



**EVALUACIÓN DE ASIMETRÍAS ENTRE
EXTREMIDADES MEDIANTE ACELEROMETRÍA EN
SUJETOS CON LESIÓN DE LIGAMENTO CRUZADO
ANTERIOR**

**GRADO EN
CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y EL DEPORTE
UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ**



UNIVERSITAS
Miguel Hernández

CURSO ACADÉMICO 2025-2026

Alumno/a: Álvaro García Vega

Tutor académico: Rafael Sabido

Cotutor: Miguel López Fernández

1. Índice

Índice

1. Índice	2
2. Contextualización	<i>¡Error! Marcador no definido.</i>
3. Método	4
4. Resultados.....	<i>¡Error! Marcador no definido.</i>
5. Discusión	<i>¡Error! Marcador no definido.</i>
6. Conclusiones.....	<i>¡Error! Marcador no definido.</i>
7. Bibliografía	7
8. Anexos	10



2. Introducción

La lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) es una lesión musculoesquelética común en el deporte que representa una tasa de incidencia anual de 68,6/100 000 personas-año en los EE. UU (Kapreli et al., 2009; Relph et al., 2014). La lesión de LCA es más frecuente en atletas jóvenes (14-18 años para mujeres y 19-25 años para hombres) (Sanders et al., 2016). Ocurre con mayor frecuencia durante la competición que durante el entrenamiento, y aproximadamente el 70 % o más de las lesiones de LCA ocurren sin contacto (Johnston et al., 2018; Kobayashi et al., 2010), por ejemplo, tras el aterrizaje después de un salto, la desaceleración repentina y/o al cambiar de dirección (Acevedo et al., 2014).

Más allá de ser una lesión mecánica que afecta directamente sobre la estabilidad de la rodilla, se considera una lesión del sistema neuromuscular debido a que las personas con una lesión del LCA presentan una disminución en el número de mecanorreceptores propioceptivos (cápsulas de Pacini, terminaciones nerviosas de Ruffini y órganos tendinosos de Golgi),(Gao et al., 2016) lo que podría alterar la información somatosensorial que llega al sistema nervioso central (SNC) (Dhillon et al., 2012) y provocar una disminución de la propiocepción y funcionalidad de la rodilla, además de pérdida de fuerza en el cuádriceps (Goetschius & Hart, 2016; Skurvydas et al., 2011).

Hasta la fecha, no existe consenso sobre los programas de rehabilitación más efectivos para la lesión del LCA, y la prevalencia de re-lesión después de regresar al deporte es de hasta el 30% (Grooms et al., 2015) dentro de los 24 meses posteriores a la primera cirugía (Chaney et al., 2023). En la práctica clínica actual, la vuelta al deporte se basa fundamentalmente en el Índice de Simetría de la Extremidad (LSI)(Ashigbi et al., 2020; Paterno et al., 2010), donde se busca que la pierna lesionada alcance al menos el 90% de simetría respecto a la pierna sana en diferentes aspectos como los valores de fuerza de los extensores de rodilla o el rendimiento en una batería de saltos (Girdwood et al., 2025) (Rivera-Brown et al., 2023)(Kyritsis et al., 2016). No obstante, criterios tradicionales de valoración, como el pico de fuerza medido en dinamometría o los valores de salto no evalúan los déficits neuromusculares al completo persistentes tras la lesión que podrían aumentar el riesgo de una recaída (Chaney et al., 2023).

Por ello, surge la necesidad de utilizar otro tipo de mediciones que reflejen la capacidad del sistema neuromuscular para adaptarse y realizar ajustes del movimiento, como el análisis de complejidad y variabilidad motora (García-Aguilar et al., 2024a) (Van Emmerik & Van Wegen, 2002). La variabilidad motora representa la capacidad del sistema y sus fluctuaciones en el rendimiento motor a través de repeticiones consecutivas de una tarea, su medida es lineal, basado en la magnitud y consideran cuánto se desvía la señal del punto central o media (Stergiou & Decker, 2011). Por su parte, la complejidad representa la adaptabilidad del sistema, es decir, su capacidad para ajustarse a las demandas de una tarea a lo largo del tiempo, por lo que sus medidas no son lineales (Clark et al., 2023). Un sistema sano y complejo es más adaptable mientras que el comportamiento regular (no aleatorio o periódico) caracteriza a la enfermedad o la lesión.

Dado que los cambios en el sistema neuromuscular persisten mucho tiempo después de la reconstrucción, es fundamental implementar herramientas que midan diferentes parámetros que puedan dar información del control del movimiento y detecten asimetrías funcionales que persisten en tareas de equilibrio y fuerza (Goetschius et al., 2015) (Chaney et al., 2023).

Mientras que las medidas lineales cuantifican la magnitud del error, las medidas no lineales (como la entropía) describen la organización temporal y la adaptabilidad del sistema. Se ha demostrado que los sujetos con lesión de LCA presentan una pérdida de esta complejidad, manifestando patrones de movimiento más rígidos y predecibles, lo que reduce su capacidad de adaptación a perturbaciones externas y en definitiva aumenta el riesgo de sufrir una recaída. (Clark et al., 2023). A propósito de esta idea, el análisis de la acelerometría a través de unidades de medición inercial (IMU) ofrecen una alternativa sensible y objetiva para detectar asimetrías entre piernas (Vervaat et al., 2022) registrando los ajustes del control motor de forma más pura, siendo indicadores útiles de la intensidad y del estado del organismo durante el ejercicio (López-Fernández et al., 2024).

El propósito de este trabajo es analizar, mediante acelerometría, las diferencias en la variabilidad y complejidad de la señal entre extremidades en sujetos operados de LCA en diferentes pruebas de equilibrio y fuerza funcional. Con ello, se busca aportar un método objetivo que complemente las pruebas tradicionales, optimice el proceso de readaptación y proporcione criterios para una vuelta al deporte más segura.

3. Método

Participantes

La muestra estuvo compuesta por pacientes intervenidos de una reconstrucción unilateral de LCA en un periodo comprendido entre los 6 meses y los 2 años previos a la evaluación.

Para caracterizar la muestra y controlar variables, se administró un cuestionario que recogió los siguientes datos: edad, sexo, altura, peso, pierna operada, dominancia lateral y tipo de injerto utilizado. La funcionalidad subjetiva y el nivel de actividad física se evaluarán mediante la Escala de Lysholm-Tegner (Briggs, Lysholm, et al., 2009; Briggs, Steadman, et al., 2009).

Participaron un total de 7 personas (6 hombres y 1 mujer; edad= $19,7 \pm 2,81$ años; altura= $176,43 \pm 7,83$ cm; masa corporal= $73,86 \pm 12$; semanas transcurridas desde la operación= $51,29 \pm 22,74$; puntuación en la Escala de Lysholm-Tegner= $96,17 \pm 0,71$). 5 de los participantes fueron intervenidos con plastia de semitendinoso y recto interno, mientras que los otros 2 con plastia de rotuliano. Además, se registraron posibles lesiones asociadas y se observó que 2 de los participantes tenían un refuerzo lateral de Lemaire y 5 de ellos llevaban asociadas suturas de menisco en la misma rodilla. En cuanto a la lateralidad 3 de los participantes sufrieron la lesión en su pierna izquierda y 4 en la derecha; 5 de ellos viendo afectada su pierna dominante. En la Escala de Lysholm-Tegner, la media de puntuación fue de 96,17 puntos sobre un máximo de 100. (Ver tabla anexos)

Antes de participar, cada sujeto firmó un consentimiento informado, que fue aprobado por el comité de ética de la Universidad y que se ajustaba a la Declaración de Helsinki. La Oficina de Investigación Responsable (OIR), en su calidad de comité de ética de la Universidad, aprueba la declaración de ética de la investigación. Se les indicó que siguieran llevando una vida normal, con la única premisa de evitar el entrenamiento físico extenuante 48 horas antes de la medición.

Material

La variabilidad y complejidad del movimiento se evaluó mediante el registro de señales de aceleración utilizando sensores inerciales (IMU) fabricada por STT-System (San Sebastián, España), que se colocaron en tres ubicaciones anatómicas estratégicas para capturar la dinámica segmentaria y el control del centro de masas: muslo, pierna y sacro. (Ver foto anexos)

El uso de las IMU para estudiar la variabilidad a través de la aceleración en dichos protocolos ha demostrado una fiabilidad de moderada a buena y un error estándar de medición relativamente bajo (García-Aguilar et al., 2024b). La frecuencia de muestreo se fijó en 400 Hz. Se empleó un iPhone 16 para grabar en vídeo todas las pruebas para permitir un análisis cualitativo posterior y asegurar la correcta ejecución técnica de los ejercicios. También se utilizó un cajón para marcar la altura de la sentadilla, un goniómetro para calcular los 90° de flexión de rodilla en la posición más baja de la sentadilla y un metrónomo para pautar un tempo en la sentadilla.

Protocolo experimental.

Cada participante realizó tres tareas funcionales, balanceando el orden con el que se iniciaban las pruebas entre pierna sana o lesionada, y comparando siempre el rendimiento entre la pierna lesionada y la pierna sana:

1. **Equilibrio estático monopodal:** Se evaluó la estabilidad en apoyo sobre una sola pierna en dos situaciones: con ojos abiertos y ojos cerrados. Incluir la tarea con ojos cerrados resulta relevante ya que la retirada de la información visual suele forzar al individuo a depender en mayor medida de la propiocepción para mantener el equilibrio, que puede estar alterada tras la lesión del LCA (Dhillon et al., 2012). En ambas situaciones se buscó mantener la posición durante 30 segundos (Mala et al., 2017; Muehlbauer et al., 2014).
2. **Equilibrio dinámico:** Se utilizó el Y-Balance Test, una tarea que requiere que el sujeto mantenga el equilibrio sobre una pierna mientras alcanza la máxima distancia posible en tres direcciones, lo que demanda un alto grado de coordinación y estabilidad neuromuscular (Plisky et al., 2021). Además, se registró el tiempo de ejecución con cada pierna y la distancia alcanzada en cada dirección, como variable del rendimiento en la tarea.
3. **Fuerza funcional:** Se ejecutaron 5 sentadillas monopodales a cajón con el peso corporal. Esta tarea se realizará bajo dos condiciones de control motor: con y sin tempo externo (metrónomo). La inclusión de un tempo pautado permite observar cómo el sistema se adapta a una restricción temporal externa frente a su ritmo preferido. La altura del cajón se adaptó a la altura de cada participante para fijar un ángulo de 90° de flexión de rodilla, medido con goniómetro, en la posición más baja, manteniendo el pie de apoyo a 10 cm de separación del cajón.

El tiempo de descanso fue de 1 minuto entre ambas piernas y de 2 minutos entre ejercicios.

Análisis de datos

Respecto al procesamiento de la señal y el análisis de los datos, cabe destacar que las señales de aceleración bruta se procesarán para obtener el módulo del vector de aceleración, eliminando así la influencia de la orientación del sensor. El análisis se centrará en la estructura

de la variabilidad temporal de la señal, utilizando herramientas de la dinámica no lineal que permitan cuantificar la complejidad y adaptabilidad del control motor.

- **Análisis de Fractalidad (DFA):** Se empleará el *Detrended Fluctuation Analysis* para cuantificar las correlaciones de largo alcance y el patrón fractal de la señal.
- **Análisis de Entropía:** Se evaluará la regularidad o predictibilidad de las fluctuaciones de aceleración. Se plantea el uso de Sample Entropy (SampEn) o Fuzzy Entropy (FuzzyEn); esta última ofrece mayor estabilidad en series temporales cortas o con ruido. Valores más altos de entropía reflejarán una mayor complejidad y desorden, características de un sistema sensorimotor saludable y adaptable.

Para cuantificar las diferencias entre la extremidad reconstruida y la sana, se calculará inicialmente el Limb Symmetry Index (LSI), expresado como el porcentaje de rendimiento de la pierna lesionada respecto a la sana. No obstante, debido a que el LSI puede sobreestimar la función real al no considerar que la pierna sana también puede sufrir cambios tras la lesión, se propone calcular la Diferencia Absoluta de Complejidad, que es el cálculo directo de la disparidad en los valores de entropía o DFA entre extremidades, evaluando si la pierna lesionada muestra una "pérdida de complejidad" significativa (señal más predecible y rígida) respecto a la contralateral.

Análisis estadístico.

Los datos fueron analizados utilizando el software SPSS (versión 25, IBM Statistics, Nueva York, EE. UU.). La normalidad fue evaluada mediante la prueba de Shapiro-Wilk. Se realizó una prueba T para medir el rendimiento de cada una de las piernas en las tres pruebas evaluadas. El nivel de significación fue establecido en $p < .05$. Por último, se calculó el tamaño del efecto mediante el eta cuadrado parcial (η^2_p) obtenido del ANOVA. Según los umbrales convencionales, el tamaño del efecto se interpretó como pequeño cuando $\eta^2_p \approx 0.01$, medio cuando $\eta^2_p \approx 0.06$ y grande cuando $\eta^2_p \approx 0.14$.

4. Bibliografía

- Acevedo, R. J., Rivera-Vega, A., Miranda, G., & Micheo, W. (2014). Anterior cruciate ligament injury: Identification of risk factors and prevention strategies. *Current Sports Medicine Reports*, 13, 186–191. <https://doi.org/10.1249/JSR.0000000000000053>
- Ashigbi, E. Y. K., Banzer, W., & Niederer, D. (2020). Return to Sport Tests' Prognostic Value for Reinjury Risk after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 52, 1263–1271. <https://doi.org/10.1249/MSS.00000000000002246>
- Briggs, K. K., Lysholm, J., Tegner, Y., Rodkey, W. G., Kocher, M. S., & Steadman, J. R. (2009). The reliability, validity, and responsiveness of the lysholm score and tegner activity scale for anterior cruciate ligament injuries of the knee: 25 years later. *American Journal of Sports Medicine*, 37, 890–897. <https://doi.org/10.1177/0363546508330143>
- Briggs, K. K., Steadman, J. R., Hay, C. J., & Hines, S. L. (2009). Lysholm score and tegner activity level in individuals with normal knees. *American Journal of Sports Medicine*, 37, 898–901. <https://doi.org/10.1177/0363546508330149>
- Chaney, G. K., Krause, D. A., Hollman, J. H., Anderson, V. A., Heider, S. E., Thomez, S., Vaughn, S. N., & Schilaty, N. D. (2023). Recurrence quantification analysis of isokinetic strength tests: A comparison of the anterior cruciate ligament reconstructed and the uninjured limb. *Clinical Biomechanics*, 104. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2023.105929>
- Clark, N. C., Pethick, J., & Falla, D. (2023). Measuring complexity of muscle force control: Theoretical principles and clinical relevance in musculoskeletal research and practice. *Musculoskeletal Science and Practice*, 64. <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2023.102725>
- Davids, K., Glazier, P., Araújo, D., & Bartlett, R. (2003). Movement systems as dynamical systems: The functional role of variability and its implications for sports medicine. In *Sports Medicine* (Vol. 33, pp. 245–260). <https://doi.org/10.2165/00007256-200333040-00001>
- Dhillon, M. S., Bali, K., & Prabhakar, S. (2012). Differences among mechanoreceptors in healthy and injured anterior cruciate ligaments and their clinical importance. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, 2, 38–43.
- Gao, F., Zhou, J., He, C., Ding, J., Lou, Z., Xie, Q., Li, H., Li, F., & Li, G. (2016). A Morphologic and Quantitative Study of Mechanoreceptors in the Remnant Stump of the Human Anterior Cruciate Ligament. *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 32, 273–280. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2015.07.010>
- García-Aguilar, F., López-Fernández, M., Barbado, D., Moreno, F. J., & Sabido, R. (2024a). Assessing Motor Variability during Squat: The Reliability of Inertial Devices in Resistance Training. *Sensors*, 24. <https://doi.org/10.3390/s24061951>
- García-Aguilar, F., López-Fernández, M., Barbado, D., Moreno, F. J., & Sabido, R. (2024b). Assessing Motor Variability during Squat: The Reliability of Inertial Devices in Resistance Training. *Sensors*, 24. <https://doi.org/10.3390/s24061951>

- Girdwood, M. A., Crossley, K. M., Rio, E. K., Patterson, B. E., Haberfield, M. J., Couch, J. L., Mentiplay, B. F., Hedger, M., & Culvenor, A. G. (2025). Hop to It! A Systematic Review and Longitudinal Meta-analysis of Hop Performance After ACL Reconstruction. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 55(1), 101–113. <https://doi.org/10.1007/s40279-024-02121-1>
- Goetschius, J., & Hart, J. M. (2016). Knee-extension torque variability and subjective knee function in patients with a history of anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Athletic Training*, 51(1), 22–27. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.1.12>
- Goetschius, J., Kuenze, C. M., & Hart, J. M. (2015). Knee extension torque variability after exercise in ACL reconstructed knees. *Journal of Orthopaedic Research*, 33(8), 1165–1170. <https://doi.org/10.1002/jor.22858>
- Grooms, D., Appelbaum, G., & Onate, J. (2015). Neuroplasticity Following Anterior Cruciate Ligament Injury: A Framework for Visual-Motor Training Approaches in Rehabilitation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 45, 381–393. <https://doi.org/10.2519/jospt.2015.5549>
- Johnston, J. T., Mandelbaum, B. R., Schub, D., Rodeo, S. A., Matava, M. J., Silvers-Granelli, H. J., Cole, B. J., ElAttrache, N. S., McAdams, T. R., & Brophy, R. H. (2018). Video Analysis of Anterior Cruciate Ligament Tears in Professional American Football Athletes. *American Journal of Sports Medicine*, 46, 862–868. <https://doi.org/10.1177/0363546518756328>
- Kapreli, E., Athanasopoulos, S., Gliatis, J., Papathanasiou, M., Peeters, R., Strimpakos, N., Van Hecke, P., Gouliamos, A., & Sunaert, S. (2009). Anterior cruciate ligament deficiency causes brain plasticity: A functional MRI study. *American Journal of Sports Medicine*, 37, 2419–2426. <https://doi.org/10.1177/0363546509343201>
- Kobayashi, H., Kanamura, T., Koshida, S., Miyashita, K., Okado, T., Shimizu, T., & Yokoe, K. (2010). Mechanisms of the anterior cruciate ligament injury in sports activities: A twenty-year clinical research of 1,700 athletes. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9, 669–675.
- Kyritsis, P., Bahr, R., Landreau, P., Miladi, R., & Witvrouw, E. (2016). Likelihood of ACL graft rupture: Not meeting six clinical discharge criteria before return to sport is associated with a four times greater risk of rupture. *British Journal of Sports Medicine*, 50, 946–951. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095908>
- López-Fernández, M., García-Aguilar, F., Asencio, P., Caballero, C., Moreno, F. J., & Sabido, R. (2024). Motor variability during resistance training: Acceleration signal as intensity indicator. *PLoS ONE*, 19(9 September). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0307949>
- Mala, L., Maly, T., & Zahalka, F. (2017). POSTURAL PERFORMANCE IN THE BIPEDAL AND UNIPEDAL STANCE OF ELITE SOCCER PLAYERS IN DIFFERENT AGE CATEGORIES. In *Acta Kinesiologica* (Vol. 11).
- Muehlbauer, T., Mettler, C., Roth, R., & Granacher, U. (2014). One-leg standing performance and muscle activity: Are there limb differences? *Journal of Applied Biomechanics*, 30, 407–414. <https://doi.org/10.1123/jab.2013-0230>

- Paterno, M. V., Schmitt, L. C., Ford, K. R., Rauh, M. J., Myer, G. D., Huang, B., & Hewett, T. E. (2010). Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *American Journal of Sports Medicine*, 38, 1968–1978. <https://doi.org/10.1177/0363546510376053>
- Plisky, P., Schwartkopf-Phifer, K., Huebner, B., Garner, M. B., & Bullock, G. (2021). Systematic review and meta-analysis of the y-balance test lower quarter: Reliability, discriminant validity, and predictive validity. In *International Journal of Sports Physical Therapy* (Vol. 16, pp. 1190–1209). North American Sports Medicine Institute. <https://doi.org/10.26603/001c.27634>
- Relph, N., Herrington, L., & Tyson, S. (2014). The effects of ACL injury on knee proprioception: A meta-analysis. In *Physiotherapy (United Kingdom)* (Vol. 100, pp. 187–195). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2013.11.002>
- Rivera-Brown, A. M., Frontera, W. R., Fontánez, R., & Micheo, W. F. (2022). Evidence for isokinetic and functional testing in return to sport decisions following ACL surgery. *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation*, 14(5), 678–690. <https://doi.org/10.1002/pmrj.12815>
- Sanders, T. L., Maradit Kremers, H., Bryan, A. J., Larson, D. R., Dahm, D. L., Levy, B. A., Stuart, M. J., & Krych, A. J. (2016). Incidence of anterior cruciate ligament tears and reconstruction: A 21-year population-based study. *American Journal of Sports Medicine*, 44, 1502–1507. <https://doi.org/10.1177/0363546516629944>
- Skurvydas, A., Masiulis, N., Gudas, R., Dargevičiute, G., Parulyte, D., Trumpickas, V., & Kalesinskas, J. R. (2011). Extension and flexion torque variability in ACL deficiency. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 19(8), 1307–1313. <https://doi.org/10.1007/s00167-011-1425-0>
- Stergiou, N., & Decker, L. M. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection? *Human Movement Science*, 30(5), 869–888. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.002>
- Vervaat, W., Bogen, B., & Moe-Nilssen, R. (2022). Within-day test–retest reliability of an accelerometer-based method for registration of step time symmetry during stair descent after ACL reconstruction and in healthy subjects. *Physiotherapy Theory and Practice*, 38, 226–234. <https://doi.org/10.1080/09593985.2020.1723150>

5. Anexos

Anexo I. Imagen colocación IMU



Anexo II. Tabla descriptiva características participantes.

Sujeto	Edad (Fecha nacimiento)	Peso kg	Altura cm	Tiempo tras operación semanas	Tipo de plastia	Otras lesiones asociadas	Lateralidad	Pierna dominante (si/no)
S01	18 (26/03/2008)	72,5	177	30 semanas	Rotuliano	Lemaire	Izquierda	Si
S02	23 (20/03/2003)	57	165	41 semanas	Isquio	Nada	Izquierda	No
S03	19 (21/01/2007)	67	175	97 semanas	Rotuliano	Sutura ambos menis	Izquierda	Si
S04	17 (18/07/2008)	80	187	71 semanas	Isquio	Sutura MI (x ptos)	Derecha	Si
S05	24 (07/01/2002)	68	168	44 semanas	Isquio	Sutura MI	Derecha	Si
S06	16 (28/07/2009)	77,5	181	48 semanas	Isquio	Sutura ME (2ptos)	Derecha	No
S07	21 (24/11/2004)	95	182	28 semanas	Isquio	Lemaire+sutura MI (6	Derecha	Si

