paludo et al., 2022). Esta disonancia entre percepción y medición objetiva sugiere que factores psicológicos y síntomas menstruales pueden influir más en el rendimiento del ejercicio que cambios fisiológicos directos.

En base a la evidencia previamente analizada, el CM en mujeres jóvenes debería considerarse un factor estratégico dentro de la planificación y periodización del entrenamiento. En este sentido, mantener un CM regular resulta favorable para la salud musculoesquelética y para la optimización del desempeño físico (Chidi-Ogbolu N & Baar K, 2019). En el contexto del deporte de alto rendimiento, los efectos positivos de mantener un CM regular se evidencian al compararse con las consecuencias de la deficiencia energética relativa en el deporte (RED-S) (Gallant et al., 2025). Este síndrome, resultado de un déficit energético prolongado, provoca la supresión del CM y una reducción significativa en los niveles de estrógeno, lo que conlleva amenorrea, disminución de la densidad mineral ósea y un incremento en la susceptibilidad a lesiones musculoesqueléticas (Coelho et al., 2021).

1.3.1 Efectos del CM en resistencia, coordinación y sensibilidad

La evidencia sobre el consumo de oxígeno máximo ($\text{VO}_2\text{máx}$) y la capacidad aeróbica presenta resultados contradictorios. Múltiples investigaciones indican que el $\text{VO}_2\text{máx}$ no se ve significativamente afectado por las fases del CM, lo que sugiere que atletas en deportes de alta intensidad anaeróbica/aeróbica no necesitan ajustar su entrenamiento

según la fase menstrual (Ekberg et al., 2024; Janse De Jonge, 2003; Rael et al., 2021). No obstante, algunos estudios han identificado ligeras reducciones en la capacidad aeróbica durante la FLM, potencialmente atribuibles al efecto termogénico de la progesterona, lo que puede incrementar la frecuencia cardíaca, la ventilación y reducir la tolerancia al ejercicio prolongado (Hayashi et al., 2012; Janse De Jonge, 2003; Julian et al., 2017).

Con respecto a la función neuromuscular y la coordinación, el estudio de Ansdell et al. mostró que activación voluntaria del cuádriceps, valorada con estimulación neuromotora y con estimulación magnética transcraneal, fue mayor en la FOv en comparación con la FFT y la FLM, a pesar de que fuerza máxima voluntaria o máximo volumen de contracción (MVC) no varió entre fases. También se observó que el tiempo hasta la fatiga fue 24-36% mayor en la FLM que en las fases foliculares para la prueba de contracción isométrica intermitente al 60% MVC (Ansdell et al., 2019). Estos hallazgos sugieren una disociación entre la capacidad de activación neural máxima, más alta alrededor de la ovulación, y la fatigabilidad en esfuerzos submáximos, menor en FLM, lo que apoya que el ciclo puede modular selectivamente distintos componentes del rendimiento neuromuscular.

Debido a la alta variabilidad interindividual en la respuesta al ejercicio y a factores como el nivel de entrenamiento, el nivel competitivo, la sensibilidad hormonal individual o la presencia de síntomas premenstruales, resulta muy complicado analizar si la percepción del esfuerzo se encuentra influenciada por la fase del CM. Aunque algunos estudios reportaron mayor esfuerzo percibido durante la FFT (Delp et al., 2023; Prado RCR et al., 2024), un metaanálisis de 2022 (Paludo et al., 2022) concluyó que las fases del CM no impactan significativamente en la percepción de esfuerzo durante ejercicio aeróbico continuo.

1.3.2 Cambios emocionales y cognitivos vinculados a las fases del ciclo

Diversas investigaciones han documentado que el ámbito emocional es uno de los más sensibles a las fluctuaciones hormonales que ocurren a lo largo del CM. No se limita en alteraciones del estado de ánimo, sino que abarca aspectos como la regulación emocional, la percepción del control sobre las propias emociones y la capacidad para gestionar situaciones de ansiedad o estrés. El estudio de Manikandan et al. señala que, durante la fase lútea tardía, las mujeres tienden a presentar una mayor reactividad emocional, acompañada de menor estabilidad afectiva y una reducción en la sensación de control emocional (Manikandan et al., 2016). En contraste, durante la FFT y la

periovulatoria, caracterizadas por un predominio estrogénico, se observa una mayor estabilidad emocional y mejor capacidad de regulación. La literatura sugiere, además, que las diferencias individuales en el uso de estrategias de afrontamiento o regulación emocional pueden amplificar o atenuar esta variabilidad (Doornweerd et al., 2024).

Los hallazgos electrofisiológicos del estudio de Doornweerd et al. muestran que las respuestas cerebrales ante estímulos emocionales negativos se intensifican durante las fases de predominio progestagénico, mientras que las fases estrogénicas se asocian con respuestas más moderadas y adaptativas (Doornweerd et al., 2024). Otro estudio que analiza el reconocimiento emocional según la fase del CM observa como las participantes muestran mayor precisión en el reconocimiento de emociones positivas durante la fase periovulatoria, en tanto que en la fase lútea tardía se incrementa la presencia de afecto negativo y disminuye la sensibilidad hacia estímulos emocionales positivos (Pletzer & Noachtar, 2023) .

Un reciente metaanálisis (Jang et al., 2025) concluye que las capacidades cognitivas generales, incluyendo atención, memoria y velocidad de procesamiento, no presentan diferencias estadísticamente significativas entre las distintas fases del CM. Sin embargo, cuando se analizan tareas específicas, otro estudio muestra que las dinámicas funcionales del cerebro varían a lo largo del CM, especialmente en las redes cerebrales implicadas en el control cognitivo y la atención ejecutiva (Avila-Varela et al., 2024). En términos conductuales, dichas variaciones podrían traducirse en una menor capacidad de concentración o en mayor fatigabilidad cognitiva durante la fase lútea, aunque sin implicar un detrimento significativo en el rendimiento global.

1.4 Métodos de determinación de fases del ciclo menstrual

1.4.1 Método basado en calendario

El método más utilizado es el conteo de días en el calendario, sin embargo, puede tener muy poca precisión si se utiliza de manera exclusiva (Wideman et al., 2013). Este método consiste en contar 10-14 días desde el primer día de la menstruación para estimar la FOv (en un ciclo típico de 28 días de duración), o contar hacia atrás 7-9 días, lo que permite estimar la FLM posteriormente (Wideman et al., 2013).

Existen numerosas aplicaciones para contar días de ciclo y registrar síntomas; la mayoría incluye calendarios, predicción básica y notas de síntomas. Sin embargo, la precisión y el

respaldo científico varían mucho, por lo que se recomienda elegir aplicaciones evaluadas como más exactas y usar sus predicciones como guía aproximada (Bucher et al., 2025).

1.4.2 Temperatura basal corporal

La TBC se define como la temperatura corporal más baja alcanzada durante el reposo. Constituye uno de los métodos más antiguos y accesibles para identificar la ovulación y determinar las fases del CM (Baker et al., 2020; Su et al., 2017).

Tal y como se describió anteriormente, la TBC de la mujer experimenta variaciones a lo largo del CM, describiendo un patrón bifásico (Bull et al., 2019). El *nadir térmico* corresponde al punto más bajo de temperatura, y suele presentarse 1-2 días después del pico de LH y aproximadamente un día antes de la ovulación. La elevación térmica posterior confirma retrospectivamente que la ovulación ha ocurrido, al establecerse una meseta que permanece elevada hasta la regresión del cuerpo lúteo (Figura 5) (Su et al., 2017). En este contexto, el registro diario de la TBC en condiciones estandarizadas (inmediatamente tras el despertar, antes de levantarse, hablar o ingerir líquidos, preferiblemente a la misma hora, detrás al menos 4 horas de sueño continuo, 6 horas de sueño como mínimo) se ha utilizado de forma amplia en la literatura científica (Schmalenberger & Eisenlohr-Moul, 2019).

El instrumento para el registro manual de esta variable y su posterior análisis puede ser un termómetro basal oral o vaginal de uso comercial (Schmalenberger & Eisenlohr-Moul, 2019) o usar dispositivos portátiles de monitorización continua, como pulseras o anillos con sensores térmicos integrados. Estos últimos incorporan algoritmos de aprendizaje automático y realizan el registro simultáneo de variables fisiológicas como la frecuencia y variabilidad cardíaca o el ritmo respiratorio, por lo que constituyen una versión avanzada del método tradicional (Lyzwinski et al., 2024). Estos sistemas ofrecen mayor sensibilidad, precisión y facilidad de uso (Zhu et al., 2021). No obstante, la TBC presenta una precisión limitada para identificar el día exacto de la ovulación y no predice de manera fiable el pico de LH, por lo que no debe emplearse como método único (Wang et al., 2025; Wegrzynowicz et al., 2024).

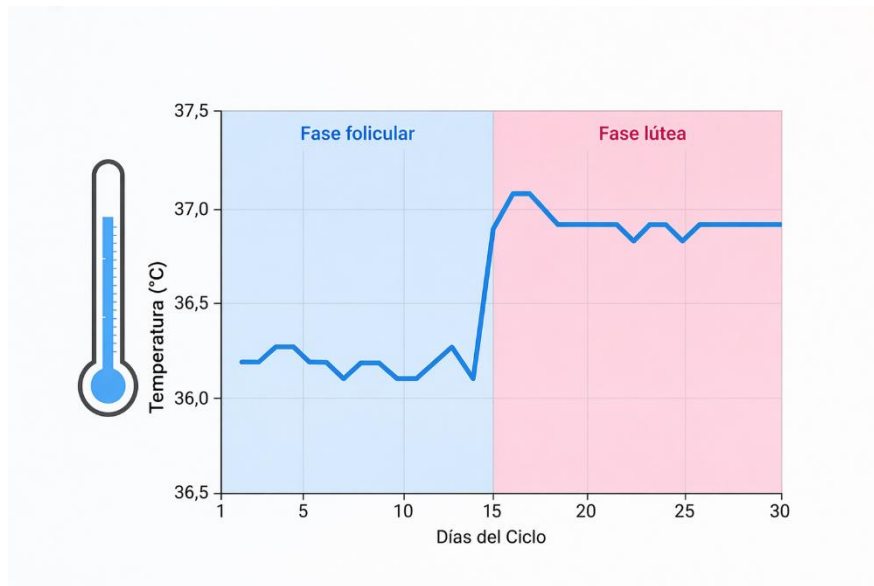


Figura 5. Ejemplo de registro de temperatura basal a lo largo de un ciclo menstrual de 30 días. La curva muestra un patrón bifásico con temperaturas más bajas en la fase folicular (fondo azul) y un ascenso sostenido tras la ovulación, compatible con el efecto termogénico de la progesterona durante la fase lútea (fondo rosado). Elaboración propia mediante NotebookLM.

1.4.3 Detección de hormona luteinizante

La LH constituye el biomarcador endocrino más específico y sensible que indica la ovulación inminente. La ruptura folicular suele producirse aproximadamente entre 10 y 12 horas después del pico de aumento de la LH (Figura 6) (Demir et al., 2022; Park et al., 2002).

Su detección, tanto en suero como en orina, proporciona una capacidad predictiva superior si se compara con otros métodos de identificación de la ventana fértil en la mujer, como pueden ser la observación del moco cervical, indicando cambios en la cantidad, consistencia y elasticidad de las secreciones cervicales (Su et al., 2017), o el análisis de la TCB descrito previamente.

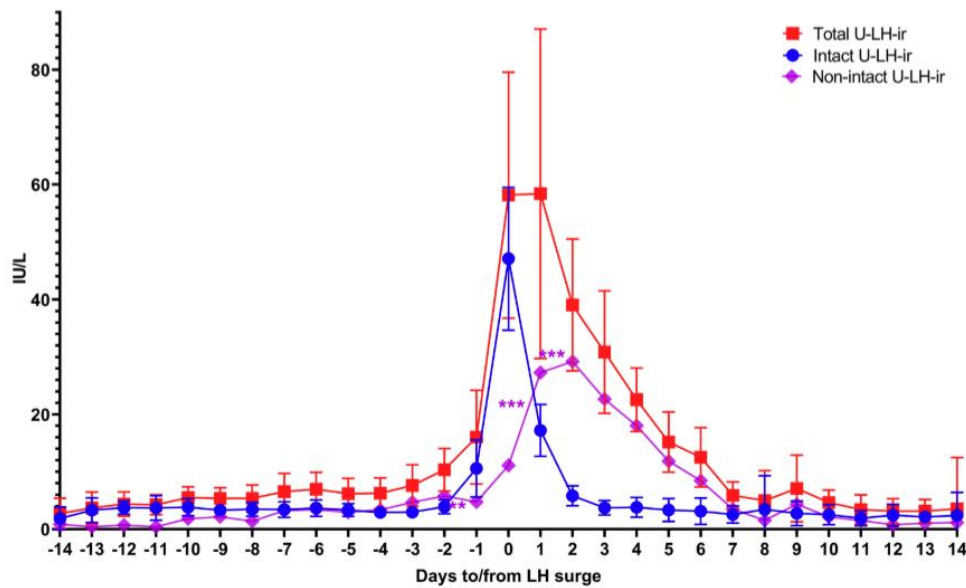


Figura 6. Concentraciones de inmunorreactividad de la LH intacta, no intacta y total. LH determinada en orina de 14 mujeres eumenorreicas durante diferentes días del CM ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$ (Demir et al., 2022).

El instrumento para la medición de la LH y poder predecir la ovulación está disponible en numerosos entornos a nivel mundial sin necesidad de receta médica. Este consiste en unas tiras reactivas a LH que se sumergen directamente en una muestra de orina recolectada en un recipiente limpio (Figura 7) (Yeh et al., 2019). Se recomienda realizar la prueba a la misma hora cada día y comenzar su uso varios días antes de la ovulación estimada, en función de la duración del CM (Miller & Soules, 1996).

La sensibilidad y especificidad del test urinario de LH han sido cuantificadas para estimar su fiabilidad. Un ensayo mostró una sensibilidad aproximada del 90 % y una especificidad del 100 % para un test cualitativo rápido de orina comparado con métodos de referencia (Bieglmayer et al., 1990). Leiva et al. observaron que, utilizando un umbral de LH urinaria de ~25–30 mIU/ml, la especificidad para la predicción de ovulación dentro de las 24 horas podía alcanzar entre 97 % y 99 % (Leiva et al., 2017). Además, ese mismo estudio recomendaba que se comenzara a aplicar el test desde el día 7 del ciclo para mejorar su valor predictivo.

En los casos en que esta prueba se utilice con fines de investigación y la participante debe comparar visualmente la intensidad de la línea de prueba con la de control, la fiabilidad de la medición puede incrementarse solicitando que las participantes envíen imágenes

digitales de los resultados al equipo investigador para su verificación (Schmalenberger & Eisenlohr-Moul, 2019).



Figura 7. Infografía resumen para usar tiras de LH y estimar la ovulación.
Elaboración propia mediante NotebookLM.

1.4.4 Medición de hormonas en suero (análisis de sangre)

La medición de estradiol y progesterona sérica en sangre se considera el *gold standard* para la verificación de las fases del ciclo con fines de investigación (Janse de Jonge et al., 2019). Este método consiste en tomar una muestra de sangre venosa (unos 8 ml) antes del análisis. La sangre se deja coagular y luego se centrifuga para separar el suero, que se almacena congelado a -80°C hasta medir los niveles de estrógeno y progesterona (Janse de Jonge et al., 2019).

Específicamente, los valores de estradiol sérico varían según la fase: 125, 464 y 817 pmol/L en FFT, tardía y ovulación respectivamente (Anckaert et al., 2021). El aumento de progesterona desde la fase folicular tardía hasta la fase lútea determina que la ovulación ha ocurrido. Un valor de 16 nmol/L de progesterona sérica confirma que ha ocurrido la ovulación con una especificidad del 98,4% y sensibilidad del 89,6% (R. Leiva et al., 2015); por lo que para la verificación estricta de la fase lútea y evitar incluir ciclos anovulatorios en la investigación se recomienda tener en cuenta ese umbral (Janse de Jonge et al., 2019). Los valores de LH en sangre indican variaciones de 2,4-16,2 IU/L en la fase folicular y 14-96 IU/L en el pico ovulatorio (Anckaert et al., 2021).

La monitorización hormonal sérica permite una asignación precisa de las fases del ciclo y del pico ovulatorio; sin embargo, su determinación diaria presenta una utilidad limitada debido a su coste, carácter invasivo y escasa viabilidad en la práctica clínica rutinaria (Gloe et al., 2023).

1.4.5 Ecografía transvaginal

La ecografía transvaginal permite el seguimiento directo del crecimiento folicular y del grosor del revestimiento endometrial (Figura 8). Es posible la detección de la ovulación (colapso folicular) cuando se repite cada 1-3 días desde el día 10 del ciclo en mujeres eumenorreicas (Baerwald et al., 2012). La rotura del folículo, la contracción del folículo, la presencia del cuerpo lúteo y la presencia de líquido en el fondo del saco de Douglas, entre otros, se aceptan como signos de ovulación (Dogan et al., 2016).

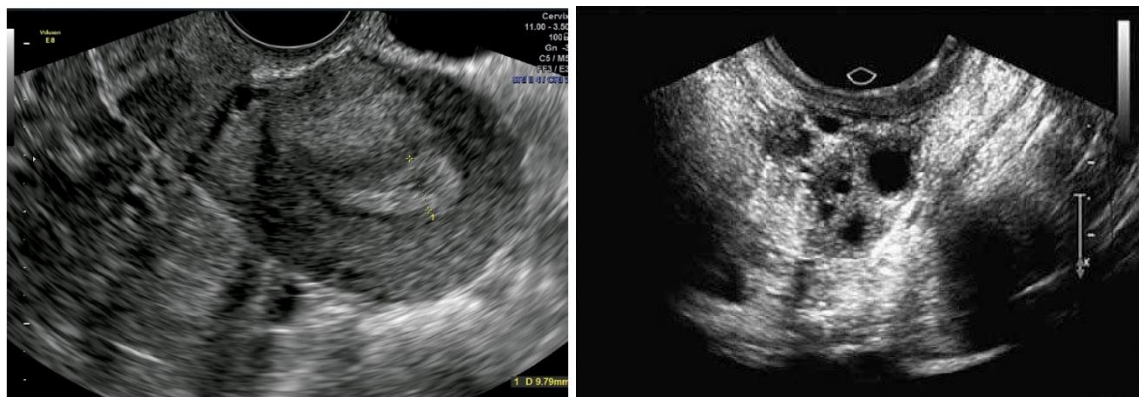


Figura 8. Evaluación ecográfica del grosor endometrial y del desarrollo folicular.

En la imagen de la izquierda se observa un endometrio en fase proliferativa. En la imagen de la derecha, se visualiza el ovario, los folículos antrales y un folículo dominante.

1.4.6 Registro combinado y correlación entre métodos

Los estudios disponibles indican que la clasificación de la fase del CM carece de un método único y universal con precisión absoluta, especialmente cuando se pretende asignar una mejora a la validez de las interpretaciones. Cuando se requiere la máxima precisión metodológica, la referencia al día de la ovulación determinado por ecografía y/o monitorización hormonal seriada se considera el estándar comparador más sólido, aunque poco práctico a gran escala (Bouchard et al., 2023). Diversos estudios han descrito una concordancia adecuada entre el análisis del moco cervical, el pico de LH mediante las tiras reactivas urinarias y la determinación sérica de LH (Owen, 2013; Stanford et al., 2020). Las tiras reactivas de LH muestran buena correlación con la TBC y con la ecografía

transvaginal, y en la práctica, alcanzan alta sensibilidad para identificar la ventana periovulatoria, a pesar de que la indicación del momento exacto entre el positivo de la tira reactiva y la rotura del folículo muestra una amplia ventana temporal (desde <24 h hasta 48–72 h en algunos ciclos) (Guermandi et al., 2001). En esta línea, una revisión que correlaciona TCB y tiras de LH observó que el ascenso térmico relacionado con la ovulación tuvo lugar en el día del pico de LH en el 75% de los casos y dentro de los 2 días en el 90% de estos (Martínez et al., 1992). Por esta razón, se recomienda usar la TBC principalmente para confirmar que se ha producido la ovulación de manera retrospectiva.

Las tiras LH permiten aproximar el momento del pico preovulatorio y, por tanto, orientar el periodo óptimo para otras mediciones, pero aun así no confirman por sí mismas que la ovulación se haya completado ni que la fase lútea se desarrollará adecuadamente. En caso de ciclos anovulatorios, o ciclos con fase lútea deficiente, es necesario recolectar la progesterona sérica para confirmar que se ha producido la ovulación (Janse de Jonge et al., 2019).

La correlación entre el conteo del calendario, el análisis hormonal y las tiras de LH (Allen et al., 2016; Wideman et al., 2013) puede facilitar una identificación prospectiva más fiable de la fase folicular tardía, así como la ovulación y la FLM, y a su vez resulta menos costosa que la ecografía. Sin embargo, el grado de concordancia entre métodos es limitado y dependiente de la comparación realizada. Un estudio que correlacionaba el conteo del calendario con el análisis hormonal y el uso de rangos hormonales para determinar la fase del CM mostró valores de Kappa de -0.13 a 0.53, lo que indica desde desacuerdo hasta acuerdo moderado (Gloe et al., 2023).

Con respecto la frecuencia en la que deben realizarse las muestras hormonales en orina y suero para que aumente la sensibilidad en la estimación de la ovulación, O'Connor et al. hallaron que con una toma de muestra a la semana la exactitud fue alrededor del 40% y con una muestra cada dos días fue de 97% para estimar el día de ovulación dentro de ± 2 días (O'Connor et al., 2006). Más recientemente, Maman et al. describieron en 2023 un modelo predictivo de ovulación con una precisión de entre 95-100%, que combinaba la ecografía transvaginal y parámetros hormonales: según los autores, el descenso estrogénico el mismo día o el siguiente al día de la ovulación y $>2\text{mMol/L}$ de progesterona presentan valores predictivos de ovulación con 91,5% de sensibilidad.

2 El suelo pélvico

El suelo pélvico (SP) femenino es un conjunto complejo de estructuras musculares, fasciales y ligamentarias que cierran la parte inferior de la pelvis ósea, desempeñando funciones esenciales para el mantenimiento de la continencia anal, uretral y vaginal, el soporte de órganos pélvicos y la función sexual (Raizada & Mittal, 2008). Su importancia radica, además, en la estabilización postural y en la participación de las dinámicas de la presión intraabdominal (PIA) (Bordoni et al., 2023).

2.1 Anatomía y función del suelo pélvico

2.1.1 Principales grupos musculares

Anatómicamente, el SP forma la base inferior en la cavidad abdominopélvica, y está compuesto por varios músculos organizados en capas superficiales y profundas (Katya Carrillo & Antonella Sanguineti, 2013). El diafragma pélvico constituye la capa profunda y está compuesta por el músculo elevador del ano (MEA) y el músculo coccígeo. El diafragma urogenital y la musculatura superficial forman el plano inferior (Raizada & Mittal, 2008). Tiene forma de embudo y cierra el estrecho inferior de la pelvis. Deja libre el hiato urogenital por el que pasan la uretra y la vagina hacia el exterior.

El MEA se divide clásicamente en tres porciones (Ashton-Miller & DeLancey, 2015; Espuña Pons M & Porta Roda O, 2010):

- El músculo puborrectal, que se origina en la cara posterior de la sínfisis púbica y se cruza por detrás del recto a la altura de unión anorrectal, formando un cabestrillo en forma de “U”.
- El músculo pubococcígeo, que se origina lateral al puborrectal a nivel púbico y se inserta en el cóccix. También denominado pubovisceral puesto que se inserta a nivel del cuerpo perineal, la pared vaginal y el surco interesfinteriano (Graziottin & Gambini, 2015).
- El músculo ileococcígeo, que posee fibras más laterales y tiene una orientación más plana, se origina en el arco tendinoso del MEA (engrosamiento ancho curvo y cóncavo de la fascia obturatriz) y se inserta en el rafe anococcígeo.

El músculo coccígeo también forma parte del diafragma pélvico en su porción más posterior, tiene una forma triangular y se une a la espina del isquion, a la superficie lateral del coxis y a la vértebra S5. Este músculo no participa en el movimiento activo del SP representada por el MEA (Graziottin & Gambini, 2015).

El diafragma urogenital consiste en una musculatura perineal transversa y profunda que recubre la región anterior del diafragma pélvico y se encuentra atravesado por la uretra y la vagina. Se compone del músculo transverso profundo, que se origina en la rama isquiopubiana y se inserta en la pared lateral de la vagina y el cuerpo perineal, el músculo compresor de la uretra y el esfínter uretrovaginal (Graziottin & Gambini, 2015), el cual está compuesto principalmente por fibras de contracción lenta, que se adecúan con un tono muscular constante, pero que a su vez permiten aumentos voluntarios del tono para permitir una protección adicional (Herschorn, 2004).

La musculatura superficial del SP incluye el músculo bulboesponjoso, isquiocavernoso, el transverso superficial en el triángulo urogenital anterior y el esfínter anal externo en el triángulo anal posterior. El músculo transverso superficial cierra el hiato urogenital, sirve de sostén y participa en el desplazamiento de la parte distal de la vagina (de Groat & Yoshimura, 2015; Rossetti, 2016).

2.1.2 Fascia y tejido conectivo

La integridad del SP depende a su vez de una compleja red de fascias, ligamentos y tejido conectivo que funcionan como estructuras que dan soporte y suspensión para los órganos pélvicos, además de permitir la relación de las diferentes capas musculares entre sí y con la estructura ósea (Katya Carrillo & Antonella Sanguineti, 2013).

La fascia endopélvica (FEP) es una capa de tejido conectivo denso con colágeno tipo I (13%) y tipo III (82%) (Chi et al., 2022), elastina y fibras de músculo liso no vascular. Cubre al MEA y envuelve los órganos pélvicos, favoreciendo la conexión de manera flexible al resto de estructuras, por lo que ayuda a sostener la vagina y el útero y permite la movilidad y almacenamiento de orina y heces (Otcenasek et al., 2008). A su vez, se ha sugerido que tiene forma de tabique orientado semifrontalmente y que divide la pelvis menor en el compartimento anterior y posterior:

- fascia pubocervical, es la capa anterior que envuelve la vagina anteriormente y se conecta al hueso púbico y a la membrana perineal anterior,

- fascia rectovaginal, es la capa posterior que envuelve la vagina posteriormente y se cruza y engrosa posteriormente con el cuerpo perineal.

Entre la FEP y las fibras lisas que divergen de la musculatura longitudinal del recto existe cierta adherencia que sugiere una continuidad estructural entre ellos, que junto con la confluencia de los vasos linfáticos constituyen una red funcional integrada (Sato K et al., 2021).

La FEP se condensa en varias áreas para formar ligamentos funcionales (Otcenasek et al., 2008):

- Arco tendinoso de la fascia pélvica, es una banda de tejido conectivo denso que se extiende bilateralmente desde el hueso púbico hasta la espina isquiática y sirve como punto de inserción de estructuras musculares y fasciales (Ashton-Miller & DeLancey, 2015; Yiou & Delmas, 2013). Se ensancha progresivamente en su región posterior hasta adquirir la forma de una amplia lámina aponeurótica que termina integrándose con el MEA (Ashton-Miller & DeLancey, 2015).
- Ligamentos uterosacros, se extienden desde la porción posterosuperior del cérvix uterino hasta la tercera vértebra sacra.
- Ligamentos cardinales, se originan en las paredes laterales y superiores del cérvix uterino y de la vagina, insertándose en la pared pélvica lateral. Forman parte del soporte uterino y contienen vasos sanguíneos, linfáticos y nervios (Figura 9) (Eid et al., 2018; Ramanah et al., 2012).

En la región superior del SP, bajo el peritoneo, la FEP recubre a parte del MEA, al obturador interno y al piriforme, continuándose transversalmente hasta el periostio del pubis. En la región posterior se une al ligamento pubosacro y forma una especie de cúpula de tejido conectivo que cubre la estructura musculoesquelética, el diafragma urogenital y la región perineal más superficial (Bordoni et al., 2023).

DeLancey divide y clasifica la FEP en tres niveles diferenciados, el nivel I se refiere al tercio superior de la vagina y las fibras prolongación del ligamento cardinal; el nivel II conecta el tercio medio de la vagina con el arco tendinoso y la fascia del MEA, mientras que en el nivel III el tercio inferior de la vagina se integra directamente con la membrana perineal, el MEA y el cuerpo perineal (DeLancey et al., 2024; Otcenasek et al., 2008).

De forma similar, Petros (Papa Petros, 2010) describe en su teoría integral tres niveles ligamentosos directamente relacionados con la descripción de DeLancey (Figura 9), en el nivel 1 los ligamentos uterosacros y fascia pubocervical; en el nivel 2 los ligamentos pubouretrales y fascia retrovaginal y en el nivel 3 el ligamento uretral externo, la membrana perineal y el cuerpo perineal.

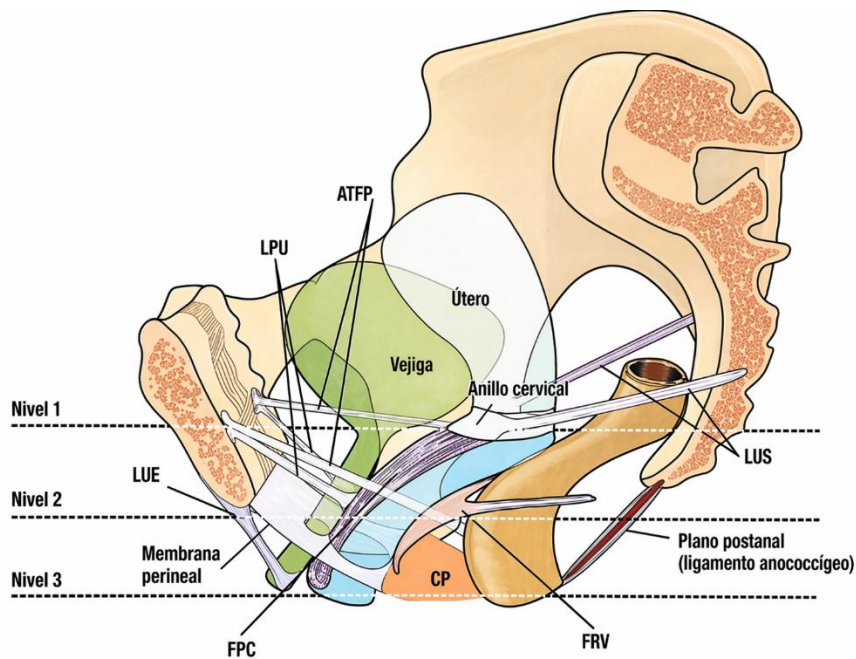


Figura 9. Estructuras de tejido conjuntivo del suelo pélvico.

Abreviaturas: LPU: ligamentos pubouretrales; ATFP: arco tendinoso de la fascia pélvica; LUS: ligamentos uterosacros; CP: cuerpo perineal; EAE: esfínter anal externo; FPC: fascia pubocervical; FRV: fascia rectovaginal; LUE: ligamento uretral externo (Papa Petros, 2010).

Por último, el centro tendinoso del periné o cuerpo perineal es un núcleo fibroso robusto, situado entre la vagina y el ano, que actúa como punto de anclaje entre la MSP y la unión de tejido conectivo; por lo que tiene un papel fundamental en el mantenimiento de la integridad del SP (Figura 10) (Eickmeyer, 2017; Rossetti, 2016).

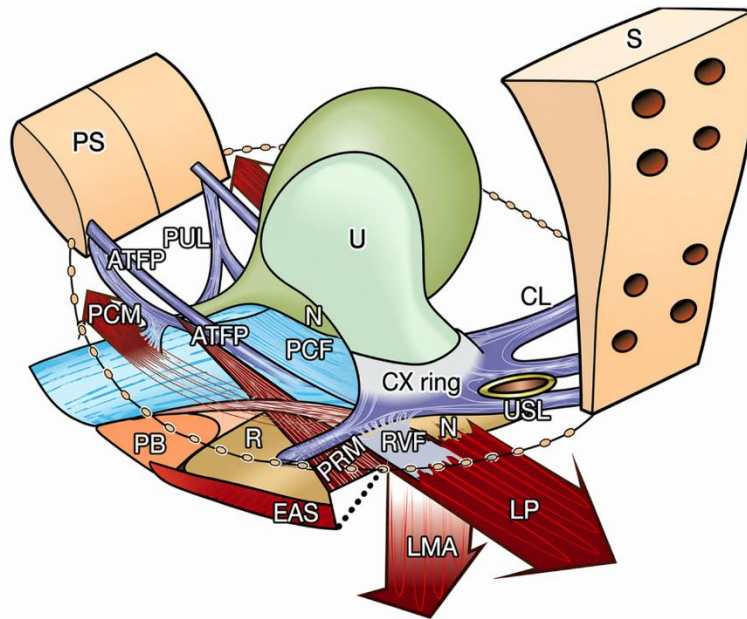


Figura 10. Interacción dinámica de los componentes del tejido conjuntivo y MSP.

Abreviaturas: U, útero; R, recto; CX ring, anillo cervical; PS, sínfisis púbica; S, sacro; PUL, ligamento pubouretral; ATFP, arco tendinoso de la fascia pélvica; USL, ligamentos uterosacros; CL, ligamento cardinal; PCM, músculo pubococcígeo; LP, placa del elevador; LMA, músculo longitudinal del ano - MEA-; PRM, músculo puborrectal; PCF, fascia pubocervical; RVF, fascia rectovaginal; PB, cuerpo perineal; EAS, esfínter anal externo (Papa Petros, 2010).

2.1.3 Órganos asociados

En el compartimento anterior se localiza la vejiga y la uretra. La vejiga es un órgano excretor activo, que actúa como reservorio de orina y se sitúa posterior a la sínfisis púbica y anterior al útero (de Groat & Yoshimura, 2015). Su posicionamiento se mantiene gracias al MEA, la FEP anterior, la fascia pubocervical y a los ligamentos pubovesicales (Hung et al., 2011). La vejiga presenta en su región caudal un estrechamiento denominado cuello vesical, que conduce a la uretra.

La uretra femenina es corta y de trayecto casi rectilíneo, se extiende desde el cuello uterino hasta el meato urinario externo. Se encuentra fusionada con la pared anterior vaginal en todo su recorrido (de Groat & Yoshimura, 2015). El esfínter uretral regula la salida de orina hacia la uretra. El esfínter uretral interno se compone de músculo liso y regula el control involuntario, mientras que el esfínter uretral externo proporciona una regulación voluntaria mediante la compresión y cierre del orificio uretral (Graziottin & Gambini, 2015).

En el compartimento medio, el útero es el órgano muscular situado en el centro de este compartimento, entre la vejiga y el recto. El útero se divide en un cuerpo y un cuello, separados entre ellos por una región hipomóvil denominada itsmo uterino. El cuello o

cérvix uterino constituye el punto de anclaje más firme entre el útero y la vagina. Esta unión se relaciona directamente con los ligamentos cardinales y uterosacros, los cuales transmiten la carga desde el útero hacia la pared pélvica lateral y hacia el sacro (Kieserman-Shmokler et al., 2020). La forma, el tamaño y las características anatómicas y funcionales del útero varían en diferentes periodos de la vida y circunstancias, como la pubertad, la menstruación, el embarazo y la menopausia (Hoyt & Falconi, 2015).

La vagina es una estructura tubular fibromuscular que se extiende entre la vulva y el cérvix uterino, y actúa como conducto funcional entre compartimentos, relacionándose en su pared anterior con la vejiga y la uretra y en su pared posterior, con el recto y el canal anal (Graziottin & Gambini, 2015).

En el compartimento posterior se sitúa el recto y el canal anal. El recto se separa de la vagina por el septo rectovaginal, y se encuentra envuelto por la FEP en su porción inferior. La unión anorrectal está representada por el esfínter anal interno y por el músculo puborrectal. El canal anal continúa desde la ampolla rectal, donde se forma el ángulo ano rectal, atraviesa el MEA y se extiende hasta el borde anal (Barleben & Mills, 2010).

2.1.4 Inervación del suelo pélvico

El control neural del SP involucra componentes somáticos y autónomos que trabajan en coordinación para regular la función de los órganos pélvicos, la continencia urinaria y fecal y la función sexual (Vodušek, 2004).

La inervación somática asegura el control voluntario de esfínteres y MSP, y está mediada principalmente por el nervio pudendo, nervio mixto que surge de las raíces ventrales del plexo sacro (S2-S4). Abandona la pelvis por el foramen ciático mayor, por debajo de músculo piriforme, rodea el ligamento sacroespinoso, a la altura de la espina isquiática para volver a entrar a la cavidad pélvica por el foramen ciático menor, discuriendo por el canal de Alcock o canal pudendo (Kinter & Newton, 2023). Finalmente se divide en tres ramas terminales principales: el nervio rectal inferior, los nervios perineales y el nervio dorsal del clítoris (Alkatout et al., 2021).

Estudios neurofisiológicos y de bloqueo del nervio pudendo han demostrado que su bloqueo disminuye la presión vaginal durante la contracción del SP, aumenta la longitud del hiato urogenital y reduce la actividad electromiográfica del esfínter anal externo y del

músculo puborrectal, lo que confirma su papel directo en la innervación motora de parte del MEA.

A su vez, se ha descrito un nervio del elevador del ano, que se origina en raíces nerviosas sacras (S3-S5) y discurre sobre la cara superior del diafragma pélvico (DeLancey et al., 2024).

La innervación autónoma del SP y la pelvis comprende fibras simpáticas y parasimpáticas que, a través de distintos plexos, controlan la musculatura lisa de la vejiga, la uretra proximal, el recto, los órganos genitales internos y el lecho vascular del SP y del tejido eréctil (Alkatout et al., 2021; DeLancey et al., 2024).

2.1.5 Papel en la continencia, estabilidad lumbopélvica y función sexual

Desde una perspectiva funcional, el SP tiene unas funciones muy diferenciadas: mantener la continencia urinal y fecal y permitir la micción y defecación voluntarias, sostener los órganos pélvicos y contribuir al equilibrio de la PIA, participar en la estabilidad lumbopélvica y el control postural mediante la coordinación muscular y facilitar la respuesta sexual y determinadas funciones reproductivas, como el parto (D. G. Lee et al., 2008; Rossetti, 2016; Yiou & Delmas, 2013).

La continencia urinaria resulta posible mediante el cierre activo de la uretra (contracción del esfínter uretral y de las fibras del MEA que traccionan la pared vaginal hacia el pubis comprimiendo la uretra), mediante el soporte uretral favorecido por la estabilización de la FEP y mediante la modulación neural que permite una anticipación y contracción rápida del MEA ante los aumentos de la PIA (Ashton-Miller & DeLancey, 2015).

La continencia fecal depende, a nivel muscular, del complejo esfinteriano anal y del músculo puborrectal que configura el ángulo anorrectal y refuerza el cierre del canal anal ante incrementos de la PIA (Heitmann et al., 2021). El músculo puborrectal eleva el canal anal en dirección ventral, produciendo a su vez la compresión del canal anal, la vagina y la uretra contra la parte posterior de la sínfisis púbica (Heitmann et al., 2021). La relajación de los MSP permite la micción y/o defecación de forma adecuada (Raizada & Mittal, 2008).

La coordinación entre la musculatura y los ligamentos de sostén contribuye al soporte de los órganos pélvicos. La actividad tónica constante del MEA cierra el hiato urogenital (DeLancey et al., 2024) y soporta el peso de los órganos, y a su vez los ligamentos y fascias directamente relacionados estarán sometidos a una mínima tensión. En estas

condiciones, las fascias actúan principalmente como elementos de estabilización, manteniendo los órganos situados por encima del MEA (Ashton-Miller & DeLancey, 2015).

La MSP participa en la estabilidad lumbopélvica mediante el sistema de “core” junto con el diafragma respiratorio, el músculo transverso del abdomen y los multifidos, y garantiza a su vez una base estable para el movimiento de las extremidades y la carga axial. Debido a las conexiones miofasciales entre el SP con las estructuras mencionadas, con la cintura pélvica y hasta con el raquis cervical, las funciones del SP se asocian también con la respiración, la postura y la locomoción (Tim & Mazur-Bialy, 2021). Hay evidencia científica de una activación anticipatoria del SP ante movimientos de los miembros superiores (Hodges P.W., Sapsford R., 2007) y una coactivación junto con musculatura abdominal ante aumento de la PIA (Madill & McLean, 2006). A pesar de la relación anatómica y funcional directa, un reciente estudio evaluó si las propiedades mecánicas musculares se veían modificadas ante la actividad física de alto impacto, y se observó que solo se ve alterada la mecánica de los músculos del SP, incluso antes de que aparezcan los signos clínicos (Cruz-Medel et al., 2025).

La MSP también contribuye en la función sexual, interviniendo en la congestión vascular durante la excitación o las contracciones rítmicas asociadas al orgasmo, por lo que tanto una hipotonía como hipertonia pueden estar relacionadas con disfunciones sexuales como la anorgasmia, la disminución del placer o la dispareunia (Stamos et al., 2025).

2.2 Factores que influyen en su función y disfunción

Cuando alguna de las estructuras que componen el SP se ven afectadas, predisponen la aparición de disfunciones del SP, que engloban cuadros clínicos como la incontinencia urinaria (IU) y fecal, el prolapso de órganos pélvicos (POP), dolor pélvico crónico y disfunción sexual, que con frecuencia pueden coexistir en una misma persona (Jantos, 2020; Tim & Mazur-Bialy, 2021).

En el modelo integrado de DeLancey, la función del SP se entiende como una “reserva funcional” que se construye durante el crecimiento, que puede verse limitada por lesiones, especialmente obstétricas, y tiende a deteriorarse con la edad. Las disfunciones emergen cuando la reserva cae por debajo de un umbral clínico, habitualmente por la interacción de varios factores a lo largo de la vida y no por una causa única (DeLancey et al., 2008).

Los factores predisponentes determinan el nivel de reserva funcional alcanzado al final del desarrollo y el margen de tolerancia frente a cargas mecánicas y aumentos repetidos de la PIA: las características del tejido conectivo y la musculatura implicada en el soporte, las diferencias interindividuales en la morfología y arquitectura del SP o el control neuromuscular basal. La *International Continence Society* subraya que la función del SP no se limita a la fuerza, y que alteraciones en las cualidades contráctiles y de control motor indican patrones de disfunción (Frawley et al., 2021).

Los factores incitantes son eventos que pueden generar daño estructural o neuromuscular, determinando un descenso de la reserva funcional, con un grado variable de recuperación posterior. El embarazo induce cambios en la distensibilidad del tejido conjuntivo debido a la influencia hormonal de la progesterona y la relaxina (Petricelli et al., 2014) y cambios a su vez en la fuerza muscular. El parto vaginal aumenta el riesgo de defectos en el MEA y su consecuente disfunción del SP comparado con la nuliparidad o con la cesárea (Ashton-Miller & DeLancey, 2015; Blomquist et al., 2020). Un sobreestiramiento del MEA durante el parto vaginal puede conllevar lesiones nerviosas, principalmente del nervio pudendo (Katya Carrillo & Antonella Sanguineti, 2013), y la avulsión del MEA, más frecuente ante un parto vaginal instrumentado, se asocia con mayor riesgo de POP (Friedman et al., 2019). La probabilidad de disfunción de SP aumenta al combinar la multiparidad, el parto instrumentado, fetos de alto peso al nacer y desgarros perineales graves durante la fase de expulsivo (Hage-Fransen et al., 2021).

Los factores intervinientes actúan a lo largo de los años, acelerando el descenso de la reserva funcional o aumentando la demanda mecánica, por lo que se alcanza antes el umbral sintomático. El envejecimiento influye negativamente en los cambios en el colágeno y el deterioro en la capacidad de reparación tisular. Los cambios hormonales, sobretudo la menopausia y su correspondiente reducción estrogénica a nivel sistémico, influye en el adelgazamiento de la mucosa urogenital, en una menor vascularización, mayor laxitud y en cambios en la matriz extracelular (Alperin et al., 2019; Jiang et al., 2025), favoreciendo la aparición de IU o POP. Otros factores que pueden influir en la aparición de disfunciones del SP son la obesidad, modificaciones posturales que puedan aumentar la presión axial sobre el hiato urogenital (Ashton-Miller & DeLancey, 2015), la tos crónica, el estreñimiento y los deportes de alto impacto, debido a los picos de PIA.

Por último, se debe tener en cuenta los factores psicosociales y la influencia directa sobre agravamiento de síntomas. El estrés y el estado emocional tienden a modificar hábitos de

actividad física, social y sexual; y los síntomas de ansiedad y depresión que a menudo presentan las mujeres con disfunción de SP modulan la percepción de los síntomas y el tono muscular de base (Peinado Molina et al., 2024).

2.3 Evaluación del suelo pélvico

En el ámbito asistencial y en la recogida de datos para investigación, los fisioterapeutas utilizan un conjunto de herramientas complementarias. Algunas evalúan la percepción subjetiva de la mujer sobre su esfera pélvica y los factores psicosociales asociados a la posible disfunción. Otras aportan datos objetivos que informan del estado del tono muscular, la fuerza, la resistencia y los cambios morfológicos. Se debe llevar a cabo una anamnesis exhaustiva que recoja en la historia clínica los aspectos ginecológicos y obstétricos, el nivel de actividad física, los factores que desencadenan o agravan los posibles síntomas relacionados y cualquier incidente previo que haya podido influir en cambios morfológicos o funcionales del SP.

2.3.1 Evaluación subjetiva: cuestionarios validados

Los cuestionarios validados aportan una medida estandarizada de la gravedad de los síntomas y el impacto que las disfunciones pueden tener en la calidad de vida. Entre los cuestionarios más utilizados, con más evidencia y que más información aportan, nos encontramos con:

- El *Pelvic Floor Distress Inventory* (PFDI) es un cuestionario de molestias del SP que cuantifica los síntomas en tres áreas diferenciadas: (1) los problemas urinarios, (2) los síntomas colorrectales-anales y (3) los relacionados con POP. Su versión breve, la más utilizada, se denomina PFDI-20 y es un instrumento abreviado de 20 ítems que permite valorar la presencia de síntomas autorreportados y la gravedad de estos (Sánchez-Sánchez et al., 2013).
- El *Pelvic Floor Impact Questionnaire-7* (PFIQ-7) es un cuestionario que evalúa el impacto de la esfera psicosocial, diferenciando por síntomas vesicales, recto-anales o vaginales (Sánchez-Sánchez et al., 2013).
- El *International Consultation on Incontinence Questionnaire-Urinary Incontinence* (ICIQ) evalúa la frecuencia, gravedad e impacto de la IU, junto con 8 ítems de autodiagnóstico (Espuña Ponsa et al., 2004).

- El *Female Sexual Function Index* (FSFI) es un cuestionario con 19 ítems que analiza el deseo, excitación, lubricación, orgasmo, satisfacción y dolor (Sánchez-Sánchez et al., 2020).

Todos ellos han sido adaptados transculturalmente y validados al idioma castellano.

2.3.2 Evaluación objetiva: observación, palpación digital, escala de Oxford, electromiografía, ecografía, manometría

La exploración visual del SP consiste en la comprobación del estado del periné y la MSP, tanto en reposo como a la contracción. Para la valoración, la paciente se sitúa en decúbito supino, con ligera flexión de caderas y rodillas. Se observa el desplazamiento anterior de la musculatura ante una contracción correcta y la relajación de la musculatura tras la contracción, y la reacción del periné ante aumentos de la PIA. Para ello se realiza la maniobra de Valsalva y se le pide a la paciente que exhale con la boca, nariz y glotis cerradas, observando en ese momento si el periné asciende o desciende (Frawley et al., 2021).

La palpación digital consiste en una exploración física del periné y la región intracavitaria para valorar la sensibilidad, los reflejos, la fuerza, el tono muscular, la resistencia y el control de la musculatura. Para medir la fuerza del SP, se introduce uno o dos dedos en la cavidad vaginal y se pide que realice una contracción voluntaria. La intensidad de la contracción se clasifica mediante la escala de Oxford Modificada (MOS), la cual considera el componente de constricción y elevación de la pared vaginal. Esta escala es sencilla y sigue un sistema de calificación de 0 a 5, donde cada número representa un nivel diferente de fuerza muscular: 0: ausencia de contracción, 1: contracción palpable, pero sin movimiento visible, 2: contracción débil, con algún movimiento, pero sin levantar el dedo del evaluador, 3: contracción con elevación del dedo del evaluador, pero sin resistencia, 4: contracción con resistencia moderada, 5: contracción fuerte con resistencia significativa (Romero-Cullerés et al., 2019; Talasz et al., 2010). De manera complementaria, el esquema PERFECT (*power, endurance, repetitions, fast contractions, every contraction timed*), añade información a la evaluación bidigital.

La manometría o perineometría es una técnica de evaluación que mide la presión generada por la contracción del SP sobre una sonda introducida a nivel intracavitario. Las presiones oclusivas que se obtienen con perineómetros vaginales se consideran un indicador

indirecto de la fuerza muscular. La unidad de medición usada por estos dispositivos es en mmHg o cm H₂O (Frawley et al., 2021).

La dinamometría es una técnica similar que permite cuantificar la fuerza activa y pasiva del SP mediante un espéculo intravaginal vinculado de manera directa a un sensor que registra la fuerza en newtons. Existen en el mercado una amplia diferencia de dinamómetros en cuanto a material, forma y configuración o disposición de los sensores (El-Sayegh et al., 2023).

La electromiografía de superficie (sEMG) es una técnica no invasiva que registra la actividad mioeléctrica mediante electrodos superficiales colocados en la piel del periné o integrados en la sonda intracavitaria (Enck & Vodusek, 2006). La sEMG ofrece un registro global de la actividad mioeléctrica, y a nivel de SP analiza la actividad basal en reposo, la capacidad de reclutamiento voluntario de las fibras y la reacción muscular ante contracciones fásicas y tónicas o ante acciones reflejas y funcionales como la tos, el salto o tareas en las que aumenta la PIA (Glazer & Hacad, 2012).

La ecografía transperineal/translabial (TPUS), entre otras mediciones, se realiza colocando una sonda convexa entre los labios mayores del periné femenino, y permite valorar la anatomía y la función del SP, y supone una herramienta de biofeedback en tiempo real durante la interpretación de la imagen (Nyhus et al., 2020). Es posible objetivar la posición y movilidad del cuello vesical y de la uretra, descenso y movilidad de los órganos pélvicos detectando posible POP y las dimensiones y área del hiato del elevador del ano y el ángulo del elevador del ano en reposo, en contracción y ante una maniobra de Valsalva (Dietz, 2017).

2.3.3 Fiabilidad y validez de los métodos de evaluación

La palpación digital presenta una correlación moderada con la TPUS (Nyhus et al., 2020), y muestra una concordancia interobservador considerable (coeficiente kappa 0,73-0,81) (Romero-Cullerés et al., 2019). La dinamometría refiere una fiabilidad intra e interobservador moderada-alta (coeficiente kappa 0,6-0,7) (Martinho et al., 2015), con un coeficiente de correlación intraclass (ICC) de 0,92 (Romero-Cullerés G et al., 2020), al igual que la manometría y la sEMG que presentan un ICC de 0,95 y 0,91 respectivamente (Navarro Brazález et al., 2018).

La sEMG muestra una fiabilidad entre intentos dentro de una misma sesión muy aceptable, aunque hay estudios que consideran que la fiabilidad entre sesiones muestra una mayor variabilidad (Auchincloss & McLean, 2009; Chmielewska et al., 2021). Asimismo, la sEMG ha demostrado su capacidad para detectar diferencias de amplitud o de reclutamiento motor entre mujeres con y sin disfunción, lo que respalda su validez para mostrar alteraciones neuromusculares, pero no constituye una herramienta adecuada para la valoración directa de parámetros como la fuerza o el tono muscular (Oleksy et al., 2021).

La TPUS muestra una fiabilidad intra e interobservador de buena a excelente al valorar el diámetro y área del hiato del elevador (Majida et al., 2009), y un ICC intra e interobservador en torno a 0,8 al valorar la contracción muscular mediante el acortamiento del diámetro anteroposterior del hiato del elevador. Se considera una herramienta válida en la predicción de posible POP mediante el análisis de las dimensiones hiales y de movilidad vesicouretral, así como un buen indicador de la fuerza de contracción del SP, mediante la modificación de las dimensiones medidas (Nyhus et al., 2020).

2.4 Importancia del suelo pélvico en la salud femenina

La IU y otras disfunciones del SP tienen una mayor prevalencia en la población femenina, y en particular la IUE oscila entre un 10% y un 50% en mujeres entre 15 y 64 años (Bø, 2004), aumentando claramente a partir de los 70 años en más de un 40% de prevalencia (Milsom & Gyhagen, 2019). En el contexto deportivo, las tasas de prevalencia pueden ser aún mayores, teniendo un riesgo 5,45 veces mayor que los hombres de padecer IU y 3 veces mayor que mujeres sedentarias (Rodríguez-Longobardo et al., 2024), especialmente al comparar con disciplinas de alto impacto (Rodríguez-López et al., 2022).

La MSP debe responder, en situaciones normales, de manera anticipatoria y refleja ante los aumentos de la PIA (Donnelly & Moore, 2023), incluso durante la ejecución de un salto y previo al impacto sobre el suelo, mediante una contracción que contribuye a la protección lumbopélvica y a la absorción de las fuerzas ascendentes derivadas del impacto (Moser et al., 2018).

La revisión sistemática de Thomaz et al. analiza si la fatiga de la MSP influye en la aparición y el empeoramiento de la IUE, la forma más prevalente entre las deportistas. En este contexto, el fallo del MEA y de los esfínteres tras esfuerzos repetidos o un entrenamiento inadecuado podría favorecer la hipermovilidad uretral y la incapacidad de generar una

presión uretral activa suficiente, aumentando el riesgo de aparición de IUE (Thomaz et al., 2018). Con una explicación similar, el entrenamiento específico de la MSP incrementa la fuerza máxima de contracción y reduce la aparición de pérdidas de orina (Rodríguez-Longobardo et al., 2024).

Es necesario tener en cuenta que la disfunción de SP no solo compromete funciones fisiológicas básicas, sino que repercute también en el bienestar emocional, la imagen corporal y puede influir de manera directa en la merma de la calidad de vida (González-Timoneda et al., 2025).

Finalmente, en un contexto deportivo, las mujeres reportan una menor autoeficacia y autoconfianza, así como una tendencia evitativa a gestos deportivos extremos que pueda predisponer a los síntomas, normalizando incluso la aparición de estos (Mahoney et al., 2023), lo que dificulta la probabilidad de solicitar ayuda.

2.4.1 Relación con la postura, la respiración y la estabilidad del core

La intensidad de activación basal y el reclutamiento motor de las fibras de la MSP difieren en función de la postura adoptada. Por lo general, la activación basal suele ser mayor en bipedestación que en decúbito supino (Gimenez et al., 2022; Rodríguez-López et al., 2025), aunque cuando la herramienta de medición usada es la manometría se asocia directamente al aumento de PIA que se produce en bipedestación. Se ha observado mayor activación mioeléctrica del SP ante sedestación sin apoyo lumbar, comparado con sedestación con apoyo (Sapsford et al., 2006); ante posiciones de flexión dorsal de tobillo y posición neutra de tobillo en comparación con su flexión plantar (Kannan et al., 2019) y ante posturas más inestables donde se requiere mayor coactivación de la musculatura profunda lumbar (K. Lee, 2019; Rodríguez-López et al., 2025).

Desde una visión funcional, la faja abdominolumbopélvica se conceptualiza como un cilindro muscular cerrado que regula la PIA. Durante la inspiración, el SP se activa de forma excéntrica, permitiendo un ligero descenso controlado, mientras que, ante espiración forzada o tos, se contrae de forma concéntrica junto con la musculatura abdominal, facilitando el ascenso del diafragma y la salida del aire (Talaszi et al., 2010). Durante la inspiración, el diafragma desciende tras la activación frénica y colaboran los músculos inspiratorios torácicos y cervicales para expandir la caja torácica, mientras que los abdominales y el SP se relajan para permitir la expansión abdominal. La contracción excéntrica del SP durante la inspiración no supone una relajación total, sino un

alargamiento activo que sitúa el músculo en una longitud óptima. Al inicio de la espiración, el diafragma y los músculos inspiratorios se relajan y ascienden, y la contracción concéntrica sincronizada del SP y los abdominales eleva el SP, reduce el volumen abdominal y ayuda al descenso costal (Talas et al., 2022).

En el trabajo de Talas et al. realizado en mujeres jóvenes nulíparas, mayores niveles de fuerza voluntaria del SP se asociaron con mayores flujos espiratorios medios y terminales, sin modificaciones relevantes en la capacidad vital forzada, apoyando la relación entre buen rendimiento espiratorio y la función óptima del SP dentro de esta interacción abdomino-diafragmática (Figura 11) (Talas et al., 2010).

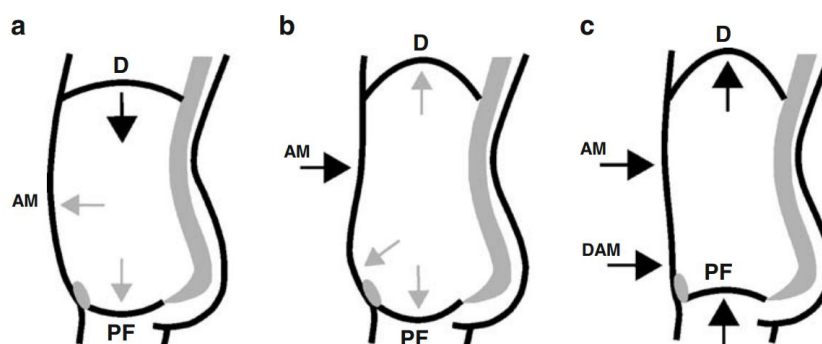


Figura 11. Movimiento de los músculos del "core".

Durante a) inspiración, b) espiración forzada o tos sin contracción de MSP y c) espiración forzada o tos con contracción de MSP (Talas et al., 2010).

Con esa misma base de sinergia muscular, el trabajo coordinado del SP con la musculatura abdominal profunda puede considerarse como componente clave de un enfoque de “core integrado”, sugiriendo que la implementación de programas de entrenamiento de la musculatura de SP en pacientes con alteración lumbopélvica y dolor lumbar favorecerá la reducción del dolor y mejora de la función de manera completa (Rodríguez-Longobardo et al., 2024; Talas et al., 2022).

3 Relación entre el ciclo menstrual y el suelo pélvico

Tal y como se ha descrito, el SP es una estructura músculo-aponeurótica compleja. El tono de la MSP resulta de la interacción entre los componentes musculares activos y los elementos pasivos del tejido conectivo que interrelaciona las diferentes capas musculares

con la estructura ósea. El componente activo está formado por las fibras musculares que mantienen de forma constante un cierto nivel de activación, lo que se puede objetivar con la actividad mioeléctrica constante que mantiene el SP incluso cuando no hay activación voluntaria de sus fibras. Por su parte, el componente pasivo del tejido conectivo aporta una importante red de soporte estructural que permite mayor elasticidad y adaptabilidad del tejido. Dicha complejidad estructural del SP pone en relieve la importancia del soporte visceral y el riesgo de disfunciones de SP cuando disminuye el tono basal, la tensión del tejido conectivo o la fuerza muscular.

En el ámbito de la uroginecología, para interpretar adecuadamente las acciones específicas mediadas por las hormonas es imprescindible considerar cómo se expresan y funcionan sus receptores. Se desconoce en detalle como varía la expresión de los receptores hormonales entre los músculos del SP y a lo largo del ciclo vital femenino, marcado por cambios hormonales fisiológicos (menarquia, embarazo, posparto y menopausia). Los estudios principales se han llevado a cabo en modelos animales (principalmente rata y coneja) y describen la presencia de receptores para hormonas sexuales (estrógenos, progesterona, andrógenos), hormonas tiroideas y otros mediadores en músculos como el MEA o el coccígeo (Castelán et al., 2020). Estos receptores se han identificado tanto en las fibras musculares como en estructuras neuronales y en las células del tejido conectivo, lo que apunta a un control endocrino complejo sobre el trofismo muscular, los procesos de remodelación del colágeno, la excitabilidad neuromuscular y la capacidad de adaptación frente al embarazo, el parto y las variaciones hormonales propias de la etapa reproductiva y de la posmenopausia.

Un reciente estudio que analiza la pared vaginal en mujeres con POP mediante la secuenciación de ARN (Miao et al., 2023) observó que con el envejecimiento disminuye la organización de colágeno en la pared vaginal, así como las propiedades mecánicas del tejido (resistencia y rigidez). Identificaron igualmente diferencias etiológicas en la predisposición a sufrir POP. En mujeres mayores, lo relacionan con una inflamación crónica y la propia remodelación tisular, mientras que en mujeres jóvenes se relaciona con alteraciones en fibroblastos, células endoteliales y macrófagos asociadas a la matriz extracelular (MEC) de la pared vaginal, observándose cambios en la composición, organización y remodelado del colágeno.

La MEC está formada por macromoléculas, principalmente proteínas y polisacáridos, entre ellas colágenos, elastina, glicoproteínas no colagénicas y proteoglucanos/

glucosaminoglucanos. Estas proteínas se organizan en entramados complejos (lámina y fibras de colágeno y elastina) mediante interacciones directas y puentes cruzados dependientes de lisil oxidasa, lo que aporta resistencia mecánica al tejido y es clave para mantener la homeostasis (Fu et al., 2024).

Por otro lado, Jiang et al. exponen los factores genéticos como causa directa de los cambios en el tejido conectivo de la MEC, sugiriendo que el aumento o disminución de la expresión génica en las estructuras de soporte del SP puede estar relacionado con cambios en su función (Jiang et al., 2025).

Estudios histológicos han demostrado la presencia de receptores estrogénicos y progestágenos en el tracto urinario inferior (epitelio escamoso vaginal, uretra distal, fascia vesicovaginal y trigono vesical) (Blakeman et al., 2000). La elevada densidad de receptores de estrógenos en el tracto urogenital permite entender que el descenso fisiológico de los estrógenos endógenos, característico de la menopausia, puede causar o potenciar las disfunciones del SP y las infecciones urinarias recurrentes (Alperin et al., 2019). Un estudio observacional concluyó que el 41% de las mujeres de la muestra analizada, con CM regulares, referían síntomas urinarios que fluctuaban a lo largo del mes, reportando una intensificación de las molestias antes de la menstruación (fase lútea tardía) y durante la menstruación (FFT). Estos hallazgos los asociaron a efectos adversos de la progesterona sobre el tracto urinario femenino, puesto que se relaciona con el aumento del tono adrenérgico que conduce a una reducción del tono en uréteres, uretra y vejiga (Hextall et al., 2001).

3.1 Influencia hormonal sobre la tonicidad y la función muscular pélvica

En el estudio de Sánchez et al. analizaron la hormono dependencia de la función uretral y vesical, así como la coactivación de la MSP durante la micción. Para ello, compararon tres grupos de conejas adultas: un grupo control, un grupo de conejas ovariectomizadas y otro grupo de ovariectomizadas tratadas con estradiol. Se observó una alteración de las presiones vesical y uretral y un cambio en los patrones de activación muscular, sobretodo del músculo pubococígeo, analizado mediante sEMG, ante descensos estrogénicos en las conejas ovariectomizadas. La reposición de estrógenos solo revertía parcialmente los cambios (Sánchez-García et al., 2021).

En el músculo esquelético se han identificado tres tipos de receptores de estrógenos: ER α , receptores de estrógenos beta (ER β) y acoplado a proteína G. En un estudio en el que realizaron secuenciación de ARN se ha observado que los ER α son esenciales en células satélite para evitar su apoptosis y mantener la recuperación de la fuerza tras daño muscular. A través de ratones hembra ovariectomizadas observaron que la reducción estrogénica se relacionaba con una reducción del número de células satélite en la musculatura esquelética (Collins et al., 2019). De forma paralela, en el mismo estudio, se biopsió a 5 mujeres en estado peri y postmenopáusico, observando de forma similar un descenso paralelo de estrógenos y de células satélite (Figura 12).

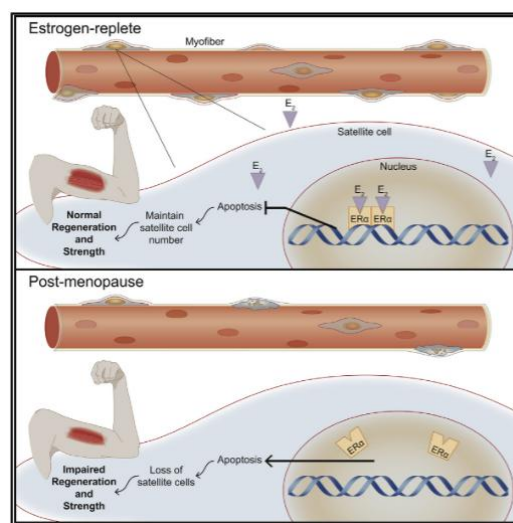


Figura 12. Reducción de células satélite por pérdida de ER α y estrógenos. (Collins et al., 2019).

Al analizar el papel de los ER β , se ha observado que su delección en ratones hembra se asocia a una reducción de la masa muscular, especialmente en músculos con predominio de fibras rápidas (tipo II). Este modelo también muestra una regeneración muscular deficitaria tras una lesión aguda, atribuida a una menor proliferación de células satélite y a una mayor apoptosis (Seko et al., 2020). En conjunto, la fuerza y la capacidad regenerativa del músculo dependen tanto de la señalización estrogénica (a través de receptores en las células satélite y en el propio tejido muscular) como de los niveles circulantes de estrógenos. En este sentido, el descenso estrogénico posmenopáusico se ha relacionado con pérdida de masa y fuerza muscular, disminución de la capacidad funcional y aceleración de la sarcopenia (Ikeda et al., 2019).

Especificando a nivel de la MSP, la evidencia es más heterogénea. (Dietz et al., 2020) realizaron un análisis retrospectivo morfofuncional del SP en 686 mujeres en menopausia, combinando la valoración clínica mediante la MOS con el estudio ecográfico transperineal de la contractilidad del MEA. Sus resultados mostraron una asociación significativa entre la edad menopáusica y la contractilidad evaluada con MOS, con un valor medio de 2. Sin embargo, al comparar parámetros ecográficos (elevación del cuello vesical y reducción del diámetro anteroposterior del hiato) entre mujeres en premenopausia y posmenopausia, no se observaron diferencias significativas. A partir de ello, los autores concluyeron que la privación estrogénica no parecía actuar como factor predictivo independiente de la contractilidad del SP.

En paralelo, se llevó a cabo en 2018 un ensayo clínico aleatorizado de entrenamiento de SP en mujeres posmenopáusicas con y sin terapia hormonal sustitutiva, evaluando la fuerza mediante manometría intracavitaria. Tras 12 semanas, las mujeres sin exposición a terapia hormonal mostraron una mayor ganancia de fuerza, lo que sugiere que el entorno hormonal modulado por la terapia sustitutiva podría influir en la adaptación de la MSP (Ignácio Antônio et al., 2018).

En este mismo contexto, en un estudio previo analizaron si la etapa menopáusica, como reflejo del entorno hormonal, modulaba la respuesta al entrenamiento del SP en mujeres con IU sin remplazo hormonal. Aunque el nivel basal fue comparable entre grupos y la fuerza mejoró en todos ellos, la mayor mejoría posentrenamiento se observó en mujeres en fase reproductiva tardía o transición menopáusica temprana, frente a aquellas en menopausia temprana o posmenopausia establecida, etapas caracterizadas por un hipoestrogenismo más sostenido (Tosun et al., 2015).

Por último, un estudio transversal del 2015 examinó la asociación entre resistencia a la insulina y alteraciones en la actividad muscular del SP analizó si la resistencia a la insulina se asociaba con alteraciones en la actividad muscular del SP, valorando mediante sEMG el tono basal y el MVC. En 86 mujeres nulíparas, divididas en un grupo control y un grupo de mujeres con resistencia a la insulina, se observó una relación inversa entre los niveles de insulina y el MVC: a mayor resistencia insulínica, menor actividad electromiográfica del SP (Micussi et al., 2015).

3.2 Variaciones en la fuerza y el control neuromuscular de la musculatura del suelo pélvico durante las distintas fases del ciclo

Aunque numerosos estudios han analizado las fluctuaciones de la fuerza en la musculatura esquelética, la evidencia relativa a las variaciones en la fuerza y en el control neuromuscular de la MSP a lo largo del CM continúa siendo limitada.

Dos Reis Nagano et al. Desarrollaron y validaron un dinamómetro intracavitario que mostró una fiabilidad excelente, sin evidenciar variaciones relevantes de la fuerza registrada a lo largo de distintas semanas del ciclo en el periodo posterior a la menstruación (Dos Reis Nagano et al., 2018). Por su parte, Theresa Micussi et al., mediante sEMG, observaron que la capacidad contráctil máxima del SP no difiere de forma significativa entre fases del CM, aunque el tono basal sí parece variar, con valores inferiores en fase folicular/ovulatoria y superiores en fase lútea, lo que sugiere un posible efecto modulador del entorno hormonal sobre la actividad de reposo (Thereza Micussi et al., 2015). En una línea más reciente, un estudio de 2024, utilizando TPUS durante tareas de alta carga, comparó el comportamiento funcional del SP entre subfases del ciclo y describió diferencias en la distensibilidad tisular, apuntando a que el estado hormonal podría influir en la respuesta mecánica del SP ante esfuerzos exigentes, incluso cuando la PIA es comparable (Biswokarma et al., 2024).

En conjunto, la limitada evidencia disponible, la falta de homogeneización en la determinación y verificación de la fase del CM, así como la utilización de herramientas de medida heterogéneas (dinamometría, sEMG, ecografía) dificultan la comparación directa entre estudios y restringen la posibilidad de extraer conclusiones sólidas acerca de las variaciones en la fuerza y el control neuromuscular del SP a lo largo del ciclo.

3.3 Implicaciones clínicas y deportivas

Determinar si la fuerza máxima del SP varía en función de la fase del CM permitiría optimizar la prescripción del tratamiento y entrenamiento según las posibles ventanas de mayor o menor rendimiento contráctil. Si existieran diferencias entre fases, la evaluación y el entrenamiento podrían programarse estratégicamente para maximizar la eficiencia terapéutica y reducir el riesgo de interpretar como “déficit” una disminución transitoria ligada al entorno hormonal. En consecuencia, más que centrar la planificación

exclusivamente en una “fase ideal”, resultaría clínicamente útil registrar la fase del CM y los síntomas asociados para contextualizar la respuesta al tratamiento, identificar patrones de empeoramiento y ajustar la carga y el tipo de ejercicios de forma individualizada.

En el ámbito deportivo y en actividades con alta demanda mecánica, es recomendable realizar una planificación y progresión del entrenamiento del SP, llevar a cabo estrategias de protección del SP como el “Knack perineal” (precontracción anticipatoria del SP) o de modulación puntual de la carga de saltos y levantamientos explosivos en caso de mujeres con disfunción establecida, independientemente de la fase del CM en la que se encuentre la deportista. Según el estudio de 2024 se observa un mayor descenso del SP ante acciones de carga con la misma PIA durante la menstruación, lo que indica una posible ventana de mayor vulnerabilidad de los tejidos de sostén ante cargas elevadas, que podría tenerse en cuenta como recomendación relativa dada la poca evidencia actual (Biswokarma et al., 2024).

4 Perspectivas y enfoques actuales de investigación

4.1 Enfoque interdisciplinar

En la actualidad, resulta imprescindible acompañar a la mujer desde un enfoque interdisciplinar, integrando la fisioterapia, la ginecología, la endocrinología y las ciencias del deporte. Incorporando el CM como un signo vital que favorece el autoconocimiento y la autoeficacia, y que, además, actúa como indicador precoz de posibles alteraciones en la salud femenina cuando se modifican su frecuencia, sus características, la sintomatología menstrual o los síntomas asociados.

El SP se entiende hoy como parte de un sistema abdominopélvico integrado, en sinergia con diafragma y musculatura abdominal profunda, con funciones combinadas de continencia, estabilidad lumbopélvica y modulación de la PIA. Desde la fisioterapia, este modelo sustenta la evaluación y el entrenamiento del control neuromuscular del “core” abdominopélvico en tareas funcionales y deportivas, y estudios electromiográficos han demostrado una activación anticipatoria del SP en tareas posturales y un claro patrón espiratorio, confirmando su doble papel postural y respiratorio (Hodges P.W., Sapsford R., 2007).

Desde la ginecología, el CM se analiza como marcador de salud reproductiva y global, pero también como contexto hormonal cambiante que puede modular la función musculoesquelética y urogenital. La literatura clásica sobre tracto urinario y hormonas sexuales describe receptores estrogénicos y progestágenos en vejiga, uretra y MSP; los estrógenos tienden a aumentar el tono y la respuesta contráctil, mientras que la progesterona favorece la relajación del detrusor y la uretra. Algunos trabajos han descrito variaciones de síntomas urinarios a lo largo del ciclo, con empeoramiento subjetivo de urgencia o frecuencia en fase lútea, de predominio progestagénico, si bien los hallazgos urodinámicos no siempre confirman cambios consistentes (Hextall et al., 2001).

La endocrinología aporta el marco del eje HPO y su interacción con el balance energético. Las hormonas ováricas modulan el metabolismo de sustratos durante el ejercicio: en general, las mujeres, a igual intensidad relativa, utilizan proporcionalmente más lípidos y menos carbohidratos que los hombres, en parte por el efecto de los estrógenos sobre la lipólisis y el uso de glucosa. Revisiones específicas (Oosthuyse & Bosch, 2010) señalan que concentraciones elevadas de estradiol (en folicular tardía y FLT) se asocian con mayor oxidación de grasas y cierto ahorro de glucógeno, mientras que la progesterona puede atenuar estos efectos, de modo que el cociente estradiol/progesterona resulta más relevante que cada hormona por separado. Este equilibrio hormonal a lo largo del ciclo se relaciona con la eficacia energética, entendiendo el CM en este contexto como biomarcador de salud energética y endocrina, mientras que la disfunción menstrual persistente orienta hacia la baja disponibilidad energética (LEA), la *Female Athlete Triad* y el síndrome de RED-S (Mountjoy et al., 2018), que describen un espectro de alteraciones endocrinas, óseas y de rendimiento asociadas a LEA crónica en deportistas.

A nivel deportivo, y específicamente desde las ciencias del deporte, el metaanálisis de McNulty et al. (McNulty et al., 2020) sugiere que el rendimiento de fuerza y resistencia podría verse afectado por la fase del ciclo, con un efecto muy pequeño y marcada heterogeneidad y baja calidad metodológica. Sin embargo, es clave la monitorización individual del CM (fase, síntomas y respuesta al entrenamiento) para contextualizar el rendimiento y ajustar la carga, la recuperación y la planificación de forma personalizada (Carmichael et al., 2021; Mikkonen et al., 2025).

A nivel clínico, existe una evidencia robusta en el papel de las hormonas sexuales en la estructura y función del tracto urogenital, sobre todo ante la deprivación estrogénica a partir de la menopausia, pero la evidencia es muy limitada al indagar sobre los efectos de

las fluctuaciones fisiológicas del CM en la fuerza, la resistencia o la activación neuromuscular del SP.

4.2 Vacíos de conocimiento y relevancia de la investigación

La evidencia científica actual muestra una escasez de estudios que evalúen de forma directa las modificaciones morfofuncionales del SP a lo largo del CM. En paralelo, el conocimiento sobre los mecanismos mediante los cuales las hormonas sexuales podrían modificar las propiedades biomecánicas del tejido muscular y conectivo en el SP continúa siendo limitado y, en algunos casos, inconsistente.

A estas limitaciones se añade un problema metodológico recurrente: tanto en estudios de rendimiento muscular como en los pocos que incluyen el SP, predominan estrategias indirectas para determinar la fase del CM (calendario, recuento de días desde la menstruación o autorreporte) y definiciones heterogéneas de las fases. Esta falta de estandarización complica la comparación entre estudios y, probablemente, atenúa la detección de efectos sutiles del entorno hormonal sobre la función neuromuscular. En consecuencia, la síntesis de la evidencia queda condicionada por una variabilidad que no siempre responde a diferencias biológicas, sino también a factores procedimentales.

Por otro lado, las revisiones sobre rendimiento y lesiones a lo largo del CM se han centrado principalmente en variables generales (rendimiento global, biomecánica de extremidad inferior o laxitud del LCA y otras estructuras fasciales), sin incorporar resultados específicos del SP. Esta ausencia es relevante porque la IUE es frecuente en deportistas y puede afectar al rendimiento, al bienestar y a la continuidad en la práctica. Además, la mayoría de los estudios que analizan el entrenamiento de la musculatura del SP no controlan ni informan de la fase del CM o del uso de anticonceptivos hormonales, pese a que el entorno hormonal podría modular la respuesta adaptativa, la distensibilidad tisular y la percepción de síntomas; por ello, integrar estas variables resulta clave para avanzar hacia una evidencia más aplicable y clínicamente útil.

CAPÍTULO 2. Justificación de la tesis

El marco conceptual presentado sitúa al SP en un punto de cruce entre la regulación hormonal del ciclo, las demandas mecánicas del movimiento y la exposición repetida a cambios de PIA y de vectores de gravedad, especialmente relevantes en mujeres físicamente activas y deportistas.

Sin embargo, a pesar de la evidencia consolidada sobre el papel de las hormonas sexuales en la estructura y función del tracto urogenital, la literatura disponible sigue siendo limitada en relación con la forma en que las fluctuaciones fisiológicas del CM modulan de manera aguda la morfología y la función del SP. La mayor parte de los estudios que analizan la influencia del CM se centran en variables globales relacionadas con rendimiento y riesgo lesional, mientras que son escasos los trabajos que analizan de manera específica la respuesta del SP ante cambios hormonales, incrementos de la PIA o diferentes condiciones de carga y gravedad.

En el ámbito deportivo, este vacío es especialmente relevante si se considera la elevada prevalencia de IUE y otros síntomas de disfunción del SP en mujeres que practican deportes de impacto, así como la evidencia que respalda la eficacia del entrenamiento específico de esta musculatura para mejorar la fuerza perineal y reducir las pérdidas de orina. Sin embargo, la ausencia de estudios que relacionen de manera integrada la fase del CM, las características funcionales del suelo pélvico y la exposición a demandas mecánicas limita actualmente la posibilidad de establecer criterios sólidos para su evaluación, entrenamiento y protección en mujeres deportistas.

En el ámbito clínico, esta misma carencia dificulta la capacidad para adaptar las intervenciones de fisioterapia y ejercicio terapéutico al contexto hormonal y funcional de cada mujer. Asimismo, impide avanzar hacia una comprensión más precisa de los momentos en los que el suelo pélvico podría mostrar una mayor vulnerabilidad funcional o, por el contrario, una mejor disposición para el entrenamiento y la recuperación. En este contexto, la presente investigación se justifica por la necesidad de analizar de forma específica las características morfofuncionales del SP en función de las distintas fases del CM, así como de estudiar cómo se modifican dichas características ante variaciones controladas de la PIA y de la gravedad. Una investigación de este tipo contribuirá a profundizar en la comprensión de la interacción entre el entorno hormonal, la carga mecánica y la respuesta del SP, con el objetivo de mejorar la evaluación clínica y la

detección precoz de disfunciones del SP, optimizar la planificación del entrenamiento de la MSP en relación con el contexto hormonal y las demandas posturales y aportar criterios específicos para la prevención de la aparición de disfunciones y su integración funcional con el resto de las estructuras del complejo abdominopélvico a lo largo de las diferentes etapas vitales de la mujer y de las exigencias físicas de su organismo.

En síntesis, este planteamiento se alinea con la necesidad de un abordaje de la salud pélvica y menstrual basado en conocimiento actualizado, integración interdisciplinar y seguimiento adaptado a cada mujer, sustentado en evidencia y en la evaluación objetiva de determinantes hormonales y biomecánicos. Asimismo, reconoce al SP como parte de la unidad abdominopélvica en sinergia con diafragma y musculatura abdominal profunda, con funciones de continencia, soporte visceral, estabilidad lumbopélvica y modulación de la PIA. Comprender su comportamiento en relación con determinantes hormonales y biomecánicos resulta, por tanto, fundamental para responder de manera más precisa a las exigencias funcionales del organismo femenino y reducir el riesgo de disfunciones como IU, POP o dispareunia.

CAPÍTULO 3. Objetivos e hipótesis

1 Objetivo general (OG)

OG. Analizar el comportamiento funcional de la MSP en mujeres eumenorreicas, sanas y nulíparas a lo largo del CM, y examinar la respuesta morfofuncional del SP ante variaciones de la PIA inducidas por la gravedad.

2 Objetivos específicos (OE)

OE1. Examinar y comparar la fuerza de la MSP a lo largo de las distintas fases del CM en mujeres eumenorreicas, sanas y nulíparas (**Estudio 1**).

OE2. Determinar la influencia de las distintas fases del CM sobre la actividad mioeléctrica de la MSP en mujeres eumenorreicas sanas y nulíparas (**Estudio 2**).

OE3. Describir y cuantificar las variaciones morfológicas del hiato elevador y del hiato urogenital, en distintas posiciones y condiciones de carga, analizando la respuesta del suelo pélvico ante cambios de la PIA inducidos por la gravedad (**Estudio 3**).

OE4. Explorar la relación entre los parámetros morfológicos (tamaño y distensibilidad del hiato) y funcionales (fuerza y activación muscular) del SP y la presencia de síntomas de disfunción del SP, comparando mujeres con y sin sintomatología (**Estudio 3**).

3 Hipótesis (H)

HG1. La función de la MSP en mujeres eumenorreicas, sanas y nulíparas está modulada por factores hormonales y mecánicos, de modo que las distintas fases del CM pueden influir en sus parámetros funcionales, mientras que las condiciones de carga y la gravedad modifican la respuesta morfológica del SP.

HE1. La fuerza máxima de la MSP presenta variaciones en función de las distintas fases del CM.

HE2. La actividad mioeléctrica de la MSP muestra variaciones dependientes de la fase del CM.

HE3. Los parámetros morfológicos del hiato del elevador y del hiato urogenital se modifican en función de las condiciones de carga y de la posición, de modo que las situaciones de mayor PIA y carga gravitatoria se asocian a una mayor apertura y distensibilidad del hiato.

HE4. Las mujeres con síntomas de disfunción del SP presentan un patrón morfofuncional diferenciado, caracterizado por mayores dimensiones hiatales y por alteraciones en la respuesta funcional de la MSP en comparación con las mujeres asintomáticas.

4 Contribuciones originales derivadas de la tesis

La presente tesis doctoral se presenta como un compendio de publicaciones y está constituida por tres investigaciones principales derivadas de estudios observacionales, que abordan de forma integrada la evaluación morfológica y funcional del SP en la mujer, con especial atención a la influencia del CM y la práctica deportiva.

El primer estudio está publicado en *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, revista internacional especializada en morfología funcional, biomecánica y ciencias del movimiento, DOI: 10.3390/jfmk9030135. Este trabajo se alinea con el objetivo específico nº.1. El segundo estudio está publicado en *BMC Women's Health*, revista internacional especializada en salud de la mujer y medicina clínica, DOI: 10.1186/s12905-026-04406-1. Este estudio contribuye al objetivo específico nº 2. El tercer estudio está publicado en *Scientific Reports*, revista internacional de alto impacto en el ámbito multidisciplinar, DOI: 10.1038/s41598-026-46795-1. Este trabajo se vincula con los objetivos específicos n.º 3 y 4 (Tabla 1 y Tabla 2).

En conjunto, estos tres artículos conforman una línea de investigación coherente que da respuesta a los objetivos generales de la tesis, centrados en comprender la interacción entre estructura y función del SP en mujeres jóvenes, así como su modulación por factores hormonales y biomecánicos. Este compendio aporta evidencia científica relevante para la práctica clínica en fisioterapia pelviperineal y el ámbito de la salud de la mujer.

Tabla 1. Indexación y métricas de las revistas del compendio.

Estudio	Título	Factor de impacto JCR	Ranking categoría	Cuartiles	Área de conocimiento
Estudio 1	At what point in the menstrual cycle are the pelvic floor muscles at their weakest?	2,5	43/134	Q1	Sport Sciences
Estudio 2	Pelvic floor myoelectric excitation and force output across menstrual-cycle phases	2,7	31/141	Q1	Obstetrics & Gynecology
Estudio 3	Pelvic floor morphofunctional characteristics in female rugby players beyond the tackle. Pelvic floor muscles in high-impact sports	3,9	25/136	Q1	Multidisciplinary Sciences

Tabla 2. Síntesis integradora de los estudios incluidos en la Tesis Doctoral.

Estudio	Objetivo principal	Diseño y muestra	Variables clave e instrumentos	Principales hallazgos	Aportación al objetivo global de la tesis
Estudio 1 (JFMK, 2024)	Analizar la influencia del ciclo menstrual en la fuerza del suelo pélvico.	Observacional transversal con medidas repetidas. 18 mujeres eumenorreicas y nulíparas.	Fuerza del suelo pélvico (pasiva y máxima). Dinamometría intravaginal (Pelvibex®). Confirmación de fase menstrual (LH, temperatura basal, ecografía).	No se observaron diferencias significativas en la fuerza entre fases del ciclo. La función muscular se mantiene estable a lo largo del ciclo.	Evidencia que la fuerza del suelo pélvico no está modulada de forma relevante por el ciclo menstrual, aportando estabilidad funcional como base del modelo.
Estudio 2 (BMC Women’s Health, 2026)	Evaluar la actividad mioeléctrica del suelo pélvico a lo largo del ciclo menstrual.	Observacional con medidas repetidas. 23 mujeres eumenorreicas y nulíparas.	Actividad electromiográfica y fuerza. sEMG y dinamometría intravaginal. Protocolo de Glazer (reposo, contracciones fásicas, tónicas y resistencia).	Variaciones leves en la actividad basal según fase. Activación voluntaria estable. Relación inversa entre actividad basal y fuerza.	Complementa el estudio previo mostrando que los cambios del ciclo afectan mínimamente a la activación basal, pero no a la capacidad funcional voluntaria.
Estudio 3 (Scientific Reports, 2026)	Analizar la relación entre variables morfológicas y funcionales del suelo pélvico en deportistas.	Observacional transversal. 27 mujeres nulíparas jugadoras de rugby.	Morfología (ecografía transperineal: hiato, LPA). Función (sEMG, MVC, actividad basal).	Diferencias entre posiciones (supino vs. bipedestación). Mayor activación en bipedestación. Relación entre morfología (hiato) y activación muscular.	Integra estructura y función, evidenciando que la adaptación biomecánica y postural modula el comportamiento del suelo pélvico, más allá del efecto hormonal.

CAPÍTULO 4. Investigaciones

Estudio 1. ¿En qué punto del ciclo menstrual están más débiles los músculos del suelo pélvico?

1 Objetivos

El objetivo principal de esta investigación fue analizar y comparar la fuerza de la MSP en distintas fases del CM en mujeres eumenorreicas sanas.

2 Material y métodos

2.1 Diseño del estudio

Se llevó a cabo un estudio observacional prospectivo con un enfoque analítico, en el que se emplearon técnicas de palpación digital y dinamometría para la recogida de datos en tres sesiones, realizadas en tres fases diferentes del CM, con el fin de evaluar la fuerza de la MSP. El estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad Camilo José Cela (04_23_CISP, 12 de abril de 2023; Madrid, España). Todas las participantes que iniciaron el estudio firmaron el consentimiento informado y recibieron información detallada sobre la planificación de la investigación.

2.2 Participantes

Para reclutar a las participantes, se publicó un anuncio con información sobre el estudio en el campus de la Universidad Camilo José Cela y en la aplicación universitaria dirigida a estudiantes y personal, de modo que pudieran contactarnos en caso de interés. Posteriormente, se llevó a cabo una entrevista telefónica con las mujeres que manifestaron interés para comprobar su elegibilidad, seguida de una entrevista presencial destinada a la cumplimentación de la documentación y entrega del material correspondiente.

Los criterios de inclusión contemplaron mujeres de entre 18 a 35 años, con CM regulares (definidos como una duración autorreferida de 21–35 días en cada ciclo durante los seis meses previos), nulíparas, sin antecedente de uso de anticonceptivos orales ni de fármacos que alteren el perfil hormonal (incluidos implantes y parches) en los seis meses

anteriores, con un IMC entre 18 y 30 y un porcentaje de grasa corporal entre el 18% y el 35%. Se excluyeron mujeres embarazadas, así como aquellas con POP, infecciones del tracto genitourinario activas o recurrentes, IU de urgencia o síndrome de ovario poliquístico; aquellas que presentaran aversión psicológica, incapacidad física o hipertensión excesiva que impidiera la inserción de un espéculo vaginal; las que tuvieran antecedentes de cirugía uroginecológica, enfermedad neurológica degenerativa o cualquier patología susceptible de interferir con la medición de la fuerza de la MSP; y quienes estuvieran utilizando analgésicos o relajantes musculares. Todas las participantes acudieron a tres sesiones para la recogida de datos.

2.3 Instrumentación y recogida de datos

2.3.1 Verificación de la fase del ciclo menstrual

De acuerdo con las fluctuaciones hormonales, se establecieron tres fases para la realización de las mediciones: FFT (días 1–3 del ciclo), fase folicular tardía/FOv (días 13–14 del ciclo) y FLM (día 21 del ciclo).

Se realizó una valoración ginecológica inicial con el objetivo de descartar los criterios de exclusión y confirmar la fase del CM mediante seguimiento folicular con ecografía transvaginal. La ecografía transvaginal constituye la técnica de referencia para la evaluación ovárica.

Las participantes utilizaron el método de recuento basado en el calendario para la identificación de las fases del CM, obteniéndose esta información mediante una aplicación móvil (Mycalendar®, *Periodtracker Simple Design* Ltd., Dewsbury, Inglaterra). Durante el primer contacto con las participantes, se les instruyó en el uso de la aplicación y se les solicitó registrar las fechas de sus ciclos menstruales previos. La duración del CM se registró durante un mínimo de cuatro meses para garantizar una caracterización adecuada. Esto fue posible, ya que las mediciones comenzaron al menos cuatro meses después de la primera entrevista.

La TCB y las variaciones en la masa corporal se midieron y registraron cada mañana inmediatamente después de despertarse, utilizando un termómetro timpánico digital (B08CH7BF7Y) y una báscula digital (B0786KCWFJ). Las participantes registraron estos datos a lo largo de dos ciclos menstruales completos.

Finalmente, se registró la detección del pico de LH en orina. Las mujeres de este estudio utilizaron un kit predictor de ovulación (B0872BL6FG) y la orina se recogió diariamente a la misma hora del día (a media mañana) desde el día 9 del CM hasta obtener un resultado positivo. Los resultados fueron remitidos mediante fotografía a la investigadora para minimizar posibles errores de interpretación. En la mayoría de los casos, se ha descrito que la ovulación ocurre entre 14 y 26 horas tras la detección del pico urinario de LH.

Asimismo, se obtuvieron medidas ecográficas del volumen ovárico, del recuento de folículos antrales y del grosor endometrial para verificar la fase del CM mediante ecografía (Samsung® HS40, Suwon, República de Corea).

La combinación de estos métodos permitió alinear los ciclos de las participantes; por lo tanto, a pesar de las diferencias en la duración del ciclo, todas realizaron las evaluaciones en las mismas fases del CM. El orden de la primera fase del CM se asignó de forma aleatoria y se contrabalanceó entre las participantes (cinco comenzaron en la FFT, siete comenzaron en la FOv y seis comenzaron en la FLM). Se realizó una aleatorización simple mediante números aleatorios generados por ordenador (randomizer.org), asignándose a cada participante la fase correspondiente para su primera medición en función del resultado obtenido.

2.3.2 Datos sociodemográficos y cuestionarios

El día en que las participantes estaban programadas para recibir el material, concertar las citas y someterse a la evaluación ginecológica, se les realizó una medición mediante un medidor de composición corporal (Tanita BF 350, *Tanita Corporation*, Tokio, Japón), registrándose el peso y el porcentaje de grasa corporal.

Además, las mujeres completaron un cuestionario en línea distribuido a través de la plataforma *Survey Monkey*® (San Mateo, CA, EE. UU.), con el objetivo de recopilar información antropométrica y sociodemográfica, antecedentes clínicos (enfermedades comunes, infecciones del tracto urinario, antecedentes ginecológicos y obstétricos), características del CM (duración, días de menstruación, así como el nivel de actividad física mediante el *International Physical Activity Questionnaire* (IPAQ)).

2.3.3. Primera evaluación de la musculatura del suelo pélvico: MOS

Las participantes, tras el vaciado vesical, se colocaron en decúbito supino sobre una camilla. Se situaron con almohadas bajo la cabeza y las caderas, y las rodillas ligeramente

flexionadas y apoyadas sobre un rodillo, manteniendo la columna lumbar en alineación neutra. Se realizó una exploración bidigital con el uso de lubricante para evaluar la contractilidad voluntaria global de la MSP por parte de una fisioterapeuta experta, que desconocía la fase del CM de la participante.

Las mujeres recibieron instrucciones y orientación sobre la técnica adecuada para realizar una contracción voluntaria de la MSP, incluyendo educación sobre la anatomía y función del SP, apoyada en modelos o esquemas cuando fuese necesario. La presión de cierre a nivel vaginal y la capacidad contráctil de los MSP también se verificaron mediante inspección visual y palpación interna solicitando a la participante realizar una contracción máxima dirigida hacia dentro y hacia arriba. En aquellos casos en los que la participante no mostraba una contracción muscular adecuada, se le proporcionaron instrucciones específicas para su correcta ejecución mediante el uso de biofeedback, evitando la aparición de contracciones parásitas o desplazamientos pélvicos.

La MOS clasifica la fuerza de la MSP en seis niveles, desde 0, correspondiente a la ausencia de contracción, hasta 5, que implica una contracción con elevación de la MSP capaz de vencer la resistencia manual aplicada por la fisioterapeuta.

2.3.4. Segunda evaluación de la musculatura del suelo pélvico: dinamometría clínica intravaginal

La fuerza de la MSP se evaluó mediante un dinamómetro clínico intravaginal construido con materiales de acrilonitrilo butadieno estireno y policarbonato (Pelvibex®, Hernani, España, P201130449), que incluye un espéculo vaginal ajustable (8,5 cm de longitud, 2 cm de anchura, 26 mm de diámetro y 12 g de peso de las ramas del espéculo), al que se acopla un sensor inductivo de desplazamiento a un muelle de rigidez establecida. El espéculo se introdujo en la cavidad vaginal respetando su orientación anatómica y en posición cerrada y, una vez insertadas ambas ramas, se permitió su apertura progresiva hasta formar un ángulo determinado. La fuerza ejercida por las mujeres se midió en newtons (N). El dinamómetro mostró una fiabilidad intraevaluador elevada de 0,942 y una fiabilidad interevaluador de 0,937. Este dinamómetro clínico intravaginal utilizado para cuantificar la fuerza de la musculatura del SP presenta buena fiabilidad y validez.

El espéculo fue de uso individual y, antes de la evaluación, las ramas se desinfectaron adecuadamente (Steranius 2%) y se cubrieron con una funda específica para espéculo (guantes de dos dedos de polietileno opaco para exploración ginecológica, tipo Legueu®) y

gel hidrosoluble (Sulky®, Kennesaw, GA, EE. UU.). Se registraron dos mediciones consecutivas de la fuerza de contracción de la MSP mediante el espéculo dinamométrico, con un período de descanso de 30 s entre ambas. Para cada medición se registraron dos valores: el valor basal de la fuerza pasiva ejercida por la MSP tras 5 s de apertura de las dos ramas del espéculo en el canal vaginal (fuerza basal) y la contracción voluntaria máxima registrada por el dispositivo durante 10 s (fuerza de contracción).

La instrucción proporcionada fue verbal: “contrae la musculatura del SP tan fuerte como puedas”. La fuerza de contracción de la MSP se midió como la diferencia entre la fuerza de la contracción voluntaria máxima y la fuerza basal en reposo. De acuerdo con la definición de Romero-Cullerés, se consideraron tres variables: fuerza basal, fuerza de contracción y fuerza. Todas las mediciones fueron realizadas por una única evaluadora, una fisioterapeuta especializada en rehabilitación de SP con más de 10 años de experiencia, que desconocía la fase del ciclo de la participante.

2.3.3 Análisis de datos

Se utilizó el *software G*Power* versión 3.1.9.6 (Universidad de Kiel, Kiel, Alemania) para calcular el tamaño muestral. Para dicho cálculo, se planteó una hipótesis bilateral con un tamaño del efecto de 0,80, una probabilidad de error α de 0,01 y una potencia estadística de 0,99. De acuerdo con estos parámetros, se estimó necesario incluir dieciocho participantes para completar el estudio. Asimismo, se tuvo en cuenta el tamaño muestral empleado en investigaciones previas de características similares.

Los investigadores emplearon *IBM Statistics Package for Social Science*, v.26 (IBM Corp., Nueva York, NY, EE. UU.). Los datos se describieron mediante media y desviación estándar, con un intervalo de confianza del 95% (IC 95%). La normalidad de la distribución se evaluó mediante la prueba de Shapiro-Wilk. Se utilizó la prueba de Friedman para comparar los valores dinamométricos entre las distintas fases del CM. Para analizar en mayor detalle las diferencias entre momentos específicos, se aplicó el procedimiento post hoc de Games–Howell. Además, se calculó el coeficiente de correlación de Pearson para evaluar las relaciones entre variables cuantitativas. El nivel de confianza se estableció en el 95% y el umbral de significación estadística fue $p < 0,05$.

3 Resultados

Se reclutó un total de veintidós mujeres, de las cuales cuatro fueron finalmente excluidas del estudio. Una de ellas se excluyó por vaginismo y por la imposibilidad de insertar el espéculo dinamométrico; otra, por presentar un anillo himenal estrecho; y dos por no completar las tres mediciones previstas. Todas las participantes eran nulíparas y diecisiete de ellas eran nuligrávidas. La muestra final estuvo compuesta por 18 mujeres nulíparas con una edad media de 25,72 (5,03) años, un peso de 60,81 (11,57) kg, una estatura de 1,65 (0,07) m, un IMC de 22,13 (3,26) kg/m² y un porcentaje de grasa corporal de 26,85 (6,30) %. La duración media del CM fue de 28,61 (1,03) días, con un rango de 28–31 días, y la duración media de la menstruación fue de 4,88 (1,07) días, con un rango de 3–7 días. La edad media de la menarquia fue de 12,55 (1,61) años, con un rango de 10–16 años. Dos mujeres presentaban estreñimiento y tres informaron de IUE; ninguna se había sometido a cirugía ginecológica. Cinco mujeres habían padecido una infección del tracto urinario en el pasado, pero ninguna presentaba infecciones urinarias recurrentes. Diez informaron de menstruaciones dolorosas y once describieron síntomas compatibles con síndrome premenstrual (SPM). Entre ellas, dos eran deportistas profesionales, dos lo habían sido en el pasado y doce realizaban actividad física de forma regular. El nivel de actividad física realizado por las participantes, según el IPAQ autorreferido, indicó que siete mujeres presentaban un nivel alto, siete un nivel moderado y cuatro un nivel bajo de actividad física. Ocho de ellas reportaron practicar deportes como fútbol, natación, voleibol y atletismo. Todas las participantes eran de raza blanca. En total, se realizaron 216 mediciones dinamométricas distribuidas entre las diferentes fases del CM.

Según la fase del CM, la Tabla 3 muestra la fuerza de la MSP medida con el espéculo dinamométrico y la puntuación en la MOS para cada fase. Se obtuvieron valores similares en la primera y la segunda medición ($p > 0,05$). El análisis no mostró diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$), lo que indica que no hubo diferencias entre la medición inicial y la fuerza de contracción registrada con el espéculo dinamométrico. En el análisis post hoc, la fuerza basal, la fuerza de contracción y la fuerza no mostraron diferencias significativas entre las distintas fases del CM (Figura 13). No se observaron diferencias significativas en las mediciones en función de la IUE, el estreñimiento, la menarquia, la menstruación dolorosa, el SPM o el nivel de actividad física.

Tabla 3. Fuerza de la MSP medida mediante la MOS y el dinamómetro, según la fase del CM.

	FFT			FOv			FLM			<i>p</i> valor ^b entre fases
	Media (DE)	95% IC	<i>p</i> valor ^a	Media (DE)	95% IC	<i>p</i> valor ^a	Media (DE)	95% IC	<i>p</i> valor ^a	
Fuerza (MOS)	3,67 (0,49)	(3,43– 3,91)	-	3,67 (0,59)	(3,37– 3,96)	-	3,56 (0,62)	(3,25–3,86)	-	0,449
Fuerza basal (N) 1ª medición*	4,84 (0,10)	(4,79– 4,89)	0,333	4,91 (0,18)	(4,81– 5,00)	0,790	4,83 (0,12)	(4,77–4,89)	0,248	0,513
Fuerza basal (N) 2ª medición*	4,91 (0,15)	(4,84– 4,99)		4,89 (0,18)	(4,80– 4,98)		4,87 (0,16)	(4,79–4,95)		0,886
Fuerza de contracción (N) 1ª medición*	5,25 (0,30)	(5,10– 5,40)	0,230	5,44 (0,68)	(5,11– 5,78)	0,381	5,42 (0,74)	(5,05–5,78)	0,321	0,407
Fuerza de contracción (N) 2ª medición*	5,46 (0,47)	(5,22– 5,69)		5,52 (0,54)	(5,25– 5,79)		5,47 (0,66)	(5,14–5,80)		0,756
Fuerza (N) 1ª medición*	0,41 (0,29)	(0,27– 0,55)	0,327	0,54 (0,69)	(0,20– 0,89)	0,414	0,58 (0,79)	(0,19–0,98)	0,775	0,727
Fuerza (N) 2ª medición*	0,54 (0,53)	(0,28– 0,81)		0,63 (0,59)	(0,33– 0,92)		0,60 (0,74)	(0,23–0,97)		0,717

IC, intervalo de confianza; FFT, fase folicular temprana; FLM, fase lútea media; FOv, fase folicular tardía/Ovulatoria; MOS, escala de Oxford Modificada; N, newtons; DE, desviación estándar.

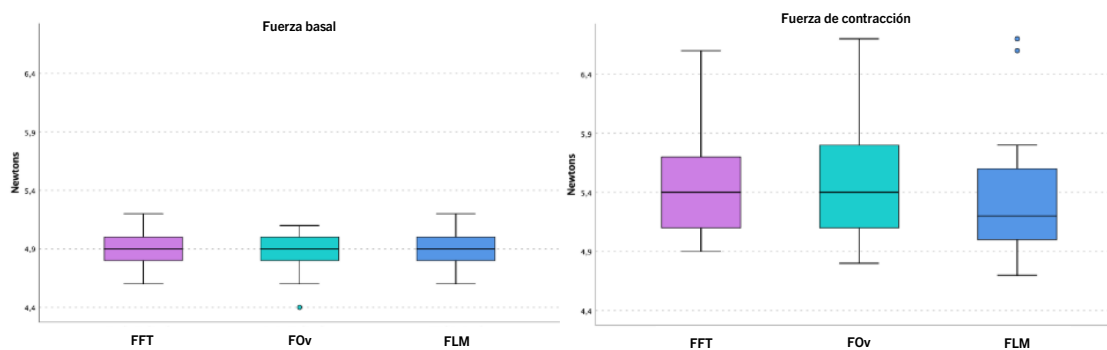
* Fuerza de la musculatura del suelo pélvico medida con el espéculo dinamométrico.

Los datos de variables continuas se presentan como media (desviación estándar).

El nivel de significación se estableció en $p < 0,05$.

(a) Diferencia entre la 1.ª y la 2.ª medición según el valor p basado en el post hoc de Games–Howell.

(b) Diferencia entre fases según el valor p basado en la prueba de Friedman.

**Figura 13.** Representación de la fuerza de la MSP según la fase del CM.

El gráfico muestra un diagrama de cajas con las medidas de fuerza basal (izquierda) y fuerza de contracción (derecha) en newtons.

Se encontraron asociaciones directas estadísticamente significativas en las tres fases del CM entre la fuerza voluntaria máxima, la fuerza entre mediciones y la puntuación en la MOS

($p < 0,05$). Durante la FFT, las mujeres de menor edad tendieron a presentar mayor fuerza de la MSP ($r = -0,558$; $p = 0,016$); además, la fuerza basal parecía ser menor cuando las mujeres tenían mayor peso ($r = -0,713$; $p = 0,001$) y un IMC más elevado ($r = -0,604$; $p = 0,008$).

Estudio 2. Excitación mioeléctrica del suelo pélvico y fuerza generada a lo largo de las fases del ciclo menstrual

1 Objetivos

El objetivo principal de esta investigación fue examinar si las variaciones hormonales asociadas al CM se relacionan con cambios en la función del SP a lo largo de sus distintas fases, centrándonos en la actividad mioeléctrica de la MSP (tanto en reposo como durante la contracción) y en la fuerza generada, evaluada mediante dinamometría y palpación digital.

Como objetivo secundario, se analizan las asociaciones entre los resultados de fuerza y diversas medidas complementarias, con el fin de proporcionar una caracterización más completa de la función del SP.

2 Material y métodos

2.1 Diseño

Se trata de un estudio observacional prospectivo de carácter transversal, en el que se evaluó la actividad del SP durante tres fases diferentes del CM en mujeres eumenorreicas, mediante palpación digital, dinamometría y sEMG. El estudio se llevó a cabo conforme a las directrices STROBE para estudios observacionales.

2.2 Participantes

Los criterios de inclusión fueron: mujeres sanas, nulíparas, de entre 18 y 35 años, no haber utilizado anticonceptivos hormonales en los seis meses anteriores y presentar ciclos menstruales regulares, definidos como una variación en la duración del ciclo inferior a tres días durante los cuatro meses previos. Se excluyó a las participantes si presentaban trastornos menstruales, estaban embarazadas, padecían IU de urgencia, infecciones genitourinarias activas o recurrentes, síndrome de ovario poliquístico, aversión psicológica o cualquier condición que impidiera la inserción de la sonda vaginal, antecedentes de cirugía uroginecológica o enfermedades neurológicas degenerativas, así

como si no podían completar las evaluaciones en los días del ciclo previamente establecidos.

Antes del inicio del protocolo experimental, se informó exhaustivamente a las participantes sobre los procedimientos del estudio, y todas firmaron un consentimiento informado por escrito para su participación. El estudio fue aprobado por el Comité de Ética en Investigación de la Universidad Camilo José Cela (04_23_CISP, 12 de abril de 2023; Madrid, España), y todos los procedimientos se ajustaron a la última versión de la Declaración de Helsinki.

2.3 Instrumentación y recopilación de datos

2.3.1 Verificación de la fase del ciclo menstrual y recopilación de datos

Tras su inclusión en el estudio, las participantes completaron una evaluación en cada una de las tres fases de su CM, definidas de forma individualizada: (i) fase folicular temprana (FFT); (ii) fase ovulatoria (FOv); y (iii) fase lútea media (FLM). Estas tres fases se seleccionaron por corresponder, respectivamente, a la menstruación, al pico de concentración sérica de estrógenos y al pico de concentración sérica de progesterona. La regularidad y duración del CM de cada participante (27 ± 2 días; rango interindividual: 24–31 días) se monitorizaron durante cuatro meses previos al inicio del estudio mediante una aplicación móvil (Mycalendar, Period-tracker, EE. UU.). Cada fase del CM fue confirmada individualmente a partir de marcadores fisiológicos específicos característicos de cada etapa. La FFT se determinó desde el día siguiente al inicio del sangrado menstrual. La FOv se identificó como el día siguiente al pico de LH en orina, detectado mediante tiras reactivas (One Step Ovulation LH Test Strip; CVS Corporation, EE. UU.) y posteriormente confirmado por un aumento de la TCB timpánica (modelo HDT8208C, termómetro de oído Nursal, China). Para la FLM, la evaluación se programó en un día equivalente aproximadamente al 70 % de la duración total del ciclo de cada participante (por ejemplo, el día 20 en un ciclo de 28 días).

Se realizó una evaluación ginecológica preliminar con el fin de descartar los criterios de exclusión y confirmar la fase del CM mediante ecografía transvaginal, considerada el método de elección para examinar el volumen ovárico, los folículos antrales y el grosor endometrial. Se empleó un enfoque multimétodo para garantizar que las evaluaciones se realizaran en las fases previstas, a pesar de la variabilidad interindividual en la duración del

ciclo y en el momento de la ovulación. La fase inicial del CM se asignó de forma aleatoria y se contrabalanceó entre las participantes. Para ello, la primera fase evaluada se distribuyó de manera equilibrada, de modo que un número similar de participantes comenzó en FFT (8 participantes), FOv (8 participantes) y FLM (7 participantes).

Las participantes proporcionaron su información antropométrica (edad, peso, estatura, IMC y porcentaje de grasa corporal) y su historial médico (incluyendo enfermedades comunes, infecciones del tracto urinario y antecedentes ginecológicos y obstétricos) a través de una plataforma en línea.

2.3.2 Evaluación de los músculos del suelo pélvico

Cada participante, con la vejiga vacía, se colocó en decúbito supino sobre la camilla, con una almohada bajo la cabeza y las rodillas ligeramente flexionadas, apoyadas sobre un rodillo, manteniendo la columna lumbar en posición neutra fisiológica. Todas las mediciones se realizaron tras un periodo de reposo de 10 minutos en decúbito supino, por una única fisioterapeuta con más de 10 años de experiencia clínica en salud femenina.

Se utilizó la MOS para evaluar la contracción de la MSP mediante palpación vaginal interna, introduciendo uno o dos dedos en el canal vaginal y solicitando a las participantes que realizaran una contracción voluntaria máxima hacia dentro y hacia arriba, con el fin de valorar la presión de cierre vaginal y la capacidad contráctil global. La intensidad de la contracción se clasificó de 0 (sin actividad palpable) a 5 (contracción fuerte), considerando tanto la constricción de la pared vaginal como su elevación. En caso de contracción inadecuada, se proporcionó biofeedback para optimizar la técnica, evitando la activación de musculatura accesoria. La fuerza de la MSP se evaluó mediante un dinamómetro clínico intravaginal (Pelvibex®) y se expresó en newtons (N), siguiendo la metodología descrita en el estudio previo. El dispositivo incluía un espéculo vaginal ajustable con un sensor de desplazamiento inductivo. Se registraron medidas de fuerza basal (fuerza pasiva) y de fuerza de contracción (contracción voluntaria máxima, MVC), realizándose dos mediciones consecutivas con un intervalo de descanso de 30 segundos entre ellas.

Para la medición del sEMG, se utilizó el sistema mDurance® (Granada, España) junto con la sonda vaginal Perisize 4®, siguiendo la configuración previamente descrita en la literatura. La sonda vaginal fue insertada por una fisioterapeuta experimentada utilizando gel conductivo, con los electrodos colocados en las posiciones de las 3 y las 9 en punto del reloj vaginal, y se colocó un electrodo de referencia en la espina ilíaca anterosuperior, de

acuerdo con las recomendaciones de SENIAM. Las participantes realizaron la MVC de la MSP en dos ocasiones, con un periodo de relajación de 30 segundos entre intentos, y completaron las cinco actividades del protocolo de Glazer: un minuto de reposo (basal), en el que se les indicó mantener el SP en reposo consciente; cinco contracciones fásicas de 2 segundos, con 10 segundos de descanso entre ellas (fásicas); cinco contracciones tónicas de 10 segundos, con 10 segundos de descanso entre ellas (tónicas); un minuto de contracción de resistencia (resistencia) y un minuto de descanso (basal post-resistencia). El orden de las actividades del protocolo de Glazer se asignó de forma aleatoria y contrabalanceada para minimizar los efectos de secuencia y orden.

La amplitud máxima se definió como el valor más alto de las dos MVC, expresado en microvoltios (μV), que fue el valor de referencia establecido como el 100 % para la sEMG. Las mediciones obtenidas durante el protocolo de Glazer se expresaron tanto en valores absolutos (μV) como en porcentaje respecto a la MVC, y los resultados de la amplitud máxima y media para cada actividad se compararon con los valores correspondientes de la MVC.

2.4 Análisis estadístico

El tamaño muestral se estimó a priori utilizando *G*Power* (versión 3.1.9.6, Universidad de Kiel, Kiel, Alemania) para un diseño intra-sujeto (medidas repetidas), en el que se compararon las tres fases del CM. La variable principal para este cálculo fue el pico de MVC de la amplitud del sEMG de la MSP. Asumiendo un α bilateral de 0,05, una potencia estadística de 0,99 y un tamaño del efecto intra-sujeto grande (d de Cohen = 0,80), se estimó una muestra necesaria de 23 participantes. Este tamaño muestral resultó coherente con estudios previos que emplearon variables similares relacionadas con el SP, sEMG y diseños de medidas repetidas en mujeres.

Para el análisis de los datos, se utilizó *IBM SPSS Statistics*, versión 26 (IBM Corp., Armonk, NY, EE. UU.). Los datos se describieron mediante media y desviación estándar, con intervalos de confianza del 95 % (IC 95 %), así como mediante mediana y rango intercuartílico (P 25–P 75). La normalidad de las distribuciones se evaluó mediante la prueba de Shapiro–Wilk. Se empleó la prueba de Friedman para comparar los valores dinamométricos y las mediciones de sEMG a lo largo de las diferentes fases del CM. Cuando fueron necesarias comparaciones por pares, se aplicaron pruebas de rangos con signo de Wilcoxon para los tres contrastes previstos (fase folicular frente a ovulación, fase

folicular frente a fase lútea y ovulación frente a fase lútea), y los valores de p se ajustaron por comparaciones múltiples mediante el procedimiento de Holm-Bonferroni. La corrección de Holm se implementó ordenando los valores de p de menor a mayor y comparando secuencialmente cada uno con $\alpha / (m - i + 1)$, siendo $m = 3$ el número total de comparaciones. El coeficiente de correlación de Spearman se calculó para evaluar la asociación entre variables cuantitativas. Los posibles efectos de orden y secuencia derivados del protocolo de Glazer contrabalanceado se analizaron mediante la prueba de Kruskal-Wallis. El nivel de confianza se estableció en el 95%, considerándose significativos los valores de $p < 0,05$.

3 Resultados

Inicialmente se reclutó a veintisiete mujeres; sin embargo, cuatro fueron excluidas por no completar las tres sesiones de evaluación. La muestra final quedó constituida por 23 mujeres (edad media de $25,09 \pm 4,83$ años) con un IMC medio de $21,86 \pm 3,07 \text{ kg/m}^2$, dentro del rango de normopeso.

A lo largo de las fases del CM, la amplitud media de la sEMG durante las contracciones voluntarias no mostró diferencias significativas en las tareas de MVC, fásicas, tónicas o de resistencia ($p > 0,05$) (

Tabla 4). Sin embargo, durante los registros en reposo, se observó un efecto significativo de la fase sobre la amplitud media basal ($\chi^2(2) = 10,174$; $p = 0,006$), con valores más bajos en la FOv en comparación con la FFT ($p_{Holm} = 0,012$), mientras que las comparaciones FFT-FLM y FOv-FLM no alcanzaron significación estadística ($p_{Holm} = 0,330$ y $0,146$, respectivamente). Los resultados no se vieron influenciados ni por el orden de las sesiones del CM ni por la secuencia de las tareas dentro del protocolo de Glazer (todos $p > 0,05$).

Tabla 4. Amplitud media de la sEMG (μV) a lo largo de las fases del ciclo menstrual.

Amplitud media (μV)		FFP	FOv	FLM	χ^2 (2)	<i>p</i>	<i>pHolm</i> (FFP- FOv)	<i>pHolm</i> (FFT- FLM)	<i>pHolm</i> (FOv- FLM)
MVC (2 × 5 s)	Media (DE)	57,50 ± 25,37	58,18 ± 46,23	63,27 ± 47,24	2,435	0,296	0,424	0,879	0,249
	Mediana (P25– P75)	48,23 (32,84– 78,18)	43,07 (31,73– 67,89)	50,87 (37,21– 78,84)					
Basal (reposo 60 s)	Media (DE)	12,26 ± 6,30	9,59 ± 6,13	11,12 ± 5,49	10,174	0,006*	0,012†	0,330	0,146
	Mediana (P25– P75)	11,66 (6,96– 17,54)	6,71 (4,54–15,36)	9,15 (6,80– 16,17)					
Fásicas (5 × 2 s)	Media (DE)	59,54 ± 37,17	50,98 ± 31,47	55,19 ± 34,57	1,652	0,438	0,093	0,534	0,534
	Mediana (P25– P75)	48,07 (35,08– 71,87)	47,39 (33,66– 57,37)	44,03 (36,91– 71,86)					
Tónicas (5 × 10 s)	Media (DE)	61,26 ± 43,63	56,27 ± 41,61	59,42 ± 44,83	2,696	0,260	0,636	0,738	0,636
	Mediana (P25– P75)	53,27 (35,84– 75,52)	42,11 (32,10– 67,62)	45,58 (34,97– 81,47)					
Resistencia (1 × 60 s)	Media (DE)	54,20 ± 46,30	47,08 ± 31,75	52,54 ± 36,77	4,957	0,084	0,574	0,584	0,093
	Mediana (P25– P75)	44,95 (29,26– 59,57)	37,81 (27,24– 57,36)	42,63 (33,38– 63,44)					
Basal post- resistencia (reposo 60 s)	Media (SD)	13,21 ± 4,83	11,55 ± 5,47	12,68 ± 6,35	0,348	0,840	0,099	0,858	0,858
	Mediana (P25– P75)	12,82 (9,12– 16,97)	12,37 (6,61–15,33)	13,62 (7,07– 18,76)					

Valores *p* de la prueba de Friedman; comparaciones por pares post hoc mediante la prueba de rangos con signos de Wilcoxon con ajuste de Holm. * *p* < 0,05 (Friedman). † *pHolm* < 0,05. s, segundos; DE, desviación estándar; P25–P75, percentiles 25–75; FFT, fase folicular temprana; FLM, fase lútea media; FOv, fase ovulatoria; MVC, contracción voluntaria máxima.

En cuanto a la amplitud máxima de la sEMG, no se observaron efectos significativos de la fase del CM en las tareas fásicas, tónicas o de resistencia (*p* > 0,05) ((Figura 14).

Tabla 5). Por el contrario, la amplitud máxima en reposo mostró un efecto de fase estadísticamente significativo en la línea de base (χ^2 (2) = 8,435; *p* = 0,015), con valores más bajos en FOv en comparación con FFT (*pHolm* = 0,018). Además, la amplitud máxima en basal post- resistencia no evidenció un efecto global de fase significativo (χ^2 (2) = 2,696; *p* = 0,260); sin embargo, el análisis por pares reveló valores inferiores en FOv frente a FFT (*pHolm* = 0,039). En relación con la amplitud máxima de la MVC, la prueba global de Friedman no alcanzó significación estadística (χ^2 (2) = 5,478; *p* = 0,065), aunque la

comparación entre FOv y FLM resultó significativa tras la corrección de Holm ($p_{Holm} = 0,021$) (Figura 14).

Tabla 5. Amplitud máxima de la sEMG (μV) a lo largo de las fases del ciclo menstrual.

Amplitud máxima (μV)		FFT	FOv	FLM	$\chi^2 (2)$	p	p_{Holm} (FFT-FOv)	V	p_{Holm} (FOv- FLM)
MVC (2 × 5 s)	Media (DE)	93,38 ± 40,17	83,82 ± 60,92	97,24 ± 64,87	5,478	0,065	0,084	0,715	0,021†
	Mediana (P25-P75)	77,70 (59,55- 119,68)	72,22 (47,49- 100,76)	79,25 (56,78- 120,21)					
Basal (reposo 60 s)	Media (DE)	20,37 ± 10,51	15,88 ± 10,22	18,48 ± 8,77	8,435	0,015*	0,018†	0,287	0,118
	Mediana (P25-P75)	18,59 (11,36- 31,02)	11,62 (7,38- 25,63)	15,28 (11,62- 27,98)					
Fásicas (5 × 2 s)	Media (DE)	90,46 ± 57,03	77,89 ± 48,74	83,83 ± 51,44	4,174	0,124	0,057	0,242	0,465
	Mediana (P25-P75)	74,11 (54,19- 105,83)	69,03 (50,40- 89,49)	68,96 (52,26- 109,48)					
Tónicas (5 × 10 s)	Media (DE)	100,13 ± 66,37	91,90 ± 65,57	96,93 ± 68,14	4,261	0,119	0,219	0,951	0,520
	Mediana (P25-P75)	82,59 (62,79- 120,64)	75,43 (51,49- 122,51)	76,55 (61,33- 123,72)					
Resistencia (1 × 60 s)	Media (DE)	98,70 ± 51,61	94,13 ± 65,34	104,47 ± 74,31	1,652	0,438	0,602	0,602	0,342
	Mediana (P25-P75)	85,06 (58,94- 115,47)	74,01 (56,52- 111,83)	83,23 (64,55- 127,79)					
Basal post- resistencia (reposo 60 s)	Mean (DE)	24,04 ± 8,50	20,27 ± 8,79	23,13 ± 11,10	2,696	0,260	0,039†	0,903	0,249
	Mediana (P25-P75)	23,71 (16,42- 29,11)	21,71 (11,91- 26,42)	25,26 (11,11- 33,03)					

Valores p de la prueba de Friedman; comparaciones por pares post hoc mediante la prueba de rangos con signos de Wilcoxon con ajuste de Holm. * $p < 0,05$ (Friedman). † $p_{Holm} < 0,05$. s, segundos; DE, desviación estándar; P25-P75, percentiles 25-75; FFT, fase folicular temprana; FLM, fase lútea media; FOv, fase ovulatoria; MVC, contracción voluntaria máxima.

En cuanto a la sEMG normalizada expresada en porcentaje, la amplitud media solo mostró diferencias entre fases en la condición de reposo basal de 60 segundos ($\chi^2 (2) = 6,870$; $p = 0,032$), con una menor excitación mioeléctrica en FOv en comparación con FFT ($p_{Holm} = 0,042$) y una tendencia a valores inferiores respecto a FLM ($p_{Holm} = 0,073$). No se observaron diferencias de fase en la amplitud media durante las tareas fásicas, tónicas, de

resistencia o en la basal post-resistencia (todas $p > 0,05$). Asimismo, los valores máximos no evidenciaron diferencias significativas entre fases en ninguna de las tareas ($p > 0,05$), aunque se identificó una tendencia en la amplitud máxima durante las contracciones fásicas ($\chi^2(2) = 5,478$; $p = 0,065$) (Tabla 6).

Tabla 6. Porcentajes de las amplitudes medias y máximas a lo largo de las fases del CM.

Amplitud media (%)		FFT	FOV	FLM	p
Basal (<i>reposo 60 s</i>)	Media (DE)	24,33 $\pm$ 15,66	21,61 $\pm$ 15,49	23,56 $\pm$ 14,96	0.032*
	Mediana (P25–P75)	20,93 (13,45–33,37)	15,42 (11,28–30,40)	18,87 (16,19–29,78)	
Fásicas (<i>5 $\times$ 2 s</i>)	Media (DE)	104,07 $\pm$ 40,27	92,73 $\pm$ 12,93	99,32 $\pm$ 53,47	0.119
	Mediana (P25–P75)	96,01 (89,11–103,79)	90,12 (85,27–99,63)	89,24 (82,41–100,50)	
Tónica (<i>5 $\times$ 10 s</i>)	Media (DE)	105,17 $\pm$ 49,80	98,15 $\pm$ 14,75	93,74 $\pm$ 11,83	0.499
	Mediana (P25–P75)	92,45 (86,43–104,06)	96,15 (89,03–106,27)	92,45 (86,04–98,50)	
Resistencia (<i>1 $\times$ 60 s</i>)	Media (DE)	93,63 $\pm$ 56,84	83,59 $\pm$ 14,74	84,70 $\pm$ 17,70	0.183
	Mediana (P25–P75)	86,22 (72,83–94,05)	82,10 (75,86–88,62)	85,19 (67,91–96,80)	
Basal post-resistencia (<i>reposo 60 s</i>)	Media (DE)	26,58 $\pm$ 14,54	24,07 $\pm$ 12,20	24,46 $\pm$ 14,13	0.438
	Mediana (P25–P75)	24,21 (17,41–29,54)	20,50 (16,94–30,79)	23,80 (13,90–33,55)	

Amplitud máxima (%)		FFT	FOV	FLM	p
Basal (<i>reposo 60 s</i>)	Media (DE)	24,46 $\pm$ 14,45	23,03 $\pm$ 14,46	24,24 $\pm$ 15,20	0,568
	Mediana (P25–P75)	23,24 (13,58–33,23)	18,82 (12,07–32,88)	21,43 (16,43–29,73)	
Fásicas (<i>5 $\times$ 2 s</i>)	Media (DE)	95,15 $\pm$ 23,38	97,14 $\pm$ 20,11	84,49 $\pm$ 10,37	0,065
	Mediana (P25–P75)	89,89 (82,88–97,10)	93,25 (82,46–109,64)	85,39 (78,17–92,04)	
Tónica (<i>5 $\times$ 10 s</i>)	Media (DE)	103,94 $\pm$ 28,73	112,62 $\pm$ 32,46	98,90 $\pm$ 13,49	0,183
	Mediana (P25–P75)	99,67 (92,03–110,94)	104,93 (96,54–115,63)	97,55 (91,24–103,13)	
Resistencia (<i>1 $\times$ 60 s</i>)	Media (DE)	104,20 $\pm$ 18,41	117,48 $\pm$ 42,21	106,88 $\pm$ 22,35	0,568
	Mediana (P25–P75)	102,19 (95,48–112,14)	101,21 (95,84–122,43)	100,26 (89,80–117,83)	
Basal post-resistencia (<i>reposo 60 s</i>)	Media (DE)	28,63 $\pm$ 12,47	28,21 $\pm$ 11,14	27,53 $\pm$ 15,09	0,676
	Mediana (P25–P75)	25,59 (19,45–37,46)	28,24 (19,29–34,00)	25,76 (16,10–35,56)	

Valores p de la prueba de Friedman. * $p < 0,05$ (Friedman). Los valores se expresan como una relación normalizada (%), calculada en relación con la MVC (referencia) obtenida en posición supina. s, segundos; DE, desviación estándar; P25–P75, percentiles 25–75; FFT, fase folicular temprana; FLM, fase lútea media; FOV, fase ovulatoria; MVC, contracción voluntaria máxima.

Los resultados relativos a la fuerza no variaron según las fases del CM (Tabla 7). No se observaron diferencias relacionadas con las fases en las puntuaciones del MOS ($p = 0,449$) ni en las mediciones de la fuerza dinamométrica ($p > 0,05$).

Tabla 7. La fuerza de la MSP a lo largo de las fases del ciclo menstrual.

		FFT	FOv	FLM	<i>p</i>
Fuerza (MOS)	Media (DE)	3,70 (0,47)	3,70 (0,56)	3,61 (0,58)	0,449
	Mediana (P25–P75)	4,00 (3,00–4,00)	4,00 (3,00–4,00)	4,00 (3,00–4,00)	
Fuerza basal (N) 1ª medición	Media (DE)	4,85 (0,10)	4,90 (0,17)	4,86 (0,29)	0,363
	Mediana (P25–P75)	4,90 (4,80–4,90)	4,90 (4,80–5,00)	4,90 (4,70–4,90)	
Fuerza basal (N) 2ª medición	Media (DE)	4,93 (0,15)	4,89 (0,20)	4,93 (0,43)	0,841
	Mediana (P25–P75)	4,90 (4,80–5,00)	4,90 (4,80–5,00)	4,90 (4,70–5,00)	
Fuerza de contracción (N) 1ª medición	Media (DE)	5,29 (0,36)	5,38 (0,62)	5,43 (0,70)	0,694
	Mediana (P25–P75)	5,20 (5,00–5,50)	5,20 (5,00–5,60)	5,20 (5,00–5,70)	
Fuerza de contracción (N) 2ª medición	Media (DE)	5,43 (0,44)	5,45 (0,54)	5,48 (0,68)	0,492
	Mediana (P25–P75)	5,40 (5,10–5,70)	5,30 (5,10–5,80)	5,20 (5,00–5,60)	
Fuerza (N) 1ª medición	Media (DE)	0,44 (0,36)	0,48 (0,63)	0,57 (0,71)	0,920
	Mediana (P25–P75)	0,40 (0,20–0,70)	0,30 (0,00–0,60)	0,30 (0,10–1,00)	
Fuerza (N) 2ª medición	Media (DE)	0,50 (0,49)	0,56 (0,56)	0,55 (0,67)	0,711
	Mediana (P25–P75)	0,30 (0,10–0,80)	0,30 (0,00–1,00)	0,30 (0,10–0,70)	

Valores *p* de la prueba de Friedman. DE, desviación estándar; P25–P75, percentiles 25–75; FFT, fase folicular temprana; FLM, fase lútea media; FOv, fase ovulatoria; N, newtons.

Los resultados de la sEMG del SP mostraron una elevada consistencia interna y estabilidad entre las distintas fases del CM: dentro de cada fase, la sEMG de la MVC se asoció estrechamente con las contracciones fásicas, tónicas y de resistencia (FFT: $r_s = 0,932–0,956$; FOv: $r_s = 0,960–0,977$; FLM: $r_s = 0,920–0,987$; todos $p < 0,001$), y la actividad en reposo basal y basal post-resistencia también mostró correlaciones significativas y de magnitud moderada-alta ($r_s = 0,613–0,850$; $p \leq 0,002$). Las puntuaciones MOS se correlacionaron positivamente con la actividad electromiográfica durante la contracción en comparaciones específicas (por ejemplo, pico de MVC en FFT: $r_s = 0,641$; $p = 0,001$; media fásica en FLM: $r_s = 0,721$; $p < 0,001$), pero mostraron una correlación negativa con el porcentaje de actividad en reposo (media basal: FFT $r_s = -0,513$; $p = 0,012$; FOv $r_s = -0,698$; $p < 0,001$; FLM $r_s = -0,755$; $p < 0,001$; media basal post-resistencia: FFT $r_s = -0,513$; $p = 0,012$; FOv $r_s = -0,769$; $p < 0,001$; FLM $r_s = -0,584$; $p = 0,003$). Asimismo, la dinamometría activa y la fuerza voluntaria neta (activa–pasiva) se asociaron de forma inversa con la actividad electromiográfica en reposo, tanto en la basal como la basal post-resistencia (por ejemplo, $r_s = -0,775$; $p < 0,001$; $r_s = -0,637$; $p = 0,001$).

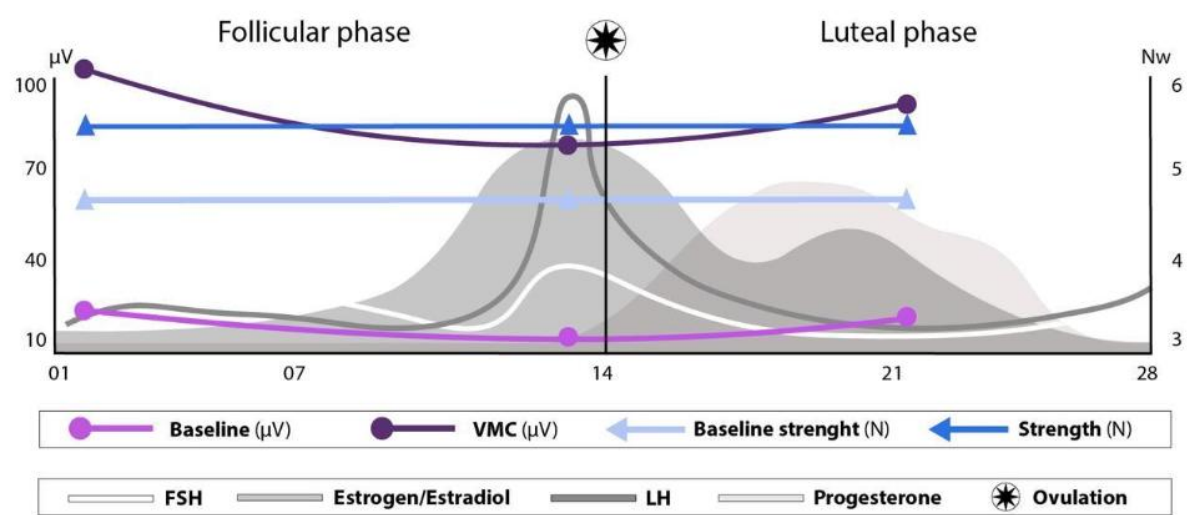


Figura 14. Representación de las mediciones de la MSP según la fase del CM.
Las mediciones de dinamometría están expresadas en newtons (N) y las mediciones de sEMG expresadas en microvoltios (μV).

Estudio 3. Características morfofuncionales del suelo pélvico en jugadoras de rugby más allá del placaje. Los músculos del suelo pélvico en deportes de alto impacto

1 Objetivos

El objetivo principal de esta investigación fue analizar las características morfofuncionales del SP en jugadoras de rugby nulíparas mediante la integración de evaluaciones morfológicas (ecografía 2D) y funcionales (palpación digital y sEMG). Los objetivos específicos fueron determinar si las jugadoras presentan un aumento del hiato del elevador como posible adaptación a la exposición repetida a cargas de alto impacto y evaluar si las jugadoras con disfunción del SP muestran una mayor distensibilidad del hiato y posibles alteraciones en la activación de la MSP, especialmente en posición de bipedestación.

2 Material y métodos

Este estudio transversal se llevó a cabo en una única sesión de evaluación, durante la cual se utilizaron mediciones de sEMG, palpación digital y ecografía para evaluar la MSP. El diseño del estudio se ajustó a los principios éticos de la Declaración de Helsinki. Los datos de investigación fueron anonimizados y tratados de forma confidencial, de conformidad con la normativa europea vigente en materia de protección de datos y la legislación española (LOPD). El estudio fue evaluado y aprobado por el Comité de Ética de la Universidad Camilo José Cela (código 18_FRIU, 22 de enero de 2022; Madrid, España). La investigación se llevó a cabo y se reportó siguiendo las directrices STROBE (*Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology*).

2.1 Participantes

Se reclutaron jugadoras de rugby mayores de 18 años procedentes de equipos locales. Para asegurar una exposición sostenida y homogénea a fuerzas de alto impacto sobre el SP, las participantes debían cumplir criterios de inclusión específicos: un mínimo de 2 horas de entrenamiento al día, al menos tres días por semana (≥ 3 sesiones/semana), y no menos de 5 años de experiencia en rugby. Además, se incluyeron exclusivamente mujeres

nulíparas de entre 18 y 35 años. El reclutamiento se realizó mediante anuncios y sesiones informativas realizadas previamente a los entrenamientos. Asimismo, se proporcionó a las participantes información detallada sobre el estudio, los posibles riesgos y beneficios, y se obtuvo el consentimiento informado, tanto verbal como por escrito, antes del inicio del estudio. Todas las evaluaciones se realizaron entre febrero de 2024 y junio de 2024.

Los criterios de exclusión incluyeron mujeres embarazadas, aquellas con IU de urgencia, POP -definido ya sea por hallazgos clínicos objetivos, por síntomas autorreferidos o por técnicas de imagen como la TPUS, infecciones del tracto genitourinario activas o recurrentes, mujeres con fobias específicas relacionadas con procedimientos médicos (p. ej., miedo a exploraciones internas) o incapacidad para tolerar la inserción de una sonda intravaginal debido a un aumento del tono vaginal. También se excluyeron participantes con enfermedades neuromusculares, alergias a metales pesados, lesiones o discrepancias en la longitud de las extremidades inferiores superior a 0,7 cm, o antecedentes autorreferidos de diabetes mellitus, cirugía uroginecológica o pélvica, irradiación pélvica, síndrome de hipermovilidad o limitaciones funcionales que pudieran afectar a la morfología, rigidez o contractilidad de la MSP. Todas las participantes realizaron una única sesión de recogida de datos.

2.2 Procedimientos de medición y recogida de datos

Todas las mediciones fueron realizadas por la misma fisioterapeuta especialista en salud pélvica, con más de 10 años de experiencia clínica en el ámbito de la salud de la mujer. Todas las evaluaciones descritas a continuación se llevaron a cabo de forma consecutiva y siguiendo un protocolo estandarizado.

2.2.1 Cuestionario

Las participantes completaron un cuestionario en línea a través de la plataforma Survey Monkey® (San Mateo, CA, EE. UU.), diseñado para recopilar información antropométrica (edad, estatura y peso), antecedentes médicos y hábitos de práctica deportiva. El IMC se calculó como el peso dividido por la talla al cuadrado (kg/m^2) y se clasificó de acuerdo con los criterios establecidos por la Organización Mundial de la Salud (OMS). La evaluación de la IU se realizó mediante el International Consultation on Incontinence Questionnaire-Short Form (ICIQ-SF). En función de los resultados, las participantes se clasificaron en dos

grupos: jugadoras que experimentaban con frecuencia IUE (uno o más episodios por semana) y jugadoras que no la presentaban.

2.2.2 Evaluación de la MSP mediante palpación vaginal: Modified Oxford Grading Scale (MOS)

La evaluación de la MSP se realizó en una única sesión, previa a cualquier actividad física. En la práctica clínica y la investigación se utilizan diversos métodos para evaluar y medir la actividad y la fuerza de la MSP, como la palpación manual, la TPUS, la dinamometría y la sEMG; sin embargo, ninguno de ellos se considera el “*gold standard*” para una evaluación objetiva del SP.

Para evaluar la contracción voluntaria de la MSP es necesario realizar una exploración intracavitaria mediante palpación manual. Se indicó a las participantes que vaciaran la vejiga antes de la evaluación. Las participantes adoptaron una posición de litotomía modificada, con una almohada bajo la cabeza, caderas ligeramente abducidas y flexionadas aproximadamente 30 grados, rodillas flexionadas aproximadamente 30 grados y pies apoyados sobre la superficie de la camilla de exploración.

En primer lugar, se instruyó a las participantes sobre cómo realizar una contracción correcta del SP y, posteriormente, se aplicó gel lubricante hipoalergénico hidrosoluble (Sulky®, Kennesaw, GA, EE. UU.) en los dedos enguantados de la examinadora con el fin de facilitar la evaluación digital y garantizar la comodidad de la participante. Aunque las participantes no habían recibido entrenamiento estructurado previo del SP, todas fueron guiadas por una fisioterapeuta durante la evaluación para asegurar una técnica de contracción adecuada, utilizando la palpación digital y la TPUS en tiempo real como herramientas de biofeedback. Una vez verificada la correcta ejecución de la contracción, la fisioterapeuta especializada evaluó la capacidad contráctil de la MSP mediante la MOS, cuya puntuación oscila entre 0 y 5, donde 0 indica ausencia de contracción y 5 corresponde a una contracción fuerte.

2.2.3 Ecografía transperineal 2D

La TPUS o ecografía translabial 2D consiste en la colocación externa de una sonda convexa entre los labios mayores del periné femenino, lo que permite visualizar y monitorizar en tiempo real las vísceras pélvicas y la MSP. Este método no invasivo proporciona distintos parámetros de medición para cuantificar y analizar la actividad del MEA, incluyendo el desplazamiento del cuello vesical, el diámetro anteroposterior del hiato del elevador (LH

(ap)) y la medición del ángulo de la placa del elevador (LPA). Se trata de una técnica ampliamente respaldada en la literatura científica por su carácter menos invasivo en comparación con métodos previos.

Los valores se obtuvieron utilizando un equipo de ecografía HM70 (Samsung® HS50, Suwon, Corea del Sur) con una sonda convexa CA1-7AD. Para cada participante, el transductor se cubrió con una funda para sonda y se aplicó gel conductor (Transonic®, Diagnostic Imaging Gel, EE. UU.) tanto en el interior como en el exterior de la funda, con el objetivo de optimizar el acoplamiento acústico y la calidad de la imagen, garantizando simultáneamente la comodidad de la participante. El transductor se colocó entre los labios mayores para permitir la correcta visualización del borde inferior y posterior de la sínfisis del pubis, la placa del EA, la vejiga y el cuello vesical. Una vez identificadas las estructuras en cada participante, se ajustaron los parámetros de adquisición (profundidad, frecuencia, posición del foco y ganancia) para optimizar la imagen. Antes de realizar las mediciones, las participantes que mostraron un control motor deficiente durante la palpación manual fueron reeducadas mediante retroalimentación visual proporcionada por la imagen ecográfica en tiempo real.

Las mediciones mediante TPUS se realizaron tanto en reposo como durante el MVC en decúbito supino y en bipedestación, tal como se muestra en la Figura 15, con la vejiga en estado de llenado moderado. En decúbito supino, las deportistas se colocaron en la misma posición descrita previamente para la evaluación manual. En bipedestación, cubiertas con una toalla propia para preservar la intimidad, la ecografía se efectuó tras colocarlas con pelvis neutra, rodillas desbloqueadas y una separación adecuada de las extremidades inferiores que permitiera la correcta colocación de la sonda sin alterar la postura.

El LH (ap) y el LPA se registraron siguiendo la metodología de Hans P. Dietz, tal como se muestra en la Figura 15. El LH (ap) se obtiene midiendo la distancia en cm entre el borde inferior y posterior del pubis y la porción más anterior de la placa del MEA. El LPA se determina a partir del ángulo formado entre la cara más anterior de la placa del MEA con una línea horizontal paralela al transductor, trazada desde el borde inferior y posterior del pubis. Para cada medición, se realizaron dos registros al final de la espiración con el fin de minimizar la variabilidad asociada a la respiración y se calculó el valor medio.

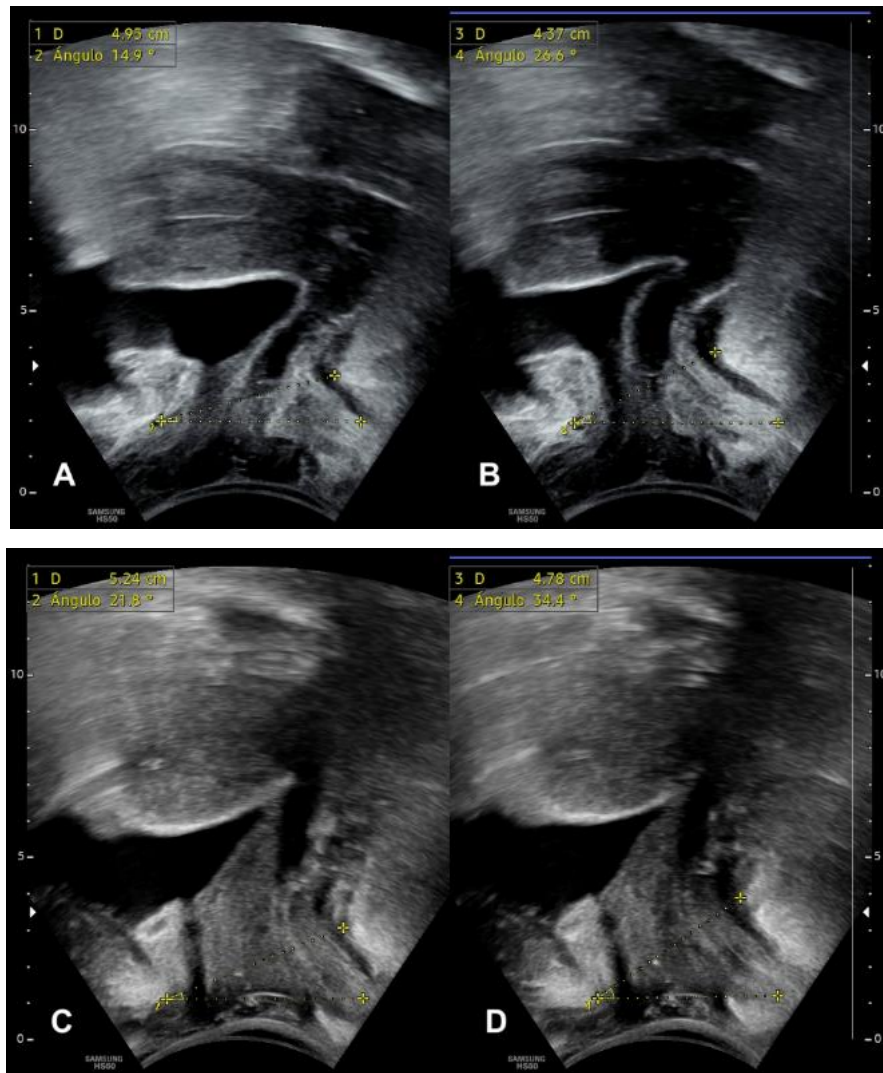


Figura 15. TPUS en el plano medio sagital.

(A) Posición en decúbito supino en reposo; (B) Posición en decúbito supino durante la contracción voluntaria máxima (MVC); (C) Posición de pie en reposo; (D) Posición de pie durante la MVC.

La literatura previa ha informado valores LH (ap) de aproximadamente 4,5 cm en mujeres nulíparas y de hasta 5,0 cm en poblaciones embarazadas o en posparto, particularmente durante el tercer trimestre de gestación o en el periodo posparto temprano. Estos valores se utilizaron como referencia para contextualizar las posibles adaptaciones morfológicas observadas en la muestra del presente estudio.

2.2.4 Electromiografía de superficie

La actividad de la MSP se midió mediante sEMG mDurance® (Granada, España), una herramienta científicamente validada en el ámbito de la fisioterapia y las ciencias del deporte, que combina tres componentes: un sEMG portátil, un sistema operativo y un

análisis en la nube. La frecuencia de muestreo fue de 2 kHz, con una ganancia de amplificación de 1000. Las señales de sEMG y de movimiento se transmitieron de forma inalámbrica vía *Bluetooth*, siguiendo protocolos de sincronización previamente validados para la adquisición de señales biomecánicas.

Al inicio de la medición con sEMG, todas las participantes recibieron instrucciones por parte de una fisioterapeuta experta con el objetivo de garantizar patrones de contracción consistentes, siguiendo protocolos validados de adquisición de sEMG del SP. Posteriormente, se les proporcionó una instrucción verbal para realizar la contracción voluntaria de la MSP. Se utilizaron indicaciones de audio pregrabadas para marcar los tiempos de contracción, reposo y repetición, garantizando instrucciones verbales estandarizadas y un estímulo consistente en todas las participantes.

Para este propósito se empleó una sonda vaginal bipolar de un solo uso Periform® (Neen HealthCare, Dereham, Reino Unido), con dos electrodos, dos pistas independientes, un canal y un peso total de 16 g. La inserción fue realizada por una fisioterapeuta especializada utilizando gel antialérgico para facilitar el procedimiento y mejorar la conductividad. La sonda vaginal se insertó por vía vaginal con los electrodos colocados en las posiciones de las 3 y las 9 en punto. Se colocó un electrodo de referencia sobre la espina ilíaca anterosuperior, de acuerdo con las recomendaciones SENIAM.

Se utilizó el Protocolo de Glazer adaptado para registrar la actividad eléctrica de la MSP. En primer lugar, la participante permaneció 10 minutos en reposo en decúbito supino, tras este periodo de estabilización, se realizaron las siguientes mediciones: (i) MVC: dos contracciones máximas de 5 segundos de la MSP, cada una seguida de 30 segundos de descanso. (ii) Línea basal: 60 segundos de actividad electromiográfica en reposo, durante los cuales se registró la actividad muscular media en reposo. (iii) Contracciones tónicas: cinco contracciones sostenidas de 10 segundos, con relajaciones de 10 segundos entre ellas. Posteriormente, las mediciones de la línea basal y de las contracciones tónicas se repitieron en bipedestación, con el fin de analizar posibles variaciones relacionadas con la postura.

La “amplitud pico” se refiere al valor máximo obtenido durante la contracción, mientras que la “amplitud media” se utilizó para representar la actividad muscular sostenida a lo largo del tiempo. El valor de referencia establecido como 100% para la normalización de la sEMG fue el MVC. A continuación, se calculó la media de los dos MVC registrados y este

valor se utilizó en la normalización de los datos (expresando los valores absolutos de la amplitud de la señal sEMG como un porcentaje respecto a un valor de referencia común). Los resultados se expresaron en μV y como razón (%) según la normalización de los datos obtenidos en decúbito supino.

2.2.5 Análisis estadístico

Se utilizó el *software G*Power* (Universidad de Kiel, Kiel, Alemania) para calcular el tamaño muestral. Para dicho cálculo se empleó un diseño de medidas repetidas, con un tamaño del efecto de 0,80, una probabilidad de error α de 0,05 y una potencia estadística de 0,90. Considerando una posible pérdida muestral del 15%, el tamaño muestral estimado se fijó en 30 jugadoras de rugby, de acuerdo con los parámetros especificados.

Los datos se analizaron mediante el *IBM Statistics Package for Social Science*, v.26 (IBM Corp., Nueva York, NY, EE. UU.). Los datos se presentaron como media y desviación estándar, junto con intervalos de confianza del 95% (IC 95%), y cuando fue pertinente, como porcentajes. Antes de realizar los análisis, se emplearon pruebas de Shapiro–Wilk para comprobar la normalidad de las variables ($p > 0,05$). Se utilizó un ANOVA de medidas repetidas para analizar las diferencias intra-sujeto en las dimensiones del hiato del elevador (LH) y en la activación de la MSP (valores de TPUS y sEMG) entre las posiciones de decúbito supino y bipedestación. Asimismo, este análisis se empleó para evaluar diferencias entre grupos (jugadoras continentes vs. incontinentes, y jugadoras con hiato aumentado vs. no aumentado). Cuando se detectaron efectos principales significativos, se realizaron pruebas post hoc con ajuste de Bonferroni para identificar comparaciones específicas entre grupos o entre posiciones. Las correlaciones bivariadas entre variables cuantitativas se evaluaron mediante el coeficiente de Pearson. El nivel de confianza se estableció en el 95% y la significación se fijó en $p < 0,05$.

3 Resultados

De las treinta y dos jugadoras de rugby nulíparas reclutadas inicialmente, cinco fueron excluidas del análisis. En tres participantes no fue posible insertar la sonda intracavitaria debido a vaginismo, mientras que una mujer presentaba una infección activa del tracto genitourinario. Además, otra jugadora fue excluida porque sufrió una lesión en un miembro inferior que le impedía mantener una posición de bipedestación estable. La muestra final estuvo compuesta por veintisiete mujeres nulíparas con una edad media de 25,14 (3,39)

años y un IMC de 24,1 (2,53) kg/m², todas con ciclos menstruales naturales y regulares. Ocho participantes fueron clasificadas con sobrepeso. Seis participantes informaron estreñimiento, ninguna tenía antecedentes de cirugía ginecológica y el grupo obtuvo una puntuación media de 3,76 sobre 5 en la MOS. Solo una participante se identificó como de raza negra. El 44,4% de las jugadoras presentó IUE, con una puntuación ICIQ-SF de 5,81 (3,91). Nueve jugadoras presentaron IU leve (<10,5 puntos), una presentaba IU moderada y otra IU grave (>13,5 puntos). Todas eran jugadoras de rugby con un régimen de entrenamiento homogéneo, realizando aproximadamente tres horas de actividad diaria y entrenando al menos tres días por semana (≥ 3 sesiones/semana), con un mínimo de 5 años de experiencia en rugby. La muestra incluyó 19 deportistas amateurs y 8 atletas de nivel élite que competían en ligas organizadas. Aproximadamente la mitad de las jugadoras informó conocer ejercicios para fortalecer el SP; sin embargo, cerca del 90% indicó, según las respuestas del cuestionario, que no los incorporaba de forma habitual ni en sus programas de entrenamiento ni en sus rutinas diarias.

3.1 Resultados de la morfología de la musculatura del suelo pélvico

Diez deportistas (37%) presentaban un LH (ap) superior a 4,5 cm en reposo y en decúbito supino. Cuando las mediciones se realizaron en bipedestación, veinte mujeres (74,07%) superaban los 4,5 cm, y casi un 30% ($n = 8$) alcanzaba valores superiores a 5 cm de diámetro en reposo.

Al comparar las mediciones por TPUS (Tabla 8), el ANOVA de medidas repetidas reveló un efecto principal significativo de la condición ($F(3,26) = 51,9$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,666$), lo que indica que las dimensiones del LH (ap) variaron según la posición y el estado de contracción. Las comparaciones por pares mostraron que el LH (ap) fue significativamente mayor en bipedestación que en decúbito supino, tanto en reposo (+0,27 cm; +7%; $p < 0,001$) como durante el MVC (+0,36 cm; +9%; $p < 0,001$). Por el contrario, el MVC redujo el LH (ap) respecto al reposo tanto en decúbito supino (-0,51 cm; $p < 0,001$) como en bipedestación (-0,42 cm; $p < 0,001$) (Figura 16).

No se encontró una diferencia significativa entre el reposo en decúbito supino y el MVC en bipedestación ($p = 0,091$). El 37% de las jugadoras en decúbito supino y el 66,6% ($n = 18$) en bipedestación mantuvieron un diámetro del hiato superior a 4 cm durante la contracción de la MSP.

El ANOVA de medidas repetidas reveló un efecto principal significativo de la condición sobre el LPA ($F(3,26) = 24,7$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,518$), lo que indica que el LPA varió según la posición y el estado de contracción. Las comparaciones por pares mostraron que el MVC incrementó significativamente el LPA en comparación con el reposo, tanto en decúbito supino (+14,8°; $p < 0,001$) como en bipedestación (+15,4°; $p < 0,001$). Además, el MVC en bipedestación produjo un LPA mayor que en decúbito supino (+12,2°; $p < 0,001$). No se observaron diferencias significativas entre las posiciones en reposo ($p = 0,189$). La interacción con la MOS fue significativa ($F(9,69) = 2,86$; $p = 0,006$; $\eta^2 = 0,272$), lo que sugiere que la fuerza del SP moduló el comportamiento del LPA según la condición evaluada, aunque las comparaciones entre grupos no alcanzaron significación estadística ($p = 0,911$). No se observaron diferencias significativas en las mediciones por TPUS según el estado ponderal ni según el estreñimiento.

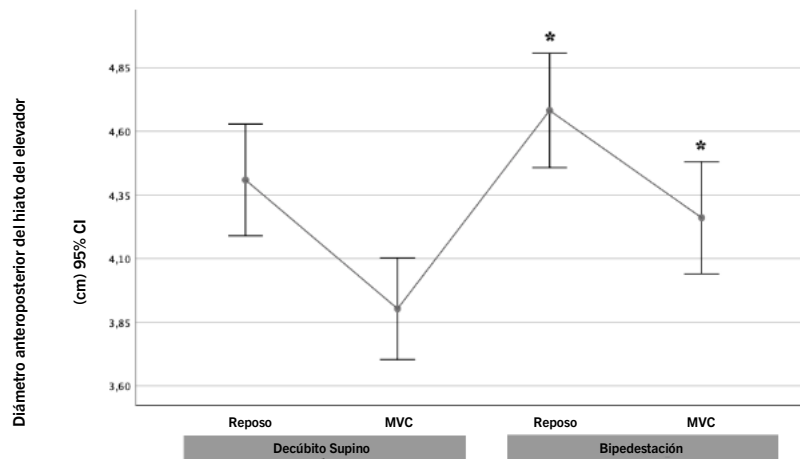


Figura 16. LH (ap) en decúbito supino y en bipedestación.

(*) $p < 0,05$: diferencias significativas en el LH (ap) en reposo y durante la contracción voluntaria máxima (MVC) entre las posiciones de decúbito supino y bipedestación.

Doce jugadoras de rugby presentaron IUE (44,4%). No se observaron diferencias significativas según la edad, el estado ponderal, el estreñimiento, el LH (ap) o el LPA entre las deportistas continentales e incontinentes ($p > 0,05$). Aunque no se encontraron efectos principales significativos entre grupos, se realizaron pruebas post hoc con el objetivo de explorar las diferencias posicionales intragrupo. En las jugadoras incontinentes, el LH (ap) aumentó significativamente al pasar de decúbito supino a bipedestación en reposo (+0,33 cm; $p = 0,010$), mientras que este cambio no fue significativo en las jugadoras continentales ($p = 0,085$) (Tabla 9). La activación de la MSP redujo significativamente el LH (ap) en ambas

posiciones ($p < 0,001$), sin observarse cambios significativos en el LPA asociados a la continencia urinaria.

3.2 Resultados de la actividad eléctrica de la musculatura del suelo pélvico

En relación con la activación de la MSP, el ANOVA de medidas repetidas mostró un efecto principal significativo de la condición ($F(4,26) = 77,3$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,771$), lo que indica que la actividad eléctrica varió significativamente entre las condiciones de evaluación (Tabla 8). Al comparar en función de cada posición, se hallaron diferencias significativas en la línea basal de la MSP ($p < 0,001$). En bipedestación, las amplitudes basales media y pico aumentaron aproximadamente un 10% y un 20%, respectivamente. Sin embargo, la amplitud media de las contracciones tónicas se mantuvo similar entre posiciones ($p = 1,000$). Al comparar según los grados de la MSP en la MOS, tanto la amplitud de las contracciones tónicas en decúbito supino como en bipedestación aumentó significativamente conforme se incrementaban los grados de la MOS ($p < 0,05$). No hubo diferencias significativas en función del estado ponderal ni del estreñimiento.

El ANOVA de medidas repetidas reveló una interacción significativa entre la condición y el grupo según el tamaño del LH ($F(4,104) = 4,98$; $p = 0,001$; $\eta^2 = 0,178$), lo que indica que la actividad eléctrica de la MSP varió en función de las dimensiones del hiato. Las jugadoras con un LH (ap) mayor ($> 4,4$ cm) mostraron amplitudes de sEMG aproximadamente un 40% menores durante las contracciones tónicas, tanto en decúbito supino como en bipedestación, en comparación con aquellas con un hiato más estrecho. Esta diferencia fue evidente durante las contracciones tónicas en bipedestación ($+43 \mu V$; $p < 0,01$) (Figura 17). No obstante, los valores basales fueron similares independientemente del tamaño del diámetro (Tabla 10).

Esta diferencia se acentuó durante la MVC en bipedestación, donde las jugadoras con un LH más estrecho ($\leq 4,4$ cm) generaron una actividad sEMG significativamente mayor ($+43 \mu V$; $p < 0,01$). Estos hallazgos sugieren que un LH (ap) menor podría facilitar un reclutamiento más eficiente de la MSP bajo carga (Figura 17). En conjunto, los resultados apuntan a una posible relación entre la morfología del hiato y la capacidad de activación muscular, aunque los valores basales permanecieron similares con independencia del tamaño del diámetro (Tabla 10).

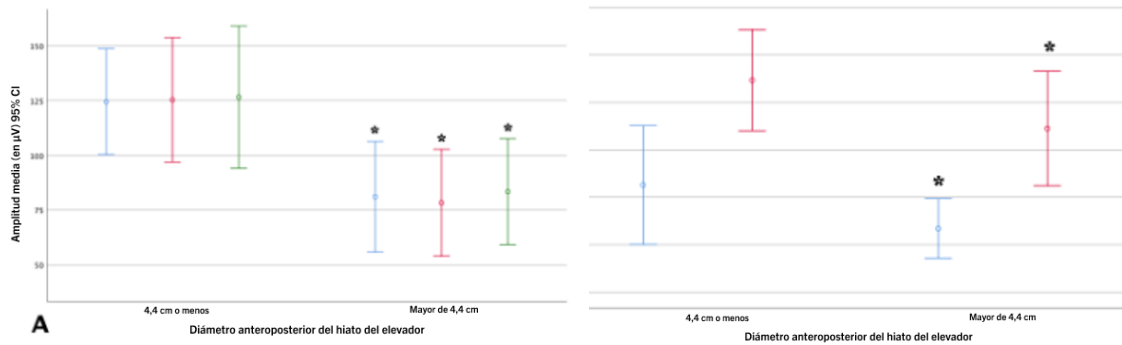


Figura 17. Actividad del suelo pélvico según el LH (ap).

(A) El azul representa la contracción voluntaria máxima (MVC), el rojo las contracciones tónicas en decúbito supino y el verde las contracciones tónicas en bipedestación. (B) El azul representa la línea basal en decúbito supino y el rojo la línea basal en bipedestación. (*) $p < 0,05$: diferencias significativas en la actividad eléctrica de la MSP entre las jugadoras con LH (ap) $\leq 4,4$ cm y aquellas con LH (ap) $> 4,4$ cm.

El análisis de medidas repetidas confirmó un fuerte efecto principal de la condición sobre el porcentaje de activación de la sEMG ($F(3,78) = 212,2$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,902$), lo que indica que la actividad del SP varió de forma consistente entre la actividad basal y las contracciones tónicas. Tanto las jugadoras continentales como las incontinentes aumentaron su activación basal al pasar de decúbito supino a bipedestación ($p < 0,05$), observándose un incremento ligeramente superior en el grupo de incontinentes. Entre condiciones, las jugadoras incontinentes mostraron un porcentaje relativo más alto de activación basal y tónica que las deportistas continentales ($p = 0,029$; $\eta^2 = 0,193$), lo que sugiere que se requería un mayor esfuerzo para mantener un resultado funcional similar. En particular, durante la condición más exigente (contracción tónica en bipedestación), las jugadoras incontinentes presentaron aproximadamente un 25% más de activación relativa que las jugadoras continentales ($p = 0,029$), pese a la ausencia de diferencias significativas en la amplitud de la MVC entre grupos ($p > 0,05$). No se observaron diferencias significativas en función del estado ponderal ($p > 0,05$).

En paralelo, la TPUS confirmó que la MVC redujo significativamente las dimensiones del LH (ap) tanto en decúbito supino como en bipedestación ($p < 0,001$), reflejando un cierre hiatal eficaz durante la contracción. Esta reducción fue proporcionalmente similar en ambos grupos, aunque el LH (ap) absoluto fue consistentemente mayor en las jugadoras con IUE. Por el contrario, el LPA no difirió significativamente entre grupos ni entre condiciones ($p > 0,05$), lo que sugiere una menor sensibilidad de este parámetro para detectar cambios dinámicos en comparación con el hiato del elevador.

Tabla 8. Evaluación de la MSP en decúbito supino y en bipedestación.

	Decúbito supino		Bipedestación		Entre posiciones
	Media $\pm$ DE	IC 95%	Media $\pm$ DE	IC 95%	<i>p</i> valor (*)
Mediciones TPUS					
LH (ap) (cm)					
Reposo	4,41 $\pm$ 0,55	4,19-4,63	4,68 $\pm$ 0,57	4,46-4,91	<0,001
MVC	3,90 $\pm$ 0,50	3,70-4,10	4,26 $\pm$ 0,56	4,04-4,48	<0,001
LPA (grados)					
Reposo	29,56 $\pm$ 9,54	25,79-33,34	26,38 $\pm$ 8,20	23,13-29,62	0,494
MVC	42,38 $\pm$ 9,16	38,75-46,00	41,29 $\pm$ 10,52	37,13-45,45	1,000
sEMG					
MVC					
Amplitud media (μ V)	103,65 $\pm$ 44,82	85,15-122,15			
Amplitud pico (μ V)	169,07 $\pm$ 72,12	139,3-198,84			
Baseline					
Amplitud media (μ V)	14,09 $\pm$ 8,39	10,63-17,56	24,89 $\pm$ 9,33	21,04-28,74	<0,001
Amplitud media (%)	17,99 $\pm$ 15,97	11,39-24,58	29,26 $\pm$ 17,71	21,95-36,57	<0,001
Amplitud pico (μ V)	22,57 $\pm$ 12,82	17,28-27,86	42,48 $\pm$ 19,52	34,42-50,54	<0,001
Amplitud pico (%)	17,82 $\pm$ 17,56	10,57-25,07	30,15 $\pm$ 19,67	22,03-38,27	<0,001
Contracciones tónicas					
Amplitud media (μ V)	102,76 $\pm$ 48,47	82,75-122,77	105,83 $\pm$ 50,85	84,84-126,82	1,000
Amplitud media (%)	98,87 $\pm$ 11,92	93,95-103,79	105,93 $\pm$ 29,16	93,89-117,96	1,000
Amplitud pico (μ V)	174,35 $\pm$ 82,26	140,40-208,31	169,13 $\pm$ 80,34	135,97-202,29	1,000
Amplitud pico (%)	102,73 $\pm$ 13,99	96,95-108,5	104,00 $\pm$ 32,40	90,63-117,38	1,000

DE, desviación estándar; IC, intervalo de confianza; MVC, contracción voluntaria máxima. El nivel de significación se estableció en $p < 0,05$. Unidad de medida: microvoltio (μ V). (*) Diferencia entre posiciones según el valor p basado en el post hoc del ANOVA de medidas repetidas.

Tabla 9. Valores de activación muscular (amplitud media) en la IUE.

		Decúbito supino			Bipedestación			Entre posiciones
		Media	DE	p valor (*)	Media	DE	p valor (*)	p valor (*)
Mediciones TPUS								
Diámetro AP (cm)								
Reposo	No IUE	4,44	0,51	0,714	4,66	0,63	0,900	0,085
	IUE	4,36	0,62		4,69	0,50		0,010
MVC	No IUE	3,90	0,42	0,986	4,24	0,53	0,906	<0,001
	IUE	3,90	0,61		4,27	0,60		<0,001
Ángulo de la placa del elevador (grados)								
Reposo	No IUE	27,98	9,18	0,346	25,84	9,12	0,714	1,000
	IUE	31,53	10,0		27,04	7,22		0,631
MVC	No IUE	42,47	8,96	0,951	42,70	11,74	0,444	1,000
	IUE	42,25	9,79		39,51	8,93		1,000
Electromiografía de superficie (Amplitud media)								
MVC (μV)	No IUE	113,60	37,36	0,152				
	IUE	92,87	51,15					
Basal (μV)	No IUE	13,32	6,40	0,643	25,19	9,40	0,872	0,019
	IUE	14,92	10,35		24,57	9,65		0,156
Contracciones tónicas (μV)	No IUE	109,79	35,78	0,462	106,19	36,45	0,971	1,000
	IUE	95,13	60,06		105,43	64,73		1,000
Basal (%)	No IUE	13,53	8,86	0,151	24,21	11,91	0,141	0,022

		Decúbito supino			Bipedestación			Entre posiciones
		Media	DE	p valor (*)	Media	DE	p valor (*)	p valor (*)
IUE		22,80	20,54		34,72	21,60		0,011
ContraccionesNo IUE		97,15	12,75	0,466	93,94	15,38	0,029	1,000
tónicas (%)	IUE	100,72	11,19		118,90	35,25		0,849

DE, desviación estándar, MVC, contracción voluntaria máxima. El nivel de significación se estableció en $p < 0,05$. Unidad de medida: microvoltio (μV). (*) Diferencia entre posiciones según el valor p basado en el post hoc del ANOVA de medidas repetidas.

Tabla 10. Valores de activación muscular (amplitud media) según el LH (ap).

Amplitud media	LH (ap) (cm)	N	Media	DE	p valor (*)
MVC (μV)	≤ 4 cm	13	124,45	40,01	0,012
	> 4 cm	12	81,13	39,66	
Basal (supino) (μV)	≤ 4 cm	13	16,29	10,37	0,177
	> 4 cm	12	11,71	4,93	
Contracciones tónicas (supino) (μV)	≤ 4 cm	13	125,29	46,98	0,012
	> 4 cm	12	78,35	38,32	
Basal (bipedestación) (μV)	≤ 4 cm	13	27,34	8,81	0,178
	> 4 cm	12	22,25	9,50	
Contracciones tónicas (bipedestación) (μV)	≤ 4 cm	13	126,51	53,65	0,031
	> 4 cm	12	83,43	38,06	
Basal (supino) (%)	≤ 4 cm	13	15,90	17,37	0,508
	> 4 cm	12	20,25	14,73	
Contracciones tónicas (supino) (%)	≤ 4 cm	13	101,10	13,91	0,341
	> 4 cm	12	96,45	9,32	
Basal (bipedestación) (%)	≤ 4 cm	13	24,50	14,03	0,167
	> 4 cm	12	34,42	20,33	
Contracciones tónicas (bipedestación) (%)	≤ 4 cm	13	101,07	21,35	0,398
	> 4 cm	12	111,18	36,05	

DE, desviación estándar, MVC, contracción voluntaria máxima. El nivel de significación se estableció en $p < 0,05$. Unidad de medida: microvoltio (μV).

3.3 Correlaciones morfofuncionales de la MSP

Las jugadoras con un LH (ap) menor en decúbito supino presentan una MVC mayor ($r = -0,549$; $p = 0,005$), una mayor actividad eléctrica en estado basal ($r = -0,465$; $p = 0,019$) y una mayor amplitud en las contracciones tónicas. Estas correlaciones se mantuvieron también en bipedestación ($p < 0,05$). El LPA mostró un patrón similar, en el que valores más elevados de LPA se correlacionan con una mayor actividad basal tanto en reposo ($r = 0,536$; $p = 0,006$) como en bipedestación ($r = 0,397$; $p = 0,049$). Los resultados indican una correlación positiva entre la activación de la MSP y el incremento del LPA tanto en decúbito supino como en bipedestación. Además, los hallazgos sugieren una relación entre una mayor actividad muscular tónica y una MVC más alta ($p < 0,05$).

Aquellas jugadoras que presentaron un mayor incremento del LH (ap) en reposo al pasar a bipedestación necesitaron también un mayor aumento de la actividad basal ($r = -0,421$; $p = 0,036$) (Figura 17). En las jugadoras incontinentes, una menor variación del LH (ap) o del LPA tras la contracción de la MSP se asoció con la necesidad de mantener un mayor porcentaje de activación basal tanto en decúbito supino ($r = -0,743$; $p = 0,006$) como en bipedestación ($r = 0,887$; $p < 0,001$). En cambio, en las jugadoras continentales, aquellas que lograron una mayor reducción del LH (ap) tras la contracción de la MSP fueron las que requirieron un menor porcentaje de activación en las contracciones tónicas ($r = -0,703$; $p = 0,007$).

CAPÍTULO 5. Discusión

La presente tesis doctoral tuvo como objetivo analizar el comportamiento funcional de la MSP en mujeres eumenorreicas, sanas y nulíparas a lo largo del CM, así como de examinar la respuesta morfofuncional del suelo pélvico ante variaciones mecánicas asociadas a la gravedad. La evidencia obtenida muestra que los parámetros de fuerza de la MSP, tanto pasivos como voluntarios, permanecen estables a lo largo del CM, sin diferencias significativas en las medidas dinamométricas ni en la valoración mediante palpación digital, lo que indica una preservación de la capacidad mecánica del músculo. En contraste, la actividad mioeléctrica presenta modulaciones sutiles y dependientes de la tarea, más evidentes en condiciones de reposo que durante la contracción voluntaria. Desde una perspectiva morfofuncional, los resultados también ponen de manifiesto la relevancia de los factores estructurales y de carga, ya que la postura y el incremento de la PIA se asocian a variaciones en las dimensiones del hiato del elevador del ano y a cambios en los patrones de activación mioeléctrica. En conjunto, estos hallazgos sugieren que la función del SP se configura a partir de la interacción entre el entorno hormonal, la activación neuromuscular y el comportamiento estructural, con un impacto limitado sobre la fuerza global, pero con posibles ajustes en la actividad basal y en la respuesta dependiente de la carga.

1 Efecto del ciclo menstrual sobre la fuerza de la musculatura del suelo pélvico

Los resultados de los estudios incluidos en esta tesis apuntan, en conjunto, hacia la ausencia de cambios relevantes en la capacidad de generación de fuerza de la MSP a lo largo del CM, cuando se evalúa mediante dinamometría intravaginal y palpación digital a través de la escala MOS en mujeres eumenorreicas y físicamente activas. Los resultados mostraron una estabilidad en la fuerza pasiva, activa y neta entre las diferentes fases en las que se llevaron a cabo las mediciones.

Estos hallazgos se alinean con la evidencia previa que indica que las variaciones hormonales del CM no se traducen en cambios relevantes en la fuerza muscular máxima en mujeres sanas. En particular, revisiones sistemáticas recientes han señalado que las diferencias en el rendimiento de fuerza a lo largo del ciclo son, en general, pequeñas y altamente variables entre individuos, sin un patrón consistente a nivel grupal (Blagrove et al., 2020). Asimismo, estudios específicos en MSP han reportado resultados similares, con

ausencia de cambios o cambios mínimos en la MVC pese a posibles variaciones en otros parámetros neuromusculares (McClean et al., 2025).

En relación con los posibles mecanismos fisiológicos subyacentes, la evidencia experimental sugiere que los estrógenos, podrían influir en la MSP a través de múltiples vías biológicas. Entre ellas, se ha propuesto la modulación del área de sección transversal de las fibras musculares, del metabolismo energético (mediado, entre otros factores, por la expresión de transportadores como GLUT4) y de la regulación hormonal local a través de enzimas como la aromatasa (Castelán et al., 2020). Sin embargo, estos efectos parecen operar predominantemente a un nivel estructural y metabólico que no se traduce necesariamente en cambios funcionales detectables en la capacidad de generación de fuerza bajo condiciones de evaluación controladas y estáticas.

Metaanálisis y revisiones sobre fuerza de otros grupos musculares en mujeres eumenorreicas muestran variaciones triviales, con resultados inconsistentes y gran heterogeneidad metodológica (Blagrove et al., 2020; McNulty et al., 2020; Niering et al., 2024). Algunos estudios aislados describen un ligero aumento de fuerza en fases con estrógenos más altos (FFT o en ovulación) (L. Pallavi et al., 2017; Sarwar et al., 1996), mientras otros no encuentran cambios claros en fuerza máxima a lo largo del ciclo (Ansdell et al., 2019; Blagrove et al., 2020; Romero-Moraleda et al., 2019). Esta inconsistencia en la literatura podría atribuirse, al menos en parte, a diferencias en los criterios de verificación de la fase del CM, los instrumentos de medida empleados, las características de las muestras y el control de variables de confusión como el nivel de actividad física o el estado nutricional.

En conjunto, la mejor evidencia específica disponible apoya que, al menos en decúbito y en condiciones estáticas, la fuerza máxima del SP en nulíparas eumenorreicas permanece estable entre fases del ciclo. Los datos procedentes de la musculatura periférica refuerzan esta interpretación, al indicar que cualquier efecto hormonal sobre la fuerza voluntaria máxima es, en el mejor de los casos, de magnitud pequeña y de escasa relevancia clínica en mujeres sanas.

Del mismo modo, la dinamometría vaginal se considera un instrumento de medida directa de fuerza (expresada en N) que se considera válido y suficientemente robusto para detectar cambios clínicamente relevantes (Navarro Brazález et al., 2018). Presenta, además, una elevada concordancia intra e interexaminador (Martinho et al., 2015; Romero-

Cullerés G et al., 2017), aunque su sensibilidad para capturar modulaciones sutiles atribuibles al entorno hormonal cíclico podría estar limitada por el rango fisiológico de variación de la fuerza pasiva y activa. En un estudio sobre fiabilidad dinamométrica (Dos Reis Nagano et al., 2018) obtuvieron resultados similares a los de nuestros estudios al comparar las tres mediciones realizadas a intervalos de siete días en 20 mujeres nulíparas. En cuanto a la evaluación realizada en nuestro protocolo de medición, que consistió en un intervalo de descanso de 30 segundos, no se observaron diferencias significativas entre la medición inicial y las posterior. Esto podría indicar que se dejó un tiempo de descanso suficiente entre ambas evaluaciones. Estudios anteriores arrojaron resultados similares al emplear periodos de descanso de 30 s (Romero-Cullerés G et al., 2017), 1 min (Dos Reis Nagano et al., 2018), 2 min (Morin et al., 2004, 2007) y 3 min (Martinho et al., 2015), lo que indica que la reproducibilidad intrasesión de la dinamometría intravaginal es robusta en un amplio rango de intervalos de recuperación. La repetibilidad de moderada a alta de las mediciones permitió considerar los dinamómetros una herramienta fiable para evaluar la función de la MSP (El-Sayegh et al., 2023).

En conjunto, estos resultados indican que la capacidad de generación de fuerza de la MSP es relativamente estable a lo largo del ciclo menstrual en mujeres eumenorreicas sanas, al menos en condiciones estáticas. Desde una perspectiva clínica y aplicada, esto sugiere que la interpretación de la fuerza máxima de la MSP no requiere un ajuste específico en función de la fase del ciclo, y que las variaciones hormonales cíclicas, en este contexto, no constituyen un factor determinante en la valoración funcional de esta variable.

2 Modulación neurofisiológica (actividad sEMG) de la MSP a lo largo del ciclo menstrual

A diferencia de la fuerza, los resultados evidencian una modulación discreta, contextual y dependiente de la tarea de la actividad mioeléctrica registrada mediante sEMG a lo largo del CM. En concreto, se observaron diferencias en la actividad basal, con valores más bajos durante la FOv en comparación con la FFT, mientras que la actividad durante contracciones voluntarias (MVC, fásicas, tónicas y de resistencia) se mantuvo globalmente estable entre fases.

Además, la actividad mioeléctrica basal presentó una relación inversa con la fuerza activa, lo que sugiere que un mayor nivel de activación residual no se traduce necesariamente en

una mayor producción de fuerza. En conjunto, estos hallazgos apoyan la existencia de al menos dos componentes funcionales parcialmente diferenciados: un componente dinámico, asociado a la activación voluntaria y estable a lo largo del ciclo, y un componente basal o residual, más susceptible a modulaciones fisiológicas.

El patrón mostrado en nuestro estudio sugiere que el efecto hormonal podría manifestarse preferentemente en el estado de excitación basal o tono neuromuscular, más que en la capacidad de activación máxima. Esta disociación entre reposo y contracción voluntaria concuerda con estudios previos que describen una mayor susceptibilidad del tono basal a las oscilaciones hormonales, sin modificaciones equivalentes en la MVC (Thereza Micussi et al., 2015). No obstante, en dicho estudio se reportó una mayor actividad basal en la FLM y valores más bajos en la FFT. Sin embargo, la ausencia de aleatorización en la fase inicial de su estudio limita la interpretación causal de estos hallazgos, ya que el incremento observado en la FLM podría estar influido por efectos de aprendizaje, habituación o familiaridad con la tarea a lo largo de las sesiones, más que por efectos endocrinos. En consonancia con ello, Micussi et al. también informaron de resultados estables de la MVC a lo largo de las distintas fases del ciclo. En nuestro estudio, la activación mioeléctrica en reposo fue menor en la FOv respecto a la FFT, una tendencia que difiere parcialmente de los hallazgos previos y que pone en relieve que la sEMG en reposo puede estar condicionada no solo por el estado endocrino, sino también por factores conductuales y metodológicos, como la capacidad de relajación, la coactivación anticipatoria o variaciones sutiles asociadas al proceso de adquisición de la señal.

De forma consistente, en otros grupos musculares se ha descrito una modulación de la señal electromiográfica en función de la fase del CM, aunque con efectos generalmente pequeños y específicos de cada músculo y de la tarea realizada. En este sentido, un estudio en los extensores de rodilla evidenció una mayor activación voluntaria durante la FOv, junto con una mayor inhibición intracortical y menor fatigabilidad en la FLM, sin observarse cambios significativos en la MVC (Ansdell et al., 2019). De manera concordante, una investigación sobre el vasto lateral del cuádriceps mediante electromiografía intramuscular mostró menor frecuencia de disparo de unidades motoras de bajo umbral durante la FOv y la FLM, mientras que la MVC, la fuerza y la potencia permanecieron estables entre fases (Piasecki et al., 2023).

La sEMG intravaginal es una herramienta útil para aproximarse a la actividad mioeléctrica, pero su amplitud no equivale de forma directa a reclutamiento muscular ni a fuerza, y está

condicionada por geometría de registro, conductividad tisular y normalización (Christie et al., 2009). Por ello, la reducción del tono basal en FOv no puede interpretarse automáticamente como una mejora funcional ni como una menor estabilidad del sistema. Estos datos podrían reflejar una menor necesidad de coactivación en reposo, una mayor eficiencia en la relajación muscular o una redistribución del control entre componentes activos y pasivos del soporte pélvico. En ausencia de medidas complementarias como la elastografía o la TPUS en las mismas condiciones de evaluación, no es posible determinar con certeza si estos cambios en la actividad basal reflejan modificaciones en las propiedades mecánicas del tejido conectivo o ajustes puramente neuromotores. Asimismo, la literatura sobre la validación de la sEMG del SP indica que, aunque su fiabilidad es aceptable en condiciones controladas, resulta sensible a factores metodológicos, lo que refuerza la necesidad de no sobredimensionar diferencias de pequeña magnitud (Meïgal Alu, 2014; Piasecki et al., 2023; Soares et al., 2011).

Resulta especialmente relevante la relación inversa observada entre la actividad basal y la producción de fuerza, lo que sugiere que un mayor nivel de activación en reposo no implica una mayor capacidad funcional, sino que podría reflejar estrategias de control motor menos eficientes o un menor grado de modulación neuromuscular. Este fenómeno es coherente con observaciones clínicas donde un aumento del tono basal puede coexistir con una contractilidad alterada. Además, la estabilidad intrapersonal observada en los patrones de activación a lo largo del ciclo indica que factores individuales, como las estrategias de reclutamiento o la coordinación intermuscular, desempeñan un papel determinante.

En conjunto, estos resultados sugieren que la actividad mioeléctrica de la MSP presenta una modulación sutil a lo largo del CM, principalmente a nivel basal y dependiente del contexto de evaluación, mientras que la activación voluntaria máxima se mantiene estable. Esto refuerza la idea de que las variaciones hormonales pueden influir de forma selectiva en el tono neuromuscular en reposo, sin implicar necesariamente cambios en la capacidad funcional global de activación.

3 Efecto del ciclo menstrual sobre la laxitud del tejido conjuntivo y ligamentoso del suelo pélvico

Hasta la fecha no hay estudios que midan directamente y en vivo, cómo varía la laxitud ligamentosa y la fascial del SP a lo largo del CM. Esta ausencia de evidencia directa obliga a extrapolar con cautela los hallazgos procedentes de modelos biomecánicos computacionales y de estudios sobre otras regiones anatómicas, cuya aplicabilidad al SP no puede asumirse sin reservas.

En el estudio de Bhattarai et al. (Bhattarai & Staat, 2018), desarrollan un modelo biomecánico tridimensional de la pelvis femenina, el cual incluye órganos pélvicos, MSP, ligamentos y FEP. La fascia está representada como un complejo hiperelástico sin posibilidad de compresión, e intentan simular el debilitamiento del tejido conectivo tras la menopausia. Sobre el modelo simulan maniobras de aumento de PIA para analizar cómo afecta la pérdida de rigidez de la fascia, y observan mayor desplazamiento uretrovesical ante la reducción de la rigidez, que aumenta aún más la movilidad al incluir el debilitamiento de los ligamentos. Sus hallazgos se asemejan los signos clínicos de la IUE, como la hipermovilidad de uretra y vejiga o el aumento del ángulo de la placa elevadora. No obstante, es importante señalar que estos modelos simulan condiciones de hipoestrogenismo crónico (como las presentes en la menopausia) y no las fluctuaciones cíclicas propias del CM en mujeres eumenorreicas, por lo que su extrapolación directa a el contexto de CM debe realizarse con cautela.

Esta mayor movilidad incrementa la carga mecánica sobre fascia y ligamentos, y favorece la aparición de IUE cuando las estructuras pierden capacidad de sostén (Ashton-Miller & DeLancey, 2015; Yang et al., 2022). De forma similar, la compensación del soporte que debe realizar el tejido conjuntivo ante la falta de tono de la MSP en caso de hipotonía puede resultar a largo plazo en un sobreestiramiento, fallo de la resistencia del tejido y propensión a POP (Jiang et al., 2025).

Aunque estudios previos han mostrado que el estradiol y la relaxina modulan la biología ligamentosa en LCA, ligamento colateral medial, ligamentos intrapúbicos y de cadera (Gilmer et al., 2025), también coinciden en que el CM, por sí solo, apenas modifica la laxitud articular de forma clínicamente relevante y que existe una gran variabilidad interindividual (Maruyama et al., 2022; Yamazaki et al., 2021). Esta inconsistencia en los

efectos del CM sobre la laxitud de distintos tejidos conectivos refuerza la idea de que la respuesta hormonal depende en gran medida del tipo de tejido, de su localización anatómica y de la magnitud de las fluctuaciones hormonales individuales, lo que dificulta extrapolar directamente estos hallazgos al SP.

Dado que el estrógeno modula el metabolismo del colágeno, principal componente del tejido conectivo en la fascia y los ligamentos de la región pélvica (Weintraub et al., 2020), se planteó la hipótesis de que la fuerza pasiva podría haber estado influenciada por los cambios hormonales durante el CM, pero no se encontraron cambios. No obstante, la reducción de la actividad mioeléctrica basal en FOv podría estar relacionada con menor laxitud del tejido conectivo y, por lo tanto, con una menor necesidad de coactivación en reposo. En esta línea, Vita et al. examinaron la influencia de las hormonas femeninas en el grosor y elasticidad de las fascias en usuarias y no usuarias de anticonceptivos hormonales. Sus resultados mostraron, en las no usuarias, una diferencia cercana a la significación entre la primera (durante los primeros 5 días del CM) y la segunda (entre el día 9 y el día 13) medición de la fascia lata, y ningún cambio significativo en el grosor de las fascias toracolumbar y plantar (Vita et al., 2019). El artículo de Biswokama et al. mostró que el desplazamiento del SP durante tareas de levantamiento balístico fue mayor en FFT que en FOv con la misma PIA, lo que sugiere que, en FFT, el sistema de sostén ofrece menos rigidez ante la misma carga (Biswokarma et al., 2024). Cuando las mujeres realizaban una precontracción del SP, esa diferencia desaparecía, lo que indica que la activación muscular puede compensar parcialmente una fase del ciclo en la que el tejido pasivo está más vulnerable al estiramiento.

En conjunto, estos hallazgos apuntan a la existencia de una interacción dinámica entre los componentes activos y pasivos del soporte pélvico a lo largo del CM, en la que la MSP podría asumir un papel compensatorio ante variaciones en la rigidez del tejido conjuntivo. No obstante, esta hipótesis requiere confirmación mediante estudios que integren simultáneamente medidas de laxitud tisular, actividad mioeléctrica y morfología del hiato en las mismas participantes y fases del CM.

4 Relación entre características morfofuncionales del suelo pélvico y las exigencias mecánicas del deporte de alto impacto

Los resultados obtenidos en jugadoras de rugby refuerzan la conceptualización del SP como un sistema dinámico que se adapta a las exigencias mecánicas propias del deporte de alto impacto. En este contexto, la bipedestación -condición funcional más próxima a la práctica deportiva- se asocia a un incremento del LH (ap), junto con una mayor actividad mioeléctrica tanto basal como durante la contracción. Este comportamiento puede interpretarse como una respuesta adaptativa al efecto combinado de la gravedad y el aumento de la PIA, factores que incrementan la demanda de activación neuromuscular para sostener las estructuras pélvicas (Dakic et al., 2025).

Desde el punto de vista estructural, la presencia en algunas deportistas de valores de LH (ap) comparables a los descritos en poblaciones gestantes o posparto sugiere la existencia de adaptaciones morfológicas asociadas a la exposición repetida a cargas elevadas. Sin embargo, la magnitud absoluta de estos cambios es reducida, por lo que su relevancia clínica debe interpretarse con cautela ante la ausencia de umbrales específicos en poblaciones atléticas. De hecho, se ha descrito que un hiato de mayor tamaño y una menor fuerza muscular median el efecto de la avulsión del elevador del ano sobre el POP, lo que consolida su papel central en el equilibrio estructural (Handa et al., 2019).

En términos funcionales, la asociación entre un mayor tamaño del hiato y una menor actividad electromiográfica absoluta apunta a una posible reducción de la eficiencia contráctil. No obstante, el incremento de la actividad mioeléctrica relativa, especialmente en mujeres con IU, sugiere la activación de mecanismos compensatorios. Este patrón podría reflejar la necesidad de suplir un déficit en el soporte pasivo, potencialmente relacionado con alteraciones del tejido conectivo y de las estructuras fasciales. Hallazgos en otras poblaciones deportivas, como corredoras con IU inducida por carrera, refuerzan esta interpretación al mostrar una tendencia a un hiato mayor, menor rigidez pasiva y descenso del soporte vesical en bipedestación, pese a una adecuada función contráctil. En conjunto, estos hallazgos apuntan a procesos de distensión adaptativa y/o a un posible daño derivado de la exposición a cargas cíclicas elevadas. (Dakic et al., 2025).

Las deportistas de alto nivel muestran, en general, mayor fuerza de SP que mujeres físicamente inactivas, aunque esta ganancia no es lineal con la intensidad, puesto que las atletas “amateur” alcanzan picos de fuerza superiores a las atletas de élite, lo que sugiere que el altísimo volumen e intensidad pueden llevar a un “techo” o incluso a cierto desentrenamiento específico del SP (Acevedo-Gómez et al., 2024). En atletas de diversas disciplinas, la fuerza máxima medida por manometría o MOS suele ser mayor, pero la resistencia es menor, lo que puede aumentar vulnerabilidad a fugas bajo esfuerzos repetidos (Arbieto et al., 2021). Esta disociación entre fuerza máxima y resistencia muscular en deportistas de alto rendimiento constituye un hallazgo clínicamente relevante, ya que cuestiona la utilidad de la MVC como indicador único de la competencia funcional del SP en contextos de esfuerzo sostenido.

En rugby, un estudio de sEMG en 25 jugadoras muestra que las posiciones que retan más la gravedad y la biomecánica pélvica (sentadilla paralela, plancha, cuadrupedia) inducen activaciones del SP al 120–150% de la MVC de referencia (Rodríguez-López et al., 2025). Esto indica que, en tareas funcionales, el sistema puede reclutar el SP muy por encima de lo medido en tareas aisladas, lo que respalda la existencia de sinergias anticipatorias (feed-forward) y reflejas entre musculatura abdominal y perineal en contextos de alta demanda.

En conjunto, el patrón compensatorio caracterizado por una mayor demanda basal y durante tareas funcionales, podría incrementar el coste neuromuscular y la susceptibilidad a la fatiga en situaciones de esfuerzo sostenido. Aunque la capacidad de generar contracciones máximas parece preservarse en deportistas entrenadas, la elevación crónica de la activación basal podría constituir un factor de riesgo para el desarrollo de disfunciones del SP. Por ello, el equilibrio entre adaptación y sobrecarga se sitúa como un elemento clave en esta población (Sebastian-Rico et al., 2025).

5 Implicaciones clínicas y aplicadas

Desde una perspectiva clínica, los hallazgos de la presente tesis refuerzan la necesidad de adoptar un enfoque de valoración global de la MSP en mujeres deportistas. En este sentido, la evaluación basada en una única dimensión ya sea morfológica, funcional o neuromuscular, resulta insuficiente para caracterizar adecuadamente el estado del sistema y su capacidad de respuesta ante demandas mecánicas elevadas. La integración

de parámetros como el diámetro del hiato del elevador del ano, la fuerza de contracción y la actividad electromiográfica permite una aproximación más precisa al equilibrio entre soporte estructural, capacidad contráctil y control neural, elementos que en conjunto determinan la competencia funcional del SP.

En relación con la influencia del CM, los resultados obtenidos indican que la fuerza de la MSP se mantiene estable a lo largo de las distintas fases, lo que sugiere que la capacidad contráctil máxima no se ve comprometida por las fluctuaciones hormonales en mujeres eumenorreicas sanas. Esta observación tiene implicaciones directas para la práctica clínica y deportiva, ya que indica que la evaluación de la fuerza y la programación del entrenamiento del SP no requieren una sincronización estricta con fases específicas del CM. Sin embargo, la evidencia de una modulación de la actividad electromiográfica basal introduce un matiz relevante: cuando el objetivo sea analizar el tono neuromuscular en reposo o comparar amplitudes de sEMG, resulta metodológicamente recomendable estandarizar la fase del CM para mejorar la comparabilidad de las mediciones. En conjunto, estos hallazgos respaldan la idea de que el CM no debilita de manera detectable la MSP, aunque sí puede inducir ajustes discretos en el control neuromuscular basal.

No obstante, estos resultados requieren una interpretación prudente, considerando la variabilidad interindividual descrita en la literatura sobre CM. En este sentido, más que establecer recomendaciones generalizadas basadas en la fase del ciclo, puede resultar clínicamente más relevante incorporar el conocimiento del propio CM y promover la educación de la mujer en la identificación de sus patrones individuales. Este enfoque favorece el autoconocimiento como herramienta clínica, permitiendo asociar posibles cambios o síntomas a fases específicas del ciclo y optimizar así la evaluación y la intervención.

En el contexto específico de deportes de alto impacto y contacto, como el rugby, la interpretación clínica adquiere una dimensión adicional. La exposición repetida a incrementos de PIA y a fuerzas de reacción elevadas puede situar al SP en un estado de exigencia funcional sostenida, incluso en mujeres jóvenes y nulíparas. Bajo estas condiciones, la MSP podría operar próxima a su umbral de capacidad, lo que incrementa la relevancia de factores como la morfología del hiato levador o la eficiencia del control neuromuscular. Así, deportistas con un hiato más amplio o con signos iniciales de disfunción podrían presentar una menor capacidad de compensación ante cargas repetidas, aumentando potencialmente el riesgo de síntomas como la IU. Desde esta

perspectiva, la incorporación de la evaluación del SP en los reconocimientos médico-deportivos de rutina (especialmente en disciplinas de alto impacto) podría contribuir a la detección precoz de perfiles de riesgo y a la implementación de estrategias preventivas individualizadas.

En consonancia con la evidencia disponible sobre el entrenamiento de la MSP en población general, los resultados sugieren que, en el ámbito deportivo, las estrategias no deberían centrarse exclusivamente en el incremento de la fuerza máxima. Por el contrario, resulta necesario adoptar un enfoque multimodal que incluya el entrenamiento de la coordinación anticipatoria, el control motor fino, la capacidad de relajación y la tolerancia a cargas repetidas (Giagio et al., 2022). Este planteamiento es especialmente relevante en disciplinas de alto impacto, donde la eficiencia en la respuesta neuromuscular anticipatoria puede ser determinante para la protección de las estructuras pélvicas ante aumentos bruscos de PIA (Donnelly et al., 2024). Finalmente, dada la baja adherencia al entrenamiento del SP observada en la muestra de deportistas, con un porcentaje elevado que, pese a conocer su existencia, no lo incorpora a su rutina, resulta imprescindible diseñar estrategias de comunicación y educación en salud pélvica adaptadas al contexto deportivo, que promuevan la integración sistemática de este componente en la práctica regular.

CAPÍTULO 6. Limitaciones

Los resultados de la presente tesis doctoral deben interpretarse considerando una serie de limitaciones metodológicas y contextuales derivadas de los estudios incluidos.

El diseño observacional de los estudios, predominantemente transversal o con medidas repetidas, impide establecer relaciones causales. Por ello, las diferencias morfofuncionales observadas deben interpretarse como asociaciones y no como efectos directos de la exposición al deporte o a las variaciones hormonales a lo largo del CM.

Una limitación relevante y transversal al estudio 1 y 2 es la ausencia de medición directa de los niveles séricos de estrógeno y progesterona, especialmente en la fase lútea. Esta carencia impide confirmar objetivamente el carácter ovulatorio del ciclo y la magnitud real de las fluctuaciones hormonales en cada participante, lo que reduce la precisión en la clasificación de las fases y limita la interpretación de los resultados. Aunque se emplearon métodos indirectos de verificación, la confirmación bioquímica directa sería una ayuda para garantizar la validez de la clasificación de las fases del CM.

La ausencia de medición del LH (ap) y del ángulo del elevador del ano a lo largo de las diferentes fases del CM, tanto en posición supina como en bipedestación, impidió analizar posibles modificaciones estructurales asociadas a las fluctuaciones hormonales y limita la comprensión integrada de la interacción entre morfología y función en este contexto.

En cuanto a la metodología electromiográfica, el uso de sEMG presenta limitaciones inherentes, como la susceptibilidad al ruido, artefactos de contacto, variabilidad en la colocación de los electrodos y diferencias en la conductividad tisular. Aunque se emplearon procedimientos de normalización respecto a la MVC, los resultados deben interpretarse con cautela, ya que la señal electromiográfica refleja actividad neuromuscular (tono, reclutamiento y amplitud), pero no constituye una medida directa de la fuerza. Además, el uso de sondas intravaginales puede haber generado sensaciones de incomodidad o preactivación muscular en algunas participantes, potencialmente no detectadas en los registros. Asimismo, la normalización de la sEMG respecto a la MVC obtenida en posición supina podría no ser la referencia más adecuada para comparar registros obtenidos en bipedestación, lo que introduce una fuente adicional de variabilidad en el estudio 3. Futuras investigaciones deberían explorar la normalización postura-específica para mejorar la comparabilidad entre condiciones.

En relación con las condiciones de evaluación, algunas mediciones se realizaron exclusivamente en posición supina, lo que puede no reflejar las demandas funcionales

reales del SP en la vida diaria o en el contexto deportivo. Aunque el estudio 3 incluyó la bipedestación, no se evaluaron tareas dinámicas como la marcha, la carrera o el salto, limitando la extrapolación funcional de los resultados. En el caso particular de las jugadoras de rugby, la evaluación en condiciones estáticas puede infraestimar la demanda real sobre el SP durante las acciones propias del deporte (como los *tackles*, los *sprints* o los cambios de dirección) en las que la PIA puede alcanzar valores muy superiores a los registrados en condiciones controladas.

El tamaño muestral reducido en los distintos estudios puede haber limitado la potencia estadística, particularmente en análisis de subgrupos (en el caso de mujeres continentales frente a incontinentales o diferentes perfiles morfológicos del hiato). Esto implica que algunos resultados deben considerarse exploratorios y ser confirmados en muestras más amplias.

Asimismo, la ausencia de grupo control en el estudio de deportistas limita la capacidad para determinar si las características observadas son específicas del rugby o reflejan adaptaciones más generales asociadas a la actividad física. A ello se suma la heterogeneidad de la muestra, que incluyó tanto jugadoras amateurs como de élite sin suficiente potencia para analizarlas por separado, lo que puede haber introducido variabilidad en la exposición a carga mecánica.

Desde el punto de vista de la validez externa, la inclusión de una muestra relativamente homogénea puede dificultar la generalización de los resultados a otras poblaciones, como mujeres sedentarias, de mayor edad o en diferentes estados hormonales.

Adicionalmente, algunas variables relevantes fueron autoinformadas en el estudio 3, como el peso, la talla, el IMC, el SPM o la dismenorrea, lo que puede introducir sesgos de información. En poblaciones deportistas, el uso del IMC como indicador también presenta limitaciones, al poder sobreestimar la adiposidad debido a una mayor masa muscular.

Finalmente, aunque algunas diferencias observadas alcanzaron significación estadística, los cambios en variables morfológicas (distancias y ángulos) fueron de pequeña magnitud (milimétrica), lo que dificulta establecer con claridad su relevancia clínica. La ausencia de umbrales clínicamente definidos para poblaciones atléticas núlparas representa una limitación importante a la hora de contextualizar los hallazgos morfológicos, y pone de manifiesto la necesidad de desarrollar valores de referencia específicos para esta población.

CAPÍTULO 7. Futuras líneas de investigación

En primer lugar, es necesario avanzar en la estandarización de protocolos de evaluación multimodal, integrando medidas estructurales, funcionales y neuromusculares, y considerando variables contextuales como la fase del CM cuando se analicen parámetros sensibles como la actividad basal. Estos protocolos deberían incluir la verificación hormonal bioquímica mediante determinaciones séricas de estradiol y progesterona, para garantizar la validez interna de la clasificación de las fases del CM y permitir análisis de correlación entre niveles hormonales y parámetros morfofuncionales de la MSP.

En segundo lugar, se requieren estudios que evalúen programas de entrenamiento del SP orientados a la función, que superen el enfoque centrado exclusivamente en la fuerza, incorporando control motor, coordinación anticipatoria y tolerancia a la carga. En este contexto, son necesarios ensayos clínicos que comparen enfoques tradicionales frente a modelos multimodales o integrados, evaluando tanto la prevención de disfunciones como el rendimiento deportivo. Sería especialmente relevante incluir seguimientos longitudinales que permitan analizar la evolución de los parámetros morfofuncionales del SP a lo largo de una temporada deportiva, identificando posibles relaciones entre la carga acumulada, los cambios en el hiato y la aparición de síntomas de disfunción. Asimismo, serían convenientes investigaciones dirigidas a mejorar la adherencia sostenida al entrenamiento del SP mediante intervenciones educativas y conductuales adaptadas al contexto deportivo.

En tercer lugar, resulta fundamental estudiar la MSP durante tareas dinámicas como marcha, carrera, salto o aterrizajes, idealmente junto con la medición simultánea de la PIA y la contribución de otros componentes del sistema de estabilización lumbopélvica, como el diafragma y la musculatura abdominal. En este sentido, la integración de tecnologías de captura de movimiento, plataformas de fuerza y registros electromiográficos simultáneos permitiría caracterizar con mayor precisión el comportamiento sinérgico del core y el SP durante acciones deportivas específicas, aportando información válida para el diseño de intervenciones preventivas. Este enfoque permitiría comprender mejor cómo se organiza la respuesta del SP ante demandas mecánicas reales y cómo se coordina con el resto del core en contextos de alta exigencia.

Desde el ámbito neurofuncional, se propone avanzar en el análisis de variables más sensibles que la fuerza máxima, como el timing de activación, el tono basal o la fatiga neuromuscular, dado que los mecanismos de mejora del entrenamiento del SP no parecen explicarse exclusivamente por el incremento de la fuerza. La incorporación de técnicas

complementarias como la elastografía podría aportar información valiosa sobre las propiedades mecánicas del tejido muscular y conectivo del SP a lo largo del CM y en respuesta a la carga deportiva. Futuras investigaciones deberían explorar sistemas de registro más estables, mejorar la comparación entre posturas y estandarizar protocolos de adquisición en condiciones dinámicas. Esto aumentaría la fiabilidad y la validez de las interpretaciones neuromusculares, especialmente cuando se estudian diferencias sutiles o dependientes del CM.

Desde el ámbito científico, resulta fundamental desarrollar diseños longitudinales y experimentales que permitan establecer relaciones causales y analizar la evolución de la MSP en relación con la carga mecánica y el CM. En particular, sería de gran valor la realización de estudios que incluyan simultáneamente medidas de morfología hiatal mediante TPUS, actividad mioeléctrica, fuerza dinámica y medición de la PIA durante tareas deportivas específicas, en las mismas participantes y fases del CM, con el fin de proporcionar una caracterización morfofuncional verdaderamente integrada del SP en la mujer atlética.

Por último, la ampliación de las poblaciones de estudio (diferentes edades, niveles de actividad, estados hormonales y presencia de disfunciones) permitirá mejorar la validez externa y avanzar hacia modelos más generalizables del comportamiento de la MSP. La inclusión de deportistas de distintas modalidades con diferentes niveles de impacto permitirá, además, determinar si los patrones morfofuncionales identificados en el rugby representan una adaptación específica a este deporte o constituyen una respuesta común a la exposición crónica a cargas elevadas sobre el SP.

CAPÍTULO 8. Conclusiones

1. La musculatura del suelo pélvico en mujeres eumenorreicas, sanas y nulíparas presenta un comportamiento funcional globalmente estable a lo largo del ciclo menstrual, caracterizado por la conservación de los parámetros de fuerza y de la activación mioeléctrica voluntaria. No obstante, la excitación mioeléctrica basal muestra una modulación sutil dependiente del contexto hormonal. Paralelamente, la configuración morfológica del suelo pélvico responde de forma dinámica a las condiciones de carga asociadas a la gravedad, siendo el hiato del elevador el marcador más sensible a las variaciones posturales y funcionales. En conjunto, estos hallazgos sugieren que la función del suelo pélvico en esta población resulta de la interacción entre la estabilidad del rendimiento muscular voluntario, la modulación del estado basal y la capacidad de adaptación morfológica ante demandas mecánicas variables (**OG**).
2. El análisis de la fuerza de la musculatura del suelo pélvico a lo largo de las distintas fases del ciclo menstrual no mostró diferencias estadísticamente significativas ni en la fuerza pasiva ni en la fuerza de contracción voluntaria máxima. Esta estabilidad se mantuvo tanto entre mediciones repetidas dentro de una misma sesión como entre las diferentes fases del ciclo, lo que indica que las fluctuaciones hormonales fisiológicas propias del ciclo menstrual no inducen cambios mecánicamente detectables en la fuerza de esta musculatura en mujeres nulíparas eumenorreicas. En consecuencia, la evaluación clínica, la planificación y el inicio de programas de entrenamiento del suelo pélvico pueden realizarse en cualquier momento del ciclo menstrual sin que la fase hormonal constituya, en principio, un factor de confusión relevante en la valoración de la fuerza, si bien debe mantenerse una aproximación individualizada (**OE1**).
3. La actividad mioeléctrica de la musculatura del suelo pélvico mostró un comportamiento diferenciado a lo largo del ciclo menstrual, caracterizado por una modulación del componente basal, con menor excitación en la fase ovulatoria, mientras que la capacidad de activación voluntaria permaneció estable. Asimismo, la relación inversa observada entre actividad basal y fuerza sugiere que una mayor excitación en reposo no se asocia necesariamente con un mejor rendimiento funcional. En conjunto, estos hallazgos indican que la influencia del ciclo menstrual sobre la musculatura del suelo pélvico se expresa principalmente en el estado de activación basal, sin repercusión aparente sobre la capacidad contráctil voluntaria (**OE2**).

4. Los parámetros morfológicos del hiato del elevador del ano ponen de manifiesto que el suelo pélvico se comporta como un sistema dinámico y sensible a la carga, siendo el diámetro anteroposterior hiatal el indicador más relevante de adaptación morfofuncional. La bipedestación incrementó el tamaño hiatal, reflejando la influencia de la carga gravitatoria y de las demandas mecánicas asociadas a la postura, mientras que la contracción voluntaria máxima redujo dicho diámetro en ambas posiciones, confirmando su papel en el cierre y la estabilización del hiato. Por el contrario, el ángulo de la placa elevadora se relacionó principalmente con la actividad contráctil y no mostró la misma sensibilidad frente a los cambios posturales. En conjunto, estos resultados confirman que la geometría del suelo pélvico varía en función de la postura, la activación muscular y las exigencias mecánicas (**OE3**).
5. Las jugadoras de rugby con incontinencia urinaria de esfuerzo presentaron un perfil morfofuncional diferenciado, caracterizado por un mayor incremento del diámetro hiatal en bipedestación y por una mayor activación mioeléctrica basal y tónica en relación con su capacidad contráctil máxima. Este patrón sugiere una mayor demanda funcional relativa para mantener la continencia y es compatible con una estrategia de compensación neuromuscular. En contraste, un hiato de menor tamaño se asoció con una activación voluntaria más eficiente. En conjunto, la combinación de mayor distensibilidad hiatal y mayor activación basal configura un perfil potencialmente menos eficiente desde el punto de vista funcional y posiblemente más expuesto a fatiga precoz durante el esfuerzo (**OE4**).

Referencias bibliográficas

- Acevedo-Gómez, M. B., Rodríguez-López, E. S., Oliva-Pascual-Vaca, Á., Fernández-Rodríguez, T., Basas-García, Á., & Ojedo-Martín, C. (2024). Is the Elite Female Athlete's Pelvic Floor Stronger? *Journal of Clinical Medicine*, 13(3), 1–10. <https://doi.org/10.3390/jcm13030908>
- Alkatout, I., Wedel, T., Pape, J., Possover, M., & Dhanawat, J. (2021). Review: Pelvic nerves - from anatomy and physiology to clinical applications. *Translational Neuroscience*, 12(1), 362–378. <https://doi.org/10.1515/TNSCI-2020-0184>
- Allen, A. M., McRae-Clark, A. L., Carlson, S., Saladin, M. E., Gray, K. M., Wetherington, C. L., McKee, S. A., & Allen, S. S. (2016). Determining Menstrual Phase in Human Biobehavioral Research: A Review with Recommendations. *Experimental and Clinical Psychopharmacology*, 24(1), 1. <https://doi.org/10.1037/PHA0000057>
- Alperin, M., Burnett, L., Lukacz, E., & Brubaker, L. (2019). The mysteries of menopause and urogynecologic health: Clinical and scientific gaps. In *Menopause* (Vol. 26, Number 1, pp. 103–111). Lippincott Williams and Wilkins. <https://doi.org/10.1097/GME.0000000000001209>
- Anckaert, E., Jank, A., Petzold, J., Rohsmann, F., Paris, R., Renggli, M., Schönfeld, K., Schiettecatte, J., & Kriner, M. (2021). Extensive monitoring of the natural menstrual cycle using the serum biomarkers estradiol, luteinizing hormone and progesterone. *Practical Laboratory Medicine*, 25, e00211. <https://doi.org/10.1016/J.PLABM.2021.E00211>
- Ansdell, P., Brownstein, C. G., Skarabot, J., Hicks, K. M., Simoes, D. C. M., Thomas, K., Howatson, G., Hunter, S. K., & Goodall, S. (2019). Menstrual cycle-associated modulations in neuromuscular function and fatigability of the knee extensors in eumenorrheic women. *Journal of Applied Physiology*, 126(6), 1701–1712. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01041.2018>
- Arbieto, E. R. M., dos Santos, K. M., da Luz, S. C. T., & Da Roza, T. (2021). Comparison of urinary incontinence, based on pelvic floor and abdominal muscle strength, between nulliparous female athletes and non-athletes: A secondary analysis. *Neurourology and Urodynamics*, 40(5), 1140–1146. <https://doi.org/10.1002/NAU.24700>

- Armour, M., Parry, K. A., Steel, K., & Smith, C. A. (2020). Australian female athlete perceptions of the challenges associated with training and competing when menstrual symptoms are present. *International Journal of Sports Science and Coaching*, 15(3), 316–323. <https://doi.org/10.1177/1747954120916073>
- Ashton-Miller, J. A., & DeLancey, J. O. L. (2015). Functional anatomy of the female pelvic floor. In *Evidence-Based Physical Therapy for the Pelvic Floor: Bridging Science and Clinical Practice: Second Edition* (Second Edi). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/B978-0-7020-4443-4.00003-0>
- Auchincloss, C. C., & McLean, L. (2009). The reliability of surface EMG recorded from the pelvic floor muscles. *Journal of Neuroscience Methods*, 182(1), 85–96. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2009.05.027>
- Avila-Varela, D. S., Hidalgo-Lopez, E., Dagnino, P. C., Acero-Pousa, I., del Agua, E., Deco, G., Pletzer, B., & Escrichs, A. (2024). Whole-brain dynamics across the menstrual cycle: the role of hormonal fluctuations and age in healthy women. *Npj Women's Health* 2024 2:1, 2(8). <https://doi.org/10.1038/s44294-024-00012-4>
- Baerwald, A. R., Adams, G. P., & Pierson, R. A. (2012). Ovarian antral folliculogenesis during the human menstrual cycle: a review. *Human Reproduction Update*, 18(1), 73–91. <https://doi.org/10.1093/HUMUPD/DMR039>
- Baker, F. C., Siboz, F., & Fuller, A. (2020). Temperature regulation in women: Effects of the menstrual cycle. In *Temperature* (Vol. 7, Number 3, pp. 226–262). Routledge. <https://doi.org/10.1080/23328940.2020.1735927>
- Barbieri, R. L. (2014). The endocrinology of the menstrual cycle. *Methods in Molecular Biology*, 1154, 169–180. https://doi.org/10.1007/978-1-4939-0659-8_7,
- Barleben, A., & Mills, S. (2010). Anorectal Anatomy and Physiology. *Surgical Clinics of North America*, 90(1), 1–15. <https://doi.org/10.1016/j.suc.2009.09.001>
- Bell, D. R., Myrick, M. P., Troy Blackburn, J., Shultz, S. J., Guskiewicz, K. M., & Padua, D. A. (2009). The effect of menstrual-cycle phase on hamstring extensibility and muscle stiffness. *Journal of Sport Rehabilitation*, 18(4), 553–563. <https://doi.org/10.1123/jsr.18.4.553>

- Bhattarai, A., & Staat, M. (2018). Modelling of Soft Connective Tissues to Investigate Female Pelvic Floor Dysfunctions. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2018. <https://doi.org/10.1155/2018/9518076>
- Bieglmayer, C., Fischl, F., & Janisch, H. (1990). Evaluation of a simple and fast self-test for urine luteinizing hormone. *Fertility and Sterility*, 53(5), 842–846. [https://doi.org/10.1016/s0015-0282\(16\)53519-5](https://doi.org/10.1016/s0015-0282(16)53519-5)
- Biswokarma, Y., Brandon, K., Lohman, E., Stafford, R., Daher, N., Petrofsky, J., Thapa, U., Berk, L., Hitchcock, R., & Hodges, P. W. (2024). Potential role of physical labor and cultural views of menstruation in high incidence of pelvic organ prolapse in Nepalese women: a comparative study across the menstrual cycle. *Frontiers in Medicine*, 11. <https://doi.org/10.3389/fmed.2024.1265067>
- Blagrove, R. C., Bruinvels, G., & Pedlar, C. R. (2020). Variations in strength-related measures during the menstrual cycle in eumenorrheic women: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 23(12), 1220–1227. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2020.04.022>
- Blakeman, P. J., Hilton, P., & Bulmer, J. N. (2000). Oestrogen and progesterone receptor expression in the female lower urinary tract, with reference to oestrogen status. *BJU International*, 86(1), 32–38. <https://doi.org/10.1046/J.1464-410X.2000.00724.X>
- Blomquist, J. L., Carroll, M., Muñoz, A., & Handa, V. L. (2020). Pelvic floor muscle strength and the incidence of pelvic floor disorders after vaginal and cesarean delivery. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 222(1), 62.e1-62.e8. <https://doi.org/10.1016/j.ajog.2019.08.003>
- Bø, K. (2004). Urinary incontinence, pelvic floor dysfunction, exercise and sport. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 34(7), 451–464. <https://doi.org/10.2165/00007256-200434070-00004>
- Bø, K., & Nygaard, I. E. (2020). Is Physical Activity Good or Bad for the Female Pelvic Floor? A Narrative Review. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 50(3), 471–484. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01243-1>
- Bordoni, B., Sugumar, K., & Leslie, S. W. (2023). Anatomy, Abdomen and Pelvis, Pelvic Floor. *StatPearls*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK482200/>

- Bouchard, T., Yong, P., & Doyle-Baker, P. (2023). Establishing a Gold Standard for Quantitative Menstrual Cycle Monitoring. *Medicina (Lithuania)*, 59(9). <https://doi.org/10.3390/medicina59091513>
- Bucher, E., Sharkey, C., Henderson, A., Basaran, B., Meyer, S., & Chen, C. X. (2025). An evaluation of menstrual health apps' functionality, inclusiveness, and health education information. *BMC Women's Health*, 25(1). <https://doi.org/10.1186/s12905-025-03812-1>
- Bull, J. R., Rowland, S. P., Scherwitzl, E. B., Scherwitzl, R., Danielsson, K. G., & Harper, J. (2019). Real-world menstrual cycle characteristics of more than 600,000 menstrual cycles. *Npj Digital Medicine*, 2(1). <https://doi.org/10.1038/s41746-019-0152-7>
- Cahill, D. J., Wardle, P. G., Harlow, C. R., & Hull, M. G. R. (1998). Onset of the preovulatory luteinizing hormone surge: Diurnal timing and critical follicular prerequisites. *Fertility and Sterility*, 70(1), 56–59. [https://doi.org/10.1016/S0015-0282\(98\)00113-7](https://doi.org/10.1016/S0015-0282(98)00113-7)
- Campbell, S. E., Angus, D. J., & Febbraio, M. A. (2001). Glucose kinetics and exercise performance during phases of the menstrual cycle: effect of glucose ingestion. *American Journal of Physiology. Endocrinology and Metabolism*, 281(4), 817–825. <https://doi.org/10.1152/ajpendo.2001.281.4.e817>
- Campbell, Scalise, A. L., Dibenedictis, B. T., & Mahalingaiah, S. (2021). Menstrual cycle length and modern living: a review. In *Current Opinion in Endocrinology, Diabetes and Obesity* (Vol. 28, Number 6, pp. 566–573). Lippincott Williams and Wilkins. <https://doi.org/10.1097/MED.0000000000000681>
- Carmichael, M. A., Thomson, R. L., Moran, L. J., & Wycherley, T. P. (2021). The impact of menstrual cycle phase on athletes' performance: a narrative review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(4), 1–24. <https://doi.org/10.3390/ijerph18041667>
- Castelán, F., Cuevas-Romero, E., & Martínez-Gómez, M. (2020). The Expression of Hormone Receptors as a Gateway toward Understanding Endocrine Actions in Female Pelvic Floor Muscles. *Endocrine, Metabolic & Immune Disorders - Drug Targets*, 20(3), 305–320. <https://doi.org/10.2174/1871530319666191009154751>

- Chan, N. N., MacAllister, R. J., Colhoun, H. M., Vallance, P., & Hingorani, A. D. (2001). Changes in endothelium-dependent vasodilatation and alpha-adrenergic responses in resistance vessels during the menstrual cycle in healthy women. *The Journal of Clinical Endocrinology and Metabolism*, 86(6), 2499–2504. <https://doi.org/10.1210/JCEM.86.6.7581>
- Charkoudian, N., & Stachenfeld, N. (2016). Sex hormone effects on autonomic mechanisms of thermoregulation in humans. *Autonomic Neuroscience*, 196, 75–80. <https://doi.org/10.1016/J.AUTNEU.2015.11.004>
- Chi, N., Lozo, S., Rathnayake, R. A. C., Botros-Brey, S., Ma, Y., Damaser, M., & Wang, R. R. (2022). Distinctive structure, composition and biomechanics of collagen fibrils in vaginal wall connective tissues associated with pelvic organ prolapse. *Acta Biomaterialia*, 152, 335. <https://doi.org/10.1016/J.ACTBIO.2022.08.059>
- Chidi-Ogbolu N, & Baar K. (2019). Effect of Estrogen on Musculoskeletal Performance and Injury Risk. *Frontiers in Physiology*, 9(JAN), 1834. <https://doi.org/10.3389/FPHYS.2018.01834>
- Chmielewska, D., Sobota, G., Dolibog, P. P., Dolibog, P. P., & Opala-Berdzik, A. (2021). Reliability of pelvic floor muscle surface electromyography (sEMG) recordings during synchronous whole body vibration. *PLoS ONE*, 16(5 May). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0251265>
- Christie, A., Kamen, G., Greig Inglis, J., & Gabriel, D. A. (2009). Relationships between surface EMG variables and motor unit firing rates. *European Journal of Applied Physiology*, 107(2), 177–185. <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1113-7>
- Coelho, A. R., Cardoso, G., Brito, M. E., Gomes, I. N., & Cascais, M. J. (2021). The Female Athlete Triad/Relative Energy Deficiency in Sports (RED-S). *Revista Brasileira de Ginecologia e Obstetricia: Revista Da Federacao Brasileira Das Sociedades de Ginecologia e Obstetricia*, 43(5), 395–402. <https://doi.org/10.1055/S-0041-1730289>
- Cole, L. A., Ladner, D. G., & Byrn, F. W. (2009). The normal variabilities of the menstrual cycle. *Fertility and Sterility*, 91(2), 522–527. <https://doi.org/10.1016/j.fertnstert.2007.11.073>

- Collins, B. C., Arpke, R. W., Larson, A. A., Baumann, C. W., Xie, N., Cabelka, C. A., Nash, N. L., Juppi, H. K., Laakkonen, E. K., Sipilä, S., Kovanen, V., Spangenburg, E. E., Kyba, M., & Lowe, D. A. (2019). Estrogen Regulates the Satellite Cell Compartment in Females. *Cell Reports*, 28(2), 368-381.e6. <https://doi.org/10.1016/j.celrep.2019.06.025>
- Constantini, N. W., Dubnov, G., & Lebrun, C. M. (2005). The menstrual cycle and sport performance. In *Clinics in Sports Medicine* (Vol. 24, Number 2). W.B. Saunders. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2005.01.003>
- Cowley, E. S., Olenick, A. A., McNulty, K. L., & Ross, E. Z. (2021). “Invisible Sportswomen”: The Sex Data Gap in Sport and Exercise Science Research. *Women in Sport and Physical Activity Journal*, 29(2), 146–151.
- Cruz-Medel, I., Ruiz-Ruiz, E., García-Luque, L., Alcaraz-Clariana, S., Carmona-Pérez, M. C., Albuquerque-Sendín, F., & Rodrigues-de-Souza, D. P. (2025). Influence of High-Impact Physical Activity on Pelvic Floor and Lumbar Muscle Mechanical Properties in Asymptomatic Nulliparous Women. *International Urogynecology Journal*, 36(2), 299–306. <https://doi.org/10.1007/S00192-024-05964-4>
- Dakic, J., Perraton, L., Lindstrom, J., Hain, E., Chuah, S., & Stay, S. (2025). The Hidden Challenge: Pelvic Floor Symptoms and Their Impact on Performance and Well-Being in Elite Female Rugby Players. *European Journal of Sport Science*, 25(8). <https://doi.org/10.1002/ejsc.70013>
- Daniel, H., Erickson, S. M., Bornstein, S. S., Kane, G. C., Gantzer, H. E., Henry, T. L., Lenchus, J. D., Li, J. M., McCandless, B. M., Nalitt, B. R., Viswanathan, L., Murphy, C. J., Azah, A. M., & Marks, L. (2018). Women’s Health Policy in the United States: An American College of Physicians Position Paper. *Annals of Internal Medicine*, 168(12), 874–875. <https://doi.org/10.7326/M17-3344>
- David, H. C., & Hackney, A. C. (2017). The hypothalamic-pituitary-ovarian axis and oral contraceptives: Regulation and function. In *Sex Hormones, Exercise and Women* (Springer, pp. 1–18).
- de Groat, W. C., & Yoshimura, N. (2015). Anatomy and physiology of the lower urinary tract. *Handbook of Clinical Neurology*, 130, 61–108. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26003239/>

- DeLancey, J., Kane Low, L., Miller, J. M., Patel, D. A., & Tumbarello, J. A. (2008). Graphic integration of causal factors of pelvic floor disorders: an integrated life span model. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 199(6), 610.e1-610.e5. <https://doi.org/10.1016/j.ajog.2008.04.001>
- DeLancey, J., Pipitone, F., Masteling, M., Xie, B., Ashton-Miller, J. A., & Chen, L. (2024). Functional Anatomy of Urogenital Hiatus Closure: the Perineal Complex Triad Hypothesis. *International Urogynecology Journal*, 35(2), 441–449. <https://doi.org/10.1007/s00192-023-05708-w>
- Delp, M., Chesbro, G. A., Pribble, B. A., Miller, R. M., Pereira, H. M., Black, C. D., & Larson, R. D. (2023). Higher rating of perceived exertion and lower perceived recovery following a graded exercise test during menses compared to non-bleeding days in untrained females. *Frontiers in Physiology*, 14. <https://doi.org/10.3389/fphys.2023.1297242>
- Demir, A., Hero, M., Alfthan, H., Passioni, A., Tapanainen, J. S., & Stenman, U. H. (2022). Identification of the LH surge by measuring intact and total immunoreactivity in urine for prediction of ovulation time. *Hormones (Athens, Greece)*, 21(3). <https://doi.org/10.1007/S42000-022-00368-9>
- Devoto, L., Kohen, P., Vega, M., Castro, O., González, R. R., Retamales, I., Carvallo, P., Christenson, L. K., & Strauss, J. F. (2002). Control of human luteal steroidogenesis. *Molecular and Cellular Endocrinology*, 186(2), 137–141. [https://doi.org/10.1016/S0303-7207\(01\)00654-2](https://doi.org/10.1016/S0303-7207(01)00654-2)
- Diaz, A., Laufer, M. R., & Breech, L. L. (2006). Menstruation in girls and adolescents: Using the menstrual cycle as a vital sign. *Pediatrics*, 118(5), 2245–2250. <https://doi.org/10.1542/peds.2006-2481>
- Dietz, H. P. (2017). Pelvic floor ultrasound: A review. *Clin Obstet Gynecol*, 60(1), 58–81. <https://doi.org/10.1097/GRF.0000000000000264>
- Dietz, H. P., Socha, M., Atan, I. K., & Subramaniam, N. (2020). Does estrogen deprivation affect pelvic floor muscle contractility? *International Urogynecology Journal*, 31(1), 191–196. <https://doi.org/10.1007/s00192-019-03909-w>

- Dogan, O., Yildiz, A., Temizkan, O., & Pulatoglu, C. (2016). Comparison of uterine, endometrial and ovarian blood flow by transvaginal color Doppler ultrasound in ovulatory and anovulatory cycles. *Ginekologia Polska*, 87(8), 581–584. <https://doi.org/10.5603/GP.2016.0048>
- Donnelly, G. M., Bø, K., Forner, L. B., Rankin, A., & Moore, I. S. (2024). Up for the tackle? The pelvic floor and rugby. A review. In *European Journal of Sport Science*. John Wiley and Sons Inc. <https://doi.org/10.1002/ejsc.12121>
- Donnelly, G. M., & Moore, I. S. (2023). Sports Medicine and the Pelvic Floor. *Current Sports Medicine Reports*, 22(3), 82–90. <https://doi.org/10.1249/JSR.0000000000001045>
- Doornweerd, A. M., Baas, J. M. P., Montoya, E. R., van de Vijver, I., & Gerritsen, L. (2024). Emotion and birth control: Emotion regulation ERPs differ based on menstrual cycle phase and hormonal contraceptive use. *Psychoneuroendocrinology*, 170. <https://doi.org/10.1016/j.psyneuen.2024.107174>
- Dos Reis Nagano, R. C., Biasotto-Gonzalez, D. A., da Costa, G. L., Amorim, K. M., Fumagalli, M. A., Amorim, C. F., & Politti, F. (2018). Test-retest reliability of the different dynamometric variables used to evaluate pelvic floor musculature during the menstrual cycle. *Neurourology and Urodynamics*, 37(8), 2606–2613. <https://doi.org/10.1002/nau.23595>
- Duggavathi, R., & Murphy, B. D. (2009). Ovulation signals. *Science*, 324(5929), 890–891. <https://doi.org/10.1126/SCIENCE.1174130>,
- Eickmeyer, S. M. (2017). Anatomy and Physiology of the Pelvic Floor. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 28(3), 455–460. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2017.03.003>
- Eid, S., Iwanaga, J., Oskouian, R. J., Loukas, M., & Tubbs, R. S. (2018). Comprehensive Review of the Cardinal Ligament. *Cureus*, 10(6), e2846. <https://doi.org/10.7759/CUREUS.2846>
- Ekberg, S., Morseth, B., Larsén, K. B., & Wikström-Frisén, L. (2024). Does the Menstrual Cycle Influence Aerobic Capacity in Endurance-Trained Women? *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 95(3), 609–616. <https://doi.org/10.1080/02701367.2023.2291473>

- Elliott, M., & Coventry, A. (2012). Critical care: the eight vital signs of patient monitoring. *British Journal of Nursing (Mark Allen Publishing)*, 21(10), 621–625. <https://doi.org/10.12968/BJON.2012.21.10.621>
- El-Sayegh, B., Cacciari, L. P., Primeau, F. L., Sawan, M., & Dumoulin, C. (2023). The state of pelvic floor muscle dynamometry: A scoping review. *Neurourology and Urodynamics*, 42(2), 478–499. <https://doi.org/10.1002/nau.25101>
- Enck, P., & Vodusek, D. B. (2006). Electromyography of pelvic floor muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(6), 568–577. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.08.007>
- España Pons M, & Porta Roda O. (2010). *Manual de anatomía funcional y quirúrgica del suelo pélvico* (Marge Books).
- España Ponsa, M., Rebollo Álvarez, P., & Puig Clota, M. (2004). Validation of the Spanish version of the International Consultation on Incontinence Questionnaire-Short Form. A questionnaire for assessing the urinary incontinence. *Medicina Clínica*, 122(8), 288–292. [https://doi.org/10.1016/s0025-7753\(04\)74212-8](https://doi.org/10.1016/s0025-7753(04)74212-8)
- Faryniarz, D. A., Bhargava, M., Lajam, C., Attia, E. T., & Hannafin, J. A. (2006). Quantitation of estrogen receptors and relaxin binding in human anterior cruciate ligament fibroblasts. *In Vitro Cellular and Developmental Biology - Animal*, 42(7), 176–181. <https://doi.org/10.1290/0512089.1>
- Findlay, R. J., MacRae, E. H. R., Whyte, I. Y., Easton, C., & Forrest, L. J. (2020). How the menstrual cycle and menstruation affect sporting performance: Experiences and perceptions of elite female rugby players. *British Journal of Sports Medicine*, 54(18), 1108–1113. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2019-101486>
- Fisher, J. P., Yan, X., Stich, V., Atherton, P. J., Wilkinson, D. J., Gharahdaghi, N., Phillips, B. E., Szewczyk, N. J., & Smith, K. (2021). Links Between Testosterone, Oestrogen, and the Growth Hormone/Insulin-Like Growth Factor Axis and Resistance Exercise Muscle Adaptations. *Frontiers in Physiology | Www.Frontiersin.Org*, 1, 621226. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.621226>
- Frawley, H., Shelly, B., Morin, M., Bernard, S., Bø, K., Digesu, G. A., Dickinson, T., Goonewardene, S., McClurg, D., Rahnama'i, M. S., Schizas, A., Slieker-ten Hove, M.,

- Takahashi, S., & Voelkl Guevara, J. (2021). An International Continence Society (ICS) report on the terminology for pelvic floor muscle assessment. *Neurourology and Urodynamics*, 40(5), 1217–1260. <https://doi.org/10.1002/nau.24658>
- Fridén, C., Hirschberg, A. L., & Saartok, T. (2003). Muscle strength and endurance do not significantly vary across 3 phases of the menstrual cycle in moderately active premenopausal women. *Clinical Journal of Sport Medicine : Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 13(4), 238–241. <https://doi.org/10.1097/00042752-200307000-00007>
- Friedman, T., Eslick, G. D., & Dietz, H. P. (2019). Delivery mode and the risk of levator muscle avulsion: a meta-analysis. *International Urogynecology Journal*, 30(6), 901–907. <https://doi.org/10.1007/S00192-018-3827-8>
- Fu, Y., Zhou, Y., Wang, K., Li, Z., & Kong, W. (2024). Extracellular Matrix Interactome in Modulating Vascular Homeostasis and Remodeling. *Circulation Research*, 134(7), 931–949. <https://doi.org/10.1161/CIRCRESAHA.123.324055>
- Gallant, T. L., Ong, L. F., Wong, L., Sparks, M., Wilson, E., Puglisi, J. L., & Gerriets, V. A. (2025). Low Energy Availability and Relative Energy Deficiency in Sport: A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 55(2), 325–339. <https://doi.org/10.1007/S40279-024-02130-0>
- García Gervásio, C., Picinin Bernuci, M., Felipe Silva-de-Sá, M., & Carolina Japur de Sá Rosa-e-Silva, A. (2014). *The Role of Androgen Hormones in Early Follicular Development*. <https://doi.org/10.1155/2014/818010>
- Giagio, S., Innocenti, T., Pillastrini, P., Gava, G., & Salvioli, S. (2022). What is known from the existing literature about the available interventions for pelvic floor dysfunction among female athletes? A scoping review. *Neurourol. Urodyn.*, 41(2), 573–584.
- Gilmer, G., Crasta, N., & Tanaka, M. J. (2025). The Effect of Sex Hormones on Joint Ligament Properties: A Systematic Review and Meta-analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, 53(11), 2738–2748. <https://doi.org/10.1177/03635465241310145>
- Gimenez, M. M., Fitz, F. F., de Azevedo Ferreira, L., Bortolini, M. A. T., Lordêlo, P. V. S., & Castro, R. A. (2022). Pelvic floor muscle function differs between supine and standing positions in women with stress urinary incontinence: an experimental crossover

- study. *Journal of Physiotherapy*, 68(1), 51–60.
<https://doi.org/10.1016/j.jphys.2021.12.011>
- Glazer, H. I., & Hacad, C. R. (2012). The Glazer Protocol: Evidence-Based Medicine Pelvic Floor Muscle (PFM) Surface Electromyography (SEMG). *Biofeedback*, 40(2), 75–79.
<https://doi.org/10.5298/1081-5937-40.2.4>
- Gloe, L. M., Russman Block, S., Klump, K. L., Beltz, A. M., & Moser, J. S. (2023). Determining menstrual cycle phase: An empirical examination of methodologies and recommendations for improvement in behavioral and brain sciences. *Hormones and Behavior*, 155. <https://doi.org/10.1016/j.yhbeh.2023.105421>
- Godbole, G., Joshi, A. R., & Vaidya, S. M. (2016). Effect of female sex hormones on cardiorespiratory parameters. *Journal of Family Medicine and Primary Care*, 5(4), 822.
<https://doi.org/10.4103/2249-4863.201148>
- Gogovor, A., Zomahoun, H. T. V., Ekanmian, G., Adisso, É. L., Deom Tardif, A., Khadhraoui, L., Rheault, N., Moher, D., & Légaré, F. (2021). Sex and gender considerations in reporting guidelines for health research: a systematic review. In *Biology of Sex Differences* (Vol. 12, Number 1). BioMed Central Ltd. <https://doi.org/10.1186/s13293-021-00404-0>
- González-Timoneda, A., Valles-Murcia, N., Muñoz Esteban, P., Torres López, M. S., Turrión Martínez, E., Errandonea Garcia, P., Serrano Raya, L., & Nohales Alfonso, F. (2025). Prevalence and impact of pelvic floor dysfunctions on quality of life in women 5–10 years after their first vaginal or caesarian delivery. *Heliyon*, 11(3), e42018.
<https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2025.e42018>
- Graziottin, A., & Gambini, D. (2015). Anatomy and physiology of genital organs - women. In *Handbook of Clinical Neurology* (Vol. 130, pp. 39–60). Elsevier B.V.
<https://doi.org/10.1016/b978-0-444-63247-0.00004-3>
- Guermandi, E., Vegetti, W., Bianchi, M. M., Uglietti, A., Ragni, G., & Crosignani, P. (2001). Reliability of ovulation tests in infertile women. *Obstetrics and Gynecology*, 97(1), 92–96. [https://doi.org/10.1016/S0029-7844\(00\)01083-8](https://doi.org/10.1016/S0029-7844(00)01083-8)
- Hackney, A. C. (2021). Menstrual Cycle Hormonal Changes and Energy Substrate Metabolism in Exercising Women: A Perspective. *International Journal of*

Environmental Research and Public Health, 18(19), 10024.
<https://doi.org/10.3390/IJERPH181910024>

Hage-Fransen, M. A. H., Wiezer, M., Otto, A., Wieffer-Platvoet, M. S., Slotman, M. H., Nijhuis-van der Sanden, M. W. G., & Pool-Goudzwaard, A. L. (2021). Pregnancy- and obstetric-related risk factors for urinary incontinence, fecal incontinence, or pelvic organ prolapse later in life: A systematic review and meta-analysis. In *Acta Obstetrica et Gynecologica Scandinavica* (Vol. 100, Number 3, pp. 373–382). John Wiley and Sons Inc. <https://doi.org/10.1111/aogs.14027>

Handa, V. L., Roem, J., Blomquist, J. L., Dietz, H. P., & Muñoz, A. (2019). *Pelvic Organ Prolapse as a Function of Levator Ani Avulsion, Hiatus Size, and Strength*.

Hayashi, K., Kawashima, T., & Suzuki, Y. (2012). Effect of menstrual cycle phase on the ventilatory response to rising body temperature during exercise. *Journal of Applied Physiology* (Bethesda, Md. : 1985), 113(2), 237–245.
<https://doi.org/10.1152/JAPPLPHYSIOL.01199.2011>

Heitmann, P. T., Vollebregt, P. F., Knowles, C. H., Lunniss, P. J., Dinning, P. G., & Scott, S. M. (2021). Understanding the physiology of human defaecation and disorders of continence and evacuation. *Nature Reviews Gastroenterology & Hepatology* 2021 18:11, 18(11), 751–769. <https://doi.org/10.1038/s41575-021-00487-5>

Herschorn, S. (2004). Female Pelvic Floor Anatomy: The Pelvic Floor, Supporting Structures, and Pelvic Organs. *Reviews in Urology*, 6(Suppl 5), S2.
<https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC1472875/>

Hextall, A., Bidmead, J., Cardozo, L., & Hooper, R. (2001). The impact of the menstrual cycle on urinary symptoms and the results of urodynamic investigation. *British Journal of Obstetrics and Gynaecology*, 108(11), 1193–1196. [https://doi.org/10.1016/S0306-5456\(01\)00280-7](https://doi.org/10.1016/S0306-5456(01)00280-7)

Hodges P.W., Sapsford R., L. H. M. P. (2007). Postural and Respiratory Functions of the Pelvic Floor Muscles. *Neurourology and Urodynamics*, 26, 362–371.
<https://doi.org/10.1002/nau.20232>

Houghton, L. C. (2024). Menstruation as the Next Vital Sign. *JAMA Network Open*, 7(5), 2412778. <https://doi.org/10.1001/jamanetworkopen.2024.12778>

- Hoyt, L. T., & Falconi, A. M. (2015). Puberty and perimenopause: Reproductive transitions and their implications for women's health. *Social Science and Medicine*, 132, 103–112. <https://doi.org/10.1016/j.socscimed.2015.03.031>
- Hung, H.-C., Hsiao, S.-M., Chih, S.-Y., Lin, H.-H., & Tsauo, J.-Y. (2011). Effect of pelvic-floor muscle strengthening on bladder neck mobility: a clinical trial. *Physical Therapy*, 91(7), 1030–1038. <https://doi.org/10.2522/ptj.20100186>
- Ignácio Antônio, F., Herbert, R. D., Bø, K., Rosa-E-Silva, A. C. J. S., Lara, L. A. S., Franco, M. de M., & Ferreira, C. H. J. (2018). Pelvic floor muscle training increases pelvic floor muscle strength more in post-menopausal women who are not using hormone therapy than in women who are using hormone therapy: a randomised trial. *Journal of Physiotherapy*, 64(3), 166–171. <https://doi.org/10.1016/j.jphys.2018.05.002>
- Ikeda, K., Horie-Inoue, K., & Inoue, S. (2019). Functions of estrogen and estrogen receptor signaling on skeletal muscle. In *Journal of Steroid Biochemistry and Molecular Biology* (Vol. 191). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.jsbmb.2019.105375>
- Isacco, L., & Boisseau, N. (2016). Sex hormones and substrate metabolism during endurance exercise. In *Sex Hormones, Exercise and Women: Scientific and Clinical Aspects* (Springer, pp. 35–58).
- J Kerin. (1982). Ovulation detection in the human. *Clin Reprod Fertil*, 1(1), 27–54. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/6821195/>
- Jang, D., Zhang, J., & Elfenbein, H. A. (2025). Menstrual cycle effects on cognitive performance: A meta-analysis. *PLoS ONE*, 20(3 March). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0318576>
- Janse De Jonge, XA. (2003). Effects of the menstrual cycle on exercise performance. *Sports Medicine*, 33(11), 833–851. <https://doi.org/10.2165/00007256-200333110-00004>
- Janse De Jonge, XA., Boot, C. R. L., Thom, J. M., Ruell, P. A., & Thompson, M. W. (2001). The influence of menstrual cycle phase on skeletal muscle contractile characteristics in humans. *Journal of Physiology*, 530(1), 161–166. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2001.0161m.x>

- Janse de Jonge, XA., Thompson, B., & Ahreum, H. A. N. (2019). Methodological Recommendations for Menstrual Cycle Research in Sports and Exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 51(12), 2610–2617. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002073>
- Jantos, M. (2020). *Pelvic Floor Disorders: A Multidisciplinary Textbook* (Springer). https://doi.org/10.1007/978-3-030-40862-6_75
- Jiang, W., Cheung, R. Y. K., Chung, C. Y., Chan, S. S. C., & Choy, K. W. (2025). Genetic Etiology in Pelvic Organ Prolapse: Role of Connective Tissue Homeostasis, Hormone Metabolism, and Oxidative Stress. In *Genes* (Vol. 16, Number 1). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). <https://doi.org/10.3390/genes16010005>
- Julian, R., Hecksteden, A., Fullagar, H. H. K., & Meyer, T. (2017). The effects of menstrual cycle phase on physical performance in female soccer players. *PLoS ONE*, 12(3). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0173951>
- Kannan, P., Winsor, S., Goonetilleke, R., & Cheing, G. (2019). Ankle positions potentially facilitating greater maximal contraction of pelvic floor muscles: a systematic review and meta-analysis. In *Disability and Rehabilitation* (Vol. 41, Number 21, pp. 2483–2491). Taylor and Francis Ltd. <https://doi.org/10.1080/09638288.2018.1468934>
- Katya Carrillo, D. G., & Antonella Sanguineti, D. M. (2013). Pelvic Floor anatomy. *Rev Med Clin Condes*, 24(2), 185–189. <http://www.flashcardmachine.com/upper-body-muscles.html>
- Khowailed, I. A., & Lee, H. (2021). Neuromuscular Control of Ankle-stabilizing Muscles-specific Effects of Sex and Menstrual Cycle. *International Journal of Sports Medicine*, 42(3), 270–276. <https://doi.org/10.1055/a-1236-3654>
- Khowailed, I. A., Lee, Y., & Lee, H. (2022). Assessing the differences in muscle stiffness measured with shear wave elastography and myotonometer during the menstrual cycle in young women. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 42(5), 320–326. <https://doi.org/10.1111/CPF.12763>
- Kieserman-Shmokler, C., Swenson, C. W., Chen, L., Desmond, L. M., Ashton-Miller, J. A., & DeLancey, J. O. (2020). From molecular to macro: the key role of the apical ligaments

- in uterovaginal support. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 222(5), 427–436. <https://doi.org/10.1016/J.AJOG.2019.10.006>
- Kinter, K. J., & Newton, B. W. (2023). Anatomy, Abdomen and Pelvis, Pudendal Nerve. *StatPearls*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK554736/>
- Kissow, J., Jacobsen, K. J., Gunnarsson, T. P., Jessen, S., & Hostrup, M. (2022). Effects of Follicular and Luteal Phase-Based Menstrual Cycle Resistance Training on Muscle Strength and Mass. *Sports Medicine*, 52(12), 2813–2819. <https://doi.org/10.1007/s40279-022-01679-y>
- Krishnan, K., Mohd Jamali, M. N. Z., Phang Yoong, L., & Krishnan, P. (2025). The Effect of Menstrual Cycle Phases on Agility and Shoulder Endurance in Recreational Basketball Players. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 13(5). <https://doi.org/10.1177/23259671251334606>
- Kurokawa, J., & Furukawa, T. (2013). Non-genomic action of sex steroid hormones and cardiac repolarization. *Biological & Pharmaceutical Bulletin*, 36(1), 8–12. <https://doi.org/10.1248/BPB.B212021>
- Kwissa, M., Krauze, T., Mitkowska-Redman, A., Banaszewska, B., Spaczynski, R. Z., Wykretowicz, A., & Guzik, P. (2022). Cardiovascular Function in Different Phases of the Menstrual Cycle in Healthy Women of Reproductive Age. *Journal of Clinical Medicine*, 11(19), 5861. <https://doi.org/10.3390/JCM11195861>
- L. Pallavi, Urban John D. Souza, & G. Shivaprakash. (2017). Assessment of Musculoskeletal Strength and Levels of Fatigue during Different Phases of Menstrual Cycle in Young Adults. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 11(2), 11–13. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2017/24316.9408>
- Lee, D., Lee, L. J., & McLaughlin, L. (2008). Stability, continence and breathing: the role of fascia following pregnancy and delivery. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 12(4), 333–348. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2008.05.003>
- Lee, K. (2019). Investigation of electromyographic activity of pelvic floor muscles in different body positions to prevent urinary incontinence. *Medical Science Monitor*, 25, 9357–9363. <https://doi.org/10.12659/MSM.920819>

- Leiva, R. A., Bouchard, T. P., Abdullah, S. H., & Ecochard, R. (2017). Urinary Luteinizing Hormone Tests: Which Concentration Threshold Best Predicts Ovulation? *Frontiers in Public Health*, 5. <https://doi.org/10.3389/FPUBH.2017.00320>
- Leiva, R., Bouchard, T., Boehringer, H., Abulla, S., & Ecochard, R. (2015). Random serum progesterone threshold to confirm ovulation. *Steroids*, 101, 125–129. <https://doi.org/10.1016/j.steroids.2015.06.013>
- Lloyd, G. W., Patel, N. R., McGing, E., Cooper, A. F., Brennand-Roper, D., & Jackson, G. (2000). Does angina vary with the menstrual cycle in women with premenopausal coronary artery disease? *Heart (British Cardiac Society)*, 84(2), 189–192. <https://doi.org/10.1136/HEART.84.2.189>
- Longo, M., Liuzzi, F., De Carlini, S., & La Marca, A. (2025). The role of LH in follicle development: from physiology to new clinical implications. In *Reproductive Biology and Endocrinology* (Vol. 23, Number Suppl 1). BioMed Central Ltd. <https://doi.org/10.1186/s12958-025-01353-8>
- Lyzwinski, L., Elgendi, M., & Menon, C. (2024). Innovative Approaches to Menstruation and Fertility Tracking Using Wearable Reproductive Health Technology: Systematic Review. *Journal of Medical Internet Research*, 26(1), e45139. <https://doi.org/10.2196/45139>
- Madill, S. J., & McLean, L. (2006). Relationship between abdominal and pelvic floor muscle activation and intravaginal pressure during pelvic floor muscle contractions in healthy continent women. *Neurourology and Urodynamics*, 25(7), 722–730. <https://doi.org/10.1002/nau.20285>
- Mahoney, K., Eric Heidel, R., & Olewinski, L. (2023). Prevalence and Normalization of Stress Urinary Incontinence in Female Strength Athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 37(9), 1877. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000004461>
- Majida, M., Braekken, I. H., Umek, W., Bo, K., Benth, Š., & Engh, M. E. (2009). Interobserver repeatability of three- and four-dimensional transperineal ultrasound assessment of pelvic floor muscle anatomy and function. *Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, 33(5), 567–573. <https://doi.org/10.1002/uog.6351>

- Manikandan, S., Nillni, Y. I., Zvolensky, M. J., Rohan, K. J., Carkeek, K. R., & Leyro, T. M. (2016). The role of emotion regulation in the experience of menstrual symptoms and perceived control over anxiety-related events across the menstrual cycle. *Archives of Women's Mental Health*, 19(6), 1109–1117. <https://doi.org/10.1007/s00737-016-0661-1>
- Martinez, A. R., van Hooff, M. H. A., Schoute, E., van der Meer, M., Broekmans, F. J. M., & Hompes, P. G. A. (1992). The reliability, acceptability and applications of basal body temperature (BBT) records in the diagnosis and treatment of infertility. *European Journal of Obstetrics and Gynecology and Reproductive Biology*, 47(2), 121–127. [https://doi.org/10.1016/0028-2243\(92\)90041-V](https://doi.org/10.1016/0028-2243(92)90041-V)
- Martinho, N. M., Marques, J., Silva, V. R., Silva, S. L. A., Carvalho, L. C., & Botelho, S. (2015). Intra and inter-rater reliability study of pelvic floor muscle dynamometric measurements. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 19(2), 97–104. <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0083>
- Maruyama, S., Sekine, C., Shagawa, M., Yokota, H., Hirabayashi, R., Togashi, R., Yamada, Y., Hamano, R., Ito, A., Sato, D., & Edama, M. (2022). Menstrual Cycle Changes Joint Laxity in Females—Differences between Eumenorrhea and Oligomenorrhea. *Journal of Clinical Medicine*, 11(11). <https://doi.org/10.3390/jcm11113222>
- Matsuda, T., Takahashi, H., Nakamura, M., Kanno, M., Ogata, H., Ishikawa, A., Yamada, M., Kamemoto, K., & Sakamaki-Sunaga, M. (2022). Influence of menstrual cycle on muscle glycogen utilization during high-intensity intermittent exercise until exhaustion in healthy women. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism = Physiologie Appliquee, Nutrition et Metabolisme*, 47(6), 671–680. <https://doi.org/10.1139/APNM-2021-0532>
- McLean, L., Antonio, F. I., Rodrigues, M. P., & Pukall, C. (2025). Pelvic floor muscle activation amplitude at rest, during voluntary contraction, and during Valsalva maneuver - a comparison between those with and without provoked vestibulodynia. *Journal of Sexual Medicine*, 22(4), 570–578. <https://doi.org/10.1093/jsxmed/qdae170>
- McNulty, K. L., Elliott-Sale, K. J., Dolan, E., Swinton, P. A., Ansdell, P., Goodall, S., Thomas, K., & Hicks, K. M. (2020). The Effects of Menstrual Cycle Phase on Exercise

- Performance in Eumenorrheic Women: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine*, 50(10), 1813–1827. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01319-3>
- Meïgal Alu, V. N. E. L. K. G. (2014). EMG characteristics of women in respect with phase of the menstrual cycle, season and type of vegetative regulation. *Fiziol Cheloveka*, 1(40), 113–121. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25272777/>
- Miao, Y., Wen, J., Wang, L., Wen, Q., Cheng, J., Zhao, Z., & Wu, J. (2023). scRNA-seq reveals aging-related immune cell types and regulators in vaginal wall from elderly women with pelvic organ prolapse. *Frontiers in Immunology*, 14. <https://doi.org/10.3389/fimmu.2023.1084516>
- Micussi, M. T., Freitas, R. P., Angelo, P. H., Soares, E. M., Lemos, T. M., & Maranhão, T. M. (2015). Evaluation of the relationship between the pelvic floor muscles and insulin resistance. *Diabetes, Metabolic Syndrome and Obesity: Targets and Therapy*, 8, 409–413. <https://doi.org/10.2147/DMSO.S85816>
- Mikkonen, R. S., Ihalainen, J. K., Bruinvels, G., Mkumbuzi, N. S., Smith-Ryan, A. E., Kaikkonen, M., Kasongo, M., & Hackney, A. C. (2025). Monitoring Menstrual Health in Footballers: Considerations for Tracking Menstrual and Hormonal Contraceptive Cycles in the Field to Support Performance. In *Sports Medicine*. Springer Science and Business Media Deutschland GmbH. <https://doi.org/10.1007/s40279-025-02338-8>
- Miller, P. B., & Soules, M. R. (1996). The usefulness of a urinary LH kit for ovulation prediction during menstrual cycles of normal women. *Obstetrics and Gynecology*, 87(1), 13–17. [https://doi.org/10.1016/0029-7844\(95\)00352-5](https://doi.org/10.1016/0029-7844(95)00352-5)
- Milsom, I., & Gyhagen, M. (2019). The prevalence of urinary incontinence. *Climacteric*, 22(3), 217–222. <https://doi.org/10.1080/13697137.2018.1543263>
- Morin, M., Dumoulin, C., Bourbonnais, D., Gravel, D., & Lemieux, M.-C. (2004). Pelvic floor maximal strength using vaginal digital assessment compared to dynamometric measurements. *Neurourology and Urodynamics*, 23(4), 336–341. <https://doi.org/10.1002/nau.20021>
- Morin, M., Dumoulin, C., Gravel, D., Bourbonnais, D., & Lemieux, M.-C. (2007). Reliability of speed of contraction and endurance dynamometric measurements of the pelvic

- floor musculature in stress incontinent parous women. *Neuourology and Urodynamics*, 26(3), 397–403; discussion 404. <https://doi.org/10.1002/nau.20334>
- Moser, H., Leitner, M., Eichelberger, P., Kuhn, A., Baeyens, J. P., & Radlinger, L. (2018). Pelvic floor muscle activity during jumps in continent and incontinent women: an exploratory study. *Archives of Gynecology and Obstetrics*, 297(6), 1455–1463. <https://doi.org/10.1007/S00404-018-4734-4>
- Mountjoy, M., Sundgot-Borgen, J. K., Burke, L. M., Ackerman, K. E., Blauwet, C., Constantini, N., Lebrun, C., Lundy, B., Melin, A. K., Meyer, N. L., Sherman, R. T., Tenforde, A. S., Torstveit, M. K., & Budgett, R. (2018). IOC consensus statement on relative energy deficiency in sport (RED-S): 2018 update. *British Journal of Sports Medicine*, 52(11), 687–697. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099193>
- Nagashima, K. (2015). Thermoregulation and menstrual cycle. *Temperature: Multidisciplinary Biomedical Journal*, 2(3), 320. <https://doi.org/10.1080/23328940.2015.1066926>
- Navarro Brazález, B., Torres Lacomba, M., de la Villa, P., Sánchez Sánchez, B., Prieto Gómez, V., Asúnsolo del Barco, Á., & McLean, L. (2018). The evaluation of pelvic floor muscle strength in women with pelvic floor dysfunction: A reliability and correlation study. *Neuourology and Urodynamics*, 37(1), 269–277. <https://doi.org/10.1002/nau.23287>
- Newell-Fugate, A. E. (2017). The role of sex steroids in white adipose tissue adipocyte function. *Reproduction (Cambridge, England)*, 153(4), R133–R149. <https://doi.org/10.1530/REP-16-0417>
- Niering, M., Wolf-Belala, N., Seifert, J., Tovar, O., Coldewey, J., Kuranda, J., & Muehlbauer, T. (2024). The Influence of Menstrual Cycle Phases on Maximal Strength Performance in Healthy Female Adults: A Systematic Review with Meta-Analysis. *Sports*, 12(1). <https://doi.org/10.3390/sports12010031>
- Nyhus, M., Oversand, S. H., Salvesen, Salvesen, K., Mathew, S., & Volløyhaug, I. (2020). Ultrasound assessment of pelvic floor muscle contraction: reliability and development of an ultrasound-based contraction scale. *Ultrasound in Obstetrics &*

- Gynecology: The Official Journal of the International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, 55(1), 125–131. <https://doi.org/10.1002/UOG.20382>
- O'Connor, K. A., Brindle, E., Miller, R. C., Shofer, J. B., Ferrell, R. J., Klein, N. A., Soules, M. R., Holman, D. J., Mansfield, P. K., & Wood, J. W. (2006). Ovulation detection methods for urinary hormones: precision, daily and intermittent sampling and a combined hierarchical method. *Human Reproduction (Oxford, England)*, 21(6), 1442–1452. <https://doi.org/10.1093/HUMREP/DEI497>
- Oleksy, Ł., Mika, A., Sulowska-Daszyk, I., Rostóniec, E., Kielnar, R., & Stolarczyk, A. (2021). The reliability of pelvic floor muscle bioelectrical activity (sEMG) assessment using a multi-activity measurement protocol in young women. In *International Journal of Environmental Research and Public Health* (Vol. 18, Number 2, pp. 1–13). <https://doi.org/10.3390/ijerph18020765>
- Oosthuysen, T., & Bosch, A. N. (2010). The effect of the menstrual cycle on exercise metabolism: implications for exercise performance in eumenorrhoeic women. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 40(3), 207–227. <https://doi.org/10.2165/11317090-000000000-00000>
- Oosthuysen, T., & Bosch, A. N. (2012). Oestrogen's regulation of fat metabolism during exercise and gender specific effects. *Current Opinion in Pharmacology*, 12(3), 363–371. <https://doi.org/10.1016/J.COPH.2012.02.008>
- Otcenasek, M., Baca, V., Krofta, L., & Feyereisl, J. (2008). Endopelvic fascia in women: shape and relation to parietal pelvic structures. *Obstetrics and Gynecology*, 111(3), 622–630. <https://doi.org/10.1097/AOG.0b013e3181649e5c>
- Owen, M. (2013). Physiological Signs of Ovulation and Fertility Readily Observable by Women. *The Linacre Quarterly*, 80(1), 17. <https://doi.org/10.1179/0024363912Z.00000000005>
- Paludo, A. C., Paravlic, A., Dvořáková, K., & Gimunová, M. (2022). The Effect of Menstrual Cycle on Perceptual Responses in Athletes: A Systematic Review With Meta-Analysis. *Frontiers in Psychology*, 13(July). <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2022.926854>
- Papa Petros, P. E. (2010). The Integral Theory System. A simplified clinical approach with illustrative case histories. *Pelviperrineology*, 29(2), 37–51.

- Park, S. J., Goldsmith, L. T., & Weiss, G. (2002). Age-related changes in the regulation of luteinizing hormone secretion by estrogen in women. *Experimental Biology and Medicine*, 227(7), 455–464. <https://doi.org/10.1177/153537020222700709>
- Pauerstein, C. J., Eddy, C. A., Croxatto, H. D., Hess, R., Siler-Khodr, T. M., & Croxatto, H. B. (1978). Temporal relationships of estrogen, progesterone, and luteinizing hormone levels to ovulation in women and infrahuman primates. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 130(8), 876–886. [https://doi.org/10.1016/0002-9378\(78\)90264-8](https://doi.org/10.1016/0002-9378(78)90264-8)
- Peinado Molina, R. A., Martínez Vázquez, S., Martínez Galiano, J. M., Rivera Izquierdo, M., Khan, K. S., & Cano-Ibáñez, N. (2024). Prevalence of depression and anxiety in women with pelvic floor dysfunctions: A systematic review and meta-analysis. *International Journal of Gynaecology and Obstetrics: The Official Organ of the International Federation of Gynaecology and Obstetrics*, 167(2), 507–528. <https://doi.org/10.1002/IJGO.15719>
- Petricelli, C. D., Resende, A. P. M., Elito Júnior, J., Araujo Júnior, E., Alexandre, S. M., Zanetti, M. R. D., & Nakamura, M. U. (2014). Distensibility and strength of the pelvic floor muscles of women in the third trimester of pregnancy. *BioMed Research International*, 2014, 437867. <https://doi.org/10.1155/2014/437867>
- Piasecki, J., Guo, Y., Jones, E. J., Phillips, B. E., Stashuk, D. W., Atherton, P. J., & Piasecki, M. (2023). Menstrual Cycle Associated Alteration of Vastus Lateralis Motor Unit Function. *Sports Medicine - Open*, 9(1). <https://doi.org/10.1186/s40798-023-00639-8>
- Pletzer, B., & Noachtar, I. (2023). Emotion recognition and mood along the menstrual cycle. *Hormones and Behavior*, 154. <https://doi.org/10.1016/j.yhbeh.2023.105406>
- Plevkova, J., Brozmanova, M., Harsanyiova, J., Sterusky, M., Honetschlager, J., & Buday, T. (2020). Various aspects of sex and gender bias in biomedical research. *Physiological Research*, 69(Suppl 3), S367–S378. <https://doi.org/10.33549/physiolres.934593>
- Prado RCR, Hackney AC, Silveira R, Kilpatrick MW, Takito MY, & Asano RY. (2024). Effect of Menstrual Cycle Phase on Perceived Exertion During Aerobic Exercise in Eumenorrheic Women: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Womens Pelvic Health Phys Ther*, 2(48), 91–101. <http://journals.lww.com/jwhpt/pages/default.aspx>

- Rael, B., Alfaro-Magallanes, V. M., Romero-Parra, N., Castro, E. A., Cupeiro, R., de Jonge, X. A. K. J., Wehrwein, E. A., & Peinado, A. B. (2021). Menstrual cycle phases influence on cardiorespiratory response to exercise in endurance-trained females. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(3), 1–12. <https://doi.org/10.3390/ijerph18030860>
- Raizada, V., & Mittal, R. K. (2008). Pelvic Floor Anatomy and Applied Physiology. *Gastroenterology Clinics of North America*, 37(3), 493–509. <https://doi.org/10.1016/j.gtc.2008.06.003>
- Ramanah, R., Berger, M. B., Parratte, B. M., & De Lancey, J. O. L. (2012). Anatomy and histology of apical support: a literature review concerning cardinal and uterosacral ligaments. *International Urogynecology Journal*, 23(11), 1483. <https://doi.org/10.1007/S00192-012-1819-7>
- Reed, B. G., & Carr, B. R. (2018). The Normal Menstrual Cycle and the Control of Ovulation. In *Endotext*. MDTtext.com, Inc. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK279054/>
- Richards, J. A. S. (2018). The Ovarian Cycle. *Vitamins and Hormones*, 107, 1–25. <https://doi.org/10.1016/bs.vh.2018.01.009>
- Rodríguez-Longobardo, C., López-Torres, O., Guadalupe-Grau, A., & Gómez-Ruano, M. Á. (2024). Pelvic Floor Muscle Training Interventions in Female Athletes: A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Health*, 16(5), 766–775. <https://doi.org/10.1177/19417381231195305>
- Rodríguez-López, E. S., Acevedo-Gómez, M. B., Romero-Franco, N., Basas-García, Á., Ramírez-Parenteau, C., Calvo-Moreno, S. O., & Fernández-Domínguez, J. C. (2022). Urinary incontinence among elite track and field athletes according to their event specialization: A cross-sectional study. *Sports Med. Open*, 8(1), 78. <https://doi.org/10.1186/s40798-022-00468-1>
- Rodríguez-López, E. S., Martín-Márquez, L. M., Acevedo-Gómez, M. B., López-Illescas, Á., Benito-de-Pedro, M., & Ojedo-Martín, C. (2025). Which Positions Optimize Pelvic Floor Activation in Female Athletes? *Life*, 15(1), 58. <https://doi.org/10.3390/life15010058>
- Romero-Cullerés G, Peña-Pitarch E, Jané-Feixas C, Arnau A, M. J., & Abenoza-Guardiola M. (2017). Intra-Rater Reliability and Diagnostic Accuracy of a New Vaginal Dynamometer

- to Measure Pelvic Floor Muscle Strength in Women With Urinary Incontinence. *Neurourol Urodyn.*, 36(2)(Feb), 333–337. <https://doi.org/10.1002/nau.22924>
- Romero-Cullerés G, Peña-Pitarch E, Jané-Feixas C, Vilaseca-Grané A, Montesinos J, & Arnau A. (2020). Reliability and Diagnostic Accuracy of a New Vaginal Dynamometer to Measure Pelvic Floor Muscle Strength. *Female Pelvic Medicine & Reconstructive Surgery*, 26(8), 514–519. <https://doi.org/10.1097/SPV.0000000000000796>
- Romero-Cullerés, Jané-Feixas C, Vilaseca-Grané A, Arnau A, M. J., & Abenoza-Guardiola M. (2019). Inter-rater reliability of the digital palpation of the pelvic floor muscle by the modified oxford grading scale in continent and incontinent women. *Archivos Españoles de Urología*, 72(6), 602–607. [https://doi.org/10.1016/0749-8063\(89\)90090-X](https://doi.org/10.1016/0749-8063(89)90090-X)
- Romero-Moraleda, B., Coso, J. Del, Gutiérrez-Hellín, J., Ruiz-Moreno, C., Grgic, J., & Lara, B. (2019). The influence of the menstrual cycle on muscle strength and power performance. *J. Hum. Kinet.*, 68(1), 123–133.
- Roos, J., Johnson, S., Weddell, S., Godehardt, E., Schiffner, J., Freundl, G., & Gnoth, C. (2015). Monitoring the menstrual cycle: Comparison of urinary and serum reproductive hormones referenced to true ovulation. *European Journal of Contraception and Reproductive Health Care*, 20(6), 438–450. <https://doi.org/10.3109/13625187.2015.1048331>,
- Rosen Vollmar, A. K., Mahalingaiah, S., & Jukic, A. M. (2025). The menstrual cycle as a vital sign: a comprehensive review. *F&S Reviews*, 6(1), 100081. <https://doi.org/10.1016/J.XFNR.2024.100081>
- Rosenfeld, R., Livne, D., Nevo, O., Dayan, L., Milloul, V., Lavi, S., & Jacob, G. (2008). Hormonal and volume dysregulation in women with premenstrual syndrome. *Hypertension (Dallas, Tex. : 1979)*, 51(4), 1225–1230. <https://doi.org/10.1161/HYPERTENSIONAHA.107.107136>
- Rossetti, S. R. (2016). Functional anatomy of pelvic floor. *Archivio Italiano Di Urologia e Andrologia*, 88(1), 28–37. <https://doi.org/10.4081/aiua.2016.1.28>
- Sánchez-García, O., López-Juárez, R., Corona-Quintanilla, D. L., Ruiz, Á. C., Martínez-Gómez, M., Cuevas-Romero, E., & Castelán, F. (2021). Estrogens influence

- differentially on the pelvic floor muscles activation at somatovisceral reflexes involved in micturition of rabbits. *Menopause*, 28(11), 1287–1295. <https://doi.org/10.1097/GME.0000000000001838>
- Sánchez-Sánchez, B., Navarro-Brazález, B., Arranz-Martín, B., Sánchez-Méndez, Ó., de la Rosa-Díaz, I., & Torres-Lacomba, M. (2020). The Female Sexual Function Index: Transculturally Adaptation and Psychometric Validation in Spanish Women. *International Journal of Environmental Research and Public Health* 2020, Vol. 17, Page 994, 17(3), 994. <https://doi.org/10.3390/IJERPH17030994>
- Sánchez-Sánchez, B., Torres-Lacomba, M., Yuste-Sánchez, M. J., Navarro-Brazález, B., Pacheco-Da-Costa, S., Gutiérrez-Ortega, C., & Zapico-Goñi, Á. (2013). Cultural adaptation and validation of the Pelvic Floor Distress Inventory Short Form (PFDI-20) and Pelvic Floor Impact Questionnaire Short Form (PFIQ-7) Spanish versions. *European Journal of Obstetrics and Gynecology and Reproductive Biology*, 170(1), 281–285. <https://doi.org/10.1016/j.ejogrb.2013.07.006>
- Sapsford, R. R., Richardson, C. A., & Stanton, W. R. (2006). Sitting posture affects pelvic floor muscle activity in parous women: an observational study. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 52(3), 219–222. [https://doi.org/10.1016/s0004-9514\(06\)70031-9](https://doi.org/10.1016/s0004-9514(06)70031-9)
- Sarwar, R., Niclos, B. B., & Rutherford, O. M. (1996). Changes in muscle strength, relaxation rate and fatiguability during the human menstrual cycle. *Journal of Physiology*, 493(1), 267–272. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1996.sp021381>
- Sato K, Miura T, Sakamoto Y, Morohashi H, & Hakamada K. (2021). Fascial Organisation and Lymphatic Systems Around the Pelvic Floor: A Literature Review. *Anticancer Res*, 10(41), 4705–4714. <https://doi.org/10.21873/anticanres.15284>
- Schmalenberger, K. M., & Eisenlohr-Moul, T. A. (2019). *How to study the menstrual cycle: Practical tools and recommendations*. <https://doi.org/10.31219/osf.io/94jua>
- Sebastian-Rico, J. M., Muñoz-Fernández, M. J., Martínez-Aranda, L. M., Calvo-Lluch, Á., & Ortega-Becerra, M. (2025). Pelvic Floor Health and Urinary Incontinence in Female Soccer Players: A Comparative Analysis Between Professionals and Physically Active Women: A Cross-Sectional Descriptive Protocol. *Diagnostics (Basel, Switzerland)*, 15(15). <https://doi.org/10.3390/DIAGNOSTICS15151881>

- Seko, D., Fujita, R., Kitajima, Y., Nakamura, K., Imai, Y., & Ono, Y. (2020). Estrogen Receptor β Controls Muscle Growth and Regeneration in Young Female Mice. *Stem Cell Reports*, 15(3), 577–586. <https://doi.org/10.1016/j.stemcr.2020.07.017>
- Silverthorn, D. U., Ober, W. C., Garrison, C. W., Silverthorn, A. C., & Johnson, B. R. (2013). *Human physiology: an integrated approach* (Pearson Education, Vol. 3).
- Smith, M. J., Adams, L. F., Schmidt, P. J., Rubinow, D. R., & Wassermann, E. M. (2002). Effects of ovarian hormones on human cortical excitability. *Annals of Neurology*, 51(5), 599–603. <https://doi.org/10.1002/ANA.10180>
- Soares, F. A., Salomoni, S. E., Veneziano, W. H., De Carvalho, J. L. A., Nascimento, F. A. D. O., Pires, K. F., & Da Rocha, A. F. (2011). On the behavior of surface electromyographic variables during the menstrual cycle. *Physiological Measurement*, 32(5), 543–557. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/32/5/004>
- Solli, G. S., Sandbakk, S. B., Noordhof, D. A., Ihalainen, J. K., & Sandbakk, Ø. (2020). Changes in Self-Reported Physical Fitness, Performance, and Side Effects Across the Phases of the Menstrual Cycle Among Competitive Endurance Athletes. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 15(9), 1324–1333. <https://doi.org/10.1123/IJSP.2019-0616>
- Stamos, D., Sapouna, V., Astraka, K. M., Thanopoulou, S., Giannakis, I., Pantou, A., Baltogiannis, D., Paschopoulos, M., Sofikitis, N., & Zachariou, A. (2025). Female Sexual Function and Pelvic Floor Muscle Training: A Narrative Review. *Cureus*, 17(6). <https://doi.org/10.7759/CUREUS.85751>
- Stanford, J. B., Schliep, K. C., Chang, C. P., O'Sullivan, J. P., & Porucznik, C. A. (2020). Comparison of woman-picked, expert-picked, and computer-picked Peak Day of cervical mucus with blinded urine luteinising hormone surge for concurrent identification of ovulation. *Paediatric and Perinatal Epidemiology*, 34(2), 105–113. <https://doi.org/10.1111/PPE.12642>
- Su, H., Yi, Y., Wei, T., Chang, T., & Cheng, C. (2017). Detection of ovulation, a review of currently available methods. *Bioengineering & Translational Medicine*, 2(3), 238–246. <https://doi.org/10.1002/btm2.10058>

- Sugino, N. (2014). Molecular mechanisms of luteinization. *Obstetrics & Gynecology Science*, 57(2), 93. <https://doi.org/10.5468/OGS.2014.57.2.93>
- Talasz, H., Kofler, M., Kalchschmid, E., Pretterklieber, M., & Lechleitner, M. (2010). Breathing with the pelvic floor? Correlation of pelvic floor muscle function and expiratory flows in healthy young nulliparous women. *International Urogynecology Journal*, 21(4), 475–481. <https://doi.org/10.1007/S00192-009-1060-1>
- Talasz, H., Kremser, C., Talasz, H. J., Kofler, M., & Rudisch, A. (2022). Breathing, (S)Training and the Pelvic Floor—A Basic Concept. *Healthcare (Switzerland)*, 10(6), 1035. <https://doi.org/10.3390/healthcare10061035>
- Talukdar, A., Baishya, R., & Das, B. (2025). Spirometric evaluation of lung function in different phases of menstrual cycle. *International Journal of Medicine and Public Health*, 15(1). <https://doi.org/10.70034/ijmedph.2025.1.2>
- Thereza Micussi, M., Pegado Freitas, R., Helouyse Angelo, P., Maria Soares, E., Maria LeMos, T., & Maria Maranhão, T. (2015). Is there a difference in the electromyographic activity of the pelvic floor muscles across the phases of the menstrual cycle? *Journal of Physical Therapy Science*, 27(7), 2233–2237. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.2233>
- Thomaz, R. P., Colla, C., Darski, C., & Paiva, L. L. (2018). Influence of pelvic floor muscle fatigue on stress urinary incontinence: a systematic review. *International Urogynecology Journal*, 29(2), 197–204. <https://doi.org/10.1007/S00192-017-3538-6>
- Tim, S., & Mazur-Bialy, A. I. (2021). The Most Common Functional Disorders and Factors Affecting Female Pelvic Floor. *Life (Basel, Switzerland)*, 11(12). <https://doi.org/10.3390/LIFE11121397>
- Tosun, Ö. Ç., Mutlu, E. K., Tosun, G., Ergenoğlu, A. M., Yeniel, A. Ö., Malkoç, M., Aşkar, N., & İtil, İ. M. (2015). Do stages of menopause affect the outcomes of pelvic floor muscle training? *Menopause (New York, N.Y.)*, 22(2), 175–184. <https://doi.org/10.1097/GME.0000000000000278>
- Vargas, C., Lutz, M., Papuzinski, C., & Arancibia, M. (2020). Gender, women and scientific research. *Medwave*, 20(02). <https://doi.org/10.5867/medwave.2020.02.7857>

- Vita, M., Sedlackova, Z., Herman, M., Furst, T., Smekal, D., & Cech, Z. (2019). Influence of female hormones on fascia elasticity: An elastography study. *Clinical Anatomy*, 32(7), 941–947. <https://doi.org/10.1002/ca.23428>
- Vodušek, D. B. (2004). Anatomy and neurocontrol of the pelvic floor. *Digestion*, 69(2), 87–92. <https://doi.org/10.1159/000077874>
- Wang, Y., Park, J., Zhang, C. Y., Jukic, A. M. Z., Baird, D. D., Coull, B. A., Hauser, R., Mahalingaiah, S., Zhang, S., & Curry, C. L. (2025). Performance of algorithms using wrist temperature for retrospective ovulation day estimate and next menses start day prediction: a prospective cohort study. *Human Reproduction (Oxford, England)*, 40(3), 469–478. <https://doi.org/10.1093/HUMREP/DEAF005>
- Wegrzynowicz, A. K., Eyvazzadeh, A., & Beckley, A. (2024). Current Ovulation and Luteal Phase Tracking Methods and Technologies for Fertility and Family Planning: A Review. *Seminars in Reproductive Medicine*, 42(2), 100–111. <https://doi.org/10.1055/S-0044-1791190>
- Weintraub, A. Y., Gliner, H., & Marcus-Braun, N. (2020). Narrative review of the epidemiology, diagnosis and pathophysiology of pelvic organ prolapse. *International Braz J Urol*, 46(1), 5–14. <https://doi.org/10.1590/S1677-5538.IBJU.2018.0581>
- Wideman, L., Montgomery, M. M., Levine, B. J., Beynon, B. D., & Shultz, S. J. (2013). Accuracy of Calendar-Based Methods for Assigning Menstrual Cycle Phase in Women. *Sports Health*, 5(2), 143. <https://doi.org/10.1177/1941738112469930>
- Yamazaki, T., Maruyama, S., Sato, Y., Suzuki, Y., Shimizu, S., Kaneko, F., Ikezu, M., Matsuzawa, K., & Edama, M. (2021). A preliminary study exploring the change in ankle joint laxity and general joint laxity during the menstrual cycle in cis women. *Journal of Foot and Ankle Research*, 14(1). <https://doi.org/10.1186/s13047-021-00459-7>
- Yang, X., Wang, X., Gao, Z., Li, L., Lin, H., Wang, H., Zhou, H., Tian, D., Zhang, Q., & Shen, J. (2022). The Anatomical Pathogenesis of Stress Urinary Incontinence in Women. *Medicina* 2023, Vol. 59, Page 5, 59(1), 5. <https://doi.org/10.3390/MEDICINA59010005>
- Yeh, P. T., Kennedy, C. E., Van Der Poel, S., Matsaseng, T., Bernard, L., & Narasimhan, M. (2019). Should home-based ovulation predictor kits be offered as an additional approach for fertility management for women and couples desiring pregnancy? A

systematic review and meta-Analysis. *BMJ Global Health*, 4(2).
<https://doi.org/10.1136/bmjgh-2019-001403>

Yim, J. E., Petrofsky, J., & Lee, H. (2018). Correlation between mechanical properties of the ankle muscles and postural sway during the menstrual cycle. *Tohoku Journal of Experimental Medicine*, 244(3), 201–207. <https://doi.org/10.1620/tjem.244.201>

Yiou, R., & Delmas, V. (2013). Functional anatomy of the pelvic floor. *Le Journal Medical Libanais. The Lebanese Medical Journal*, 61(1), 4–12.
<https://doi.org/10.12816/0000396>

Yu, W., Panossian, V., Hatch, J., Liu, S. H., & Finerman, G. A. (2001). Combined Effects of Estrogen and Progesterone on the Anterior Cruciate Ligament. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 383, 268–281.

Zhu, T. Y., Rothenbühler, M., Hamvas, G., Hofmann, A., Welter, J. E., Kahr, M., Kimmich, N., Shilaih, M., & Leeners, B. (2021). The accuracy of wrist skin temperature in detecting ovulation compared to basal body temperature: Prospective comparative diagnostic accuracy study. *Journal of Medical Internet Research*, 23(6), e20710.
<https://doi.org/10.2196/20710>

Anexos

Anexo 1. Aprobación del Comité de Ética de la Investigación



Dr. Francisco López Muñoz, Presidente del Comité de Ética de la Investigación de la Universidad Camilo José Cela (CEI-UCJC)

CERTIFICA

Que, analizada la propuesta de investigación titulada *Influencia del ciclo hormonal en la musculatura del suelo pélvico*, con código: 04_23_CiSP (investigadora principal: D^a. Cristina Ojedo Martín).

Se acordó por unanimidad, al considerar correctos y adecuados los aspectos éticos, metodológicos y legales del estudio, la aprobación de este por el CEI-UCJC.

Y para que conste, se expide el presente certificado en Madrid, a 12 de abril de 2023.

LOPEZ MUÑOZ
FRANCISCO -
70733848Q

Firmado digitalmente por LOPEZ
MUÑOZ FRANCISCO -
70733848Q
Fecha: 2023.04.12 12:50:27
+02'00'

Fdo. Dr. Francisco López Muñoz
Presidente

Anexo 2. Artículo 1. At what point in the menstrual cycle are the pelvic floor muscles at their weakest?

Article

At What Point in the Menstrual Cycle Are the Pelvic Floor Muscles at Their Weakest?

Cristina Ojedo-Martín ^{1,2}, Elena Sonsoles Rodríguez-López ^{1,2,*}, María Barbaño Acevedo-Gómez ¹,
Edurne Úbeda-D'Ocasar ^{1,2}, María Victoria de-Diego ³ and Beatriz Lara ⁴

¹ Physiotherapy and Health Research Group (FYSA), Department of Physiotherapy, Faculty of Health Sciences-HM Hospitals, University Camilo José Cela, 28014 Madrid, Spain; cojedo@ucjc.edu (C.O.-M.); acevedogomez.maria@gmail.com (M.B.A.-G.); eubeda@ucjc.edu (E.Ú.-D.)

² Department of Physiotherapy, Faculty of Health Sciences-HM Hospitals, University Camilo José Cela, 28014 Madrid, Spain

³ Exeltis, 28108 Madrid, Spain; victoriadediego@hotmail.com

⁴ Exercise Physiology Laboratory, Faculty of Health Sciences-HM Hospitals, University Camilo José Cela, 28014 Madrid, Spain; blara@ucjc.edu

* Correspondence: esrodriguez@ucjc.edu

Abstract: Pelvic floor muscle (PFM) strength is a critical factor for optimal pelvic floor function. Fluctuations in strength values based on different phases of the menstrual cycle (MC) could signify a need for a paradigm shift in evaluating, approaching, and planning training. This research aims to examine and contrast the pelvic floor muscle strength during different phases of the menstrual cycle. A prospective observational study employing digital assessment with the modified Oxford scale and vaginal dynamometry measurements was performed, in order to assess the baseline strength and the contraction strength of the PFMs in eumenorrheic females at three different phases of the MC: the early follicular phase (EFP), the late follicular phase (LFP), and the mid-luteal phase (MLP). During two complete cycles, tympanic temperature and body weight were measured and the urinary luteinizing hormone concentration was tested to determine the time of ovulation. In total, 216 dynamometric measurements of PFM strength were obtained from eighteen nulliparous women (25.72 ± 5.03 years). There were no differences between the baseline strength ($p = 0.886$) and the contraction strength ($p = 0.756$) with the dynamometric speculum. In the post hoc analysis, the baseline strength, contraction strength, and strength showed no significant differences between MC phases. As no differences in PFM strength in women were found, the PFMs do not seem to be weaker at any time during the menstrual cycle. It appears that the assessment, establishment, and monitoring of a PFM training program could be initiated at any point in the cycle.

Keywords: pelvic floor; strength; dynamometry; menstrual; hormones



Citation: Ojedo-Martín, C.; Rodríguez-López, E.S.; Acevedo-Gómez, M.B.; Úbeda-D'Ocasar, E.; de-Diego, M.V.; Lara, B. At What Point in the Menstrual Cycle Are the Pelvic Floor Muscles at Their Weakest? *J. Funct. Morphol. Kinesiol.* **2024**, *9*, 135. <https://doi.org/10.3390/jfmk9030135>

Academic Editor: Roland Van den Tillaar

Received: 15 July 2024

Revised: 2 August 2024

Accepted: 6 August 2024

Published: 8 August 2024



Copyright: © 2024 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

Variations in female hormones throughout the menstrual cycle (MC) can impact various aspects of the cardiovascular, respiratory, thermoregulatory, and metabolic systems. Thus, they can also affect the physiology of the musculoskeletal system, due to the proven presence of estrogen and progesterone receptors in bones, skeletal muscles, ligaments, and the nervous system [1]. Research has suggested that estrogen can lead to a decline in muscular stiffness [2] and to increased muscle strength [3]. The MC is commonly divided into the follicular phase, with low levels of estrogen and progesterone; the ovulation phase, with high estrogen levels; and the luteal phase, characterized by high levels of both estrogen and progesterone [4].

Muscle performance during the MC has been evaluated [5–7]; however, the literature has not provided a robust conclusion regarding the impact of the MC on physical performance variations. There is no consensus on how the MC affects muscle flexibility and

strength [8–10]. However, the decrease in estrogen levels—such as during the climacteric period—is linked to a weakening of the pelvic floor muscles (PFMs) and the possible development of urogynecological dysfunction such as urge incontinence [11]. Although it is challenging to distinguish the impact of decreasing estrogen levels during menopause from the overall aging process, there is evidence that the pelvic organs and their supportive muscular and connective tissues respond to estrogen [12].

The adverse effects of progesterone on female urinary tract function have been observed, as it is associated with heightened adrenergic tone leading to reduced tone in the ureters, urethra, and bladder. This may contribute to the exacerbation of urinary symptoms during the secretory phase of the MC. Additionally, progesterone might be linked to an increase in urgency during pregnancy; however, the exact mechanism remains unclear [13]. Sánchez et al. [14] have shown that the somatovisceral reflexes related to the bladder, urethra, and PFM are influenced by ovarian hormones, particularly estrogens. Their research emphasized the importance of understanding how estrogen impacts pubococcygeus muscle activity during urination. After menopause, women suffer a more rapid loss of muscle mass and, consequently, of strength. This fact could be explained, in part, by the decrease in satellite cells in skeletal muscle due to estrogen deficiency and its consequent decrease in estrogen receptor signaling [15,16]. However, the possible influence of progesterone on age-related skeletal muscle loss is unclear [17].

Pelvic floor training in women is essential to maintain good urogenital health and prevent dysfunctions such as urinary incontinence, fecal incontinence, organ prolapse, sexual dysfunction [18–20], or neurological problems such as pudendal neuralgia [21]. This set of muscles and tissues supports the pelvic organs, such as the bladder, uterus and rectum, and strengthening it can optimize PFM function. Pelvic floor dysfunction is a universal health problem with important implications for the family, economic, and social lives of those who suffer from them [22]. Individuals experiencing pelvic floor dysfunction confront multidimensional challenges that negatively affect diverse domains of their lives, thereby diminishing their overall quality of life. This encompasses notable impacts on sleep, physical function, and sexual activities [23]. These conditions affect between one in three to one in four women [24,25]. Understanding the potential influence of the hormonal cycle on PFM competence is crucial.

PFM assessment methods are diverse and minimally invasive, such as digital palpation, the use of translabial or intracavitary ultrasound, intravaginal clinical dynamometer, surface electromyography, or magnetic resonance imaging [26–28]. The International Continence Society does not currently consider any of the above methods to be the “gold standard” for measuring PFM strength [26]. Vaginal examination and force measurement are methods used to assess the strength of the PFMs [29–31]. Intravaginal palpation can be used to quantify pelvic floor muscle strength through checking the vaginal closing pressure. The modified Oxford scale (MOS) is a commonly employed technique to measure and evaluate pelvic floor muscle contraction and relaxation levels [32,33], which has good intra-observer reliability but its inter-observer reliability has been disputed [30]. Vaginal dynamometry assesses muscle strength using a speculum to measure the maximum force produced during PFM contraction [31,33] and appears to have strong intra-examiner [27] and inter-examiner agreement [32].

Fluctuations in strength values based on different phases of the cycle could signify a need for a paradigm shift in evaluating, approaching, and planning training regimens. Therefore, the objective of this study is to examine and contrast the pelvic floor muscle strength during different phases of the menstrual cycle in eumenorrheic women.

2. Materials and Methods

2.1. Study Design

A prospective observational study with an analytical approach was conducted, utilizing digital palpation and dynamometry techniques for data collection during three sessions at three different phases of the MC to assess PFM strength. The Ethics Committee of

University Camilo José Cela (04_23_CISP, 12 April 2023; Madrid, Spain) approved this research. All women who started the study signed the informed consent form and obtained detailed information about the research planning.

2.2. Participants

To recruit participants, an advertisement with information about the study was published on the university campus of the Camilo José Cela University and on the university's application for students and staff, such that they could contact us in case of interest. We subsequently conducted a phone interview with the women who expressed interest to verify their eligibility, followed by an in-person interview for documentation and material distribution.

The inclusion criteria included women aged 18–35 years with regular menstrual cycles (self-reported length of 21–35 days [34,35] for each cycle for the past six months), nulliparous, with no history of taking oral contraceptives or any hormone-altering drug (including implants and patches) within the past six months, a body mass index (BMI) between 18 and 30, and a fat percentage between 18% and 35%. The study excluded pregnant women as well as those with pelvic organ prolapse, active or recurring genitourinary tract infections, urgent urinary incontinence, or polycystic ovary syndrome [36,37]; women experiencing psychological aversion, physical inability, or excessive vaginal muscle tension that precludes the insertion of a vaginal speculum [27,30,31]; those with a history of urogynecologic surgery, degenerative neurological disease, or any disease that could interfere with the measurement of the strength of the PFM; and those using analgesics or muscle relaxants. All participants attended three sessions for data collection.

2.3. Instrumentation and Data Collection

2.3.1. Verification of Menstrual Cycle Phase

According to the hormonal fluctuations, three phases were recognized for measurements: early follicular phase (days 1–3 of the cycle, EFP), late follicular phase/ovulatory phase (days 13–14 of the cycle, LFP), and mid-luteal phase (day 21 of the cycle, MLP).

An initial gynecological assessment was carried out to rule out any of the exclusion criteria and to verify the MC phase with follicular scanning via transvaginal ultrasonography. Transvaginal ultrasound is the first choice for observing the ovary [38,39].

The participants used the calendar-based counting method to identify phases of the MC. This information was obtained using a mobile application (Mycalendar®, Period-tracker, Simple Design Ltd., Dewsbury, England) [40]. During the first contact with the participants, we introduced them to the application and asked them to record the dates of their last cycles. The duration of the MC was recorded for a minimum of four months for valid characterization. This was possible, as the measurements began at least four months after the first interview. Basal body temperature (BBT) and body mass changes were measured and recorded every morning immediately after waking up, using a digital tympanic thermometer (B08CH7BF7Y) and a digital scale (B0786KCWFJ). Participants collected these data for two complete MCs. Finally, measurement of the luteinizing hormone (LH) surge in urine was recorded. The women in this study used an ovulation predictor kit (B0872BL6FG) and their urine was collected at the same time of day (mid-morning) from day 9 of the MC until a positive test result occurred. The test results were sent by photo to the investigator, in order to avoid misinterpretation. In most cases, ovulation has been shown to occur within 14–26 h of the urinary LH peak [41]. Ultrasonographic measurements of ovarian volume, antral follicle, and endometrium thickness were collected to verify the MC phase with ultrasound (Samsung® HS40, Suwon, Republic of Korea).

All these methods helped to align the participants' cycles; therefore, despite different cycle lengths, participants performed testing in the same cycle phases. The order of the first MC phase was randomized for each participant and counterbalanced (five started in the EFP, seven started in the LFP, and six started in the MLP). Simple randomization was performed using computer-generated random numbers (randomizer.org), and each

participant was scheduled for her first measurement based on the phase of the cycle in which she was assigned.

2.3.2. Sociodemographic Data and Questionnaires

On the day that the participants were scheduled to receive the material, book the scheduled appointments, and be evaluated by the gynecologist, they were measured using a body composition analyzer (Tanita BF 350, Tanita Corporation, Tokio, Japan), where their weight and fat percentage were recorded.

Additionally, the women engaged in an online questionnaire distributed through the Survey Monkey[®] platform (San Mateo, CA, USA), with the aim of collecting anthropometric and sociodemographic data, their medical history (common diseases, urinary tract infections, gynecological and obstetric history), various information on their menstrual cycles (duration, days of menstruation, age, weight, height and BMI) and physical activity through the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) [42].

2.3.3. First PFM Assessment: The Modified Oxford Scale (MOS)

The participants, with empty bladders, were positioned in a supine orientation on a stretcher. Pillows were placed under the head and hips, and the knees were gently flexed and supported by a roller. The lumbar spine was maintained in a neutral alignment. A bidigital examination involving the use of a lubricant was conducted to evaluate the global voluntary contractility of the pelvic floor muscles by an expert physiotherapist, who was unaware of the participant's cycle phase.

Women received instruction and guidance on the proper technique for performing a voluntary contraction of the pelvic floor muscles, including education on pelvic floor anatomy and function, using models or drawings if necessary. The closing pressure at the vaginal level and the contractile capacity of the PFMs were also verified by means of visual inspection and internal palpation, for which the subject was asked to pull the PFMs inward and upward with as much force as possible. In situations where the participant did not exhibit the appropriate muscle contraction, they were instructed to perform it correctly using biofeedback, avoiding any parasitic contractions or pelvic displacement.

MOS grades pelvic floor strength into 6 levels, from 0, referring to no contraction, to 5, which is an elevation of the PFMs against the manual resistance of the physiotherapist. [43,44].

2.3.4. Second PFM Assessment: Intravaginal Clinical Dynamometry

The strength of the PFM was assessed using a clinical dynamometer constructed from acrylonitrile butadiene styrene and polycarbonate materials (Pelvibex[®], Hernani, Spain, P201130449), comprising an adjustable vaginal speculum (8.5 cm long, 2 cm wide, 26 mm diameter and 12 g weight of speculum branches), where an inductive displacement sensor was connected to a spring of established rigidity [31]. The speculum was introduced into the vaginal cavity respecting its anatomical orientation and in its closed position and, once the two branches were introduced, they were allowed to open. The two branches opened at an angle [27]. The force exerted by the women was measured in Newtons (N). The dynamometer demonstrated high intrarater reliability of 0.942 and interrater reliability of 0.937. This intravaginal clinical dynamometer used to quantify pelvic floor muscle strength exhibits good reliability and validity [31].

The speculum was for individual use, and prior to evaluation, the speculum branches were properly disinfected (Steranius 2%) and covered with a speculum-specific sheath (two-finger gloves of opaque polyethylene for gynecological examination, Legueu[®] type) and water-soluble gel (Sulky[®], Kennesaw, GA, USA). Two consecutive measurements of PFM contraction force were recorded using the dynamometric speculum. The rest period between the two measurements was 30 s. Two values were recorded for each measurement: the baseline value of the passive force exerted by the PFM after 5 s of opening the two blades of the speculum in the vaginal canal (baseline strength) and the maximal voluntary contraction recorded by the device for 10 s (contraction strength) [27,31,43].

The instruction given was “squeeze the pelvic floor muscles as hard as you can” [45]. The strength of PFM contraction was measured as the difference between the maximal voluntary contraction strength and the baseline resting strength. The three variables, following the definition of Romero-Cullerés [27], are represented as baseline strength, contraction strength, and strength. All measurements were performed by a single evaluator—namely, a physiotherapist specializing in pelvic floor rehabilitation with more than 10 years of experience—who was unaware of the participant’s cycle phase.

2.4. Data Analysis

The G*power software version 3.1.9.6 (Kiel University, Kiel, Germany) was used to calculate the sample size. Then, a two-tailed hypothesis with an effect size of 0.80, an α error probability of 0.01, and statistical power of 0.99 were employed for the sample size calculation. According to these parameters, eighteen participants were necessary to complete this study. The sample size used in previous similar research was also considered [43,44].

The researchers employed IBM Statistics Package for Social Science, v.26 (IBM Corp, New York, NY, USA). The data are described using mean and standard deviation, with a 95% confidence interval (95% CI). The normality was tested using Shapiro–Wilk tests. The Friedman test was used to compare the dynamometric values across different menstrual phases. To further investigate differences between specific time points, the Games–Howell post hoc procedure was employed. Additionally, Pearson’s correlation coefficient was calculated to assess the relationships among the quantitative variables. The confidence level was set at 95%, and the threshold for statistical significance was $p < 0.05$.

3. Results

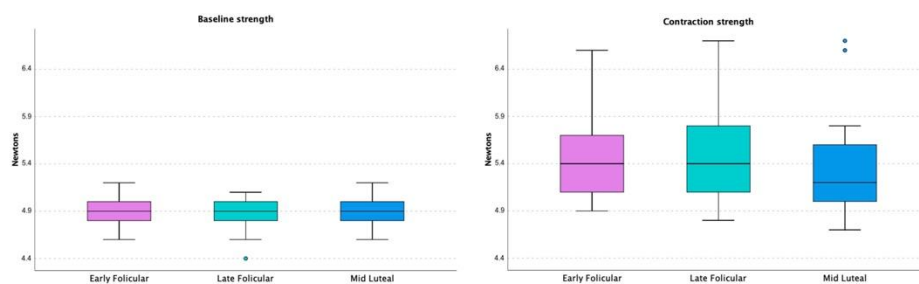
A total of twenty-two women were recruited, four of whom were excluded from the study. One of them was due to vaginismus and an inability to insert the dynamometric speculum, one due to a tight hymenal ring, and two did not complete all three measurements. All participants were nulliparous and seventeen of them were nulligravidae. The final sample comprised 18 nulliparous females with a mean age of 25.72 (5.03) years, body mass of 60.81 (11.57) kilograms, body height of 1.65 (0.07) meters, a body mass index (BMI) of 22.13 (3.26) kg/m², and a body fat percentage of 26.85 (6.30) percent. The average length of the MC was 28.61 (1.03) days, with a range of 28–31 days, and the mean duration of menstruation was 4.88 (1.07) days, with a range of 3–7. The mean age at menarche was 12.55 (1.61) years, with a range of 10–16 years. Two women presented with constipation and three experienced stress UI, and none had undergone gynecological surgery. Five women had suffered from a urinary tract infection in the past, but none suffered from recurrent urinary tract infections. Ten reported experiencing painful menstruation, and eleven detailed experiencing premenstrual syndrome (PMS). Among them, two were professional sportswomen, two had been professional sportswomen in the past, and twelve engaged in regular physical activity. The level of physical activity performed by the participants, according to the self-reported IPAQ, indicated that seven women performed a high level, seven of them a moderate level, and four a low level of physical activity. Eight of them reported playing sports such as soccer, swimming, volleyball, and athletics. All participants were white people. A total of 216 dynamometric measurements were carried out in the different phases of the MC.

According to the MC phase, Table 1 shows the PFM strength measured with the dynamometric speculum and the score on the modified Oxford Grading Scale for each phase. Similar values were obtained in the first and second measurements ($p > 0.05$). The analysis was not significant ($p > 0.05$), indicating that there were no differences between the initial measurement and the contraction force with the dynamometric speculum. In the post hoc analysis, the baseline strength, contraction strength, and strength did not significantly differ between MC phases (Figure 1). There were no significant differences in measurements according to stress UI, constipation, menarche, painful menstruation, PMS, or level of physical activity.

Table 1. PFM strength measured with the modified Oxford Grading Scale and dynamometric speculum, according to the menstrual cycle phase.

	EFP			LFP			MLP			
	Mean (SD)	95% CI	<i>p</i> Value ^a	Mean (SD)	95% CI	<i>p</i> Value ^a	Mean (SD)	95% CI	<i>p</i> Value ^a	Between Phases <i>p</i> Value ^b
Strength (Modified Oxford Grading Scale)	3.67 (0.49)	(3.43–3.91)	-	3.67 (0.59)	(3.37–3.96)	-	3.56 (0.62)	(3.25–3.86)	-	0.449
Baseline strength (N) 1st measurement *	4.84 (0.10)	(4.79–4.89)	0.333	4.91 (0.18)	(4.81–5.00)	0.790	4.83 (0.12)	(4.77–4.89)	0.248	0.513
Baseline strength (N) 2nd measurement *	4.91 (0.15)	(4.84–4.99)		4.89 (0.18)	(4.80–4.98)		4.87 (0.16)	(4.79–4.95)		0.886
Contraction strength (N) 1st measurement *	5.25 (0.30)	(5.10–5.40)	0.230	5.44 (0.68)	(5.11–5.78)	0.381	5.42 (0.74)	(5.05–5.78)	0.321	0.407
Contraction strength (N) 2nd measurement *	5.46 (0.47)	(5.22–5.69)		5.52 (0.54)	(5.25–5.79)		5.47 (0.66)	(5.14–5.80)		0.756
Strength (N) 1st measurement *	0.41 (0.29)	(0.27–0.55)	0.327	0.54 (0.69)	(0.20–0.89)	0.414	0.58 (0.79)	(0.19–0.98)	0.775	0.727
Strength (N) 2nd measurement *	0.54 (0.53)	(0.28–0.81)		0.63 (0.59)	(0.33–0.92)		0.60 (0.74)	(0.23–0.97)		0.717

CI, Confidence interval; EFP, Early follicular phase; LFP, Late follicular phase; MLP, Mid luteal phase; N, Newtons; SD, Standard deviation. * PFM strength measured with the dynamometric speculum. Data from continuous variables are presented as the mean (standard deviation). Significance level was set at $p < 0.05$. (a) Difference between 1st and 2nd measurement according to the *p* value based on the Games–Howell post hoc test. (b) Difference between phases according to the *p* value based on Friedman test.

**Figure 1.** Representation of PFM strength according to menstrual cycle phase. The graph shows a box plot with measures of baseline strength (left) and contraction strength (right) in Newtons.

Significant direct associations in the three phases of the MC were found between the maximum voluntary strength, the strength between measurements, and the score on the MOS ($p < 0.05$). During the EFP, younger women seemed to have more PFM strength ($r = -0.558$; $p = 0.016$); furthermore, the baseline strength seemed to be lower when women had a higher weight ($r = -0.713$; $p = 0.001$) and a higher BMI ($r = -0.604$; $p = 0.008$).

4. Discussion

This study sought to assess the influence of hormonal fluctuations on PFM strength measured by intravaginal dynamometer. The results suggest that the MC does not seem to modify the passive component and the strength of the PFM.

In terms of the assessment conducted, there were no notable disparities observed between the initial and subsequent measurements. This could imply that an adequate amount of time was allowed for rest in between these assessments. Our procedure involved a 30 s interval of rest between the two measurements.

Previous research yielded comparable findings when employing rest periods of 30 s [27], 1 min [46], 2 min [47,48], and 3 min [32]. The consistent and reliable measurements indicate that dynamometers are a dependable means of evaluating PFM function [49].

In line with previous studies [46,50], no statistically significant differences were found in the phases of the MC. Dos Reis et al. [46] obtained similar results when comparing the three measurements between 7-day intervals, although the study was based on the reliability of dynamometric variables. The only variable in which they obtained significant differences was the impulse of contraction of the PFM. This variable could not be used in our study, as we used a different dynamometer. Micussi et al. [50] evaluated the muscle tone and maximum voluntary contraction of PFMs using surface electromyography. The maximum voluntary contraction was not different across phases, but muscle tone was significantly lower during the follicular and ovulatory phases than the luteal phase. Our findings did not indicate these differences, although it is important to highlight that electromyography assesses the electrical activity of muscle membranes stimulated by neuromuscular activation, thus representing a more reliable measurement tool.

Before the measurements, participants in our study were given directions to become acquainted with the tasks but were specifically instructed not to engage in pelvic floor exercises during this time. This was done to ensure that any potential changes in active strength could not be attributed to learning effects.

The baseline strength measured in our study did not change during the phases. The passive force exerted by the walls of the vagina is due to its tubular anatomical arrangement and to the fact that it is supported by the PFMs and connective tissue, such that its viscoelastic component varies between subjects. The clinical dynamometer used had two branches that opened at an angle and produced reliable measurements of passive PFM properties [51]. There were no differences between the first and second measurements of baseline strength and contraction strength. Czyrnyj et al. [52] reported that task familiarization did not significantly influence the active or passive properties of the pelvic floor muscles, as measured through intravaginal dynamometry, in a sample of nulliparous women, as compared to the findings in this study.

In our results, younger women seemed to have more PFM strength during the EFP. Although there are no studies correlating age between the phases of the MC, Quarty E. et al. [53] described the maximum strength and endurance in PFM of continent women, and they found no correlation between maximum strength of the PFM and age, although they did find greater endurance in the PFM of women older than 40 years, relating this fact to the increase in the proportion of type I fibers in the levator ani muscle. Another study [54] that analyzed the functional changes of PFM in different reproductive states of women only found a significantly lower basal PFM tone in multiparous women and in women over 46 years old. In addition, we found that baseline strength appeared to be lower when women had higher weight and BMI, also during the EFP. This finding could be related to the existing evidence that higher body weight increases the risk of urinary incontinence [55], but our sample size is too small to obtain conclusive data.

The role of estrogen in the metabolism of collagen influences changes in the concentration and quality of collagen, as well as the morphology of connective tissue [56]. The main component of connective tissue is collagen, more specifically focusing on the fascia and ligaments of the pelvic region [57]. From this perspective, passive force (baseline strength) could have been influenced by hormonal changes during the MC, but no changes were found. Vita et al. [58] examined the influence of female hormones on the thickness and elasticity of the fasciae in users and non-users of hormonal contraceptives and found a borderline significant difference between the first (during the first 5 days of the MC) and second (between day 9 and day 13) measurements of the fascia lata among the non-users, and no significant changes in the thicknesses of the thoracolumbar and plantar fasciae.

Other research has produced comparable findings when examining the impact of the MC on different muscle groups. Piasecky et al. [59] conducted a study to investigate potential changes in neuromuscular function and performance of the vastus lateralis motor

unit using intramuscular electromyography across the MC in women with regular periods, revealing that there were no significant alterations observed in knee extensor muscle strength, power, and force control. Another research [60] examined the diversity in vertical jump measurements and running distance but found no discernible distinctions. Pelvic floor dysfunction in neurological conditions can worsen neurological issues associated with bladder and bowel control, and precise evaluation of these disorders may improve the effectiveness of rehabilitation interventions [61].

Recent systematic reviews and meta-analyses have emphasized the absence of consistent high-quality research, as well as a largely negligible difference in strength throughout the eumenorrheic cycle [5,6,62].

Concerning the clinical application of these results, the absence of changes in baseline strength and contraction strength recorded in the different phases indicates that it could be possible to perform a clinical assessment at any time during the female cycle, without doubting a possible hormonal influence.

Strengths and Limitation

To the best of our knowledge, this is the first study to report adaptations of PFM strength using an intravaginal dynamometer across three timepoints of the MC, including monitoring and detection of the luteinizing hormone surge associated with ovulation. However, the measurement of serum estrogen and progesterone concentrations was not conducted during the luteal phase. This test is essential for confirming a regular ovulatory cycle, in accordance with recommended criteria for experimental procedures across the MC [63]. It would also be interesting to carry out measurements in women in the climatic or menopause stages.

A relevant fact is that the measurements in this study were performed only in the supine decubitus position, without performing any movement or using any other posture. Therefore, the results may change if the strength were evaluated during any activity or posture. To mitigate potential learning effects, the menstrual cycle phase during which participants commenced their measurements was randomized.

The sample consisted of physically active white women, which may make it difficult to generalize the results, thus reducing their external validity. PMS and dysmenorrhea were self-reported; validated questionnaires should be used to confirm the presence of PMS and dysmenorrhea in future research.

5. Conclusions

Pelvic floor muscle strength in women seem to remain consistent across the different phases of the menstrual cycle and between measurements. Although hormonal influence may determine changes in the active or passive PFM properties during the menstrual cycle, the PFMs do not seem to be weaker at any time during the menstrual cycle, according to our results. It appears that the clinical assessment, establishment, and monitoring of a PFM training program could be initiated at any point in the cycle.

To the best of our knowledge, this is the first time that a dynamometric study has been performed during the different phases of the menstrual cycle, and health professionals should conduct clinical studies in which pelvic floor strength is studied during different activities to continue research on this important factor for women.

Author Contributions: Conceptualization, C.O.-M., B.L., M.V.d.-D. and E.S.R.-L.; methodology, C.O.-M., B.L., M.V.d.-D. and E.S.R.-L.; formal analysis, C.O.-M. and E.S.R.-L.; investigation, C.O.-M., E.Ú.-D. and M.B.A.-G.; resources, C.O.-M., B.L., E.S.R.-L. and M.B.A.-G.; data curation, C.O.-M., B.L., E.S.R.-L. and M.B.A.-G.; writing—original draft preparation, C.O.-M., B.L. and E.S.R.-L.; writing—review and editing, C.O.-M., B.L., E.Ú.-D., M.V.d.-D., E.S.R.-L. and M.B.A.-G.; supervision, C.O.-M.; project administration, C.O.-M. and E.S.R.-L.; funding acquisition, C.O.-M. and E.S.R.-L. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research project, with the acronym CiSP, was financed with funds from the X Research Call of the University Camilo José Cela.

Institutional Review Board Statement: This study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and approved by the Ethics Committee of University Camilo José Cela (Code 04_23_CISP, 12 April 2023; Madrid, Spain).

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in this study.

Data Availability Statement: The data presented in this study are available upon request from the corresponding author. The data are not publicly available due to privacy and ethical restrictions.

Acknowledgments: We are grateful to the ATM Group (Technical Advances in Medicine) for providing the necessary resources for this research project.

Conflicts of Interest: Author María Victoria de-Diego is employed by the company Exeltis. The remaining authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

References

- Barros, R.P.A.; Gustafsson, J.Å. Estrogen Receptors and the Metabolic Network. *Cell Metab.* **2011**, *14*, 289–299. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Bell, D.R.; Blackburn, J.T.; Norcorss, M.F.; Ondrak, K.S.; Hudson, J.D.; Hackney, A.C.; Padua, D.A. Estrogen and Muscle Stiffness Have a Negative Relationship in Females. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* **2012**, *20*, 361–367. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Lowe, D.A.; Baltgalvis, K.A.; Greising, S.M. Mechanisms behind Estrogens' Beneficial Effect on Muscle Strength in Females. *Exerc. Sport. Sci. Rev.* **2010**, *38*, 61–67. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Shea, A.A.; Vitzthum, V.J. The Extent and Causes of Natural Variation in Menstrual Cycles: Integrating Empirically-Based Models of Ovarian Cycling into Research on Women's Health. *Drug Discov. Today Dis. Models* **2020**, *32*, 41–49. [\[CrossRef\]](#)
- McNulty, K.L.; Elliott-Sale, K.J.; Dolan, E.; Swinton, P.A.; Ansdell, P.; Goodall, S.; Thomas, K.; Hicks, K.M. The Effects of Menstrual Cycle Phase on Exercise Performance in Eumenorrheic Women: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med.* **2020**, *50*, 1813–1827. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Blagrove, R.C.; Bruinvels, G.; Pedlar, C.R. Variations in Strength-Related Measures during the Menstrual Cycle in Eumenorrheic Women: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J. Sci. Med. Sport* **2020**, *23*, 1220–1227. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Janse De Jonge, X.A.K. Effects of the Menstrual Cycle on Exercise Performance. *Sports Med.* **2003**, *33*, 833–851. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Bell, D.R.; Myrick, M.P.; Troy Blackburn, J.; Shultz, S.J.; Guskiewicz, K.M.; Padua, D.A. The Effect of Menstrual-Cycle Phase on Hamstring Extensibility and Muscle Stiffness. *J. Sport Rehabil.* **2009**, *18*, 553–563. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Janse De Jonge, X.A.K.; Boot, C.R.L.; Thom, J.M.; Ruell, P.A.; Thompson, M.W. The Influence of Menstrual Cycle Phase on Skeletal Muscle Contractile Characteristics in Humans. *J. Physiol.* **2001**, *530*, 161–166. [\[CrossRef\]](#)
- Miyazaki, M.; Maeda, S. Changes in Hamstring Flexibility and Muscle Strength during the Menstrual Cycle in Healthy Young Females. *J. Phys. Ther. Sci.* **2022**, *34*, 92–98. [\[CrossRef\]](#)
- Mannella, P.; Palla, G.; Bellini, M.; Simoncini, T. The Female Pelvic Floor through Midlife and Aging. *Maturitas* **2013**, *76*, 230–234. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Rahn, D.D.; Ward, R.M.; Sanses, T.V.; Carberry, C.; Mamik, M.M.; Meriwether, K.V.; Olivera, C.K.; Abed, H.; Balk, E.M.; Murphy, M. Vaginal Estrogen Use in Postmenopausal Women with Pelvic Floor Disorders: Systematic Review and Practice Guidelines. *Int. Urogynecol. J.* **2015**, *26*, 3–13. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Hexall, A.; Bidmead, J.; Cardozo, L.; Hooper, R. The Impact of the Menstrual Cycle on Urinary Symptoms and the Results of Urodynamic Investigation. *Br. J. Obstet. Gynaecol.* **2001**, *108*, 1193–1196. [\[CrossRef\]](#)
- Sánchez-García, O.; López-Juárez, R.; Corona-Quintanilla, D.L.; Ruiz, Á.C.; Martínez-Gómez, M.; Cuevas-Romero, E.; Castelán, F. Estrogens Influence Differentially on the Pelvic Floor Muscles Activation at Somatovisceral Reflexes Involved in Micturition of Rabbits. *Menopause* **2021**, *28*, 1287–1295. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Collins, B.C.; Arpke, R.W.; Larson, A.A.; Baumann, C.W.; Xie, N.; Cabelka, C.A.; Nash, N.L.; Juppi, H.K.; Laakkonen, E.K.; Sipilä, S.; et al. Estrogen Regulates the Satellite Cell Compartment in Females. *Cell Rep.* **2019**, *28*, 368–381.e6. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Ikeda, K.; Horie-Inoue, K.; Inoue, S. Functions of Estrogen and Estrogen Receptor Signaling on Skeletal Muscle. *J. Steroid Biochem. Mol. Biol.* **2019**, *191*, 105375. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Collins, B.C.; Laakkonen, E.K.; Lowe, D.A. Aging of the Musculoskeletal System: How the Loss of Estrogen Impacts Muscle Strength. *Bone* **2019**, *123*, 137–144. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Lasak, A.M.; Jean-Michel, M.; Le, P.U.; Durgam, R.; Harroche, J. The Role of Pelvic Floor Muscle Training in the Conservative and Surgical Management of Female Stress Urinary Incontinence: Does the Strength of the Pelvic Floor Muscles Matter? *PM&R* **2018**, *10*, 1198–1210. [\[CrossRef\]](#)

19. Wu, X.; Zheng, X.; Yi, X.; Lai, P.; Lan, Y. Electromyographic Biofeedback for Stress Urinary Incontinence or Pelvic Floor Dysfunction in Women: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Adv. Ther.* **2021**, *38*, 4163–4177. [\[CrossRef\]](#)
20. Jorge, C.H.; Bø, K.; Chiazuto Catai, C.; Oliveira Brito, L.G.; Driusso, P.; Kolberg Tennfjord, M. Pelvic Floor Muscle Training as Treatment for Female Sexual Dysfunction: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Am. J. Obstet. Gynecol.* **2024**, *231*, 51–66.e1. [\[CrossRef\]](#)
21. Chiaramonte, R.; Pavone, P.; Vecchio, M. Diagnosis, Rehabilitation and Preventive Strategies for Pudendal Neuropathy in Cyclists, A Systematic Review. *J. Funct. Morphol. Kinesiol.* **2021**, *6*, 42. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
22. Wallace, S.L.; Miller, L.D.; Mishra, K. Pelvic Floor Physical Therapy in the Treatment of Pelvic Floor Dysfunction in Women. *Curr. Opin. Obstet. Gynecol.* **2019**, *31*, 485–493. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
23. Rodríguez-Almagro, J.; Hernández Martínez, A.; Martínez-Vázquez, S.; Peinado Molina, R.A.; Bermejo-Cantarero, A.; Martínez-Galiano, J.M. A Qualitative Exploration of the Perceptions of Women Living with Pelvic Floor Disorders and Factors Related to Quality of Life. *J. Clin. Med.* **2024**, *13*, 1896. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
24. Haylen, B.T.; De Ridder, D.; Freeman, R.M.; Swift, S.E.; Berghmans, B.; Lee, J.; Monga, A.; Petri, E.; Rizk, D.E.; Sand, P.K.; et al. An International Urogynecological Association (IUGA)/International Continence Society (ICS) Joint Report on the Terminology for Female Pelvic Floor Dysfunction. *Int. Urogynecol. J.* **2010**, *21*, 5–26. [\[CrossRef\]](#)
25. Nygaard, I.; Barber, M.D.; Burgio, K.L.; Kenton, K.; Meikle, S.; Schaffer, J.; Spino, C.; Whitehead, W.E.; Wu, J.; Brody, D.J. Prevalence of Symptomatic Pelvic Floor Disorders in US Women. *JAMA* **2008**, *300*, 1311–1316. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
26. Frawley, H.; Shelly, B.; Morin, M.; Bernard, S.; Bø, K.; Digesu, G.A.; Dickinson, T.; Goonewardene, S.; McClurg, D.; Rahnama'i, M.S.; et al. An International Continence Society (ICS) Report on the Terminology for Pelvic Floor Muscle Assessment. *Neurourol. Urodyn.* **2021**, *40*, 1217–1260. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
27. Romero-Cullerés, G.; Peña-Pitarch, E.; Jané-Feixas, C.; Arnau, A.; Montesinos, J.; Abenoza-Guardiola, M. Intra-Rater Reliability and Diagnostic Accuracy of a New Vaginal Dynamometer to Measure Pelvic Floor Muscle Strength in Women With Urinary Incontinence. *Neurourol. Urodyn.* **2017**, *36*, 333–337. [\[CrossRef\]](#)
28. Huang, W.-C.; Yang, J.-M.; Chen, H.-F. Four-Dimensional Introital Ultrasound in Assessing Perioperative Pelvic Floor Muscle Functions of Women with Cystoceles | 4-Dimensionale Introitus-Sonografie Zur Beurteilung Der Perioperativen Funktion Der Beckenbodenmuskulatur Bei Frauen Mit Zystozelen. *Ultraschall Der Med.* **2021**, *42*, E31–E41. [\[CrossRef\]](#)
29. Palmezoni, V.P.; Santos, M.D.; Pereira, J.M.; Bernardes, B.T.; Pereira-Baldon, V.S.; Resende, A.P.M. Pelvic Floor Muscle Strength in Primigravidae and Non-Pregnant Nulliparous Women: A Comparative Study. *Int. Urogynecol. J.* **2017**, *28*, 131–137. [\[CrossRef\]](#)
30. Navarro Brazález, B.; Torres Lacomba, M.; de la Villa, P.; Sánchez Sánchez, B.; Prieto Gómez, V.; Asúnsolo Del Barco, Á.; McLean, L. The Evaluation of Pelvic Floor Muscle Strength in Women with Pelvic Floor Dysfunction: A Reliability and Correlation Study. *Neurourol. Urodyn.* **2018**, *37*, 269–277. [\[CrossRef\]](#)
31. Romero-Cullerés, G.; Peña-Pitarch, E.; Jané-Feixas, C.; Vilaseca-Grané, A.; Montesinos, J.; Arnau, A. Reliability and Diagnostic Accuracy of a New Vaginal Dynamometer to Measure Pelvic Floor Muscle Strength. *Female Pelvic Med. Reconstr. Surg.* **2020**, *26*, 514–519. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
32. Martinho, N.M.; Marques, J.; Silva, V.R.; Silva, S.L.A.; Carvalho, L.C.; Botelho, S. Intra and Inter-Rater Reliability Study of Pelvic Floor Muscle Dynamometric Measurements. *Braz. J. Phys. Ther.* **2015**, *19*, 97–104. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
33. Bo, K.; Frawley, H.C.; Haylen, B.T.; Abramov, Y.; Almeida, F.G.; Berghmans, B.; Bortolini, M.; Dumoulin, C.; Gomes, M.; McClurg, D.; et al. An International Urogynecological Association (IUGA)/International Continence Society (ICS) Joint Report on the Terminology for the Conservative and Nonpharmacological Management of Female Pelvic Floor Dysfunction. *Int. Urogynecol. J.* **2017**, *28*, 191–213. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
34. Reed, B.G.; Carr, B.R. The Normal Menstrual Cycle and the Control of Ovulation. In *Endotext*; MDText.com, Inc.: South Dartmouth, MA, USA, 2000.
35. Mittiku, Y.M.; Mekonen, H.; Wogie, G.; Tizazu, M.A.; Wake, G.E. Menstrual Irregularity and Its Associated Factors among College Students in Ethiopia, 2021. *Front. Glob. Womens Health* **2022**, *3*, 917643. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
36. Al Wattar, B.H.; Fisher, M.; Bevington, L.; Talaulikar, V.; Davies, M.; Conway, G.; Yasmin, E. Clinical Practice Guidelines on the Diagnosis and Management of Polycystic Ovary Syndrome: A Systematic Review and Quality Assessment Study. *J. Clin. Endocrinol. Metab.* **2021**, *106*, 2436–2446. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
37. Li, L.; Ge, H.; Zhou, J.; Wang, J.; Wang, L. Polycystic Ovary Syndrome and Adverse Pregnancy Outcomes: Potential Role of Decidual Function. *Drug Discov. Ther.* **2023**, *17*, 378–388. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
38. Leonhardt, H.; Gull, B.; Stener-Victorin, E.; Hellström, M. Ovarian Volume and Antral Follicle Count Assessed by MRI and Transvaginal Ultrasonography: A Methodological Study. *Acta Radiol.* **2014**, *55*, 248–256. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
39. Wang, S.J.; Zhang, M.M.; Duan, N.; Hu, X.Y.; Ren, S.; Cao, Y.Y.; Zhang, Y.P.; Wang, Z.Q. Using Transvaginal Ultrasonography and MRI to Evaluate Ovarian Volume and Follicle Count of Infertile Women: A Comparative Study. *Clin. Radiol.* **2022**, *77*, 621–627. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
40. Romero-Moraleda, B.; Del Coso, J.; Gutiérrez-Hellin, J.; Ruiz-Moreno, C.; Grgic, J.; Lara, B. Influence Of The Menstrual Cycle On Muscle Strength. *J. Hum. Kinet.* **2019**, *21*, 123–133. [\[CrossRef\]](#)
41. Miller, P.B.; Soules, M.R. The Usefulness of a Urinary LH Kit for Ovulation Prediction during Menstrual Cycles of Normal Women. *Obstet. Gynecol.* **1996**, *87*, 13–17. [\[CrossRef\]](#)

42. Lee, P.H.; Macfarlane, D.J.; Lam, T.; Stewart, S.M. Validity of the International Physical Activity Questionnaire Short Form. *Int. J. Behav. Nutr. Phys. Act.* **2011**, *8*, 1–11.
43. Georgia, R.-C.; Cecilia, J.-F.; Montserrat, A.-G.; Anna, V.-G.; Anna, A.; Montesinos, J.; Abenaza-Guardiola, M. Inter-Rater Reliability of Th Digital Palpation of the Pelvic Floor Muscle by the Modified Oxford Grading Scale in Continent and Incontinent Women. *Arch. Esp. Urol.* **2019**, *72*, 602–607. [\[CrossRef\]](#)
44. Ferreira, C.H.J.; Barbosa, P.B.; de Oliveira Souza, F.; Antônio, F.I.; Franco, M.M.; Bø, K. Inter-Rater Reliability Study of the Modified Oxford Grading Scale and the Peritron Manometer. *Physiotherapy* **2011**, *97*, 132–138. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
45. Ben Ami, N.; Dar, G. What Is the Most Effective Verbal Instruction for Correctly Contracting the Pelvic Floor Muscles? *Neurol. Urodyn.* **2018**, *37*, 2904–2910. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
46. Dos Reis Nagano, R.C.; Biasotto-Gonzalez, D.A.; da Costa, G.L.; Amorim, K.M.; Fumagalli, M.A.; Amorim, C.F.; Politti, F. Test-Retest Reliability of the Different Dynamometric Variables Used to Evaluate Pelvic Floor Musculature during the Menstrual Cycle. *Neurol. Urodyn.* **2018**, *37*, 2606–2613. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
47. Morin, M.; Dumoulin, C.; Gravel, D.; Bourbonnais, D.; Lemieux, M.-C. Reliability of Speed of Contraction and Endurance Dynamometric Measurements of the Pelvic Floor Musculature in Stress Incontinent Parous Women. *Neurol. Urodyn.* **2007**, *26*, 397–403; discussion 404. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
48. Morin, M.; Dumoulin, C.; Bourbonnais, D.; Gravel, D.; Lemieux, M.-C. Pelvic Floor Maximal Strength Using Vaginal Digital Assessment Compared to Dynamometric Measurements. *Neurol. Urodyn.* **2004**, *23*, 336–341. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
49. El-Sayegh, B.; Cacciari, L.P.; Primeau, F.L.; Sawan, M.; Dumoulin, C. The State of Pelvic Floor Muscle Dynamometry: A Scoping Review. *Neurol. Urodyn.* **2023**, *42*, 478–499. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
50. Thereza Micussi, M.; Pegado Freitas, R.; Helouyse Angelo, P.; Maria Soares, E.; Maria leMos, T.; Maria Maranhão, T. Is there a difference in the electromyographic activity of the pelvic floor muscles across the phases of the menstrual cycle? *J. Phys. Ther. Sci.* **2015**, *27*, 2233–2237. [\[CrossRef\]](#)
51. Morin, M.; Gravel, D.; Bourbonnais, D.; Dumoulin, C.; Ouellet, S. Reliability of Dynamometric Passive Properties of the Pelvic Floor Muscles in Postmenopausal Women with Stress Urinary Incontinence. *Neurol. Urodyn.* **2008**, *27*, 819–825. [\[CrossRef\]](#)
52. Czyrnyj, C.S.; Bérubé, M.-É.; Varette, K.; McLean, L. The Impact of a Familiarization Session on the Magnitude and Stability of Active and Passive Pelvic Floor Muscle Forces Measured through Intravaginal Dynamometry. *Neurol. Urodyn.* **2019**, *38*, 902–911. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
53. Quartly, E.; Hallam, T.; Kilbreath, S.; Refshauge, K. Strength and Endurance of the Pelvic Floor Muscles in Continent Women: An Observational Study. *Physiotherapy* **2010**, *96*, 311–316. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
54. Castro-Pardiñas, M.A.; Torres-Lacomba, M.; Navarro-Brazález, B. Muscle Function of the Pelvic Floor in Healthy, Puerperal Women with Pelvic Floor Dysfunction. *Actas Urol. Esp.* **2017**, *41*, 249–257. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
55. Lamerton, T.J.; Torquati, L.; Brown, W.J. Overweight and Obesity as Major, Modifiable Risk Factors for Urinary Incontinence in Young to Mid-aged Women: A Systematic Review and Meta-analysis. *Obes. Rev.* **2018**, *19*, 1735–1745. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
56. Jackson, S.R.; Avery, N.C.; Tarlton, J.F.; Eckford, S.D.; Abrams, P.; Bailey, A.J. Changes in Metabolism of Collagen in Genitourinary Prolapse. *Lancet* **1996**, *347*, 1658–1661. [\[CrossRef\]](#)
57. Weintraub, A.Y.; Gliner, H.; Marcus-Braun, N. Narrative Review of the Epidemiology, Diagnosis and Pathophysiology of Pelvic Organ Prolapse. *Int. Braz. J. Urol.* **2020**, *46*, 5–14. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
58. Vita, M.; Sedlackova, Z.; Herman, M.; Furst, T.; Smekal, D.; Cech, Z. Influence of Female Hormones on Fascia Elasticity: An Elastography Study. *Clin. Anat.* **2019**, *32*, 941–947. [\[CrossRef\]](#)
59. Piasecki, J.; Guo, Y.; Jones, E.J.; Phillips, B.E.; Stashuk, D.W.; Atherton, P.J.; Piasecki, M. Menstrual Cycle Associated Alteration of Vastus Lateralis Motor Unit Function. *Sports Med. Open* **2023**, *9*, 97. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
60. Aburto-Corona, J.A.; Gil González, I.J.; Natasha, V.; Aguilar, V.; Calleja Núñez, J.J. El Ciclo Menstrual No Afecta El Desempeño Físico de Jóvenes Eumenorreicas. *Retos* **2021**, *39*, 264–266.
61. Vecchio, M.; Chiaramonte, R.; Di Benedetto, P. Management of Bladder Dysfunction in Multiple Sclerosis: A Systematic Review and Meta-Analysis of Studies Regarding Bladder Rehabilitation. *Eur. J. Phys. Rehabil. Med.* **2022**, *58*, 387. [\[CrossRef\]](#)
62. Niering, M.; Wolf-Belala, N.; Seifert, J.; Tovar, O.; Coldewey, J.; Kuranda, J.; Muehlbauer, T. The Influence of Menstrual Cycle Phases on Maximal Strength Performance in Healthy Female Adults: A Systematic Review with Meta-Analysis. *Sports* **2024**, *12*, 31. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
63. de Jonge, X.J.; Thompson, B.; Ahreum, H.A.N. Methodological Recommendations for Menstrual Cycle Research in Sports and Exercise. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2019**, *51*, 2610–2617. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)

Disclaimer/Publisher's Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

Anexo 3. Artículo 2. Pelvic floor myoelectric excitation and force output across menstrual-cycle phases

RESEARCH

Open Access



Pelvic floor myoelectric excitation and force output across menstrual-cycle phases

Cristina Ojedo-Martín^{1,2}, Elena Sonsoles Rodríguez-López^{1,2*}, Álvaro Navas-Mosqueda^{1,2}, Mario Téllez-García³, María Victoria de-Diego⁴ and Beatriz Lara⁵

Abstract

Objective To determine whether menstrual-cycle (MC) phase is associated with changes in pelvic floor muscle (PFM) function, focusing on myoelectric excitation (intravaginal sEMG) at rest and during standardized contraction tasks, and on mechanical strength assessed by dynamometry and digital palpation.

Methods Prospective observational, within-subject study in 23 healthy nulliparous eumenorrheic women (18–35 years) not using hormonal contraceptives. Each participant was assessed in early follicular (EFP), ovulatory (OP), and mid-luteal (MLP) phases, confirmed using urinary luteinizing hormone (LH) testing, basal temperature, and transvaginal ultrasonography. Outcomes included Modified Oxford Scale (MOS), Pelvibex® dynamometry (passive, active, net force), and intravaginal sEMG (MVC plus Glazer protocol: baseline, phasic, tonic, endurance, baseline post-endurance). Friedman tests with Holm-adjusted post hoc comparisons and Spearman correlations were applied.

Results Voluntary contraction sEMG (MVC, phasic, tonic, endurance) showed no significant phase differences ($p > 0.05$). Resting sEMG differed by phase: baseline average and peak amplitude was lower in OP vs. EFP ($p_{\text{Holm}} = 0.012$; $p_{\text{Holm}} = 0.018$, respectively). Strength outcomes (MOS and dynamometric measures) did not differ across phases (all $p > 0.05$). sEMG exhibited strong within-phase coherence and cross-phase stability, while baseline myoelectric excitation correlated inversely with force measures.

Conclusions MC phase was associated with subtle modulation of baseline PFM myoelectric excitation (most consistently lower at ovulation), without detectable phase-related changes during voluntary contractions or in mechanical strength. Baseline sEMG amplitude showed inverse associations with active force, suggesting that higher residual excitation may be associated with reduced mechanical strength. Overall, electrophysiological and force-based outcomes should be interpreted cautiously.

Keywords Menstrual cycle, Pelvic floor, Surface electromyography, Dynamometry

*Correspondence:

Elena Sonsoles Rodríguez-López
esrodriguez@ucjc.edu

¹Department of Physiotherapy, Faculty of Health Sciences - HM Hospitals, Science in Pelvic Health Research Group (SiP), University Camilo José Cela, Villanueva de la Cañada, Madrid 28692, Spain

²HM Hospitals Health Research Institute, Madrid 28015, Spain

³Pelvicus, Madrid 28016, Spain

⁴Exeltis, Madrid 28108, Spain

⁵Exercise Physiology Laboratory, Faculty of Health Sciences-HM Hospitals, University Camilo José Cela, Madrid 28014, Spain



© The Author(s) 2026. **Open Access** This article is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International License, which permits any non-commercial use, sharing, distribution and reproduction in any medium or format, as long as you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons licence, and indicate if you modified the licensed material. You do not have permission under this licence to share adapted material derived from this article or parts of it. The images or other third party material in this article are included in the article's Creative Commons licence, unless indicated otherwise in a credit line to the material. If material is not included in the article's Creative Commons licence and your intended use is not permitted by statutory regulation or exceeds the permitted use, you will need to obtain permission directly from the copyright holder. To view a copy of this licence, visit <http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>.

Introduction

The pelvic floor (PF) is a complex musculoaponeurotic system located in the inferior pelvis. It comprises skeletal muscles (most prominently the levator ani and coccygeus) together with connective tissue and fascial components. This system provides baseline tone that supports and maintains the position of the pelvic organs, ensures continence via sphincter control, contributes to sexual function, and promotes lumbopelvic stability during movement [1, 2]. Pelvic floor muscle (PFM) tone reflects the interaction between active contractile elements and passive connective-tissue structures. The active component arises from muscle fibers that sustain a resting level of activation, whereas the passive component derives from connective tissue that provides elastic recoil and structural support [3]. Together, these elements maintain a pre-tensioned state that underpins PF function [4]. Rather than functioning as a simple tonic contraction between two fixed skeletal segments, PFM are anchored through a connective-tissue network, including the perineal membrane, the perineal body (tendinous perineal centre), and the tendinous arch of the levator ani, which enables efficient load transfer and functional closure [5]. This structural complexity underscores the importance of visceral support and highlights the risk of PF dysfunctions when baseline tone, connective-tissue tension, or muscle strength decreases [6, 7].

Female sex-related differences due to the menstrual cycle (MC) are associated with cyclical fluctuations in endogenous sex hormones, primarily estrogen and progesterone [8]. The MC is divided into a follicular phase and luteal phase, separated by ovulation [8]. During the follicular phase, estrogen concentrations rise progressively to a preovulatory peak triggered by the luteinizing hormone (LH) surge [9, 10] accompanied by a transient increase in testosterone that serves as a substrate for estradiol synthesis [11]. After ovulation, estrogen declines and progesterone increases, with both hormones remaining relatively elevated in the mid-luteal phase before falling toward menstruation. These hormones not only control reproductive functions and sexual characteristics, but also impact various biological systems [12, 13]. Accordingly, hormonal variation across the MC has been proposed to influence aspects of women's physical and physiological performance, potentially contributing to fluctuations in perceived energy, mood, and physical capacity [14–17], however, recent syntheses indicate that phase-related effects on exercise performance are generally trivial at the group level and highly variable between individuals [18].

Physiological evidence also suggests that neuromuscular and connective-tissue function may be sensitive to estrogen and progesterone, which could modulate tissue elasticity, muscle tone, and neuromuscular activation

across the MC [19, 20]. In this context, estrogen appears to exert anabolic actions in skeletal muscle [21] and may support gains in muscle mass and responsiveness to strength training [22, 23]. The effects of menstrual hormonal fluctuations on connective tissue have also been investigated [24], including studies assessing anterior cruciate ligament laxity [25] and the plantar fascia properties [26]; nevertheless, findings remain inconsistent. Conversely, in chronic low-estrogen states (e.g., menopause or experimental ovariectomy), more durable alterations have been described in both muscle and connective tissue [27, 28]. In postmenopausal women, estrogen status has been linked to neuromuscular function (e.g., strength and power), although findings are heterogeneous, and estradiol replacement has been associated with differences in tendon collagen turnover and biomechanical properties compared with non-users [29]; consistent with this, ovariectomized animal models show declines in muscle size/function that are attenuated by estradiol replacement [30].

At the PF level, findings remain mixed. Menopausal age has been linked to lower clinically graded contractility, whereas ultrasound-based functional markers may not differ between pre- and postmenopausal women, suggesting that estrogen deprivation may not independently predict contractility [31]. PFM training improves strength in postmenopausal women, with some evidence of greater gains in those not receiving hormone replacement therapy, implying that the hormonal milieu could modulate training adaptation [32]. Across the MC, data on PFM strength and neuromuscular control are still limited and heterogeneous. Surface electromyography (sEMG) findings indicate that maximal PFM activation may not differ substantially between MC phases, whereas resting activity appears to fluctuate (typically lower around the follicular/ovulatory phases and higher during the luteal phase) suggesting a potential hormonal modulation of baseline activity [33]. More recent transperineal ultrasound data collected during high-load tasks have reported subphase-related differences in PF tissue distensibility, implying that hormonal status may influence the mechanical response of the PF under demanding conditions even when intra-abdominal pressure is comparable [34].

In a prior study, we assessed PF strength across different phases of the MC using dynamometry and observed no significant differences [35]. However, dynamometry reflects global force output and may not capture phase-related differences in myoelectric activity (i.e., sEMG amplitude) at rest and during voluntary contractions, or other support-related mechanisms contributing to pelvic support. Therefore, the primary aim of the present study was to examine whether MC-related hormonal variation is associated with changes in PF function across distinct

phases, focusing on PFM myoelectric activity (resting and contraction tasks) and on force output assessed by dynamometry and digital palpation. As a secondary aim, we examined the associations between force outcomes and complementary measures to provide a more comprehensive characterization of PF function.

Materials and methods

Design

This was a prospective, cross-sectional observational study that assessed the activity of the PFM during three different phases of the menstrual cycle in eumenorrheic women, using digital palpation, dynamometry and electromyography (sEMG). The study adhered to the STROBE guidelines for observational studies [36].

Participants

The inclusion criteria were healthy nulliparous women aged 18–35 years; no use of hormonal contraceptives within the previous 6 months; and regular menstrual cycles, defined as a cycle-length variation of <3 days over the previous 4 months. Participants were excluded if they had a menstrual disorder, were pregnant, had urgent urinary incontinence, active or recurrent genitourinary infections, polycystic ovary syndrome, phobias or conditions preventing vaginal probe insertion, a history of urogynecological surgery, or degenerative neurological diseases or if they were unable to complete testing on the prespecified cycle days.

Before the beginning of the experimental protocol, participants were fully informed of the experimental procedures and signed an informed written consent to participate in the investigation. The study was approved by the Camilo José Cela University Research Ethics Committee (04_23_CISP). All the research protocols were in accordance with the latest version of the Declaration of Helsinki.

Instrumentation and data collection

Verification of menstrual cycle phase and data collection

After enrolment, participants completed one trial in each of the following 3 phases of their individually characterized menstrual cycle: (i) early follicular (EFP); (ii) ovulatory (OP); and (iii) mid-luteal (MLP) phase. These 3 phases were chosen because they represent menses, peak serum oestrogen concentration and peak serum progesterone concentration, respectively [37]. Each participant's regularity and length of the menstrual cycle (27 ± 2 days, interindividual range from 24 to 31 days) were monitored for 4 months prior to the investigation using a mobile application (Mycalendar, Period-tracker, USA). Each phase of the menstrual cycle was individually confirmed based on specific physiological markers characteristic of that stage. The EF phase was assessed beginning the

day after the initial appearance of menstrual bleeding. The OP phase was identified the day following a surge in urinary luteinizing hormone (LH) [25], as detected by test strips (One Step Ovulation LH Test Strip; CVS Corporation, US), and further validated by a rise in basal tympanic temperature (HDT8208C model, Nursal Ear Thermometer, China). For the MLP, the trial was scheduled on a day corresponding to 70% of the individual's cycle duration—for example, day 20 in a 28-day cycle.

A preliminary gynecological evaluation was performed to exclude any criteria and confirm the MC phase using transvaginal ultrasonography. This method is preferred for examining ovarian volume, antral follicles, and endometrium thickness. This multi-method approach was used to ensure that assessments were performed in the intended phases despite inter-individual variability in cycle length and ovulation timing. The starting menstruation phase was randomized and counterbalanced. To achieve this the first phase of the investigated menstrual cycle was randomly assigned, and a similar number of participants started in EFP (8 participants), OP (8 participants) and MLP (7 participants).

Participants provided their anthropometric information (including age, weight, height, body mass index - BMI, and percentage of body fat) and medical history (including common diseases, urinary infections, and gynecological and obstetric history) through an online platform.

Pelvic floor muscle assessment

Each participant, with an empty bladder, was positioned supine on the stretcher with a pillow under the head. The knees were gently flexed, supported by a roller under the knees, and the lumbar spine was in a physiological position. All measurements were conducted, after a 10-minute rest period in the supine position, by the same physiotherapist with more than 10 years of clinical experience in women's health.

The Modified Oxford Scale (MOS) was utilized to assess PFM contraction via internal vaginal palpation [38], whereby one or two fingers were inserted into the vaginal canal and participants were instructed to perform a maximal inward-and-upward voluntary contraction to evaluate vaginal closing pressure and overall contractile capacity. Contraction intensity was graded from 0 (no palpable activity) to 5 (strong contraction), reflecting both vaginal wall constriction and lift. If the contraction was inadequate, biofeedback was provided to refine technique while avoiding accessory contractions. The strength of PFMs was assessed using a clinical dynamometer (Pelvibex®) and measured in newtons (N), reproduced from the previous study [35]. The device included an adjustable vaginal speculum with an inductive displacement sensor. Measurements of baseline strength

(passive force) and contraction strength (maximal voluntary contraction -MVC-) were taken, and two consecutive measurements were recorded with a 30-second rest period between them. The strength of PFM contraction was calculated as the difference between contraction and baseline strength [39]. To elicit the MVC, participants were instructed as follows: "Squeeze your anus as if you were trying to hold back an intense urge to urinate or pass gas and draw it inward and upward as forcefully as possible, without bearing down" [40].

For the sEMG measurement, we utilized the mDurance® system (Granada, Spain) together with the the Perisize 4° vaginal probe, following the same setup described in a previous study [41]. The vaginal probe was inserted by an experienced physiotherapist using conductive gel, with the electrodes placed in the 3 and 9 o'clock positions, and a reference electrode was positioned on the anterior superior iliac spine in accordance with SENIAM recommendations [42]. The women performed the MVC of the PFM twice, with 30-second relaxation period between attempts, and completed the five activities in the Glazer protocol [43]: one minute rest (baseline), where patients were instructed to feel the PF in resting position; five 2 s phasic contractions, with a 10 s rest between (phasic); five 10 s tonic contraction, with a 10 s rest in between (tonic); 1 min endurance contraction (endurance) and 1 min rest (baseline post-endurance). The order of Glazer protocol activities was counterbalanced randomly to minimize sequence and order effects.

Peak amplitude was the highest value of the two MVC, in microvolts (μV), which was the reference value set as 100% for sEMG. Glazer protocol measurements were taken, and values were represented in μV and percentages, according to MVC data. Peak and average amplitude results for each activity were compared to the peak and average amplitude of the MVC respectively.

Statistical analysis

The sample size was estimated a priori using G*Power (version 3.1.9.6, Kiel University, Kiel, Germany) for a within-subject (repeated-measures) design comparing the three menstrual-cycle phases. The primary outcome for this calculation was the peak VMC of PF sEMG amplitude. Assuming a two-tailed α of 0.05, desired power of 0.99, and a large expected within-subject effect (equivalent to Cohen's $d=0.80$), the required sample was 23 participants. This target sample size was also consistent with previous studies using comparable pelvic floor or sEMG-related outcomes and repeated assessments in women [44–46].

For data analysis, researchers used IBM SPSS Statistics, version 26 (IBM Corp, New York, NY, USA). The data were described using mean and standard deviation, with a 95% confidence interval (95% CI) and additionally

as median (P25–P75, 25th–75th percentile). Normality was tested with Shapiro–Wilk tests. The Friedman test was used to compare dynamometric values and sEMG measurements across different menstrual phases. When pairwise comparisons were required, Wilcoxon signed-rank tests were conducted for the three planned contrasts (follicular vs. ovulation, follicular vs. luteal, and ovulation vs. luteal), and p -values were adjusted for multiple testing using the Holm–Bonferroni procedure. Holm correction was applied by ordering the three p -values from smallest to largest and sequentially comparing each to $\alpha/(m-i+1)$, with $m=3$ comparisons. Spearman's correlation coefficient was calculated to assess relationships among quantitative variables. Potential order and sequence effects arising from the counterbalanced Glazer protocol were tested using the Kruskal–Wallis test. The confidence level was set at 95%, with statistical significance defined as $p \leq 0.05$. The confidence level was set at 95%, with statistical significance defined as $p \leq 0.05$.

Results

Twenty-seven women were initially recruited; however, four were excluded because they did not complete all three assessment sessions. The final sample comprised 23 women (mean age 25.09 ± 4.83 years) with a mean BMI of 21.86 ± 3.07 kg/m², consistent with a healthy weight range.

Across menstrual-cycle phases, average sEMG amplitude during voluntary contractions did not differ for MVC, phasic, tonic, or endurance tasks ($p > 0.05$) (Table 1). During resting recordings, however, a phase effect was observed for baseline average amplitude ($\chi^2(2)=10.174$; $p=0.006$), with lower values in OP compared with EFP ($p_{\text{Holm}}=0.012$), while EFP–MLP and OP–MLP comparisons were not significant ($p_{\text{Holm}}=0.330$ and 0.146 , respectively). Outcomes were not influenced by the order of menstrual-cycle testing sessions or by the order of tasks within the Glazer protocol (all $p > 0.05$).

Regarding peak sEMG amplitude, no significant phase effects were found for phasic, tonic, or endurance tasks ($p > 0.05$) (Table 2). In contrast, resting peak amplitude showed a significant phase effect at baseline ($\chi^2(2)=8.435$; $p=0.015$), with lower peaks in OP vs. EFP ($p_{\text{Holm}}=0.018$). Additionally, baseline post-endurance peak amplitude showed no overall phase effect ($\chi^2(2)=2.696$; $p=0.260$), but pairwise analysis indicated lower OP vs. EFP ($p_{\text{Holm}}=0.039$). For MVC peak amplitude, the overall Friedman test was not significant ($\chi^2(2)=5.478$; $p=0.065$), although the OP–MLP comparison remained significant after Holm correction ($p_{\text{Holm}}=0.021$) (Fig. 1).

Regarding normalized sEMG expressed as percentage, average amplitude differed across phases only for the 60-s

Table 1 Average sEMG amplitude (μV) across menstrual-cycle phases

Average amplitude (μV)		EFP	OP	MLP	$\chi^2(2)$	<i>p</i>	pHolm (EFP–OP)	pHolm (EFP–MLP)	pHolm (OP–MLP)
MVC (2 × 5 s)	Mean (SD)	57.50 ± 25.37	58.18 ± 46.23	63.27 ± 47.24	2.435	0.296	0.424	0.879	0.249
	Median (P25–P75)	48.23 (32.84–78.18)	43.07 (31.73–67.89)	50.87 (37.21–78.84)					
Baseline (rest 60 s)	Mean (SD)	12.26 ± 6.30	9.59 ± 6.13	11.12 ± 5.49	10.174	0.006*	0.012†	0.330	0.146
	Median (P25–P75)	11.66 (6.96–17.54)	6.71 (4.54–15.36)	9.15 (6.80–16.17)					
Phasic (5 × 2 s)	Mean (SD)	59.54 ± 37.17	50.98 ± 31.47	55.19 ± 34.57	1.652	0.438	0.093	0.534	0.534
	Median (P25–P75)	48.07 (35.08–71.87)	47.39 (33.66–57.37)	44.03 (36.91–71.86)					
Tonic (5 × 10 s)	Mean (SD)	61.26 ± 43.63	56.27 ± 41.61	59.42 ± 44.83	2.696	0.260	0.636	0.738	0.636
	Median (P25–P75)	53.27 (35.84–75.52)	42.11 (32.10–67.62)	45.58 (34.97–81.47)					
Endurance (1 × 60 s)	Mean (SD)	54.20 ± 46.30	47.08 ± 31.75	52.54 ± 36.77	4.957	0.084	0.574	0.584	0.093
	Median (P25–P75)	44.95 (29.26–59.57)	37.81 (27.24–57.36)	42.63 (33.38–63.44)					
Baseline post-endurance (rest 60 s)	Mean (SD)	13.21 ± 4.83	11.55 ± 5.47	12.68 ± 6.35	0.348	0.840	0.099	0.858	0.858
	Median (P25–P75)	12.82 (9.12–16.97)	12.37 (6.61–15.33)	13.62 (7.07–18.76)					

p values from Friedman test; post-hoc pairwise comparisons by Wilcoxon signed-rank test with Holm adjustment. * *p* < 0.05 (Friedman). † pHolm < 0.05. s seconds, SD Standard deviation, P25–P75, 25th–75th percentile, EFP Early follicular phase, OP Ovulatory phase, MLP Mid luteal phase, MVC maximum voluntary contraction

Table 2 Peak sEMG amplitude (μV) across menstrual-cycle phases

Peak amplitude (μV)		EFP	OP	MLP	$\chi^2(2)$	<i>p</i>	pHolm (EFP–OP)	pHolm (EFP–MLP)	pHolm (OP–MLP)
MVC (2 × 5 s)	Mean (SD)	93.38 ± 40.17	83.82 ± 60.92	97.24 ± 64.87	5.478	0.065	0.084	0.715	0.021†
	Median (P25–P75)	77.70 (59.55–119.68)	72.22 (47.49–100.76)	79.25 (56.78–120.21)					
Baseline (rest 60 s)	Mean (SD)	20.37 ± 10.51	15.88 ± 10.22	18.48 ± 8.77	8.435	0.015*	0.018†	0.287	0.118
	Median (P25–P75)	18.59 (11.36–31.02)	11.62 (7.38–25.63)	15.28 (11.62–27.98)					
Phasic (5 × 2 s)	Mean (SD)	90.46 ± 57.03	77.89 ± 48.74	83.83 ± 51.44	4.174	0.124	0.057	0.242	0.465
	Median (P25–P75)	74.11 (54.19–105.83)	69.03 (50.40–89.49)	68.96 (52.26–109.48)					
Tonic (5 × 10 s)	Mean (SD)	100.13 ± 66.37	91.90 ± 65.57	96.93 ± 68.14	4.261	0.119	0.219	0.951	0.520
	Median (P25–P75)	82.59 (62.79–120.64)	75.43 (51.49–122.51)	76.55 (61.33–123.72)					
Endurance (1 × 60 s)	Mean (SD)	98.70 ± 51.61	94.13 ± 65.34	104.47 ± 74.31	1.652	0.438	0.602	0.602	0.342
	Median (P25–P75)	85.06 (58.94–115.47)	74.01 (56.52–111.83)	83.23 (64.55–127.79)					
Baseline post-endurance (rest 60 s)	Mean (SD)	24.04 ± 8.50	20.27 ± 8.79	23.13 ± 11.10	2.696	0.260	0.039†	0.903	0.249
	Median (P25–P75)	23.71 (16.42–29.11)	21.71 (11.91–26.42)	25.26 (11.11–33.03)					

p values from Friedman test; post-hoc pairwise comparisons by Wilcoxon signed-rank test with Holm adjustment. * *p* < 0.05 (Friedman). † pHolm < 0.05. s seconds, SD Standard deviation; P25–P75, 25th–75th percentile, EFP Early follicular phase, OP Ovulatory phase, MLP Mid luteal phase, MVC maximum voluntary contraction

resting baseline condition ($\chi^2(2) = 6.870$; *p* = 0.032), with lower myoelectric excitation in the OP compared with the EFP (pHolm = 0.042) and showing a tendency toward lower values compared with the MLP (pHolm = 0.073). No phase differences were observed for phasic, tonic, endurance, or baseline post-endurance average amplitude (all *p* > 0.05). Peak values showed no significant phase differences across tasks (*p* > 0.05), although a trend was observed for phasic peak amplitude ($\chi^2(2) = 5.478$; *p* = 0.065) (Table 3).

Strength outcomes did not differ across menstrual-cycle phases (Table 4) (Fig. 1). No phase-related differences were observed in MOS scores (*p* = 0.449) or in dynamometric force measures (*p* > 0.05).

PF sEMG outcomes showed high internal consistency and cross-phase stability: within each phase, MVC sEMG

was strongly associated with phasic, tonic, and endurance contractions (EFP: *rs* = 0.932–0.956; OP: *rs* = 0.960–0.977; MLP: *rs* = 0.920–0.987; all *p* < 0.001), and baseline and post-endurance resting activity were strongly correlated (*rs* = 0.613–0.850, *p* ≤ 0.002). MOS scores correlated positively with contraction sEMG in selected comparisons (e.g., EFP MVC peak: *rs* = 0.641, *p* = 0.001; MLP phasic mean: *rs* = 0.721, *p* < 0.001), but negatively with % resting activity (baseline mean: EFP *rs* = −0.513, *p* = 0.012; OP *rs* = −0.698, *p* < 0.001; MLP *rs* = −0.755, *p* < 0.001; baseline post-endurance mean: EFP *rs* = −0.513, *p* = 0.012; OP *rs* = −0.769, *p* < 0.001; MLP *rs* = −0.584, *p* = 0.003). Active dynamometry and net voluntary force (active–passive) were negatively associated with baseline and post-endurance resting sEMG (e.g., *rs* = −0.775, *p* < 0.001; *rs* = −0.637, *p* = 0.001).

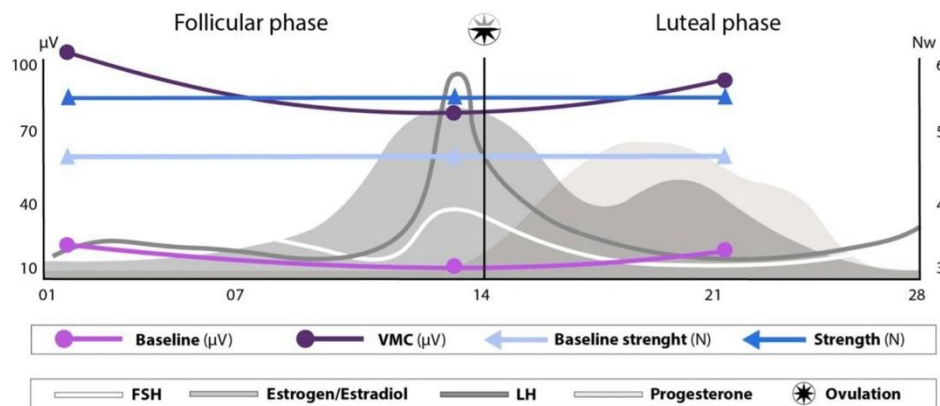


Fig. 1 Representation of PFM measurements according to the MC phase, dynamometry measurements with values in newtons (N) and electromyography measurements with values in microvolts (µV)

Table 3 Percentages of average and peak amplitudes across menstrual-cycle phases

Average amplitude (%)		EFF	OP	MLP	p
Baseline (rest 60 s)	Mean (SD)	24.33 ± 15.66	21.61 ± 15.49	23.56 ± 14.96	0.032*
	Median (P25–P75)	20.93 (13.45–33.37)	15.42 (11.28–30.40)	18.87 (16.19–29.78)	
Phasic (5 × 2 s)	Mean (SD)	104.07 ± 40.27	92.73 ± 12.93	99.32 ± 53.47	0.119
	Median (P25–P75)	96.01 (89.11–103.79)	90.12 (85.27–99.63)	89.24 (82.41–100.50)	
Tonic (5 × 10 s)	Mean (SD)	105.17 ± 49.80	98.15 ± 14.75	93.74 ± 11.83	0.499
	Median (P25–P75)	92.45 (86.43–104.06)	96.15 (89.03–106.27)	92.45 (86.04–98.50)	
Endurance (1 × 60 s)	Mean (SD)	93.63 ± 56.84	83.59 ± 14.74	84.70 ± 17.70	0.183
	Median (P25–P75)	86.22 (72.83–94.05)	82.10 (75.86–88.62)	85.19 (67.91–96.80)	
Baseline post-endurance (rest 60 s)	Mean (SD)	26.58 ± 14.54	24.07 ± 12.20	24.46 ± 14.13	0.438
	Median (P25–P75)	24.21 (17.41–29.54)	20.50 (16.94–30.79)	23.80 (13.90–33.55)	
Peak amplitude (%)		EFF	OP	MLP	p
Baseline (rest 60 s)	Mean (SD)	24.46 ± 14.45	23.03 ± 14.46	24.24 ± 15.20	0.568
	Median (P25–P75)	23.24 (13.58–33.23)	18.82 (12.07–32.88)	21.43 (16.43–29.73)	
Phasic (5 × 2 s)	Mean (SD)	95.15 ± 23.38	97.14 ± 20.11	84.49 ± 10.37	0.065
	Median (P25–P75)	89.89 (82.88–97.10)	93.25 (82.46–109.64)	85.39 (78.17–92.04)	
Tonic (5 × 10 s)	Mean (SD)	103.94 ± 28.73	112.62 ± 32.46	98.90 ± 13.49	0.183
	Median (P25–P75)	99.67 (92.03–110.94)	104.93 (96.54–115.63)	97.55 (91.24–103.13)	
Endurance (1 × 60 s)	Mean (SD)	104.20 ± 18.41	117.48 ± 42.21	106.88 ± 22.35	0.568
	Median (P25–P75)	102.19 (95.48–112.14)	101.21 (95.84–122.43)	100.26 (89.80–117.83)	
Baseline post-endurance (rest 60 s)	Mean (SD)	28.63 ± 12.47	28.21 ± 11.14	27.53 ± 15.09	0.676
	Median (P25–P75)	25.59 (19.45–37.46)	28.24 (19.29–34.00)	25.76 (16.10–35.56)	

p values from Friedman test. *p < 0.05 (Friedman). Values are expressed as a normalised ratio (%), calculated relative to the MVC (reference) obtained in the supine position. s, seconds, SD Standard deviation, P25–P75, 25th–75th percentile, EFF Early follicular phase, OP Ovulatory phase, MLP Mid luteal phase, MVC maximum voluntary contraction

Discussion

This study examined whether MC-related hormonal variation is associated with phase-dependent changes in PF function, focusing first on PFM myoelectric excitation (sEMG amplitude) at rest and during voluntary contractions and, secondly, on force output assessed by dynamometry and digital palpation. Overall, mechanical strength outcomes remained stable across phases, with

no significant differences in MOS scores or dynamometric measures between the phases. In contrast, sEMG outcomes suggested subtle, task-dependent modulation of PFM myoelectric excitation, most clearly under resting conditions and, to a lesser extent, in peak contraction measures, where OP values tended to be lower.

These findings align with prior PF evidence suggesting that MC-related modulation may be more apparent

Table 4 PFM strength across menstrual-cycle phases

		EFF	OP	MLP	p
Strength (Modified Oxford Scale)	Mean (SD)	3.70 (0.47)	3.70 (0.56)	3.61 (0.58)	0.449
	Median (P25–P75)	4.00 (3.00–4.00)	4.00 (3.00–4.00)	4.00 (3.00–4.00)	
Baseline strength (N) 1st measurement	Mean (SD)	4.85 (0.10)	4.90 (0.17)	4.86 (0.29)	0.363
	Median (P25–P75)	4.90 (4.80–4.90)	4.90 (4.80–5.00)	4.90 (4.70–4.90)	
Baseline strength (N) 2nd measurement	Mean (SD)	4.93 (0.15)	4.89 (0.20)	4.93 (0.43)	0.841
	Median (P25–P75)	4.90 (4.80–5.00)	4.90 (4.80–5.00)	4.90 (4.70–5.00)	
Contraction strength (N) 1st measurement	Mean (SD)	5.29 (0.36)	5.38 (0.62)	5.43 (0.70)	0.694
	Median (P25–P75)	5.20 (5.00–5.50)	5.20 (5.00–5.60)	5.20 (5.00–5.70)	
Contraction strength (N) 2nd measurement	Mean (SD)	5.43 (0.44)	5.45 (0.54)	5.48 (0.68)	0.492
	Median (P25–P75)	5.40 (5.10–5.70)	5.30 (5.10–5.80)	5.20 (5.00–5.60)	
Strength (N) 1st measurement	Mean (SD)	0.44 (0.36)	0.48 (0.63)	0.57 (0.71)	0.920
	Median (P25–P75)	0.40 (0.20–0.70)	0.30 (0.00–0.60)	0.30 (0.10–1.00)	
Strength (N) 2nd measurement	Mean (SD)	0.50 (0.49)	0.56 (0.56)	0.55 (0.67)	0.711
	Median (P25–P75)	0.30 (0.10–0.80)	0.30 (0.00–1.00)	0.30 (0.10–0.70)	

p values from Friedman test, SD Standard deviation, P25–P75, 25th–75th percentile, EFF Early follicular phase, OP Ovulatory phase, MLP Mid luteal phase, N Newtons

in resting (baseline) myoelectrical activity than in maximal voluntary activation. Micussi et al. [34] reported phase-related differences in resting PFM sEMG alongside no meaningful changes in MVC across the same MC phases, supporting the view that background excitation may be more sensitive to hormonal variation than peak voluntary output. Notably, they observed higher baseline activity in the MLP and lower values in the EFF; however, the starting phase was not randomized, and the apparent rise in baseline tone in the MLP could partly reflect learning, habituation, or improved task familiarity across sessions rather than endocrine effects per se. Consistent with this, Micussi also reported stable MVC outcomes across phases. In our study, resting excitation was lowest in OP relative to EFF, a directionality that differs from some reports and highlights that resting sEMG may be shaped by behavioural and methodological influences (e.g., relaxation capacity, anticipatory co-activation, and subtle acquisition-related variability) in addition to endocrine status. Beyond PF studies, menstrual-phase modulation of sEMG-derived outcomes has been reported in other muscle groups, although effects are typically small and muscle- and task-specific [44–47].

Beyond phase comparisons, the correlational structure supports high intrapersonal stability and suggests at least two partially distinct components of myoelectric behavior. MVC-normalized sEMG was strongly associated with phasic, tonic, and endurance outcomes within each phase, indicating a coherent “dynamic excitation” profile across contraction modalities. Baseline myoelectric activity was also strongly correlated within phases, consistent with a partly distinct “basal/residual” component. Notably, participants tended to preserve their relative level of excitation across phases, suggesting that stable individual factors (e.g., learned recruitment strategies, coordination, or functional anatomy) account for

substantial variance in sEMG amplitude. Interpretation of amplitude differences requires caution. sEMG amplitude is not a direct measure of motor unit recruitment, neural drive, or mechanical efficiency, and it is shaped by motor unit discharge behavior, action potential properties, and recording geometry [48–50]. Accordingly, lower resting or peak amplitudes in OP should be interpreted descriptively as reduced global myoelectric excitation under specific conditions, without inferring “greater efficiency” or “less fibre recruitment.” Given the placement sensitivity of sEMG recordings, the inherent noisiness of amplitude measures, and the between-day variability reported for intravaginal probes [51], small phase-related differences should be considered hypothesis-generating.

Force outcomes were stable across EFF, OP, and MLP. MOS grades nor dynamometric measures differed by phase, indicating preserved mechanical performance despite MC-related endocrine variation. These findings align with prior PF work reporting minimal phase-related differences in PFM strength across the cycle [52]. Reliability-focused evidence also supports the use of repeated dynamometric assessments across different MC periods, suggesting that the absence of phase differences is unlikely to be attributable solely to measurement instability [53]. At the broader neuromuscular level, systematic reviews and meta-analyses indicate that any MC-related effects on maximal strength and exercise performance are generally small at the group level and highly variable between individuals [18, 19]. This broader context strengthens the plausibility of a “stable force, subtle excitation modulation” pattern, where any hormonal effects may be expressed more in motor control or baseline excitation than in net mechanical output in healthy women performing standardized tasks.

Combining sEMG with dynamometry and digital palpation illustrates that electrophysiological and

mechanical assessments capture complementary, non-redundant dimensions of PF function. MOS grades correlated positively with contraction sEMG in several comparisons, supporting partial convergence between clinical grading and myoelectric excitation during voluntary tasks, consistent with previous reports of associations between digital palpation and sEMG across female reproductive states [54]. Nevertheless, MOS is an ordinal measure with documented inter-rater limitations, which likely attenuates the magnitude and consistency of correlations with instrumented outcomes [55]. Dynamometry indicated that passive tissue distension was consistent across all three phases, suggesting that the passive “pre-tension” state assessed by the device remained stable throughout the cycle. In contrast, baseline sEMG activity was lower during OP, a finding compatible with reduced background myoelectric excitation under resting conditions. Interpreted jointly, these results suggest that the passive resistance recorded during speculum-branch opening may be influenced more strongly by connective-tissue behaviour than by active muscle activation at rest. While some work in other anatomical regions suggest increased connective-tissue laxity around ovulation [26, 27], it remains unclear whether analogous patterns occur in PF connective tissues; thus, any mechanistic interpretation should be considered provisional. One plausible interpretation is that MC-related hormonal variation may shift the balance between passive and active contributors to support, such that passive elements maintain pre-tension while baseline myoelectric excitation decreases during OP—without measurable changes in net force output.

The identification of hormonal receptors in the levator ani muscle, urogenital ligaments, round ligament, and nuclei of smooth muscle cells in females suggests that the PF is influenced by estrogen. These receptors appear mainly in connective-tissue cells within the muscle, though also found in striated muscle cells, implies that connective-tissue acts like a glue, binding different muscles together and aiding their attachment to the pelvis [56]. Consistent with this, experimental work has reported that estrogen/estradiol supplementation can alter the mechanical properties of pelvic ligaments (e.g., increasing uterosacral ligament stiffness while decreasing round ligament stiffness) [57], indicating that ovarian hormones can modulate passive pelvic support tissues, at least under certain conditions.

Finally, baseline sEMG amplitude showed inverse associations with active dynamometry and net voluntary force (active–passive), indicating that higher basal/residual excitation does not translate into greater mechanical output. This pattern is compatible with less selective motor control or reduced down-regulation (i.e., elevated background activation with a smaller effective increment during effort) and aligns with clinical observations

that heightened tone can coexist with altered contractility [4]. Together, the findings support a conceptual separation between a stable “dynamic excitation” profile during voluntary tasks and a partly independent basal/residual component that relates inversely to force-based performance.

No single instrument can measure all aspects of muscle tone comprehensively. Various tools can evaluate specific components such as contractility, stiffness, or elasticity [58]. In our study, it was shown that tissue resistance was the same in the phases of the cycle, but it cannot be stated that the opening of the hiatus was the same. We cannot confirm any changes in hiatal function or closure, as ultrasound measurements were not performed [5]. It would be interesting to carry out a complementary analysis with ultrasound and elastography.

It is important to acknowledge certain limitations that may affect the interpretation and generalizability of our findings. First, the relatively small sample size may have reduced statistical power. Additionally, the inclusion of perceived exertion scale would have allowed us to determine whether subjective effort remained consistent throughout the MC, allowing for comparison with the obtained values. Finally, assessing potential changes in the urogenital hiatus and levator ani hiatus via trans-perineal ultrasound could have facilitated the identification of structural variations associated with hormonal fluctuations, thereby providing a more comprehensive understanding of the neuromuscular and morphological adaptations and highlighting directions for future research.

Conclusions

Surface EMG outcomes indicated subtle, condition-specific modulation of resting PFM myoelectric excitation across the menstrual cycle, whereas sEMG during voluntary contractions and force output remained stable. Baseline sEMG amplitude showed inverse associations with active force, suggesting that higher resting/residual excitation may be associated with a smaller mechanical output. sEMG measures also demonstrated high within-phase coherence and cross-phase stability, indicating largely preserved individual excitation profiles.

Overall, these findings suggest that menstrual-cycle-related modulation may primarily affect baseline myoelectric activity rather than voluntary force capacity; given the small effects and the inherent variability of amplitude-based sEMG, results should be interpreted cautiously and considered hypothesis-generating.

Abbreviations

BMI	Body Mass Index
CI	Confidence Interval
EFP	Early Follicular Phase
sEMG	surface Electromyography

MC Menstrual Cycle
MLP Mid-Luteal Phase
MOS Modified Oxford Scale
MVC Maximal Voluntary Contraction
N Newtons
OP Ovulatory Phase
PF Pelvic Floor
PFM Pelvic Floor Muscle
SD Standard Deviation
µV Microvolts

Acknowledgements

We are grateful to the ATM Group (Technical Advances in Medicine) for providing the necessary resources for this research project.

Authors' contributions

COM developed the concept and design. Statistical analysis: COM and ESR-L ran the model analysis. COM, ESR-L, MVD-D and BL contributed to acquisition and interpretation of data. COM, ESR-L, ANM, MTG and AI contributed to drafting of the manuscript. All authors contributed to critical review of the manuscript and content. COM is the guarantor.

Funding

This research project, with the acronym CISP, was financed with funds from the X Research Call of the University Camilo José Cela.

Data availability

The datasets used and/or analysed during the current study are available from the corresponding author on reasonable request.

Declarations

Ethics approval and consent to participate

This study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and approved by the Ethics Committee of University Camilo José Cela (Code 04_23_CISP, 12 April 2023; Madrid, Spain). All participants signed an informed written consent to participate in the investigation.

Competing interests

The authors declare no competing interests.

Received: 19 September 2025 / Accepted: 12 March 2026

Published online: 18 March 2026

References

- Raizada V, Mittal RK. Pelvic Floor Anatomy and Applied Physiology. *Gastroenterol Clin North Am*. 2008;37:493–509. <https://doi.org/10.1016/j.gtc.2008.06.003>.
- Rossetti SR. Functional anatomy of pelvic floor. *Archivio Italiano di Urologia e Andrologia*. 2016;88:28–37. <https://doi.org/10.4081/aiua.2016.1.28>.
- Frawley H, Shelly B, Morin M, et al. An International Continence Society (ICS) report on the terminology for pelvic floor muscle assessment. *NeuroUrol Urodyn*. 2021;40:1217–60. <https://doi.org/10.1002/nau.24658>.
- Morin M, Binik YM, Bourbonnais D, et al. Heightened Pelvic Floor Muscle Tone and Altered Contractility in Women with Provoked Vestibulodynia. *J Sex Med*. 2017;14:592–600. <https://doi.org/10.1016/j.jsxm.2017.02.012>.
- DeLancey J, Pipitone F, Masteling M, et al. Functional Anatomy of Urogenital Hiatus Closure: the Perineal Complex Triad Hypothesis. *Int Urogynecol J*. 2024;35:441–9. <https://doi.org/10.1007/s00192-023-05708-w>.
- Moen MD, Noone MB, Vassallo BJ, Elser DM. Pelvic floor muscle function in women presenting with pelvic floor disorders. *Int Urogynecol J*. 2009;20:843–6. <https://doi.org/10.1007/s00192-009-0853-6>.
- Donnelly GM, Bø K, Forner LB, et al. Up for the tackle? The pelvic floor and rugby. A review. *Eur J Sport Sci*. 2024.
- Mihm M, Gangooly S, Muttukrishna S. The normal menstrual cycle in women. *Anim Reprod Sci*. 2011;124:229–36. <https://doi.org/10.1016/j.anireprosci.2010.08.030>.
- Messinis AN, IE, Messinis IE. Effect of high dose exogenous oestrogen on midcycle luteinizing hormone surge in human spontaneous cycles. *Clin Endocrinol (Oxf)*. 1987;27:453–9. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2265.1987.tb01173.x>.
- Miyake A, Tasaka K, Sakumoto T, et al. Estrogen Induces the Release of Luteinizing Hormone-Releasing Hormone in Normal Cyclic Women. *J Clin Endocrinol Metab*. 1983;56:1100–2. <https://doi.org/10.1210/jcem-56-6-1100>.
- Davis SR, Wahlin-Jacobsen S. Testosterone in women—the clinical significance. *Lancet Diabetes Endocrinol*. 2015;3:980–92.
- Rael B, Barba-Moreno L, Romero-Parra N, et al. Cardiorespiratory response to exercise in endurance-trained premenopausal and postmenopausal females. *Eur J Appl Physiol*. 2021;121:903–13. <https://doi.org/10.1007/s00421-020-04574-4>.
- Weidauer L, Zwart MB, Clapper J, et al. Neuromuscular performance changes throughout the menstrual cycle in physically active females. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2020;20:314–24. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000486533.03765.e3>.
- De Janse XAK. Effects of the menstrual cycle on exercise performance. *Sports Med*. 2003;33:833–51. <https://doi.org/10.2165/00007256-200333110-00004>.
- Welz A, Huffziger S, Reinhard I, et al. Anxiety and rumination moderate menstrual cycle effects on mood in daily life. *Women Health*. 2016;56:540–60. <https://doi.org/10.1080/03630242.2015.1101739>.
- Baker FC, Driver HS. Circadian rhythms, sleep, and the menstrual cycle. *Sleep Med*. 2007;8:613–22. <https://doi.org/10.1016/j.sleep.2006.09.011>.
- Rugvedh P, Gundreddy P, Wandile B. (2023) The Menstrual Cycle's Influence on Sleep Duration and Cardiovascular Health: A Comprehensive Review. *Cureus*. <https://doi.org/10.7759/cureus.47292>.
- McNulty KL, Elliott-Sale KJ, Dolan E, et al. The Effects of Menstrual Cycle Phase on Exercise Performance in Eumenorrheic Women: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med*. 2020;50:1813–27. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01319-3>.
- Niering M, Wolf-Belala N, Seifert J, et al. The Influence of Menstrual Cycle Phases on Maximal Strength Performance in Healthy Female Adults: A Systematic Review with Meta-Analysis. *Sports*. 2024;12. <https://doi.org/10.3390/sports12010031>.
- Khowailed IA, Lee Y, Lee H. Assessing the differences in muscle stiffness measured with shear wave elastography and myotonometer during the menstrual cycle in young women. *Clin Physiol Funct Imaging*. 2022;42:320–6. <https://doi.org/10.1111/CPF.12763>.
- Hansen M. (2018) Female hormones: Do they influence muscle and tendon protein metabolism? In: *Proceedings of the Nutrition Society*. Cambridge University Press, pp 32–41.
- Alexander SE, Pollock AC, Lamson S. The effect of sex hormones on skeletal muscle adaptation in females. *Eur J Sport Sci*. 2022;22:1035–45.
- Kissow J, Jacobsen KJ, Gunnarsson TP, et al. Effects of Follicular and Luteal Phase-Based Menstrual Cycle Resistance Training on Muscle Strength and Mass. *Sports Med*. 2022;52:2813–9. <https://doi.org/10.1007/s40279-022-01679-y>.
- Kjaer M, Mette H. The mystery of female connective tissue. *J Appl Physiol*. 2008;105:1035–43. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.91008.2008>.
- Moriceau J, Fevre A, Dominguez-Balmaseda D, et al. (2022) The Influence of the Menstrual Cycle and Oral Contraceptives on Knee Laxity or Anterior Cruciate Ligament Injury Risk: A Systematic Review. *Applied Sciences (Switzerland)*. 12.
- Lee H, Petrofsky J. Differences between men and women in balance and tremor in relation to plantar fascia laxity during the menstrual cycle. *J Athl Train*. 2018;53:255–61. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-2-17>.
- Hansen M, Kongsgaard M, Holm L, et al. (2009) Effect of estrogen on tendon collagen synthesis, tendon structural characteristics, and biomechanical properties in postmenopausal women. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.90935.2008>.
- Tian X, Li C, Li T, et al. Estrogen Status Influences Whole-Body Vibration Training-Induced Improvements on Muscle Mass and Strength in Female Ovariectomized Mice. *Int J Med Sci*. 2024;21:2149–57. <https://doi.org/10.7150/ijms.97770>.
- Sipilä S, Finni T, Kovanen V. Estrogen influences on neuromuscular function in postmenopausal women. *Calcif Tissue Int*. 2015;96:222–33. <https://doi.org/10.1007/s00223-014-9924-x>.
- Mccormick KM, Burns KL, Piccone CM, et al. Effects of ovariectomy and estrogen on skeletal muscle function in growing rats. *J Muscle Res Cell Motil*. 2004;25:21–7. <https://doi.org/10.1023/B:JURE.0000021398.78327.39>.
- Dietz HP, Socha M, Atan IK, Subramaniam N. Does estrogen deprivation affect pelvic floor muscle contractility? *Int Urogynecol J*. 2020;31:191–6. <https://doi.org/10.1007/s00192-019-03909-w>.

32. Ignácio Antônio F, Herbert RD, Bø K, et al. Pelvic floor muscle training increases pelvic floor muscle strength more in post-menopausal women who are not using hormone therapy than in women who are using hormone therapy: a randomised trial. *J Physiother*. 2018;64:166–71. <https://doi.org/10.1016/j.jphys.2018.05.002>.
33. Thereza Micussi M, Pegado Freitas R, helouyse angelo P, et al. Is there a difference in the electromyographic activity of the pelvic floor muscles across the phases of the menstrual cycle? *J Phys Ther Sci*. 2015;27:2233–7. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.2233>.
34. Biswokarma Y, Brandon K, Lohman E, et al. Potential role of physical labor and cultural views of menstruation in high incidence of pelvic organ prolapse in Nepalese women: a comparative study across the menstrual cycle. *Front Med (Lausanne)*. 2024;11:1–9. <https://doi.org/10.3389/fmed.2024.1265067>.
35. Ojedo-Martín C, Rodríguez-López ES, Acevedo-Gómez MB, et al. At What Point in the Menstrual Cycle Are the Pelvic Floor Muscles at Their Weakest? *J Funct Morphol Kinesiol*. 2024;9:135. <https://doi.org/10.3390/fmk9030135>.
36. Von Elm E, Altman DG, Egger M, et al. The Strengthening of Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) Statement: Guidelines for reporting observational studies. *Bull World Health Organ*. 2007;85:867–72. <https://doi.org/10.2471/BLT.07.045120>.
37. Boivin DB, Shechter A. (2010) Sleep, hormones, and circadian rhythms throughout the menstrual cycle in healthy women and women with premenstrual dysphoric disorder. *Int J Endocrinol* 2010. <https://doi.org/10.1155/2010/259345>.
38. Bø K, Sherburn M. Evaluation of female pelvic-floor muscle function and strength. *Phys Ther*. 2005;85:269–82.
39. Romero-Cullerés G, Peña-Pitarch E, Jané-Feixas C, et al. Reliability and Diagnostic Accuracy of a New Vaginal Dynamometer to Measure Pelvic Floor Muscle Strength. *Female Pelvic Med Reconstr Surg*. 2020;26:514–9. <https://doi.org/10.1097/SPV.0000000000000796>.
40. Charlanes A, Chesnel C, Jousse M, et al. Verbal instruction to obtain voluntary pelvic floor muscle contraction: Acceptability and understanding. *Prog Urol*. 2021;31:231–7. <https://doi.org/10.1016/j.purol.2020.12.010>.
41. Rodríguez-López ES, Martín-Márquez LM, Acevedo-Gómez MB et al. (2025) Which Positions Optimize Pelvic Floor Activation in Female Athletes? 15:58. <https://doi.org/10.3390/life15010058>.
42. Merletti R, Hermens H. Introduction to the special issue on the SENIAM European Concerted Action. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000;10:283–6. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00019-5](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00019-5).
43. Hacad CR, Glazer HL. (2012) The Glazer Intrapelvic Surface Electromyography (SEMG) Protocol in a Case of Male Urinary Incontinence and a Case of Female Hypoactive Sexual Desire Disorder. 40:80–95. <https://doi.org/10.5298/1081-5937-40.2.5>.
44. Samani M, Kordi Yoosefinejad A, Campos MH, et al. Changes in Knee Vastii Muscle Activity in Women with Patellofemoral Pain Syndrome During the Menstrual Cycle. *PM R*. 2020;12:382–90. <https://doi.org/10.1002/pmjr.12239>.
45. Piasecki J, Guo Y, Jones EJ, et al. Menstrual Cycle Associated Alteration of Vastus Lateralis Motor Unit Function. *Sports Med Open*. 2023;9. <https://doi.org/10.1186/s40798-023-00639-8>.
46. Soares FA, Salomoni SE, Veneziano WH, et al. On the behavior of surface electromyographic variables during the menstrual cycle. *Physiol Meas*. 2011;32:543–57. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/32/5/004>.
47. Meigal Alu VNELKG. EMG characteristics of women in respect with phase of the menstrual cycle, season and type of vegetative regulation. *Fiziol Che-loveka*. 2014;1:113–21.
48. Christie A, Kamen G, Greig Inglis J, Gabriel DA. Relationships between surface EMG variables and motor unit firing rates. *Eur J Appl Physiol*. 2009;107:177–85. <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1113-7>.
49. Vigotsky AD, Halperin I, Lehman GJ, et al. Interpreting Signal Amplitudes in Surface Electromyography Studies in Sport and Rehabilitation Sciences. *Front Physiol*. 2018;8. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00985>.
50. Martinez-Valdes E, Negro F, Falla D, et al. Surface electromyographic amplitude does not identify differences in neural drive to synergistic muscles. *J Appl Physiol* (1985). 2018;124:1071–9. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.01115.2017>.
51. Auchincloss CC, McLean L. The reliability of surface EMG recorded from the pelvic floor muscles. *J Neurosci Methods*. 2009;182:85–96. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2009.05.027>.
52. Ojedo-Martín C, Rodríguez-López ES, Acevedo-Gómez MB, et al. At What Point in the Menstrual Cycle Are the Pelvic Floor Muscles at Their Weakest? *J Funct Morphol Kinesiol*. 2024;9:135. <https://doi.org/10.3390/fmk9030135>.
53. Nagano DR, Biasotto-Gonzalez RC, da Costa DA GL, et al. Test-retest reliability of the different dynamometric variables used to evaluate pelvic floor musculature during the menstrual cycle. *Neurol Urodyn*. 2018;37:2606–13. <https://doi.org/10.1002/nau.23595>.
54. Botelho S, Pereira LC, Marques J, et al. Is there correlation between electromyography and digital palpation as means of measuring pelvic floor muscle contractility in nulliparous, pregnant, and postpartum women? *Neurol Urodyn*. 2013;32:420–3. <https://doi.org/10.1002/NAU.22321>.
55. Ferreira CHJ, Barbosa PB, de Souza F O, et al. Inter-rater reliability study of the modified Oxford Grading Scale and the Peritron manometer. *Physiotherapy*. 2011;97:132–8. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2010.06.007>.
56. Smith P, Heimer G, Norgrenb A, Ulmstena U. Localization of steroid hormone receptors in the pelvic muscles. *Eur J Obstet Gynecol Reproductive Biology*. 1993;50:83–5.
57. Vardy MD, Gardner TR, Cosman F, et al. The effects of hormone replacement on the biomechanical properties of the uterosacral and round ligaments in the monkey model. *Am J Obstet Gynecol*. 2005;192:1741–51. <https://doi.org/10.1016/j.ajog.2004.10.639>.
58. Bo K, Frawley HC, Haylen BT, et al. An International Urogynecological Association (IUGA)/International Continence Society (ICS) joint report on the terminology for the conservative and nonpharmacological management of female pelvic floor dysfunction. *Int Urogynecol J*. 2017;28:191–213. <https://doi.org/10.1007/s00192-016-3123-4>.

Publisher's note

Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

Anexo 4. Artículo 3. Pelvic floor morphofunctional characteristics in female rugby players beyond the tackle. Pelvic floor muscles in high-impact sports



OPEN

Pelvic floor morphofunctional characteristics in female rugby players beyond the tackle. Pelvic floor muscles in high-impact sports

Elena Sonsoles Rodríguez-López^{1,2}, Cristina Ojedo-Martín^{1,2}✉, Javier Del-Fresno-González^{1,2}, Mario Téllez-García³, María Benito-de-Pedro^{1,2} & María Barbaño Acevedo-Gómez^{1,2}

Rugby is a high-impact sport that may impose substantial mechanical demands on the pelvic floor muscles (PFMs) and has been associated with stress urinary incontinence (SUI). This cross-sectional study assessed pelvic floor morphofunctional characteristics in 27 nulliparous female rugby players using digital palpation, 2D transperineal ultrasound, and surface electromyography (sEMG) in supine and standing positions, both at rest and during tonic contractions. Ten players presented an anteroposterior diameter of the levator hiatus (LH (ap)) > 4.5 cm in supine, which was significantly larger in standing ($p < 0.001$), especially in those with SUI ($p = 0.010$). Variations in electrical activity were associated with levator hiatus dimensions, suggesting possible functional adaptations. Incontinent players showed higher activation percentages ($p = 0.029$), while continent players showed greater amplitude during maximum voluntary contraction (MVC). A larger LH (ap) under load was observed particularly in players with SUI, who also showed a pattern of greater myoelectric excitation, potentially reflecting increased muscular demand during effort. Pelvic floor function in athletes exposed to repeated high-impact loading may depend on the balance between structural support and muscular activity, upporting the relevance of targeted evaluation and preventive strategies. Given the cross-sectional design, these results should be interpreted as associative.

Keywords Pelvic floor, Electromyography, Ultrasonography, Sportswomen, Rugby

Abbreviations

BMI	Body mass index
IAP	Intra-abdominal pressure
ICIQ-SF	International consultation on incontinence questionnaire-short form
LA	Levator ani
LH	Levator hiatus
LH (ap)	Anteroposterior diameter of the levator hiatus
LPA	Levator plate angle
MOS	Modified Oxford Scale
MVC	Maximum voluntary contraction
PFD	Pelvic floor dysfunction
PFMs	Pelvic floor muscles
sEMG	Surface electromyography
SUI	Stress urinary incontinence
TPUS	Transperineal ultrasound
UGH	Urogenital hiatus
UI	Urinary incontinence

¹Science in Pelvic Health Research Group (SiP), Department of Physiotherapy, Faculty of Health Sciences - HM Hospitals, University Camilo José Cela, Villanueva de la Cañada, Madrid 28692, Spain. ²HM Hospitals Health Research Institute, Madrid 28015, Spain. ³Pelvicus, Madrid 28016, Spain. ✉email: cojedo@ucjc.edu

Female participation in sport has grown notably, both at the recreational and competitive levels. This increase has been associated with a range of health issues among female athletes¹, including a higher prevalence of irregular or absent menstrual cycles, eating disorders, musculoskeletal injuries, stress fractures and pelvic floor dysfunction (PFD) in physically active women^{2,3}. Stress urinary incontinence (SUI) is the most prevalent PFD^{4,5}, defined as the involuntary loss of urine during physical exertion⁴. While traditionally linked to factors such as parity, age, or obesity^{6–8}, SUI is increasingly reported among young, nulliparous, and physically active women with normal body mass index (BMI)^{9,10}. Female athletes are 2–3 times more at risk for SUI compared to other populations and 5.45 times more at risk than male athletes¹¹. A meta-analysis of athletes aged 18 to 45 years, without recent parity, showed a prevalence of SUI of 20.7%¹². A study analyzing the prevalence of SUI in adult women found that the point prevalence of SUI among female competitive athletes, female recreational athletes, and sedentary women was 21%, 8%, and 11%, respectively¹³. A recent meta-analysis reported 36% prevalence of urinary incontinence (UI) among female athletes across both high- and low-impact sports⁸. Additionally, a 2020 meta-analysis reported SUI rates of 36.4%, 50%, and 64% in female nulliparous athletes participating in low-, moderate-, and high-impact sports, respectively¹⁴.

In recent decades, participation in sports, particularly at high-performance levels, has been increasingly recognized as a contributing risk factor for the development of SUI^{15–17}. The main cause is thought to be a rise in intra-abdominal pressure (IAP) followed by abdominal muscle contraction in the absence of prior pelvic muscle contraction¹⁸. However, other contributing factors such as low energy availability and Relative Energy Deficiency in Sport (REDs) have also been implicated in the development of SUI in female athletes¹⁹. The level of impact associated with the type of sport negatively influences the occurrence and severity of SUI, with track and field, volleyball and rugby being considered high-impact activities^{18,20,21}.

Furthermore, this condition could affect their performance, with 29% of women reporting a decrease in performance due to UI in an online questionnaire²². Given that women's rugby is currently the fastest growing sport worldwide²³, and it is projected that by 2026 there will be 6 million female rugby players globally, it is crucial to understand how high impact activity influences their PFMs²⁴. Rugby is regarded as a high-impact sport due to its physically demanding activities, such as running and tackling. The increased risk of UI in this context may be attributed to insufficient pre-impact PFMs contraction²⁵, or to muscle fatigue resulting from repeated tackles^{7,26}.

Although pelvic floor morphology has been studied in athletes^{27,28}, the relationship between structural changes and functional performance remains unclear, particularly in high impact, contact sports. While PFMs activation appears position-dependent²⁹ the morphological response of the levator hiatus (LH) and urogenital hiatus (UGH) to postural changes has not been adequately explored in nulliparous athletic populations. Current literature primarily addresses peripartum cohorts³⁰, leaving a gap in understanding how repetitive mechanical load, such as that experienced in rugby, affects pelvic floor integrity. This study integrates morphological (2D ultrasound) and functional (digital palpation and sEMG) assessments to investigate pelvic floor morphofunctional characteristics in nulliparous female rugby players. Therefore, we hypothesized that players would show a larger LH, potentially consistent with adaptation to repeated high-impact loading. We also expected that players with PFD would show greater hiatus distensibility and altered PFMs activation, especially in standing.

Materials and methods

This cross-sectional study was carried out in a single session during which surface electromyography (sEMG) measurements, digital palpation and ultrasound were used to assess PFMs. The study design adhered to the ethical principles delineated in the Declaration of Helsinki³¹. The research data were anonymized and treated confidentially in accordance with new European data protection regulations³² and the Spanish LOPD norms³³. This study was evaluated and approved by the Ethics Committee of University Camilo José Cela (code 18_FRIU, 22 January 2022; Madrid, Spain). The research was carried out and described according to the Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) guidelines³⁴.

Participants

Female rugby players over 18 years of age were recruited from local teams. To ensure consistent and prolonged exposure to high-impact forces on the pelvic floor, participants were required to meet specific inclusion criteria: a minimum of 2 h of training per day, at least three days per week (≥ 3 sessions/week), with no fewer than 5 years of rugby experience. Additionally, only nulliparous women aged between 18 and 35 years were included. Each was recruited through advertisements and pre-workout information sessions. In addition, participants were provided with detailed information about the study, the potential risks and benefits, and their informed consent, both verbal and written, was obtained before the start of the study. All assessments were conducted between February 2024 and June 2024.

The exclusion criteria were pregnant women, those with urgent UI, pelvic organ prolapse - defined either by objective clinical findings, by self-reported symptoms or by imaging techniques such as a TPUS-, active or recurrent genitourinary tract infections, those experiencing specific phobias related to medical procedures (e.g., fear of internal examinations), or those unable to tolerate the insertion of an intravaginal probe due to increased vaginal tone³⁵. Participants were also excluded if they had neuromuscular diseases, allergies to heavy metals, an injury or leg length discrepancy greater than 0.7 cm³⁶, or a self-reported history of diabetes mellitus, urogynecological or pelvic surgery, pelvic irradiation, hypermobility syndrome or mobility impairments that could affect PFMs morphology, stiffness or contractility. All participants attended a single data collection session.

Measurement procedures and data collection

All measurements were conducted by the same certified pelvic health physiotherapist with more than 10 years of clinical experience in women's health. All the assessments explained below were carried out consecutively.

Questionnaire

An online questionnaire was completed by the participants through the Survey Monkey[®] platform (San Mateo, CA, USA). In this questionnaire, anthropometric information (age, height and weight), medical history and sports practice routine were collected. BMI was calculated as weight divided by height squared (kg/m^2) and classified according to WHO criteria. The evaluation of UI was performed through the International Consultation on Incontinence Questionnaire-Short Form (ICIQ-SF)^{37,38}. Two groups of women were formed: players who frequently experienced SUI (one or more episodes per week) and those who did not.

PFMs assessment by vaginal palpation: Modified Oxford Grading Scale (MOS)

The evaluation of PFMs was conducted in a single session, preceding any physical activity. Several methods are used to assess and measure the activity and strength of the PFMs in clinical practice and research, such as manual palpation, transperineal ultrasound (TPUS), dynamometry and sEMG, but none of them is considered a “gold standard” for an objective assessment of the pelvic floor³⁹.

To evaluate the voluntary contraction of the PFMs, it is necessary to perform an intracavitary assessment through manual palpation. Participants were instructed to void their bladders prior to undergoing measurements. Participants assumed a modified lithotomy position, with a pillow under their heads, hips slightly abducted and flexed approximately 30 degrees, knees flexed approximately 30 degrees, and feet resting on the examination table.

First, the participants were instructed on how to perform a correct pelvic floor contraction and subsequently, hypoallergenic water-based lubricating gel (Sulky[®], Kennesaw, GA, USA) was applied to the examiner's gloved fingers to facilitate the digital evaluation and ensure participant comfort. Although participants had not received prior structured pelvic floor training, all were guided by a physiotherapist during the assessment to ensure proper contraction technique, using digital palpation and real-time TPUS as biofeedback tools. When the contraction was correct, the specialized physiotherapist evaluated the contractile capacity of the PFMs using the MOS. The score ranged from 0 to 5 (from a minimum score of grade 0, or none, to grade 5, or strong)^{40,41}.

2D transperineal ultrasound

TPUS or translabial 2D ultrasound involves placing a convex probe externally between the labia majora of the female perineum to directly visualize and monitor the pelvic viscera and PFMs in real-time⁴². This non-invasive method offers various measurement systems for quantifying and analyzing levator ani (LA) activity, including bladder neck displacement, anteroposterior diameter of the levator hiatus (LH (ap)), and the levator plate angle (LPA) measurement. The technique is widely documented in scientific literature as being less invasive compared to previous methods^{43–45}.

The values were obtained using an HM70 ultrasound machine (Samsung[®] HS50, Suwon, South Korea) with a convex CA1-7AD probe. For each participant, the transducer was covered with a probe cover, and a conductive gel (Transonic[®], Diagnostic Imaging Gel, USA) was applied both inside and outside the cover to optimize acoustic coupling and image quality while ensuring participant comfort. The transducer was positioned between the labia majora to correctly visualize the inferior and posterior border of the pubic symphysis, the LA plate, the bladder, and the bladder neck. Once the structures were identified in each subject, the parameters of depth, frequency, focus position, and gain were adjusted to optimize the image. Before taking measurements, participants who exhibited poor motor control during manual palpation underwent reeducation with visual feedback via the ultrasound image.

TPUS measurements were taken both at rest and during MVC in the supine position and standing position, as shown in Fig. 1, with a semi-full bladder. In the supine position, the athletes were placed in the same position as described previously for manual assessment. In the standing position, covered with their own towel, the ultrasound was performed after positioning them with a neutral pelvis, unlocked knees, and sufficient separation of the lower limbs to position the probe without affecting the patient's stance.

The LH (ap) and the LPA were recorded according to the methodology of Hans P. Dietz⁴⁶, as shown in Fig. 1. The LH (ap) is obtained by measuring the distance in cm between the inferior and posterior border of the pubis and the most anterior part of the LA plate. The LPA is obtained from the angle formed by the most anterior face of the LA plate with a horizontal line parallel to the transducer, drawn from the inferior and posterior border of the pubis. For each measurement, two recordings were taken at the end of exhalation, and the mean value was calculated.

Previous literature has reported LH (ap) values of approximately 4.5 cm in nulliparous women and up to 5.0 cm in pregnant or postpartum populations, particularly in the third trimester or early postpartum period⁴⁷. These values were considered as reference ranges to contextualize the morphological adaptations observed in our sample.

Surface electromyography

The PFMs activity was measured using sEMG mDurance[®] (Granada, Spain), a scientifically validated tool in the field of physiotherapy and sports sciences^{48,49} that combines three parts: a portable sEMG, an operating system, and cloud analysis. The sampling frequency was 2 kHz with an amplification gain of 1000. sEMG and movement signals were wirelessly transmitted via Bluetooth, following validated synchronization procedures for biomechanical signal acquisition^{50,51}.

At the beginning of sEMG measurement, all the participants were instructed by an expert physiotherapist to ensure consistent contraction patterns, following validated pelvic floor EMG acquisition protocols^{50,52,53}. Then a verbal instruction for the voluntary contraction of the PFMs was given to them⁵⁰. Pre-recorded audio cues were used to indicate the timing of contraction, rest, and repetition, ensuring standardized verbal instructions and consistent stimulus across all participants⁵⁴.

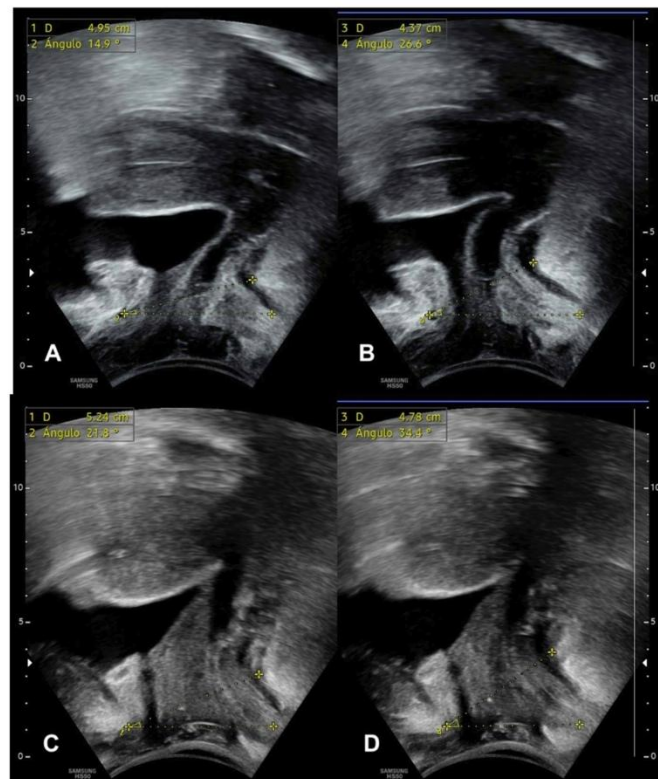


Fig. 1. TPUS in the midsagittal plane. (A) Supine position at rest; (B) Supine position during MVC; (C) Standing position at rest; (D) Standing position during MVC.

A Periform® single-use bipolar vaginal probe (Neen HealthCare, Dereham, United Kingdom) with two electrodes, two independent tracks, one channel, and a total weight of 16 g was employed for this purpose. Antiallergic gel was used by a specialist physiotherapist to introduce it. The vaginal probe was inserted vaginally with the electrodes placed in the 3 and 9 o'clock positions. A reference electrode was placed on the anterior superior iliac spine in accordance with SENIAM recommendations⁵⁵.

The adapted Glazer Protocol⁵⁶ was used to collect the electrical activity of the PFMs. First, the patient rests 10 min in supine position, after which the following measurements were taken: (i) *Maximal voluntary contractions (MVC)* - two 5-second maximal contractions of the PFMs^{50,57}, each followed by 30 s of rest⁵⁸. (ii) *Baseline* - 60 s of resting EMG activity, we measured the average muscle activity at rest. (iii) *Tonic contractions* - five 10-second sustained contractions with 10-second relaxations in between. Measurements of baseline and tonic contractions were then repeated in standing position.

The "peak amplitude" refers to the maximum value obtained during contraction. "Average amplitude" values were also extracted to represent sustained muscle activity. The reference value set as 100% for sEMG normalization was the MVC. Then, the average of the two mean MVC was calculated and used in the data normalization (ratio of the absolute values of the amplitude of the sEMG signal expressed as a percentage of common reference value). The values were represented in microvolts (μV) and ratio (%) according to the data normalization in supine position.

Statistical analysis

The Gpower software (Kiel University, Kiel, Germany) was used to calculate the sample size. Then, repeated measures with an effect size of 0.80, an α error probability of 0.05, and statistical power of 0.90 were employed for the sample size calculation. Considering the possibility of a sample loss of 15%, the estimated number of subjects was 30 female rugby players, based on the specified parameters.

Data were analyzed using the IBM Statistics Package for Social Science, v.26 (IBM Corp, New York, NY, USA). Data were provided as the mean and standard deviation, along with 95% confidence intervals (95%CI). When appropriate, data were provided as percentages. Before performing the analysis, Shapiro–Wilk tests were used to check the normality of the variables ($p > 0.05$). Repeated measures ANOVA was used to analyze within-subject differences in LH dimensions and PFMs activation (TPUS and sEMG values) between supine and standing positions. It was also applied to assess between-group differences (continent vs. incontinent players, and players with enlarged vs. non-enlarged hiatus). When significant main effects were detected, Bonferroni-adjusted post-hoc tests were conducted to identify specific groups or positional differences. Bivariate correlations among quantitative variables were assessed through Pearson's coefficient. The level of confidence was set at 95% and significance was set at $p < 0.05$.

Results

Out of the thirty-two nulliparous female rugby players initially recruited, five were excluded from the analysis. Three participants were unable to have the intracavitary probe inserted due to vaginismus, while one woman had an active infection of the genitourinary tract. Additionally, another player was excluded because they sustained a lower limb injury that prevented them from maintaining a stable standing position. The final sample consisted of twenty-seven nulliparous women with a mean age of 25.14 (3.39) years and a BMI of 24.1 (2.53) kg/m². They were naturally cycling with regular menstrual periods. Eight participants were classified as overweight. Six individuals reported constipation, none had a history of gynecological surgery, and the group had an average rating of 3.76 out of five on the MOS. Only one woman identified as Black. 44.4% of female players experienced SUI with an ICIQ-SF score of 5.81 (3.91). Nine of the players suffered from slight incontinence (< 10.5 points), one of them had moderate UI and another severe UI (> 13.5 points). All were female rugby players with a homogeneous training regimen, engaging in approximately three hours of activity per day and training at least three days per week (≥ 3 sessions/week), with a minimum of 5 years of rugby experience. The sample included 19 amateur and 8 elite-level athletes competing in organized leagues. Approximately half of the players reported knowing exercises to strengthen their pelvic floor, however, nearly 90% indicated, via questionnaire responses, that they did not incorporate these exercises into their training regimens or daily routines.

Results of the morphology of the PFMs

Ten sportswomen (37%) had the LH (ap) greater than 4.5 cm at rest in the supine position. When the measurements were performed standing, twenty women (74.07%) exceeded 4.5 cm, and almost 30% ($n = 8$) exceeded 5 cm in diameter at rest.

When comparing the TPUS measurements (Table 1), repeated measures ANOVA revealed a significant main effect of condition ($F(3,26) = 51.9, p < 0.001, \eta^2 = 0.666$), indicating that LH (ap) dimensions varied across positions and contraction states. Pairwise comparisons showed that LH (ap) was significantly larger in standing than in supine, both at rest ($+ 0.27$ cm, $+ 7\%$, $p < 0.001$) and during MVC ($+ 0.36$ cm, $+ 9\%$, $p < 0.001$). Conversely, MVC reduced LH (ap) compared to rest in both supine (-0.51 cm, $p < 0.001$) and standing (-0.42 cm, $p < 0.001$) (Fig. 2). No significant difference was found between supine rest and standing MVC ($p = 0.091$). 37% of players in supine and 66.6% ($n = 18$) when standing continued with a diameter greater than 4 cm when contracting the pelvic floor.

Repeated measures ANOVA revealed a significant main effect of condition on LPA ($F(3,26) = 24.7, p < 0.001, \eta^2 = 0.518$), indicating that the LPA varied across positions and contraction states. Pairwise comparisons showed that MVC significantly increased LPA compared to rest, both in supine ($+ 14.8^\circ$, $p < 0.001$) and standing ($+ 15.4^\circ$, $p < 0.001$). In addition, MVC in standing produced a larger LPA than in supine ($+ 12.2^\circ$, $p < 0.001$). No significant differences were observed between resting positions ($p = 0.189$). The interaction with MOS was significant ($F(9,69) = 2.86, p = 0.006, \eta^2 = 0.272$), suggesting that pelvic floor strength influenced LPA behavior, although between-group comparisons did not reach significance ($p = 0.911$). There were no significant differences in TPUS measurements according to the weight status, nor constipation.

Twelve female rugby players experienced SUI (44.4%). There were no significant differences according to age, weight status, constipation, LH (ap) or LPA between continent athletes and incontinent athletes ($p > 0.05$). Although no significant between-group main effects were found, post-hoc tests were performed to explore within-group positional differences. In incontinent players, the LH (ap) increased significantly from supine to standing rest ($+ 0.33$ cm, $p = 0.010$), whereas this change was not significant in continent players ($p = 0.085$) (Table 2). Activation of the PFMs significantly reduced the LH (ap) in both positions ($p < 0.001$), with no significant differences observed in LPA.

Results of the electrical activity of the PFMs

According to the activation of the PFMs, repeated measures ANOVA revealed a significant main effect of condition ($F(4,26) = 77.3, p < 0.001, \eta^2 = 0.771$), indicating that electrical activity varied significantly across testing conditions (Table 1). When comparing in relation to each position, significant differences were found in baseline of the PFMs ($p < 0.001$). In standing, the average and peak baseline amplitudes increased by approximately 10% and 20%, respectively. However, the mean amplitude of tonic contractions remained similar between positions ($p = 1.000$). Comparing between PFMs grades on the MOS, both amplitude of tonic contractions in supine and standing increased significantly according increase PFMs grades ($p < 0.05$). There were no significant differences if there was weight status or constipation.

Repeated measures ANOVA revealed a significant interaction between condition and LH size group ($F(4,104) = 4.98, p = 0.001, \eta^2 = 0.178$), indicating that PFM electrical activity varied according to hiatal dimensions. Players with a larger LH (ap) (> 4.4 cm) showed approximately 40% lower EMG amplitudes during tonic contractions in both supine and standing positions compared to those with a smaller hiatus. This difference was

	Supine		Standing		Between positions <i>p</i> Value (*)
	Mean $\pm$ SD	IC 95%	Mean $\pm$ SD	IC 95%	
TPUS measurements					
LH (ap) (cm)					
Rest	4.41 $\pm$ 0.55	4.19–4.63	4.68 $\pm$ 0.57	4.46–4.91	<0.001
MVC	3.90 $\pm$ 0.50	3.70–4.10	4.26 $\pm$ 0.56	4.04–4.48	<0.001
LPA (degree)					
Rest	29.56 $\pm$ 9.54	25.79–33.34	26.38 $\pm$ 8.20	23.13–29.62	0.494
MVC	42.38 $\pm$ 9.16	38.75–46.00	41.29 $\pm$ 10.52	37.13–45.45	1.000
Surface electromyography					
MVC					
Average amplitude (in μ V)	103.65 $\pm$ 44.82	85.15–122.15			
Peak amplitude (in μ V)	169.07 $\pm$ 72.12	139.3–198.84			
Baseline					
Average amplitude(in μ V)	14.09 $\pm$ 8.39	10.63–17.56	24.89 $\pm$ 9.33	21.04–28.74	<0.001
Average amplitude (in %)	17.99 $\pm$ 15.97	11.39–24.58	29.26 $\pm$ 17.71	21.95–36.57	<0.001
Peak amplitude (in μ V)	22.57 $\pm$ 12.82	17.28–27.86	42.48 $\pm$ 19.52	34.42–50.54	<0.001
Peak amplitude (in %)	17.82 $\pm$ 17.56	10.57–25.07	30.15 $\pm$ 19.67	22.03–38.27	<0.001
Tonic contractions					
Average amplitude(in μ V)	102.76 $\pm$ 48.47	82.75–122.77	105.83 $\pm$ 50.85	84.84–126.82	1.000
Average amplitude (in %)	98.87 $\pm$ 11.92	93.95–103.79	105.93 $\pm$ 29.16	93.89–117.96	1.000
Peak amplitude (in μ V)	174.35 $\pm$ 82.26	140.40–208.31	169.13 $\pm$ 80.34	135.97–202.29	1.000
Peak amplitude (in %)	102.73 $\pm$ 13.99	96.95–108.5	104.00 $\pm$ 32.40	90.63–117.38	1.000

Table 1. Changes of different assessment methods of PFMs in supine and standing. MVC, maximum voluntary contraction; SD, standard deviation; CI, confidence interval. Significance a level was set at $p < 0.05$. Microvolt (μ V) measurement unit. (*) Difference between positions according to the p value based on post-hoc of repeated measures ANOVA.

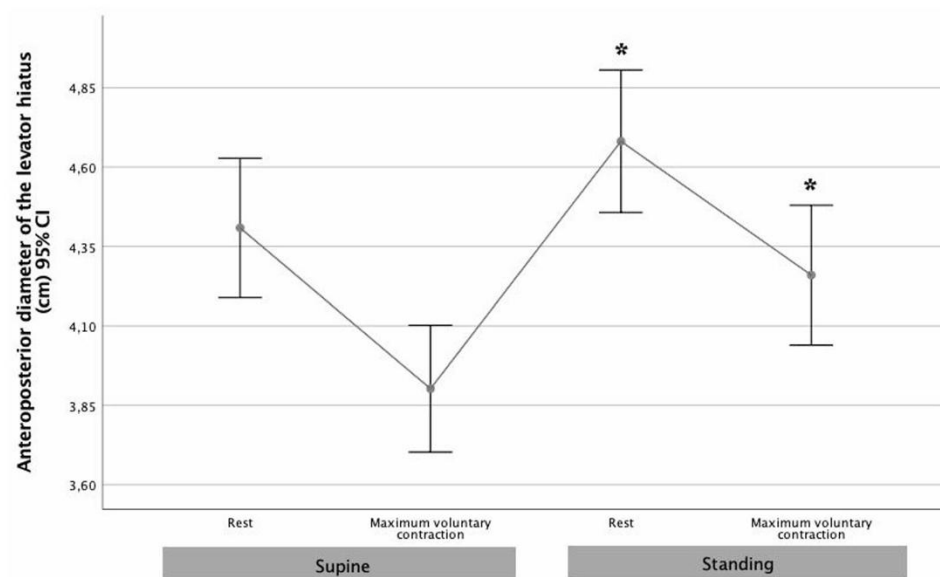


Fig. 2. LH (ap) in supine and standing. (*) $p < 0.05$, significant differences in LH (ap) at rest and during MVC between supine and standing positions.

				Supine		Standing		Between positions		
				Mean	SD	p Value (*)	Mean	SD	p Value (*)	p Value (*)
TPUS measurements										
AP diameter (cm)										
Rest	No SUI	4.44	0.51	0.714	4.66	0.63	0.900	0.085		
	SUI	4.36	0.62		4.69	0.50		0.010		
MVC	No SUI	3.90	0.42	0.986	4.24	0.53	0.906	<0.001		
	SUI	3.90	0.61		4.27	0.60		<0.001		
Levator plate angle (degree)										
Rest	No SUI	27.98	9.18	0.346	25.84	9.12	0.714	1.000		
	SUI	31.53	10.0		27.04	7.22		0.631		
MVC	No SUI	42.47	8.96	0.951	42.70	11.74	0.444	1.000		
	SUI	42.25	9.79		39.51	8.93		1.000		
Surface electromyography (Average amplitude)										
MVC (in μV)	No SUI	113.60	37.36	0.152						
	SUI	92.87	51.15							
Baseline (in μV)	No SUI	13.32	6.40	0.643	25.19	9.40	0.872	0.019		
	SUI	14.92	10.35		24.57	9.65		0.156		
Tonic contractions (in μV)	No SUI	109.79	35.78	0.462	106.19	36.45	0.971	1.000		
	SUI	95.13	60.06		105.43	64.73		1.000		
Baseline (in %)	No SUI	13.53	8.86	0.151	24.21	11.91	0.141	0.022		
	SUI	22.80	20.54		34.72	21.60		0.011		
Tonic contractions (in %)	No SUI	97.15	12.75	0.466	93.94	15.38	0.029	1.000		
	SUI	100.72	11.19		118.90	35.25		0.849		

Table 2. Muscle-activation values (average amplitude) in stress urinary incontinence. MVC, maximum voluntary contraction; SD, standard deviation. Significance a level was set at $p < 0.05$. Microvolt (μ V) measurement unit. (*) Difference between positions according to the p value based on post-hoc of repeated measures ANOVA.

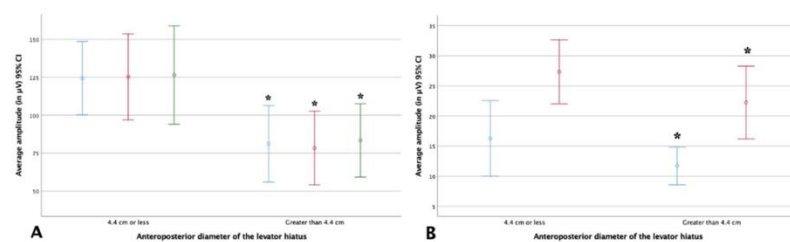


Fig. 3. Pelvic floor activity according to LH (ap). (A) Blue represents MVC, red for tonic contractions in supine and green for tonic contractions in standing position. (B) Blue represents baseline in supine and red is baseline in standing position. (*) $p < 0.05$, significant differences in PFM electrical activity between players with LH (ap) ≤ 4.4 cm and those with LH (ap) > 4.4 cm.

evident during tonic contractions in standing ($+43 \mu$ V, $p < 0.01$) (Fig. 3). However, baseline values are similar regardless of diameter size (Table 3).

This difference was especially marked during MVC in standing, where players with a narrower LH (≤ 4.4 cm) generated significantly higher EMG activity ($+43 \mu$ V, $p < 0.01$). These findings suggest that a smaller LH (ap) may facilitate more efficient PFM recruitment under load (Fig. 3). However, baseline values are similar regardless of diameter size (Table 3).

Repeated measures confirmed a strong main effect of condition on percentage of EMG activation ($F(3,78) = 212.2$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.902$), indicating that pelvic floor activity varied consistently across basal activity and tonic contractions. Both continent and incontinent players increased their basal activation when standing compared to supine ($p < 0.05$), with a slightly greater rise observed in the incontinent group. Across conditions, incontinent players exhibited a higher relative percentage of basal and tonic activation than continent athletes ($p = 0.029$, $\eta^2 = 0.193$), suggesting greater effort was required to maintain similar functional output. Specifically,

Average amplitude	LH (ap) (cm)	N	Mean	SD	p Value (*)
MVC (in μ V)	≤ 4 cm	13	124.45	40.01	0.012
	> 4 cm	12	81.13	39.66	
Baseline (supine) (in μ V)	≤ 4 cm	13	16.29	10.37	0.177
	> 4 cm	12	11.71	4.93	
Tonic contractions (supine) (in μ V)	≤ 4 cm	13	125.29	46.98	0.012
	> 4 cm	12	78.35	38.32	
Baseline (standing) (in μ V)	≤ 4 cm	13	27.34	8.81	0.178
	> 4 cm	12	22.25	9.50	
Tonic contractions (standing) (in μ V)	≤ 4 cm	13	126.51	53.65	0.031
	> 4 cm	12	83.43	38.06	
Baseline (supine) (in %)	≤ 4 cm	13	15.90	17.37	0.508
	> 4 cm	12	20.25	14.73	
Tonic contractions (supine) (in %)	≤ 4 cm	13	101.10	13.91	0.341
	> 4 cm	12	96.45	9.32	
Baseline (standing) (in %)	≤ 4 cm	13	24.50	14.03	0.167
	> 4 cm	12	34.42	20.33	
Tonic contractions (standing) (in %)	≤ 4 cm	13	101.07	21.35	0.398
	> 4 cm	12	111.18	36.05	

Table 3. Muscle-activation values (average amplitude) according to LH (ap). MVC, maximum voluntary contraction; SD, standard deviation. Significance a level was set at $p < 0.05$. Microvolt (μ V) measurement unit.

during the most demanding condition (tonic in standing), incontinent players showed ~25% higher relative activation than continent players ($p = 0.029$), despite the absence of significant differences in MVC amplitude between groups ($p > 0.05$). There were no significant differences according to weight status ($p > 0.05$).

In parallel, TPUS confirmed that MVC significantly reduced LH (ap) dimensions both in supine and standing ($p < 0.001$), reflecting effective hiatal closure under contraction. This reduction was proportionally similar in both groups, although the absolute LH (ap) was consistently larger in players with SUI. By contrast, LPA did not differ significantly between groups or conditions ($p > 0.05$), reinforcing the idea that LPA is less sensitive to dynamic changes than the hiatus.

Morphofunctional correlations of the PFMs

Players with a smaller LH (ap) in supine have greater MVC ($r = -0.549$; $p = 0.005$), greater electrical activity in basal ($r = -0.465$; $p = 0.019$) and greater amplitude in tonic contractions. The correlations are maintained in standing ($p < 0.05$). The LPA exhibits a comparable pattern, where higher LPA levels correlate with increased basal activity in both resting ($r = 0.536$; $p = 0.006$) and standing ($r = 0.397$; $p = 0.049$) positions. The results indicate a positive correlation between the activation of the PFMs and the increase in the LPA in both supine and standing positions. Furthermore, the findings suggest a relationship between greater tonic muscle activity and higher MVC ($p < 0.05$).

Those players who increase their resting LH (ap) more when standing need to increase their basal activity more ($r = -0.421$; $p = 0.036$) (Fig. 3). Incontinent players who produce a smaller change in LH (ap) or LPA after PFMs contraction need to work at higher basal % in supine ($r = -0.743$; $p = 0.006$) and standing ($r = 0.887$; $p < 0.001$). However, the continent players who achieve the greatest LH (ap) reduction after PFMs contraction are the ones who need the least % activation in tonics ($r = -0.703$; $p = 0.007$).

Discussion

In this sample of female rugby players, LH (ap) was larger in standing than in supine, suggesting a posture- and load-related association. A larger levator hiatus was associated with approximately 40% lower PFM electrical activity, although this finding should be interpreted with caution given the limitations inherent to sEMG methodology and normalization. Players with incontinence and an enlarged hiatus showed lower PFM activation values and higher activation during the same task, a pattern that may reflect greater muscular demand or a possible compensatory response. The data suggests that morphofunctional characteristics of the pelvic floor may be associated with differences in functional capacity in this athlete population.

The structural characteristics of the pelvic floor muscles in high-impact sports

In our study, 37% of the sample exhibited LH (ap) dimensions that overlapped with ranges previously reported in pregnant or postpartum women. When measured in standing, nearly two-thirds of participants reached those values, indicating that body position significantly impacts levator hiatus morphology. Although the increase in LH (ap) from supine to standing was statistically significant (~0.27 cm), this change represents a small absolute difference. Furthermore, LH (ap) increased significantly in incontinent players when standing, while it remained relatively stable in continent players. Its clinical relevance remains uncertain and should be interpreted with

caution, particularly in the absence of established thresholds for meaningful morphological change in athletic populations.

Previous studies have used LH (ap) and LPA as primary ultrasound parameters for assessing pelvic floor structural changes^{43,59,60}. DeLancey et al.⁶¹ analyze the perineal complex to understand how the interaction between the levator ani, perineal membrane, and perineal body influences UGH closure. Although based on cadaveric perineal dissections, the anatomical insertion of the levator ani into the perineal membrane and its connection to the endopelvic fascia may help explain the morphological adaptations observed in the LH (ap). In individuals with SUI, increased basal activation might represent a compensatory response to reduced passive stabilization—potentially related to fascial or connective tissue laxity, as proposed in previous anatomical models such as DeLancey's "hammock hypothesis"⁶².

The morphological data reviewed by Cheng et al.⁴⁷ show that the LH (ap) varies based on the number of vaginal births a woman has had or the stage of pregnancy. At rest, the LH (ap) measures 4.5 (0.6) in nulliparous women, 5.0 (0.7) in women in the postpartum period between 3 and 7 months after vaginal delivery, and 4.7 (0.6), 4.6 (0.7), and 5.2 (0.7) during the first, second, and third trimesters of pregnancy, respectively. However, such morphological adaptations have not been previously documented in nulliparous female athletes.

The increase in LH (ap) observed in our sample may be consistent with repeated exposure to high IAP during high-impact sport; however, this interpretation remains speculative given the cross-sectional design. In women with SUI, increased basal activation may be a compensatory mechanism due to compromised structural support. The insertion of the levator ani into the perineal membrane and its connection to the endopelvic fascia may influence this morphological response, particularly when fascial structures are under repetitive load or fatigue. Consequently, the effect of high-impact sports on the pelvic floor morphology of such individuals is a crucial area that warrants continued study and further exploration.

The functional characteristics of the pelvic floor muscles in high-impact sports

Our results showed that LH (ap) increased by 7% at rest and 9% during MVC in standing compared to supine. However, LPA did not change. Baseline sEMG activity increased around 10%, and peak amplitude increased around 20% in the standing position. Players with greater LH (ap) enlargement in standing required higher basal activity to maintain support.

According to current scientific literature, the pelvic floor is more activated when standing. Unlike the supine position, where gravity is eliminated, the upright standing position may increase abdominal pressure on pelvic structures⁶³ and requires more intense activity of PFMs⁶⁴.

The sEMG allows measuring not only the bioelectric activity of muscle fibers but also reflex responses, coordination, and contraction speed, observing the functionality of the pelvic floor⁶⁵. In our study, significant differences were found in baseline activity of the PFMs in standing versus supine position. Gimenez et al.⁶⁶ reported a 36% increase in sEMG at rest in standing among women with SUI, and a 23% decrease in MVC compared to supine. However, we did not observe significant differences in tonic contractions between positions, suggesting that athletic training may preserve maximal contraction capacity despite increased basal demand.

The increased PFMs activation observed in standing likely reflects the need to counteract higher IAP and gravitational load. In incontinent athletes, elevated basal and tonic activity may indicate a compensatory recruitment strategy aimed at preserving continence. While this mechanism may be initially effective, it also increases the relative muscular effort required to maintain pelvic support, potentially leading to earlier fatigue during sustained tasks such as training or competition. In line with some performance-based perspectives, strength has been considered the only physical quality that can be systematically improved through training to enhance function and resilience^{67,68}. From this standpoint, insufficient PFMs strength may result in an inability to meet the functional demands imposed by high-impact sports, especially when the pelvic floor is chronically overloaded.

The impact of pelvic floor muscle structure on functional outcomes

Our within-subject analysis confirmed that the LH (ap) behaves dynamically across positions and contraction states. The hiatus significantly enlarged in standing compared to supine (mean difference ~0.27 cm at rest, $p < 0.001$), consistent with the combined effect of gravity and elevated IAP. Conversely, MVC reduced LH (ap) by ~0.5 cm ($p < 0.001$), supporting its role as an active closure and stabilization mechanism. Although these differences are statistically robust ($\eta^2 = 0.666$), their clinical relevance remains uncertain given the relatively small absolute changes. Nevertheless, the consistency of these patterns suggests that even subtle morphological shifts may alter the functional reserve of the pelvic floor, particularly under repeated high-impact loading. From a clinical perspective, these findings highlight that the PFMs is not a static structure but adapts dynamically to posture and muscular demand, a behavior that may be amplified in athletes exposed to sustained mechanical stresses.

Moreover, we observed that incontinent athletes had a 7.5% longer LH (ap) at rest in standing compared to supine. While this elongation was also present in continent athletes, the difference was not statistically significant. The continent group had higher, though non-significant, MVC amplitudes, while the incontinent group exhibited significantly higher relative activation during both basal and tonic contractions.

Gachon et al.⁶⁹ reported increased stiffness in LA fibers during elongation under load. Yoshida et al.⁷⁰ found that women with urinary incontinence had a significantly larger LH (ap) than continent women at 3 months postpartum. These findings support a possible relationship between pelvic floor morphology and PFMs function.

An increased LH (ap) may reflect hiatus instability and reduced support capacity, requiring greater neuromuscular activity to maintain continence. Female athletes with LH (ap) values similar to those of nulliparous women, averaging 4.0, showed 40% more voluntary activation, possibly due to better fascial support. Given that electrode–muscle distance has been proposed as a potential confounder in pelvic floor EMG, we

examined whether this factor could explain the lower amplitudes observed in players with a wider hiatus. However, our data showed the opposite trend: although the levator hiatus (LH (ap)) was larger in standing (4.68 ± 0.57 cm) than in supine (4.41 ± 0.55 cm; $p < 0.001$), EMG amplitude also increased. These patterns suggest functional rather than geometric influences on muscle activation, a point that should be considered in future studies. The closure of the LH depends on muscle integrity, basal tone, contraction strength, and the condition of the connective tissues in the perineal body and perineal membrane⁴⁷.

The data obtained in the study indicate that incontinent female athletes require a 10–20% higher percentage effort to perform the same task. This aligns with the concept of “relative load”⁷¹ (defined as the percentage intensity that a given stimulus represents for a given subject at a given time): incontinent athletes perform the same task at a higher percentage of their maximal capacity, leading to earlier fatigue. Resistance training literature indicates that high relative loads are harder to sustain^{71–74}. Thus, these athletes may be at higher risk of PFMs fatigue during prolonged effort.

Additionally, while physical activity is not inherently harmful to the pelvic floor⁷⁴, specific strengthening exercises are required to maintain optimal function⁷⁵. Athletes may acknowledge the importance of pelvic floor health but often lack targeted interventions.

Limitation of the study

This study has some limitations that should be considered when interpreting the findings. First, its cross-sectional design does not allow causal inference; therefore, the observed morphofunctional differences cannot be interpreted as changes induced by rugby participation, but rather as associations identified in this specific sample of athletes. Second, the final sample size was modest ($n = 27$), and although based on an a priori calculation, the study may still be underpowered for subgroup analyses such as continent versus incontinent players or narrower versus wider hiatus groups. These subgroup findings should therefore be interpreted as exploratory. Third, the absence of a non-athlete control group or a comparison group from other sports limits our ability to determine whether the observed characteristics are specific to rugby or reflect broader features of physically active women. Fourth, the sample included both amateur and elite players, but the study was not powered to analyze competitive level separately, which may have introduced heterogeneity in training exposure and cumulative mechanical load. Height, weight, and BMI were self-reported by participants rather than directly measured by the research team; this method may introduce reporting bias. BMI was classified according to WHO criteria; however, in athletic populations such as rugby players, BMI may overestimate adiposity due to greater muscle mass, and was therefore interpreted descriptively.

Our findings should be interpreted with caution since the changes in distances and angles are millimeters and occur within a small space within the lesser pelvis, so, although they may be statistically significant, the importance of these differences at a clinical level is not known completely. We decided to use vaginal sEMG in this study because perianal recordings are likely to capture responses primarily from the puborectal and anal sphincters⁷⁶. Some players stated that the intravaginal probe, despite its light weight, caused a sensation of falling and discomfort and could preactivate the PFMs, an issue that is not reflected in our results. Previous work has also demonstrated no differences in the peak or root mean square muscle activity of sEMG signals recorded vaginally or perianally⁷⁷.

sEMG reflects PFMs activity (tone, recruitment, contraction amplitude) rather than direct force output. We did not take into account the phase of the menstrual cycle as a possible influence on the impedance of the electromyography. However, there are limitations in the use of surface electromyography, such as noise, contact artifacts or misalignment artifacts when positioning the wet electrodes⁷⁸.

Although signals were normalized to MVC, variability due to electrode placement and tissue conductivity remains, so results should be interpreted as exploratory. Although the Periform intravaginal probe has demonstrated good reliability in static, controlled conditions (e.g., MVC recordings), potential motion artefacts may arise during more dynamic tasks. Future studies could incorporate suction-based differential electrodes, such as those developed by McLean^{79,80} and colleagues, to further enhance signal stability and minimize movement-related noise in pelvic floor EMG acquisition.

Regarding the assessment position, all measurements were performed in the supine and standing position, instead of activities of daily living and sports routines in our population. Future research can extend these findings by recording responses of PFMs and IAP musculature activity to other forms of walking and running and during other dynamic tasks, such as jumping⁷⁹. In addition, posture-specific MVC normalization (e.g., standing, plank, or sitting MVCs) should be explored to determine whether normalization posture affects EMG comparability across positions. These findings should be extended to larger samples and other sports modalities and with other PFD. It is necessary that science continue investigating the urogynecological factors of women in sports.

Conclusions

In high-impact sports like rugby, the LH (ap) is the most responsive marker to load: it enlarges in standing and narrows with MVC, reflecting its central role in pelvic floor support. In contrast, the LPA varies mainly with voluntary contraction and PFM strength (MOS), being less influenced by posture, and may thus represent a marker of contractile capacity rather than structural adaptation.

Approximately 40% lower PFMs electrical activity was observed in players with a wider LH, particularly during MVC and tonic tasks. While continent athletes displayed more efficient activation patterns, incontinent players or those with enlarged hiatus diameters exhibited a pattern consistent with compensatory overactivation, which could contribute to greater relative effort and potentially to earlier fatigue during prolonged or high-intensity tasks. Some hiatus dimensions at rest and in standing approximated those described in pregnancy or

postpartum, suggesting possible adaptations of the pelvic floor to repetitive high-impact loads. However, these observations are descriptive and should not be interpreted as evidence of equivalence.

Altogether, pelvic floor health in athletes relies on the interplay between muscular activation and the structural integrity of connective and fascial supports. Both elements may be relevant for assessment and preventive strategies aimed at maintaining continence and functional resilience in high-impact sports such as rugby.

Data availability

The data presented in this study are available upon request from the corresponding author. The data are not publicly available due to privacy and ethical restrictions.

Received: 6 December 2024; Accepted: 27 March 2026

Published online: 01 April 2026

References

- Seiler, S. & Same Citius, Altius, F. More Women, Crashes, and McTwists? *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **9**, 122–127 (2014).
- Joy, E. A., Van Hala, S. & Cooper, L. Health-related concerns of the female athlete: A lifespan approach. *Am. Fam. Physician.* **79**, 489–495 (2009).
- Acevedo-Gómez, M. B. et al. Is the Elite Female Athlete's Pelvic Floor Stronger? *J. Clin. Med.* **13**, 1–10 (2024).
- Haylen, B. T. et al. An International Urogynecological Association (IUGA)/International Continence Society (ICS) joint report on the terminology for female pelvic floor dysfunction. *Int. Urogynecol. J.* **21**, 5–26 (2010).
- Chmielewska, D. et al. Electromyographic characteristics of pelvic floor muscles in women with stress urinary incontinence following sEMG-assisted biofeedback training and Pilates exercises. *PLoS One.* **14**, 1–22 (2019).
- Alves, J. O. et al. Urinary Incontinence in Physically Active Young Women: Prevalence and Related Factors. *Int. J. Sports Med.* **38**, 937–941 (2017).
- de Lourenco, M., Matsuoka, T. R., Barakat, P. K., Haddad, J. M. & E. C. & Urinary incontinence in female athletes: a systematic review. *Int. Urogynecol. J.* **29**, 1757–1763 (2018).
- Teixeira, R. V., Colla, C., Sbruzzi, G. & Mallmann, A. Prevalence of urinary incontinence in female athletes: a systematic review with meta-analysis. *Int. Urogynecol. J.* **29**, 1717–1725 (2018).
- Eliasson, K., Edner, A. & Mattsson, E. Urinary incontinence in very young and mostly nulliparous women with a history of regular organised high-impact trampoline training: Occurrence and risk factors. *Int. Urogynecol. J.* **19**, 687–696 (2008).
- Hagovska, M. et al. Prevalence of urinary incontinence in females performing high-impact exercises. *Int. J. Sports Med.* **38**, 210–216 (2017).
- Rodríguez-López, E. S. et al. Prevalence of urinary incontinence among elite athletes of both sexes. *J. Sci. Med. Sport.* **24**, 338–344 (2021).
- Pires, T., Pires, P., Moreira, H. & Viana, R. Prevalence of Urinary Incontinence in High-Impact Sport Athletes: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J. Hum. Kinet.* **73**, 279–288 (2020).
- Manaseer, T. S. & Al-nassan, S. M. The point prevalence of stress incontinence among young adult Jordanian women based on activity levels. *Physiother. Res. Int.* **29**, (2024).
- Joseph, C. et al. Stress Urinary Incontinence Among Young Nulliparous Female Athletes. <https://doi.org/10.7759/cureus.17986> (2021).
- Carvalho, A., Jorge, R. N. & Bo, K. Performing high-level sport is strongly associated with urinary incontinence in elite athletes: a comparative study of 372 elite female athletes and 372 controls. 1–6 <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-097587> (2017).
- Caylet, N. et al. Prevalence and occurrence of stress urinary incontinence in elite women athletes. *Can. J. Urol.* **13**, 3174–3179 (2006).
- Borin, L. C. M., Nunes, S. & de Guirro, E. C. da F. R. O. Assessment of pelvic floor muscle pressure in female athletes. *PM R* **5**, 189–193 (2013).
- Bo, K. Urinary incontinence, pelvic floor dysfunction, exercise and sport. *Sports Med.* **34**, 451–464 (2004).
- Rebüllido, T. R. & Straccioli, A. Pelvic floor dysfunction in female athletes: Is relative energy deficiency in sport a risk factor? Is relative energy deficiency in sport a risk factor? *Curr. Sports Med. Rep.* **18**, 255–257 (2019).
- Reis, A. O., da Silva Câmara, C. N. & dos Santos, S. G. & dos Santos Dias, T. Estudo comparativo da capacidade de contração do assoalho pélvico em atletas de voleibol e basquetebol. *Revista Brasileira de Med. do Esporte.* **17**, 97–101 (2011).
- Arbieto, E. R. M., dos Santos, K. M., da Luz, S. C. T. & Da Roza, T. Comparison of urinary incontinence, based on pelvic floor and abdominal muscle strength, between nulliparous female athletes and non-athletes: A secondary analysis. *Neurourol. Urodyn.* **40**, 1140–1146 (2021).
- de Jager, E., Willemsen, M., Kempe, M. & Janssen, I. Breaking barriers: Exploring female-specific health challenges affecting performance in an elite multisport training environment. *J. Sci. Med. Sport.* **27**, 466–471 (2024).
- Sustainability / Legacy, R. W. C. World Rugby. <https://www.world.rugby/organisation/sustainability/tournaments/2025> (2025).
- Bo, K. & Nygaard, I. E. Is Physical Activity Good or Bad for the Female Pelvic Floor? A Narrative Review. *Sports Med.* **50**, 471–484 (2020).
- Sandwith, E. & Robert, M. Rug-pee study: the prevalence of urinary incontinence among female university rugby players. *Int. Urogynecol. J.* **32**, 281–285 (2021).
- Da Roza, T., Brandão, S., Mascarenhas, T., Jorge, R. N. & Duarte, J. A. Volume of training and the ranking level are associated with the leakage of urine in young female trampolinists. *Clin. J. Sport Med.* **25**, 270–275 (2015).
- Kruger, J. A., Murphy, B. A. & Heap, S. W. Alterations in levator ani morphology in elite nulliparous athletes: a pilot study. *Aust. N. Z. J. Obstet. Gynaecol.* **45**, 42–47 (2005).
- Menezes, E. C., da Silva Pereira, F., Porto, R. M., Fank, F. & Mazo, G. Z. Effect of exercise on female pelvic floor morphology and muscle function: a systematic review. *Int. Urogynecol. J.* **34**, 963–977 (2023).
- Huang, L. et al. Most of the pelvic floor muscle functions in women differ in different body positions, yet others remain similar: systematic review with meta-analysis. *Front. Med.* <https://doi.org/10.3389/fmed.2023.1252779> (2023).
- Siahkhal, S. F. et al. Investigating the association of the dimensions of genital hiatus and levator hiatus with pelvic organ prolapse: a systematic review. *Inter. Urogynecol. J.* <https://doi.org/10.1007/s00192-020-04639-0> (2021).
- General Assembly of the World Medical Association. World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects. *J. Am. Coll. Dent.* **81**, 14–18 (2014).
- Regulation (EU) 2016/679 of the European Parliament and of the Council of 27 April 2016.
- Organic Law 3/2018, of December 5, on the Protection of Personal Data and Guarantee of Digital Rights.
- Von Elm, E. et al. The Strengthening of Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) Statement: Guidelines for reporting observational studies. *Bull. World Health Organ.* **85**, 867–872 (2007).

35. Navarro Brazález, B. et al. The evaluation of pelvic floor muscle strength in women with pelvic floor dysfunction: A reliability and correlation study. *Neurourol. Urodyn.* **37**, 269–277 (2018).
36. Betsch, M., Wild, M., Große, B., Rapp, W. & Horstmann, T. The effect of simulating leg length inequality on spinal posture and pelvic position: A dynamic rasterstereographic analysis. *Eur. Spine J.* **21**, 691–697 (2012).
37. Maritza Busquets, C. & Ramón Serra, T. Validación del cuestionario International Consultation on Incontinence Questionnaire Short-Form (ICIQ-SF) en una población chilena usuaria del Fondo Nacional de Salud (FONASA). *Rev. Med. Chil.* **140**, 340–346 (2012).
38. España Pons, M., Rebollo Álvarez, P. & Puig Clota, M. Validación de la versión española del International Consultation on Incontinence Questionnaire-Short Form. Un cuestionario para evaluar la incontinencia urinaria. *Med. Clin. (Barc.)* **122**, 288–292 (2004).
39. Frawley, H. et al. An International Continence Society (ICS) report on the terminology for pelvic floor muscle assessment. *Neurourol. Urodyn.* **40**, 1217–1260 (2021).
40. Laycock, J. & Jerwood, D. Pelvic floor muscle assessment: The PERFECT scheme. *Physiotherapy* **87**, 631–642 (2001).
41. Ferreira, C. H. J. et al. Inter-rater reliability study of the modified Oxford Grading Scale and the Peritron manometer. *Physiotherapy* **97**, 132–138 (2011).
42. Santoro, G. A. et al. State of the art: An integrated approach to pelvic floor ultrasonography. *Ultrasound Obstet. Gynecol.* **37**, 381–396 (2011).
43. Jamard, E. et al. Utility of 2D-ultrasound in pelvic floor muscle contraction and bladder neck mobility assessment in women with urinary incontinence. *J. Gynecol. Obstet. Hum. Reprod.* **49**, (2020).
44. Deegan, E. G., Stothers, L., Kavanagh, A. & Macnab, A. J. Quantification of pelvic floor muscle strength in female urinary incontinence: A systematic review and comparison of contemporary methodologies. *Neurourol. Urodyn.* **37**, 33–45 (2018).
45. Huang, W. C., Yang, J. M. & Chen, H. F. Four-Dimensional Intraoital Ultrasound in Assessing Perioperative Pelvic Floor Muscle Functions of Women with Cystoceles | 4-dimensionale Intraoitus-Sonografie zur Beurteilung der perioperativen Funktion der Beckenbodenmuskulatur bei Frauen mit Zystozelen. *Ultraschall Med.* **42**, E31–E41 (2021).
46. Dietz, H. P. Pelvic floor ultrasound: A review. *Clin. Obstet. Gynecol.* **60**, 58–81 (2017).
47. Cheng, W. et al. Hiatal failure: effects of pregnancy, delivery, and pelvic floor disorders on level III factors. *Inter. Urogynecol. J.* vol. 34 327–343 <https://doi.org/10.1007/s00192-022-05354-8> (2023).
48. Molina-Molina, A. et al. Validation of mDurance, A Wearable Surface Electromyography System for Muscle Activity Assessment. *Front Physiol.* **11**, (2020).
49. Carrillo-Perez, F. et al. A novel automated algorithm for computing lumbar flexion test ratios enhancing athletes objective assessment of low back pain. *iSPORTS 2018 - Proc. 6th Int. Congress Sport Sci. Res. Technol. Support.* **34–39** <https://doi.org/10.5220/0006922600340039> (2018).
50. Luginbuehl, H. et al. Pelvic floor muscle electromyography during different running speeds: an exploratory and reliability study. *Arch. Gynecol. Obstet.* **293**, 117–124 (2016).
51. Bussey, M. D., Aldabe, D., Adhia, D. & Mani, R. Reliability of surface electromyography activity of gluteal and hamstring muscles during sub-maximal and maximal voluntary isometric contractions. *Musculoskelet. Sci. Pract.* **34**, 103–107 (2018).
52. Filter, A. et al. Curve Sprinting in Soccer: Kinematic and Neuromuscular Analysis. *Int. J. Sports Med.* **41**, 744–750 (2020).
53. Koenig, I. et al. Pelvic floor muscle activity patterns in women with and without stress urinary incontinence while running. *Ann. Phys. Rehabil. Med.* **63**, 495–499 (2020).
54. Ben Ami, N. & Dar, G. What is the most effective verbal instruction for correctly contracting the pelvic floor muscles? *Neurourol. Urodyn.* **37**, 2904–2910 (2018).
55. Merletti, R. & Hermens, H. Introduction to the special issue on the SENIAM European Concerted Action. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **10**, 283–286 (2000).
56. Oleksy, L. et al. Normative values for Glazer Protocol in the evaluation of pelvic floor muscle bioelectrical activity. *Medicine* **99**, e19060 (2020).
57. Ballmer, C. et al. Electromyography of pelvic floor muscles with true differential versus faux differential electrode configuration. *Int. Urogynecol. J.* **31**, 2051–2059 (2020).
58. Leitner, M. et al. Evaluation of pelvic floor muscle activity during running in continent and incontinent women: An exploratory study. *Neurourol. Urodyn.* **36**, 1570–1576 (2017).
59. Majida, M. et al. Interobserver repeatability of three- and four-dimensional transperineal ultrasound assessment of pelvic floor muscle anatomy and function. *Ultrasound Obstet. Gynecol.* **33**, 567–573 (2009).
60. Martinho, N. et al. Four-dimensional translabial ultrasound concordance with digital palpation and surface electromyography during dynamic pelvic floor muscles assessment: A cross-sectional study. *Neurourol. Urodyn.* **39**, 403–411 (2020).
61. DeLancey, J. et al. Functional Anatomy of Urogenital Hiatus Closure: the Perineal Complex Triad Hypothesis. *Int. Urogynecol. J.* **35**, 441–449 (2024).
62. DeLancey, J. O. L. Structural support of the urethra as it relates to stress urinary incontinence: The hammock hypothesis. *Am. J. Obstet. Gynecol.* **170**, 1713–1723 (1994).
63. Ishihara, H. et al. Investigation of effective standing posture for increasing activity of pelvic floor muscles: a cross-sectional study. *J. Phys. Fit. Sports Med.* **12**, 155–160 (2023).
64. Sapsford, R. The pelvic floor. A clinical model for function and rehabilitation. *Physiotherapy* **87**, 620–630 (2001).
65. Pereira, V. S., Hirakawa, H. S., Oliveira, A. B. & Driusso, P. Relationship among vaginal palpation, vaginal squeeze pressure, electromyographic and ultrasonographic variables of female pelvic floor muscles. *Braz J. Phys. Ther.* **18**, 428–434 (2014).
66. Gimenez, M. M. et al. Pelvic floor muscle function differs between supine and standing positions in women with stress urinary incontinence: an experimental crossover study. *J. Physiother.* **68**, 51–60 (2022).
67. González Badillo, J. J., Sánchez Medina, L. & Pareja Blanco, F. R. D. *La Velocidad de Ejecución Como Referencia Para La Programación, Control y Evaluación Del Entrenamiento* (ERGOTECH, 2017).
68. González-badillo, J. J. & Serna Rivas, J. *Fuerza Velocidad y Rendimiento Deportivo. Fuerza, velocidad y rendimiento físico y deportivo*ESM, (2019).
69. Gachon, B. et al. In vivo assessment of the levator ani muscles using shear wave elastography: a feasibility study in women. *Int. Urogynecol. J.* **30**, 1179–1186 (2019).
70. Yoshida, M. et al. Longitudinal comparison study of pelvic floor function between women with and without stress urinary incontinence after vaginal delivery. *J. Med. Ultrason.* **40**, 125–131 (2013).
71. Fleck, S. J. & Kraemer, W. J. *Designing Resistance Training Programs* (Human Kinetics, 2014).
72. Haff, G. G. & Triplett, N. T. *Essentials of Strength Training and Conditioning (4th Ed.)* (Human Kinetics, 2015).
73. Fry, A. C. The role of resistance exercise intensity on muscle fibre adaptations. *Sports Med.* **34**, 663–679 (2004).
74. Campos, G. E. R. et al. Muscular adaptations in response to three different resistance-training regimens: Specificity of repetition maximum training zones. *Eur. J. Appl. Physiol.* **88**, 50–60 (2002).
75. Nygaard, I. E. & Shaw, J. M. Physical activity and the pelvic floor. *Am. J. Obstet. Gynecol.* **214**, 164–171 (2016).
76. Ashton-Miller, J. A. & DeLancey, J. O. L. *Functional Anatomy of the Female Pelvic Floor. Evidence-Based Physical Therapy for the Pelvic Floor: Bridging Science and Clinical Practice: Second Edition* (Elsevier Ltd., <https://doi.org/10.1016/B978-0-7020-4443-4.0003-0>). (2015).

77. Moretti, E., de Moura Filho, A. G., de Almeida, J. C., Araujo, C. M. & Lemos, A. Electromyographic assessment of women's pelvic floor: What is the best place for a superficial sensor? *Neurourol. Urodyn.* **36**, 1917–1923 (2017).
78. Sanchez, B., Martinsen, O. G., Freeborn, T. J. & Furse, C. M. Electrical impedance myography: A critical review and outlook. *Clin. Neurophysiol.* vol. 132 338–344 <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2020.11.014> (2021).
79. Saeuberli, P. W., Schraknepper, A., Eichelberger, P., Luginbuehl, H. & Radlinger, L. Reflex activity of pelvic floor muscles during drop landings and mini-trampolining-exploratory study. *Int. Urogynecol. J.* **29**, 1833–1840 (2018).

Acknowledgements

We are grateful to Dr. Angel Basas, Physiotherapist of the Royal Spanish Athletics Federation, for his ongoing efforts to enhance our understanding and support of female athletes, wherever he may be. Additionally, the authors acknowledge the contributions of Dr. Africa Lopez and Dr. Zigor Montalvo from the Medical Services of the Spanish Sports Council, who facilitated the development of this study within their facilities.

Author contributions

Conceptualization, E.S.R.-L. and J.-d.-F.-G.; methodology, E.S.R.-L., J.-d.-F.-G. and M.T.-G.; formal analysis, E.S.R.-L.; investigation, C.O.-M., M.B.A.-G., M.T.-G. and J.-d.-F.-G.; resources, E.S.R.-L., M.B.A.-G. and M.B.-d.-P.; data curation, E.S.R.-L., J.-d.-F.-G., M.B.-d.-P. and C.O.-M.; writing—original draft preparation, J.-d.-F.-G., E.S.R.-L. and M.T.-G.; writing—review and editing, E.S.R.-L. and C.O.-M.; visualization, E.S.R.-L.; supervision, E.S.R.-L. and C.O.-M.; project administration, E.S.R.-L.; funding acquisition, E.S.R.-L. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Declarations

Competing interests

The authors declare no competing interests.

Additional information

Correspondence and requests for materials should be addressed to C.O.-M.

Reprints and permissions information is available at www.nature.com/reprints.

Publisher's note Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

Open Access This article is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International License, which permits any non-commercial use, sharing, distribution and reproduction in any medium or format, as long as you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons licence, and indicate if you modified the licensed material. You do not have permission under this licence to share adapted material derived from this article or parts of it. The images or other third party material in this article are included in the article's Creative Commons licence, unless indicated otherwise in a credit line to the material. If material is not included in the article's Creative Commons licence and your intended use is not permitted by statutory regulation or exceeds the permitted use, you will need to obtain permission directly from the copyright holder. To view a copy of this licence, visit <http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>.

© The Author(s) 2026

Anexo 5. Póster divulgativo en el II Congreso Internacional sobre optimización del entrenamiento de fuerza y rendimiento neuromuscular

INFLUENCIA DEL CICLO MENSTRUAL EN LA FUERZA DE LA MUSCULATURA DEL SUELO PÉLVICO

Ojedo-Martín C¹, Lara-López B², Bento de Pedro M¹, Barbaño Acevedo-Gómez M¹, Porrón-Irigaray A¹, de Diego Pérez de Zabalza V³, Sonsoles Rodríguez-López¹



¹Departamento de Fisioterapia, Facultad de Salud, Universidad Camilo José Cela (Madrid, España)
²Departamento de Ciencias de la Actividad Física y Deporte, Universidad Camilo José Cela (Madrid, España)
³Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz (Madrid, España)



Introducción y objetivos

La **fuerza** y la **resistencia** del sistema musculoesquelético en las mujeres parece que se ven afectados por las **fluctuaciones hormonales** que se producen durante el ciclo menstrual. Sin embargo, no se ha estudiado su efecto sobre la fuerza de la musculatura del **suelo pélvico** (SP). Por ello, el **objetivo** fue evaluar la fuerza del SP en las diferentes fases del ciclo menstrual en mujeres nulíparas sanas.

Métodos

NULÍPARAS SANAS
N = 17

DURANTE 3 MESES PREVIOS



MONITORIZACIÓN DE TEMPERATURA BASAL, PESO, PICO LH Y DÍAS DEL CICLO POR APLICACIÓN MÓVIL.

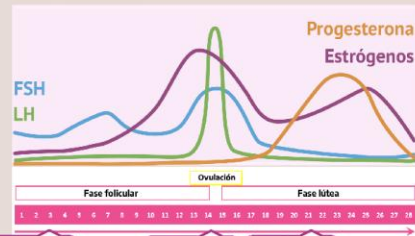
PROLAPSO DE ÓRGANOS PÉLVICOS, EMBARAZO, CIRUGÍA UROGINECOLÓGICA PREVIA, ATROFIA VAGINAL SEVERA O AFECIONES NEUROLÓGICAS



ESCALA OXFORD MODIFICADA



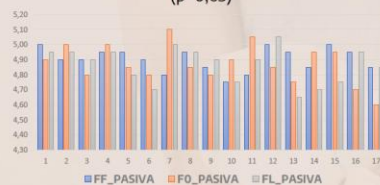
DINAMÓMETRO PELVIBEX



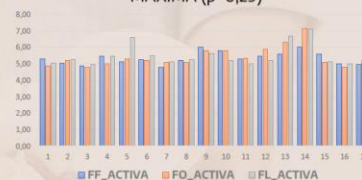
3 MEDICIONES DURANTE EL CICLO MENSTRUAL: FASE FOLICULAR TEMPRANA (FF), FASE OVULATORIA (FO) Y FASE LÚTEA MEDIA (FL)

Resultados

DIFERENCIAS EN EL TONO BASAL
($p=0,63$)



DIFERENCIAS EN CONTRACCIÓN MÁXIMA
($p=0,29$)



Conclusión

Estos hallazgos sugieren que la fuerza del suelo pélvico **permanece estable durante las tres fases** del ciclo menstrual, y de existir variabilidad, no es detectable mediante la palpación digital o dinamometría vaginal. Por tanto, siendo la evaluación de esta musculatura un pilar fundamental en cualquier disfunción del suelo pélvico y los programas de entrenamiento de la musculatura del SP la primera elección en su tratamiento, los resultados aportan que, en cuanto a la fuerza se refiere, el SP puede ser evaluado y tratado de forma fiable con independencia de la fase del ciclo menstrual.

Referencias

- De Jonge, X. J., Thompson, B., and Han, A. (2019). Methodological recommendations for menstrual cycle research in sports and exercise. *Med. Sci. Sports Exerc.* 51, 2610–2617.
- Nagahori H, Shida N. Relationship between Muscle Flexibility and Characteristics of Muscle Contraction in Healthy Women during Different Menstrual Phases. *Phys Ther Res.* 2022;25(2):68-74.
- Paludo AC, Paravlic A, Dvořáková K, Gimunová M. The Effect of Menstrual Cycle on Perceptual Responses in Athletes: A Systematic Review With Meta-Analysis. *Front Psychol.* 2022 Jul 13;13:926854

