

TRABAJO FINAL DE GRADO



UNIVERSITAS
Miguel Hernández



Movilidad isquiosural y control lumbopélvico en un futbolista universitario: estudio de caso mediante SJT y JSTT

GRADO EN CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y EL DEPORTE

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ

CURSO ACADÉMICO 2025-2026

Alumno: Josep Torres Pérez

Tutor académico: Víctor Moreno Pérez

Cotutor: Casto Juan Recio

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	3
2. MÉTODO	5
2.1. Diseño del estudio	5
2.2. Participantes	5
2.3. Procedimiento	6
2.3.1. Static Jurdan Test (SJT)	7
2.3.2. Jurdan Sprint Table Test (JSTT)	8
2.4. Videoanálisis y medidas	9
2.4.1. SJT: Static Inter-Limb Opening Index	9
2.4.2 JSTT: Elevación del muslo contralateral.	10
2.4.3. Diferencia en la presión lumbar.	10
3. RESULTADOS	10
4. DISCUSIÓN	13
4.1. Fortaleza y limitaciones	15
4.2. Implicaciones prácticas	16
5. CONCLUSIONES	17
6. BIBLIOGRAFÍA	18
7. ANEXOS	21



RESUMEN

Las lesiones de la musculatura isquiosural constituyen una de las principales causas de pérdida de disponibilidad en el fútbol, especialmente durante acciones de sprint de alta intensidad, lo que subraya la necesidad de profundizar en la relación entre la movilidad isquiosural y el control lumbopélvico. El objetivo de este estudio fue describir los cambios angulares y de presión lumbar observados durante una prueba estática y una prueba dinámica de movilidad isquiosural, realizadas con y sin restricción lumbopélvica, en un futbolista universitario. Durante una única sesión de evaluación se registraron variables descriptivas del participante, se realizó un calentamiento estandarizado y se realizaron el Static Jurdan Test (SJT) y el Jurdan Sprint Table Test (JSTT) en condición estándar y con restricción lumbopélvica mediante el dispositivo externo de estabilización y control de presión lumbar. Todas las pruebas fueron videograbadas a 60 Hz y analizadas mediante un sistema automatizado de detección de puntos anatómicos. En el SJT se calculó el Static Inter-Limb Opening Index, mientras que en el JSTT se analizó el ángulo de elevación del muslo contralateral, en ambos se midió el cambio de presión lumbar en dicha variable. Los resultados mostraron que la restricción lumbopélvica modificó la configuración angular del participante, reduciendo el ángulo de la tibia de la pierna elevada y el Static Inter-Limb Opening Index en el SJT, así como el ángulo del muslo contralateral en el JSTT. Además, el JSTT generó incrementos de presión lumbar notablemente superiores a los observados en el SJT, especialmente en la pierna dominante. En conclusión, la combinación de una prueba estática y otra dinámica de movilidad isquiosural con una medida sencilla de presión lumbar aportó información descriptiva complementaria sobre el comportamiento lumbopélvico en este caso, aunque el diseño empleado no permite establecer relaciones causales ni generalizar los hallazgos a otros deportistas.

Palabras clave: isquiosurales, movilidad, estabilidad lumbopélvica, prevención de lesiones, pruebas

1. INTRODUCCIÓN

Las lesiones de la musculatura isquiosural representan una de las principales causas de pérdida de disponibilidad en el fútbol, con una especial afectación de la cabeza larga del bíceps femoral y una elevada frecuencia durante acciones de sprint de alta intensidad (Brooks et al., 2006; Woods et al., 2004). En las dos últimas décadas, su incidencia ha aumentado de forma relevante en el fútbol masculino de élite, lo que refuerza la necesidad de comprender mejor los factores modificables asociados a su aparición y recurrencia (Ekstrand et al., 2023). Desde una perspectiva biomecánica, la fase final del balanceo durante el sprint constituye un momento crítico, ya que la musculatura isquiosural alcanza elevados niveles de elongación mientras actúa excéntricamente para desacelerar la extremidad inferior antes del contacto inicial (Brooks et al., 2006).

Dentro del complejo isquiosural, la cabeza larga del bíceps femoral parece estar sometida a una demanda mecánica particularmente elevada. Durante la fase tardía del balanceo, su elongación máxima supera la observada en el semitendinoso y el semimembranoso, coincidiendo temporalmente con incrementos de la inclinación anterior de la pelvis durante la carrera a máxima velocidad (Chumanov et al., 2007; Nagano et al., 2014). Esta interacción entre pelvis, tronco y muslo es clínicamente relevante, ya que una mayor inclinación anterior del tronco puede reducir el ángulo torso-fémur, aumentar la tensión sobre los músculos isquiosurales e incrementar la demanda mecánica sobre la musculatura isquiosural (**Figura 1**. Imagen representativa de la relación de la inclinación del tronco con la tensión de los músculos isquiosurales), tanto durante el sprint como en tareas de aterrizaje (Higashihara et al., 2015). En consecuencia, las alteraciones del control lumbopélvico podrían amplificar la carga mecánica sobre el bíceps femoral, especialmente en contextos deportivos donde los sprints se ven perturbados por cambios de dirección, contacto con adversarios o perturbaciones inesperadas del tronco, que pueden modificar la respuesta coordinada de la musculatura isquiosural y lumbopélvica (Higashihara et al., 2022).

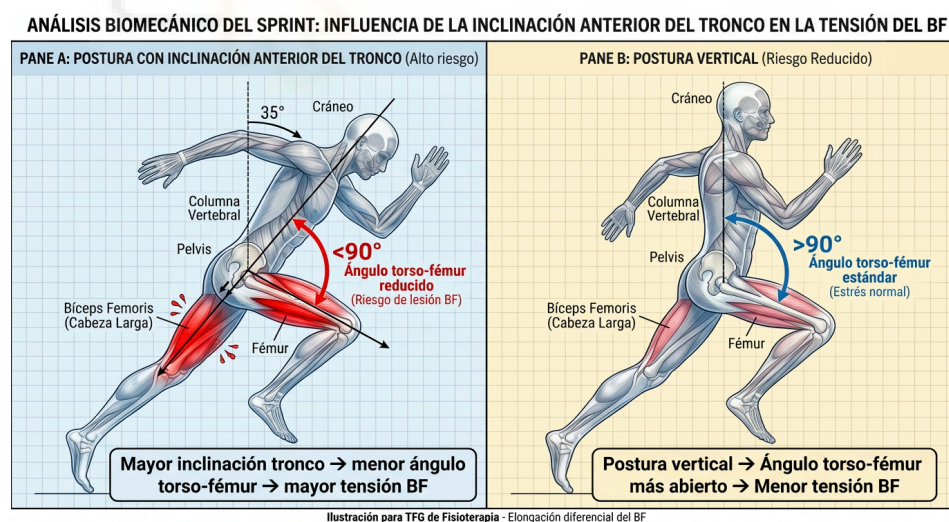


Figura 1. Imagen representativa de la relación de la inclinación del tronco con la tensión de los músculos isquiosurales, creada por [perplexity.ai](https://www.perplexity.ai)

La estabilidad del tronco se define como la capacidad del sistema osteoarticular, muscular y neuromuscular para mantener o recuperar la posición del tronco y del complejo lumbopélvico ante perturbaciones internas o externas (Vera-García et al., 2015). Esta capacidad proporciona una base estable para la movilidad distal, favorece la transferencia eficiente de fuerzas y contribuye al control postural anticipatorio y reactivo durante acciones funcionales y deportivas (Akuthota & Nadler, 2004). De forma consistente en la literatura, se ha sugerido que la fatiga, la debilidad o el déficit de

control neuromuscular del tronco pueden alterar la cinemática pélvica y la coordinación entre tronco, pelvis y cadera, aumentando potencialmente la tensión sobre el bíceps femoral durante la carrera (Bramah et al., 2023; Mendiguchia et al., 2022). Además, menores niveles de inclinación anterior pélvica y flexión lateral del tronco, junto con una mayor activación del glúteo mayor, oblicuos abdominales y erectores espinales durante el sprint, se han asociado con un menor riesgo de lesión isquiosural (Schuermans et al., 2017).

Aunque el riesgo de lesión de la musculatura isquiosural es multifactorial, varios factores intrínsecos y extrínsecos convergen en la capacidad del deportista para tolerar altas demandas de elongación, fuerza excéntrica y control lumbopélvico. Entre los factores intrínsecos más consistentes se encuentran el antecedente de lesión previa, la edad, la debilidad excéntrica de los músculos isquiosurales, los desequilibrios de fuerza y una menor extensibilidad o longitud óptima del complejo músculo-tendón, así como un control lumbopélvico deficiente (Zazulak et al., 2007), aunque la evidencia sobre flexibilidad no es completamente homogénea (van Beijsterveldt et al., 2013; Freckleton & Pizzari, 2013; García-González & Sainz de Baranda, 2015). Entre los factores extrínsecos destacan los picos de carga, la congestión competitiva, un calentamiento insuficiente y una programación subóptima del trabajo excéntrico en rangos largos (García-González & Sainz de Baranda, 2015). Sin embargo, pese a la relevancia clínica de estos factores, todavía existe una brecha entre las pruebas sencillas utilizadas en campo y la comprensión de cómo interactúan la movilidad isquiosural y la estabilidad lumbopélvica.

Los mecanismos más frecuentes involucran sprint de alta velocidad (fase final del balanceo con bíceps femoral alargado excéntricamente [García-González & Sainz de Baranda, 2015]), aceleraciones/desaceleraciones intensas (cambios de ritmo, arrancadas y frenadas [García-González & Sainz de Baranda, 2015]), y gestos menos comunes como golpes potentes, estiradas o deslizamientos por estiramiento excesivo, confirmados en sprints (Higashihara et al., 2015) y aterrizajes de saltos (Kulas et al., 2010).

En la práctica clínica y deportiva, la movilidad de los isquiosurales suele evaluarse mediante pruebas estáticas y dinámicas que buscan estimar tanto la extensibilidad muscular como el posible arrastre de esta musculatura sobre la pelvis. Por otro lado, la estabilidad lumbopélvica puede valorarse mediante procedimientos simples y de bajo coste, como el uso de acelerometría integrada en Smartphones en ejercicios de estabilidad del core, como planchas o puentes (Heredia-Elvar et al., 2021) o el uso de un esfigmomanómetro colocado en la región lumbar con el sujeto en decúbito supino (Crasto et al., 2019). No obstante, la relación entre estas pruebas de movilidad isquiosural y una medida clínica de estabilidad del tronco permanece insuficientemente explorada. Analizar este comportamiento en un caso individual puede aportar información preliminar sobre la interacción entre movilidad isquiosural, posición pélvica y control proximal, y servir como punto de partida para futuros estudios con muestras más amplias.

Por tanto, el objetivo de este estudio fue describir los cambios angulares y de presión lumbar observados durante una prueba estática y una prueba dinámica de movilidad isquiosural, realizadas con y sin restricción lumbopélvica, en un futbolista universitario. Se planteó como hipótesis exploratoria que la condición con restricción lumbopélvica modificaría la configuración angular observada durante el SJT y el JSTT, y que la prueba dinámica produciría mayores cambios de presión lumbar que la prueba estática.

2. MÉTODO

2.1. Diseño del estudio

Se diseñó un estudio de caso observacional y transversal, orientado a analizar la relación entre dos pruebas clínicas de movilidad de la musculatura isquiosural y una medida de estabilidad lumbopélvica. El protocolo se desarrolló en una única sesión de evaluación, en la que el participante realizó el Static Jurdan Test (SJT) y el Jurdan Sprint Table Test (JSTT), ambos en condición estándar y en condición con restricción lumbopélvica mediante soporte de fijación externo y registro de presión lumbar con esfigmomanómetro.

Antes de la evaluación se aplicaron restricciones previas para estandarizar las condiciones de medición. El participante fue instruido para evitar entrenamiento de fuerza intenso, sprints o esfuerzos máximos durante las 24 horas previas, así como el consumo de cafeína durante las 12 horas previas. Además, antes de iniciar la sesión se registró el estado subjetivo del participante mediante una escala simple de 1 a 10 para sueño, dolor muscular, estrés y fatiga, junto con la percepción subjetiva del esfuerzo previo. Estas variables se utilizaron para describir el estado basal del participante (*Anexo 1*).

El estudio se desarrolló siguiendo las recomendaciones éticas de la Declaración de Helsinki. El participante fue informado verbalmente y por escrito sobre los objetivos, procedimientos, riesgos y beneficios del estudio, y firmó un consentimiento informado antes de participar (*Anexo 2*). El protocolo fue aprobado por el comité de ética de la Universidad Miguel Hernández de Elche con código de autorización TFG.GAF.VMP.JTP.251105

2.2. Participantes

El participante fue reclutado mediante muestreo por conveniencia entre jugadores pertenecientes al contexto universitario. El participante realizaba entrenamiento regular de fútbol y estaba familiarizado con acciones de alta intensidad propias de la práctica deportiva.

Los criterios de inclusión fueron: (a) ser futbolista universitario en activo; (b) tener entre 18 y 35 años; (c) participar regularmente en entrenamientos y/o competición; (d) no presentar dolor musculoesquelético limitante en el momento de la evaluación y; (e) aceptar voluntariamente la participación mediante consentimiento informado.

Los criterios de exclusión fueron: (a) lesión musculoesquelética aguda en miembros inferiores o región lumbopélvica durante las 6 semanas previas; (b) cirugía previa de miembro inferior o columna lumbar en los últimos 12 meses; (c) dolor lumbar, coxofemoral, femoral posterior, rodilla o tobillo que limitara la realización de los tests; (d) contraindicación médica para realizar movimientos rápidos de miembro inferior y; (e) incapacidad para completar el protocolo de evaluación.

Se registraron como variables descriptivas la edad, masa corporal, talla, pierna dominante, posición habitual de juego, años de experiencia federada, historial de lesión de la musculatura isquiosural previa y volumen semanal de entrenamiento. La pierna dominante se definió como aquella que el jugador utilizará preferentemente para golpear un balón con máxima potencia (van Melick et al., 2017) (*Anexo 1*).

En este caso el participante fue un varón futbolista universitario de 23 años con una talla de 165 cm, una masa corporal de 74 kg, pierna derecha como dominante, lateral derecho como posición, 10

años de experiencia federada, sin antecedentes de lesión isquiosural ni lesión activa y un volumen semanal de unas 6 horas

2.3. Procedimiento

La sesión comenzó con la firma del consentimiento informado, el registro de datos personales y la cumplimentación del cuestionario breve de estado subjetivo. Posteriormente, los participantes realizaron un calentamiento estandarizado de 8–10 minutos, compuesto por 5 minutos de bicicleta estática a baja intensidad, movilidad dinámica del miembro inferior, 10 balanceos anteroposteriores por pierna, 10 balanceos laterales por pierna, 2 series de 10 repeticiones de bisagra de cadera, 2 series de 10 repeticiones de sentadillas y 2–3 patadas submáximas como familiarización específica (antes de realizar el JSTT).

Tras el calentamiento, se realizó el marcaje anatómico y se procedió a la ejecución de las pruebas. El orden de las pruebas fue: primero el SJT y posteriormente el JSTT. En ambos casos se evaluaron ambas extremidades de forma alterna, diferenciando pierna dominante y no dominante.

Todas las evaluaciones fueron realizadas por un mismo evaluador previamente instruido y familiarizado con el protocolo. El marcaje anatómico fue efectuado por los mismos evaluadores, con el objetivo de reducir la variabilidad interevaluador.

Antes de las pruebas se colocaron marcadores adhesivos de 1–2 cm, de color contrastado, sobre referencias anatómicas bilaterales visibles en el plano sagital en la pelvis y trocánter. Como se muestra en la **Figura 2**, los puntos marcados fueron: espina ilíaca anterosuperior, cresta ilíaca o punto lateral más prominente y trocánter mayor.



Figura 2. Imagen representativa de los puntos marcados bilateralmente a la altura de la cadera

Todas las pruebas fueron grabadas con una cámara o teléfono móvil a 60 Hz, colocado sobre trípode, con exposición y frecuencia de muestreo bloqueadas cuando el dispositivo lo permitía. La cámara se situó a 3 m del centro de la camilla, a una altura aproximada de 1 m, perpendicular al plano de movimiento y con el dispositivo en orientación horizontal. La iluminación se mantuvo estable durante todas las mediciones (**Figura 3**).

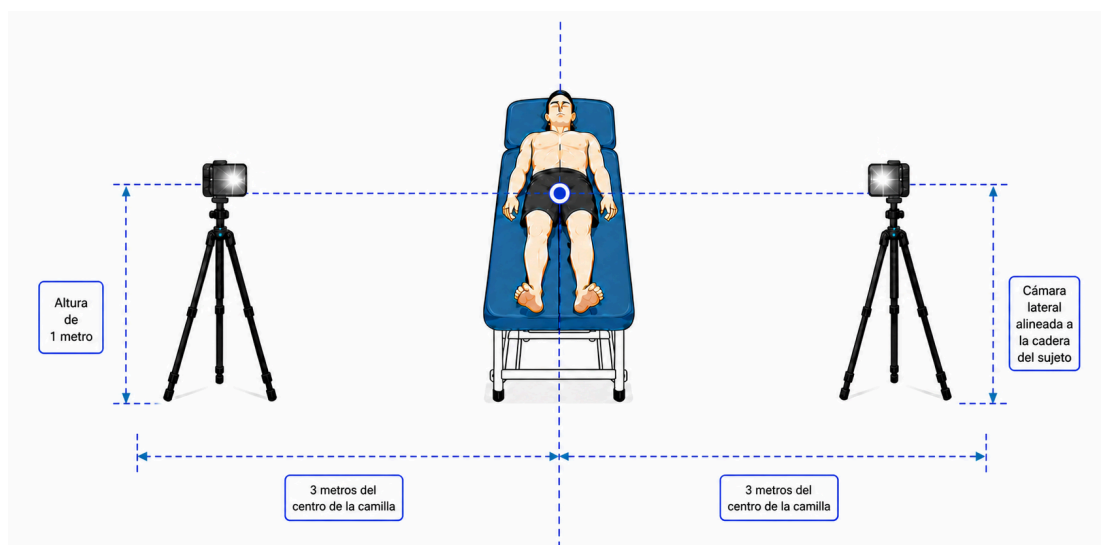


Figura 3. Representación gráfica de la distribución del material durante las mediciones, en esta solamente se puede ver el lado izquierdo de la camilla, pero el lado derecho estaba preparado exactamente igual

La calibración angular y espacial se realizó mediante la horizontal de la camilla como referencia principal.

2.3.1. Static Jurdan Test (SJT)

El SJT (Buchheit et al., 2026) cuantifica la interacción estática entre la movilidad isquiosural de la pierna elevada (extensión rodilla a 90° cadera, lordosis controlada) y la posición del muslo contralateral, aproximando el arrastre isquiosural-pélvico en supino. El SJT (Buchheit et al., 2026) presentó una fiabilidad moderada para el ángulo de elevación del muslo contralateral, con un ICC de 0.65 (0.48–0.77).

El participante se colocó inicialmente sentado en el borde de la camilla y posteriormente adoptó la posición de decúbito supino. Una extremidad inferior permaneció pasivamente fuera del borde de la camilla, mientras que la extremidad contralateral se colocó con la cadera aproximadamente a 90° de flexión. Esta posición se verificó mediante una referencia angular de 90° y fue mantenida por un evaluador durante la ejecución. Desde esta posición, el participante realizó una extensión activa de rodilla de la extremidad elevada, intentando alcanzar el máximo rango disponible sin perder el contacto lumbar con la camilla. Todo este procedimiento de la ejecución del SJT puede verse representado en la **Figura 4**.

La posición de la columna lumbar fue controlada por el evaluador y, en la condición con restricción, mediante un soporte de fijación externo y registro de presión con esfigmomanómetro/BFR de la marca Akrafit (Herycor, Elche, España).

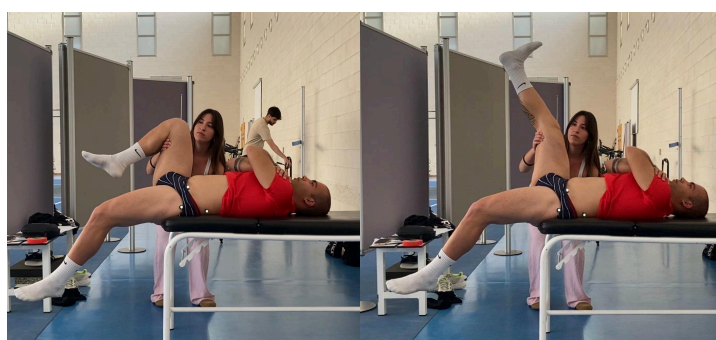


Figura 4. Imagen representativa de la realización del SJT

La presión inicial del dispositivo se fijó entre 20 y 40 mmHg, registrándose la presión final o máxima alcanzada durante la ejecución para calcular el cambio de presión lumbar. Se realizaron dos repeticiones válidas por lado en condición estándar y dos repeticiones válidas por lado en condición con restricción lumbopélvica con un soporte de fijación externa junto al esfigmomanómetro/BFR (**Figura 5**). El orden de evaluación de los lados fue alterno. Entre repeticiones se permitió un descanso de 30–45 segundos.



Figura 5. Representación gráfica de la restricción en la espalda usada en el SJT y el JSTT en la que se emplea el esfigmomanómetro/BFR unido al soporte de fijación externa

Los videos recogidos se grabaron 1–2 segundos antes y después de la posición final. El fotograma de análisis se definió como aquel en el que el deportista alcanzó la posición final estable, sin temblor evidente ni pérdida visible de control.

2.3.2. Jurdan Sprint Table Test (JSTT)

El JSTT se utilizó para valorar de forma dinámica la interacción entre la pierna activa, la pelvis y la extremidad contralateral durante un gesto rápido de flexión de cadera ('patea tan alto y rápido como puedas'), simulando parcialmente las demandas mecánicas del sprint sin carrera real (Buchheit et al., 2026). Muestra fiabilidad test-retest moderada-excelente (ICC 0.77-0.97, IC95% 0.50-0.98) (Astrella et al., 2025).

El participante se colocó en decúbito supino sobre la camilla, con los brazos cruzados sobre el pecho para estandarizar la posición del tronco. La pierna activa se colocó en extensión de rodilla y dorsiflexión máxima de tobillo antes del inicio del gesto. La pierna contralateral permaneció libre, sin fijación externa, ya que su desplazamiento formó parte del resultado funcional de la prueba.

La instrucción verbal fue: "Golpea un balón lo más alto y lo más rápido que puedas, tratando de mantener el pie y la rodilla inmóviles". Este procedimiento lo podemos observar en la **Figura 6**. Se consideró que el intento era válido si el talón de la pierna activa superaba claramente el eje vertical de referencia de 90° trazado desde la cadera. Antes de los intentos registrados, se realizaron dos repeticiones submáximas progresivas por pierna como familiarización.

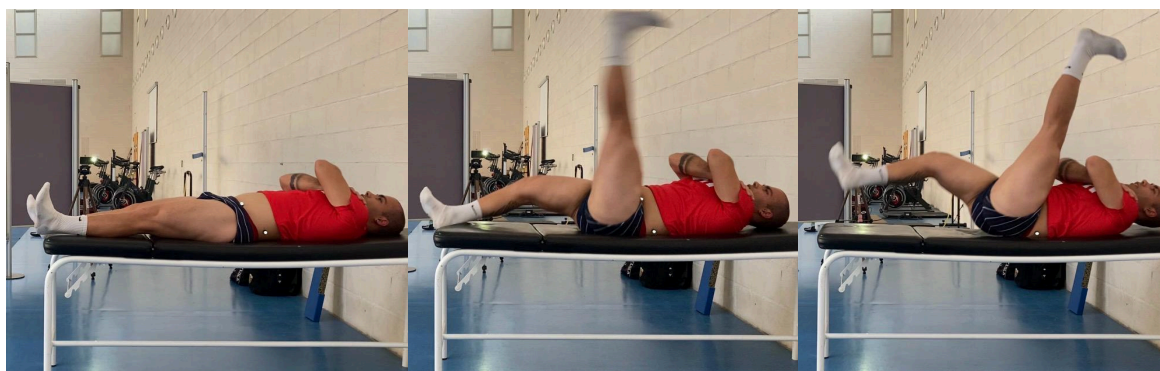


Figura 6. Imagen representativa de la realización del JSTT

Posteriormente, se registraron dos repeticiones válidas por lado en condición estándar y dos repeticiones válidas por lado en condición con restricción lumbopélvica mediante un soporte de fijación externo y registro de presión lumbar con esfigmomanómetro/BFR (**Figura 5**). La presión inicial se fijó entre 20 y 40 mmHg, registrándose la presión máxima durante el gesto mediante observación directa y apoyo del vídeo en cámara lenta. Entre repeticiones se permitió un descanso de 45–60 segundos.

El fotograma principal de análisis se definió como el instante en el que la pierna activa cruzaba los 90° respecto a la horizontal de referencia de la camilla. Para ello, se trazó una línea horizontal calibrada con la camilla y una línea vertical desde el punto de la cadera, formando un ángulo de 90°.

2.4. Videoanálisis y medidas

El análisis de vídeo se realizó mediante un análisis automatizado, en el cual los videos fueron procesados mediante un modelo de aprendizaje automático basado en RTM, utilizando un script propio desarrollado en Python con la librería rtmlib, capaz de detectar automáticamente 26 puntos anatómicos. La calibración espacial y angular se realizó mediante referencias visibles en el plano de movimiento. En las pruebas sobre camilla se utilizó la horizontal de la camilla como referencia. Se muestra en la Figura 7 una representación de los resultados de la digitalización de las pruebas.

Tras la detección automática de los puntos anatómicos, el evaluador revisó visualmente cada fotograma seleccionado para comprobar que las referencias detectadas correspondían con los marcadores anatómicos. En caso de detección errónea evidente, el intento fue revisado o descartado. Además, este mismo evaluador fue el encargado de seleccionar el frame de análisis.

2.4.1. SJT: Static Inter-Limb Opening Index

La variable principal del SJT fue el *Static Inter-Limb Opening Index*, definido como la diferencia entre el ángulo de la pierna elevada y el ángulo del muslo contralateral respecto a la horizontal de la camilla (Buchheit et al., 2026).

Este índice se calculó mediante la siguiente expresión: *Static Inter-Limb Opening Index* = ángulo de la tibia de la pierna elevada – ángulo del muslo contralateral.



Figura 7. Representación bidimensional de la configuración corporal del participante durante la ejecución del test, mostrando la posición relativa de los principales segmentos corporales y articulaciones en dos condiciones de análisis: **A)** SJT y **B)** JSTT. Los puntos rojos indican la localización de las articulaciones anatómicas digitalizadas, mientras que las líneas azules representan los segmentos corporales reconstruidos a partir de dichas coordenadas. Las coordenadas se expresan en píxeles originales de la imagen.

2.4.2 JSTT: Elevación del muslo contralateral.

La variable principal del JSTT fue el ángulo de elevación del muslo contralateral en el instante en que la pierna activa cruzaba los 90° respecto a la horizontal. Este ángulo se interpretó como un indicador de la interacción dinámica entre la pierna activa, la pelvis y la extremidad contralateral (Buchheit et al., 2026). Todas las variables se analizaron por lado y condición, diferenciando pierna dominante y no dominante.

2.4.3. Diferencia en la presión lumbar.

En la condición con restricción lumbopélvica se registró además el cambio de presión lumbar:

$$\Delta \text{presión} = \text{presión final o máxima} - \text{presión inicial}$$

Esta variable se utilizó como indicador indirecto de la tendencia del participante a modificar la presión lumbar durante la ejecución, interpretada como una aproximación clínica al control lumbopélvico durante la prueba. Las variables se registraron por lado, diferenciando pierna dominante y no dominante. Para el análisis usamos el mejor intento de los dos (segmento del muslo de la pierna activa más cerca de los 90° en ambos tests) y por ende cogemos la presión obtenida en ese intento.

3. RESULTADOS

En la Tabla 1 se presentan los resultados obtenidos por el participante durante el SJT y el JSTT, diferenciando entre pierna dominante y no dominante, así como entre la condición con y sin estabilizador.

Tabla 1. Resultados del SJT y JSTT del participante.

Test	Pierna	Estabilizado r	Ángulo muslo pierna elevada (°)	Ángulo del muslo contralateral (°)	Ángulo de la tibia de la pierna elevada (°)	Static Inter-Limb Opening Index (°)
SJT	No dom	No	89.5	3.5	60.8	57.3
	No dom	Sí	78.5	-10.6	41	51.6
	Dom	No	80.2	-9.5	53	62.5
	Dom	Sí	75.4	-15.3	45	60.3
JST T	No dom	No	88.9	40.6		
	No dom	Sí	90.0	27.6		
	Dom	No	89.6	41.2		
	Dom	Sí	89.3	36.8		

Abreviaturas: **SJT:** Static Jurdan Test; **JSTT:** Jurdan Sprint Table Test; **No dom:** pierna no dominante; **Dom:** pierna dominante; **Sí/No:** presencia o ausencia de estabilizador; **Static Inter-Limb Opening Index:** índice estático de apertura intermiembro.

Tabla 2. Presión inicial, presión final y diferencia de presión registrada durante el SJT y el JSTT del participante, diferenciando entre pierna dominante y no dominante.

Test	Pierna	Presión inicial	Presión final	Diferencia de presiones
SJT	No dom	36	42	6
	Dom	28	40	12
JSTT	No dom	25	122	97
	Dom	20	162	142

Abreviaturas: **SJT:** Static Jurdan Test; **JSTT:** Jurdan Sprint Table Test; **No dom:** pierna no dominante; **Dom:** pierna dominante.

Durante el SJT, el ángulo del muslo de la pierna elevada mostró valores de 80.2° y 75.4° para la pierna dominante sin y con estabilizador, respectivamente, mientras que en la pierna no dominante se registraron valores de 89.5° sin estabilizador y 78.5° con estabilizador. El ángulo del muslo contralateral fue más negativo en la condición con estabilizador en ambas piernas, con valores de -15.3° en la pierna dominante y -10.6° en la pierna no dominante, frente a -9.5° y 3.5° en las respectivas condiciones sin estabilizador. Asimismo, el ángulo de la tibia de la pierna elevada fue menor con el uso del estabilizador tanto en la pierna dominante como en la no dominante, disminuyendo de 53.0° a 45.0° y de 60.8° a 41.0° , respectivamente.

El Static Inter-Limb Opening Index durante el SJT fue superior en la pierna dominante en comparación con la no dominante en ambas condiciones. Sin estabilizador, el índice fue de 62.5° en la pierna dominante y de 57.3° en la no dominante, mientras que con estabilizador se registraron valores de 60.3° y 51.6° , respectivamente. En ambas piernas, la utilización del estabilizador se asoció con una reducción del índice, reduciéndose $2,2^{\circ}$ en la pierna dominante y $5,7^{\circ}$ en la no dominante, siendo esta disminución más marcada en la pierna no dominante.

Además, debemos tener en cuenta que en las pruebas en las que se usa el estabilizador el ángulo del muslo de la pierna activa respecto a la vertical está más lejos que en las pruebas que no se usa estabilizador. En la pierna dominante el muslo está a 80.2° sin estabilizador respecto a los 75.4° con el estabilizador, en la pierna no dominante ocurre lo mismo, el muslo está a 89.2° sin estabilizador respecto a los 78.5° con el estabilizador.

En el JSTT, el ángulo del muslo de la pierna elevada se mantuvo próximo a los 90° en todas las condiciones, con valores comprendidos entre 88.9° y 90.0° , ya que en la realización del test el sujeto siempre llegaba a cruzar la línea perpendicular de los 90° . En cambio, el ángulo del muslo contralateral mostró una reducción en la condición con estabilizador, especialmente en la pierna no dominante, donde disminuyó de 40.6° a 27.6° , es decir, una disminución de 13° . En la pierna dominante, esta reducción fue menor, pasando de 41.2° sin estabilizador a 36.8° con estabilizador, es decir, una disminución de $4,4^{\circ}$.

En conjunto, los resultados descriptivos sugieren que el uso del estabilizador modificó la configuración angular de los segmentos evaluados, principalmente mediante una reducción del ángulo tibial y del Static Inter-Limb Opening Index durante el SJT, así como una disminución del ángulo del muslo contralateral durante el JSTT. Estas diferencias fueron, en general, más evidentes en la pierna no dominante.

En la Tabla 2, se presentan los resultados de diferencias de presiones obtenidos por el participante durante el SJT y el JSTT. En el SJT, la presión aumentó de 36 a 42 en la pierna no dominante, con una diferencia de 6 unidades, y de 28 a 40 en la pierna dominante, con una diferencia de 12 unidades. Por tanto, el incremento de presión durante el SJT fue mayor en la pierna dominante.

En el JSTT, los incrementos de presión fueron considerablemente superiores a los observados durante el SJT. En la pierna no dominante, la presión aumentó de 25 a 122, con una diferencia de 97 unidades, mientras que en la pierna dominante se incrementó de 20 a 162, con una diferencia de 142 unidades. Al igual que en el SJT, la pierna dominante mostró una mayor diferencia de presiones, siendo esta diferencia especialmente marcada durante el JSTT.

En conjunto, los resultados descriptivos indican que el uso del estabilizador modificó la configuración angular de los segmentos evaluados, principalmente mediante una reducción del ángulo tibial y del Static Inter-Limb Opening Index durante el SJT, así como una disminución del ángulo del muslo contralateral durante el JSTT. Además, el JSTT produjo incrementos de presión superiores a los

observados durante el SJT, especialmente en la pierna dominante, lo que sugiere una mayor exigencia mecánica o estabilizadora durante esta prueba.

4. DISCUSIÓN

El presente estudio tuvo como objetivo describir los cambios angulares y de presión lumbar observados durante dos pruebas clínicas de movilidad isquiosural, una estática y otra dinámica, realizadas con y sin restricción lumbopélvica mediante un esfigmomanómetro. Dado el carácter observacional, transversal y de caso único del estudio, los resultados deben interpretarse exclusivamente como hallazgos descriptivos y exploratorios, sin posibilidad de establecer relaciones causales, asociaciones generalizables ni inferencias aplicables a otros deportistas.

Los principales hallazgos fueron: a) el uso del estabilizador modificó la configuración angular durante el SJT, reduciendo el ángulo de la tibia de la pierna elevada y el Static Inter-Limb Opening Index; b) durante el JSTT, el ángulo de la pierna elevada se mantuvo próximo a 90°, pero se observó una reducción del ángulo del muslo contralateral con estabilizador; y c) los incrementos de presión lumbar fueron mayores durante el JSTT que durante el SJT, especialmente en la pierna dominante. Estos resultados indican, únicamente en el participante evaluado, que la restricción o monitorización lumbopélvica puede modificar la expresión angular de las pruebas, aunque no permiten concluir que exista una relación causal entre movilidad isquiosural y estabilidad lumbopélvica.

Durante el SJT, el uso del estabilizador se acompañó de una reducción del ángulo de la tibia de la pierna elevada y del Static Inter-Limb Opening Index en ambas extremidades. En este caso concreto, este hallazgo podría indicar que parte del rango alcanzado en la condición estándar dependía de ajustes proximales, como modificaciones de la posición pélvica o del contacto lumbar, más que exclusivamente de la extensibilidad de la musculatura isquiosural. Esta interpretación es coherente con la importancia del control de la posición pélvica durante pruebas de movilidad de cadera y miembro inferior, ya que la ausencia de control pélvico puede modificar la interpretación del rango articular observado (Vigotsky et al., 2016).

Desde una perspectiva biomecánica, el SJT puede aportar información no solo sobre el rango de extensión de rodilla con la cadera flexionada, sino también sobre la interacción entre la pierna elevada, la pelvis y la extremidad contralateral. Por ello, la reducción del índice con estabilizador podría indicar que, en este participante, parte del rango alcanzado en la condición estándar dependía de ajustes lumbo pélvicos o de compensaciones proximales. No obstante, esta observación no debe extrapolarse como un patrón general ni interpretarse como evidencia de que el estabilizador mejore o reduzca el control lumbopélvico, sino como una modificación descriptiva del comportamiento angular bajo una condición experimental concreta (Buchheit et al., 2026).

Además hay que tener en cuenta que como hemos comentado anteriormente, las pruebas en las que se usa el estabilizador el ángulo del muslo de la pierna activa respecto a la vertical está más lejos que en las pruebas que no se usa estabilizador. Con esto podemos observar que el estabilizador dificulta la flexión de la cadera cuando se extiende la rodilla y que si hubiésemos conseguido tener unos ángulos similares del ángulo del muslo de la pierna activa con y sin estabilizador, la diferencia en el Static Inter-Limb Opening Index durante el SJT podría haber sido más notable.

En el JSTT, el ángulo del muslo de la pierna elevada permaneció próximo a los 90° en todas las condiciones, lo que indica que el participante alcanzó el criterio funcional de ejecución de la prueba (Buchheit et al., 2026). Sin embargo, el ángulo del muslo contralateral disminuyó con el uso del

estabilizador, especialmente en la pierna no dominante, lo que podría sugerir que, en esta ejecución concreta, la restricción lumbopélvica redujo el desplazamiento de la extremidad contralateral.

Aun así, este cambio no permite confirmar que exista necesariamente un mejor control pélvico, una menor compensación o una alteración funcional relevante. El JSTT integra el movimiento de la pierna activa, la respuesta de la pelvis y el comportamiento de la extremidad contralateral, pero no proporciona por sí mismo una medida directa de estabilidad lumbopélvica o control neuromuscular. Por tanto, el ángulo del muslo contralateral debe interpretarse como un indicador indirecto del comportamiento dinámico del sistema pelvis-fémur, y no como una medida aislada de estabilidad.

En una tarea dinámica como el JSTT, la pierna activa genera un movimiento rápido de flexión de cadera, lo que probablemente exige una respuesta coordinada del tronco, la pelvis y la extremidad contralateral. Esta demanda puede guardar cierta similitud con acciones deportivas rápidas, como el sprint o gestos balísticos de flexión de cadera, aunque el JSTT no reproduce completamente las demandas mecánicas de la carrera a máxima velocidad. La literatura sobre sprint ha señalado que la orientación del tronco, la pelvis y el miembro inferior puede influir en la demanda mecánica sobre la musculatura isquiosural, especialmente durante acciones de alta velocidad (Mendiguchia et al., 2022).

A diferencia del SJT, el JSTT parece reflejar una situación más cercana a acciones deportivas rápidas, como el sprint o los gestos balísticos de flexión de cadera (Buchheit et al., 2026). Esto podría explicar que las diferencias de presión lumbar fueran mucho mayores durante esta prueba. No obstante, esta explicación es una hipótesis biomecánica plausible, no una conclusión causal derivada del presente estudio.

Uno de los hallazgos más destacables fue el mayor incremento de presión lumbar durante el JSTT respecto al SJT. Mientras que en el SJT las diferencias de presión fueron de 6 y 12 unidades para la pierna no dominante y dominante, respectivamente, en el JSTT aumentaron hasta 97 y 142 unidades. En este participante, este patrón descriptivo indica que la tarea dinámica produjo mayores cambios de presión lumbar que la tarea estática. Sin embargo, no puede afirmarse que el JSTT genere necesariamente una mayor inestabilidad lumbopélvica ni que exista una relación directa entre el incremento de presión y un déficit de control del tronco.

La mayor variación de presión podría interpretarse como una mayor tendencia del participante a modificar el contacto lumbar o la posición de la pelvis durante el gesto rápido. No obstante, esta interpretación debe realizarse con especial cautela. La presión lumbar medida mediante esfigmomanómetro es una aproximación clínica indirecta y puede verse afectada por la colocación del dispositivo, la presión inicial, la velocidad del movimiento, la respiración, el contacto lumbar o incluso el desplazamiento del propio estabilizador. Por tanto, esta variable no debe interpretarse como una medida directa de movimiento pélvico, activación muscular o rigidez lumbopélvica (Crasto et al., 2019). Por tanto, futuros estudios deberían combinar esta medida con análisis cinemático tridimensional, electromiografía o sensores inerciales para confirmar su validez.

En conjunto, los resultados del presente estudio apoyan la utilidad exploratoria de combinar pruebas clínicas de movilidad isquiosural con una medida sencilla de presión lumbar para describir cómo cambia la configuración corporal bajo diferentes condiciones de evaluación. Sin embargo, no permiten confirmar la existencia de una asociación causal entre restricción lumbopélvica, movilidad isquiosural y estabilidad del tronco. Desde una perspectiva aplicada, estos datos pueden servir como punto de partida para generar hipótesis sobre la interacción entre movilidad, pelvis y control proximal, pero no deben utilizarse para establecer criterios diagnósticos, perfiles de riesgo o recomendaciones generalizables sin estudios adicionales.

4.1. Fortaleza y limitaciones

Una fortaleza del presente trabajo es la integración de una prueba estática y una prueba dinámica para valorar la movilidad isquiosural y su interacción con el control lumbopélvico. Esta aproximación permite observar si los patrones identificados en una situación controlada se mantienen o se modifican durante una tarea más rápida y funcional. Asimismo, la comparación entre condiciones con y sin estabilizador permite describir cómo varía la ejecución cuando se introduce una restricción externa sobre la región lumbopélvica.

Otra fortaleza es el uso de videoanálisis automatizado mediante detección de puntos anatómicos, lo que podría mejorar la objetividad del análisis respecto a una valoración puramente visual. Además, la inclusión de una medida clínica de presión lumbar aporta una herramienta sencilla, accesible y de bajo coste para explorar la estabilidad lumbopélvica en contextos aplicados. No obstante, esta fortaleza debe matizarse, ya que la accesibilidad del método no implica necesariamente validez para cuantificar de forma directa el control lumbopélvico.

Sin embargo, este estudio presenta varias limitaciones. En primer lugar, se trata de un estudio de caso con un único participante, por lo que los resultados no son generalizables y deben interpretarse como observaciones preliminares. En segundo lugar, el diseño transversal impide establecer relaciones causales entre movilidad isquiosural, presión lumbar y control lumbopélvico. Por tanto, cualquier interpretación sobre mecanismos biomecánicos debe entenderse como una hipótesis explicativa y no como una conclusión demostrada.

En tercer lugar, la presión registrada mediante esfigmomanómetro constituye una medida indirecta y puede estar influida por múltiples factores, como la colocación del dispositivo, la presión inicial, la velocidad del gesto, el contacto lumbar o la estrategia respiratoria del participante. Esta limitación es especialmente relevante en el JSTT, ya que al tratarse de una tarea rápida y balística el estabilizador puede perder parcialmente el contacto con la zona lumbar, reduciendo su funcionalidad como sistema de control. Por tanto, los grandes incrementos de presión observados durante esta prueba deben interpretarse con prudencia.

Además, el análisis se realizó sobre el mejor intento, lo que puede limitar la representación de la variabilidad intraindividual. En futuros estudios sería recomendable analizar la media de varios intentos, así como la variabilidad entre repeticiones. La ausencia de análisis de fiabilidad intra-sesión e inter-sesión limita también la interpretación de la magnitud real de los cambios observados.

También hay que destacar que en el SJT resulta difícil asegurar que el muslo de la pierna activa se mantenga exactamente a 90°, por lo que en futuros estudios sería conveniente dar una indicación más precisa y registrar si durante la ejecución se ha producido flexión o extensión respecto a esa referencia o incluso buscar una manera de fijar siempre este segmento en el mismo ángulo. Del mismo modo, en el JSTT no puede asegurarse con total certeza que el gesto se haya realizado siempre a velocidad máxima, por lo que sería interesante incorporar sensores u otros sistemas de medida que permitan comprobarlo de forma objetiva.

Por último, aunque el videoanálisis bidimensional es útil en contextos clínicos, no permite captar completamente los movimientos tridimensionales de pelvis, cadera y tronco, por lo que podrían existir compensaciones fuera del plano sagital no detectadas. Asimismo, la ausencia de electromiografía, sensores inerciales o análisis cinemático tridimensional impide determinar si los cambios angulares y de presión se corresponden con modificaciones reales en la activación muscular, la inclinación pélvica o la estabilidad lumbopélvica.

Futuros estudios deberían incluir muestras más amplias de futbolistas, analizar diferencias por sexo, nivel competitivo, historial de lesión isquiosural y posición de juego. También sería recomendable estudiar la fiabilidad intra e interevaluador del protocolo, así como la sensibilidad al cambio tras intervenciones específicas de fuerza excéntrica, movilidad o entrenamiento del control lumbopélvico. Además, serían necesarios diseños longitudinales o experimentales para explorar si estas variables tienen valor predictivo, responden a intervenciones o se relacionan con resultados funcionales relevantes.

Además, sería interesante combinar el esfigmomanómetro con tecnologías complementarias, como sensores inerciales, electromiografía de musculatura abdominal, glútea e isquiosural, o análisis cinemático tridimensional. Esto permitiría determinar si los cambios de presión reflejan realmente alteraciones en la posición pélvica, en la activación muscular o en la estrategia de estabilización.

Finalmente, sería relevante explorar si los valores obtenidos en el SJT y JSTT se asocian con variables funcionales de sprint, cambios de dirección, fuerza excéntrica isquiosural o riesgo prospectivo de lesión.

4.2. Implicaciones prácticas

Los resultados de este caso sugieren que la combinación de pruebas de movilidad isquiosural con una medida sencilla de presión lumbar podría aportar información adicional sobre el comportamiento lumbopélvico del deportista durante tareas estáticas y dinámicas. Sin embargo, estas implicaciones deben interpretarse con prudencia y no deben entenderse como recomendaciones clínicas concluyentes. En contextos deportivos, especialmente en fútbol, esta aproximación podría ayudar a describir si el rango de movimiento alcanzado se acompaña de cambios en la presión lumbar o de modificaciones en la posición de la extremidad contralateral.

Desde un punto de vista preventivo, estos hallazgos apoyan la necesidad de no interpretar la movilidad isquiosural únicamente como una variable periférica. La movilidad de la extremidad inferior debería analizarse junto con la capacidad del deportista para controlar la pelvis y el tronco, especialmente durante tareas rápidas o balísticas. No obstante, el presente estudio no permite afirmar que un determinado patrón angular o de presión implique mayor riesgo de lesión, peor control lumbopélvico o necesidad específica de intervención.

Además, el mayor incremento de presión observado durante el JSTT sugiere que las pruebas dinámicas podrían ser más exigentes y potencialmente más representativas de las demandas deportivas asociadas al sprint. Por ello, el SJT podría complementar al JSTT en programas de valoración clínica, readaptación o prevención de lesiones isquiosurales. Esta aplicación debe considerarse exploratoria y condicionada a la futura validación del protocolo, especialmente en términos de fiabilidad, sensibilidad al cambio y relación con variables funcionales o clínicas.

En el ámbito práctico, el SJT parece reflejar mejor una condición estática de movilidad y control pélvico en reposo o baja demanda, mientras que el JSTT valora el comportamiento del sistema pelvis-fémur-miembro contralateral en una tarea más rápida y próxima a gestos deportivos balísticos. Desde esta perspectiva, el JSTT podría utilizarse como complemento a otras medidas, como la fuerza excéntrica isquiosural, el control neuromuscular, la carga de entrenamiento, la fatiga o la exposición al sprint, pero no como un predictor aislado de lesión.

5. CONCLUSIONES

En este estudio de caso, la condición con restricción lumbopélvica modificó la configuración angular observada durante el SJT y el JSTT en un futbolista universitario. En el SJT se observó una reducción del ángulo tibial y del Static Inter-Limb Opening Index, mientras que en el JSTT se redujo el ángulo del muslo contralateral, especialmente en la pierna no dominante. Además, el JSTT generó mayores cambios de presión lumbar que el SJT. Sin embargo, estos cambios deben interpretarse únicamente como hallazgos descriptivos del caso evaluado, ya que la presión lumbar es una medida indirecta y el diseño no permite establecer relaciones causales ni generalizar los resultados a otros deportistas.

En conjunto, estos resultados preliminares indican que la combinación de pruebas clínicas de movilidad isquiosural con una medida sencilla de presión lumbar podría aportar información descriptiva complementaria sobre el comportamiento lumbopélvico durante tareas estáticas y dinámicas.



6. BIBLIOGRAFÍA

Akuthota, V., & Nadler, S. F. (2004). Core strengthening. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(3), S86–S92. <https://doi.org/10.1053/j.apmr.2003.12.005>

Astrella, A., Moreno-Cabañas, P., Iordanov, D., Jiménez-Reyes, P., & Mendiguchia, J. (2025). Beyond traditional flexibility: The Jurdan Sprint Table Test for the evaluation of pelvis-femur coordination. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 35(12), e70179. <https://doi.org/10.1111/sms.70179>

Bramah, C., Preece, S. J., Gill, N., Herrington, L., & Jones, R. K. (2023). Exploring the role of sprint biomechanics in hamstring strain injuries: A current opinion on existing concepts and evidence. *Sports Medicine - Open*, 9(1), 1–13. <https://doi.org/10.1186/s40798-023-00588-z>

Brooks, J. H., Fuller, C. W., Kemp, S. P., & Reddin, D. B. (2006). Incidence, risk, and etiology of hamstring muscle injuries in English professional rugby union. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(8), 1297–1306. <https://doi.org/10.1177/0363546505284104>

Buchheit, M., Sandua, M., Orriols, G., Lemaire, B., Delafosse, F., Semezack, C., Bernard, B., Cuvelier, M., Monnot, D., & Volante, J. (2026). The Jurdan Sprint Table Test using smartphone video analysis: Reliability and use in an elite football team. *Sports Performance & Science Reports*, 276, v1. <https://doi.org/10.51224/SRXIV.276>

Chumanov, E. S., Heiderscheit, B. C., & Thelen, D. G. (2007). The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting. *Journal of Biomechanics*, 40(16), 3555–3562. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.05.026>

Crasto, C. F. B., Montes, A. M., Carvalho, P., & Cancela-Carral, J. M. (2019). Pressure biofeedback unit to assess and train lumbopelvic stability in supine individuals with chronic low back pain. *Journal of Physical Therapy Science*, 31(10), 755–759. <https://doi.org/10.1589/jpts.31.755>

Ekstrand, J., Bengtsson, H., Waldén, M., Davison, M., Khan, K. M., & Häggglund, M. (2023). Hamstring injury rates have increased during recent seasons and now constitute 24% of all injuries in men's professional football: The UEFA Elite Club Injury Study from 2001/02 to 2021/22. *British Journal of Sports Medicine*, 57(5), 292–298. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2021-105407>

Freckleton, G., & Pizzari, T. (2013). Risk factors for hamstring muscle strain injury in sport: A systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 47(6), 351–358. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090664>

García-González, C., & Sainz de Baranda, P. (2015). A review of risk factors for hamstring injury in soccer: A biomechanical approach. *European Journal of Human Movement*, 34, 52–74. <https://www.eurjhm.com/index.php/eurjhm/article/view/342>

Heredia-Elvar, J. R., Juan-Recio, C., Prat-Luri, A., Barbado, D., & Vera-Garcia, F. J. (2021). Observational screening guidelines and smartphone accelerometer thresholds to establish the intensity of some of the most popular core stability exercises. *Frontiers in Physiology*, 12, 751569. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.751569>

Higashihara, A., Nagano, Y., Ono, T., & Fukubayashi, T. (2015). Differences in activation properties of the hamstring muscles during overground sprinting. *Gait & Posture*, 42(3), 360–364. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.07.002>

Higashihara, A., Mendiguchia, J., Ono, T., Nagano, Y., Sasaki, S., Mineta, S., & Hirose, N. (2021). Neuromuscular responses of the hamstring and lumbopelvic muscles during unanticipated trunk perturbations. *Journal of Sports Sciences*, 39(20), 2322–2332. <https://doi.org/10.1080/02640414.2021.1930164>

Kulas, A. S., Hortobágyi, T., & DeVita, P. (2010). Trunk position modulates anterior cruciate ligament forces and loading mechanisms during straight-line deceleration. *Journal of Athletic Training*, 45(6), 555–563. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-45.6.555>

Mendiguchia, J., Castaño-Zambudio, A., Jiménez-Reyes, P., Morin, J.-B., Edouard, P., Conceição, F., Doodoo, J., & Colyer, S. L. (2022). Can we modify maximal speed running posture? Implications for performance and hamstring injury management. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 17(3), 374–383. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2021-0107>

Nagano, Y., Higashihara, A., Takahashi, K., & Fukubayashi, T. (2014). Mechanics of the muscles crossing the hip joint during sprint running. *Journal of Sports Sciences*, 32(18), 1722–1728. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.915423>

Schuermans, J., Danneels, L., Van Tiggelen, D., Palmans, T., & Witvrouw, E. (2017). Proximal neuromuscular control protects against hamstring injuries in male soccer players: A prospective study with electromyography time-series analysis during maximal sprinting. *The American Journal of Sports Medicine*, 45(6), 1315–1325. <https://doi.org/10.1177/0363546516687750>

Van Beijsterveldt, A. M., van de Port, I. G., Vereijken, A. J., & Backx, F. J. (2013). Risk factors for hamstring injuries in male soccer players: A systematic review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(3), 253–262. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2012.01487.x>

Van Melick, N., Meddeler, B. M., Hoogeboom, T. J., Nijhuis-van der Sanden, M. W. G., & Cingel, R. E. H. (2017). How to determine leg dominance: The agreement between self-reported and observed performance in healthy adults. *PLOS ONE*, 12(12), e0189876. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0189876>

Vera-García, F. J., Barbado, D., Moreno-Pérez, V., Hernández-Sánchez, S., Juan-Recio, C., & Elvira, J. L. L. (2015). Core stability: Concepto y aportaciones al entrenamiento y la prevención de lesiones. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 8(2), 79–85. <https://doi.org/10.1016/j.ram.2014.02.004>

Vigotsky, A. D., Lehman, G. J., Beardsley, C., Contreras, B., Chung, B., & Feser, E. H. (2016). The modified Thomas test is not a valid measure of hip extension unless pelvic tilt is controlled. *PeerJ*, 4, e2325. <https://doi.org/10.7717/peerj.2325>

Woods, C., Hawkins, R. D., Maltby, S., Hulse, M., Thomas, A., & Hodson, A. (2004). The Football Association Medical Research Programme: An audit of injuries in professional football—Analysis of hamstring injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 38(1), 36–41. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2002.002352>

Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007). Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: A prospective

biomechanical-epidemiologic study. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(7), 1123–1130.
<https://doi.org/10.1177/0363546507301585>



7. ANEXOS

-Anexo 1

HOJA DE DATOS GENERALES

Sesión (A/ B)	
Nombre (ID)	
Edad (años)	
Talla (cm)	
Masa (kg)	
Dominancia (Diestro/ Zurdo)	
Lesión activa (Si/ No)	
Años de práctica	
Posición	
Fecha sesión	
Hora	
Evaluable	
Tlf. Móvil de grabación	
24h sin fuerza (si/no)	
24h sin cafeína (si/no)	
Sueño (1-10)	
Fatiga (1-10)	
Dolor (1-10)	
Observaciones	

-Anexo 2



CONSENTIMIENTO INFORMADO

Código provisional COIR:	
Código de autorización COIR:	CID.VMP.240322
Título del proyecto:	Análisis de los datos físicos de LaLiga de fútbol con lesiones deportivas en el fútbol.
Investigador/a principal:	Víctor Moreno Pérez

Yo
 (Nombre y apellidos manuscritos por el participante)

He leído esta hoja de información y he tenido tiempo suficiente para considerar mi decisión.
 Me han dado la oportunidad de formular preguntas y todas ellas se han respondido satisfactoriamente.

Comprendo que mi participación es voluntaria.

Comprendo que puedo retirarme del estudio:

- Cuando quiera
- Sin tener que dar explicaciones.

Después de haber meditado sobre la información que me han proporcionado, declaro que mi decisión es la siguiente*:

Doy No doy

Mi consentimiento para la participación en el presente proyecto de investigación,
 Respecto al tratamiento de mis datos personales, declaro que mi decisión es la siguiente*:

Doy No doy

Mi consentimiento para el tratamiento de mis datos personales en el presente proyecto de investigación.

Nota*: No es posible participar en el estudio si no se consiente en ambas cuestiones

FIRMA DEL/DE LA PARTICIPANTE	FIRMA DEL INVESTIGADOR/A
NOMBRE:	NOMBRE:
FECHA:	FECHA:

-Anexo 3



INFORME DE EVALUACIÓN DE INVESTIGACIÓN RESPONSABLE DE 1. TFG (Trabajo Fin de Grado)

Elche, a 6/11/2025

Nombre del tutor/a	Víctor Moreno Perez
Nombre del alumno/a	Josep Torres Perez
Tipo de actividad	Adherido a un proyecto autorizado
Título del 1. TFG (Trabajo Fin de Grado)	Evaluación de la respuesta de la musculatura isquiosural y el control de la estabilidad del tronco.
Evaluación de riesgos laborales	No solicitado/No procede
Evaluación ética humanos	No solicitado/No procede
Código provisional	251105021544
Código de autorización COIR	TFG.GAF.VMP.JTP.251105
Caducidad	2 años

Se considera que la presente actividad no supone riesgos laborales adicionales a los ya evaluados en el proyecto de investigación al que se adhiere. No obstante, es responsabilidad del tutor/a informar y/o formar al estudiante de los posibles riesgos laborales de la presente actividad.

La necesidad de evaluación ética del trabajo titulado: **Evaluación de la respuesta de la musculatura isquiosural y el control de la estabilidad del tronco.** ha sido realizada en base a la información aportada en el formulario online: "TFG/TFM: Solicitud Código de Investigación Responsable (COIR)", habiéndose determinado que no requiere ninguna evaluación adicional. Es importante destacar que si la información aportada en dicho formulario no es correcta este informe no tiene validez.

Por todo lo anterior, **se autoriza** la realización de la presente actividad.

Atentamente,



Alberto Pastor Campos
Jefe de la Oficina de Investigación Responsable
Vicerrectorado de Investigación y Transferencia