

ARTÍCULO DE INVESTIGACIÓN ORIGINAL

Acceso abierto



Biomecánica de la rodilla durante la neurocognición Desafiados aterrizajes en el fútbol de élite masculino Jugadores con Ligamento Cruzado Anterior Reconstrucción

Ghazal Mohammad Gholipour Aghdam^{1,2} , Mohammad Hossein Alizadeh¹ , Hooman Minoonejad¹ ,
Elham Shirzad¹ y Jan Wilke^{2*}

Abstracto

Antecedentes Se ha demostrado que la toma de decisiones reactiva durante el movimiento atlético evoca una biomecánica desfavorable asociada con la rotura del ligamento cruzado anterior (LCA). Sin embargo, la evidencia actual se basa en evaluaciones de individuos sanos. Nuestro objetivo fue investigar la cinética de salto y aterrizaje no planificado y la cinemática de rodilla en atletas con reconstrucción del LCA (ACLR) y no lesionados.

Métodos Un total de 30 jugadores de fútbol profesionales masculinos (n=15 ACLR después de regresar al juego, n=15 controles emparejados) realizaron seis aterrizajes sobre una placa de fuerza. Como desafío neurocognitivo que requería la toma de decisiones, un diodo que parpadeaba en colores seleccionados al azar indicaba la ubicación de aterrizaje solicitada. Cinemática de la articulación de la rodilla (ángulos de flexión, valgo y rotación tibial) evaluada con un sistema de captura de movimiento de 10 cámaras, fuerza de reacción vertical del suelo (vGRF), tiempo de estabilización (TTS) y longitud del trazo del centro de presión (COP) (todos analizados a partir de los datos de la placa de fuerza). La función cognitiva se evaluó mediante la batería CNS Vital Signs.

Resultados El grupo ACLR produjo ángulos de flexión de rodilla más bajos que el grupo de control (mediana [rango intercuartil] 50,00° [6,60] vs. 55,20° [4,45], p=0,02). Además, la longitud del recorrido del centro de presión (379 mm [56,20] vs. 344 mm [37,00], p=0,04) y la fuerza de reacción del suelo (3,21 N/kg [0,66] vs. 2,87 N/kg [0,48], p=0,01) fueron mayores para el grupo ACLR. No se encontraron diferencias para valgo de rodilla (p=0,96), rotación tibial (p=0,83) y TTS (p=0,82). Los participantes de ACLR obtuvieron puntuaciones más bajas en tiempo de reacción (p=0,02) y velocidad de procesamiento (p=0,01). La biomecánica desfavorable de la rodilla se relacionó con mayor frecuencia con la función cognitiva en el grupo ACLR que en el grupo control (p<0,05).

Conclusiones La alteración de la toma de decisiones reactiva durante el movimiento atlético puede contribuir al alto riesgo de volver a lesionarse en individuos con ACLR. Se justifican estudios prospectivos que confirmen las posibles relaciones causa-efecto.

Reflejos

- Los atletas con reconstrucción del LCA (ACLR) muestran una biomecánica deteriorada en los aterrizajes reactivos.
- La disminución de la seguridad en el aterrizaje está relacionada con déficits en la función cognitiva.
- El desarrollo de medidas de entrenamiento específicas puede ayudar a reducir el riesgo de lesiones.

*Correspondencia:

Jan Wilke

jan.wilke@aau.at

La lista completa de información del autor está disponible al final del artículo.



© El Autor(es) 2024. Acceso Abierto Este artículo está bajo una Licencia Internacional Creative Commons Attribution 4.0, que permite su uso, intercambio, adaptación, distribución y reproducción en cualquier medio o formato, siempre y cuando se dé el crédito apropiado al original. autor(es) y la fuente, proporcione un enlace a la licencia Creative Commons e indique si se realizaron cambios. Las imágenes u otro material de terceros en este artículo están incluidos en la licencia Creative Commons del artículo, a menos que se indique lo contrario en una línea de crédito al material. Si el material no está incluido en la licencia Creative Commons del artículo y su uso previsto no está permitido por la normativa legal o excede el uso permitido, deberá obtener permiso directamente del titular de los derechos de autor. Para ver una copia de esta licencia, visite <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

Palabras clave Neurocognición, Lesiones, Toma de decisiones, Reconstrucción del ligamento cruzado anterior, Deportistas

Fondo

Las roturas del ligamento cruzado anterior (LCA) se encuentran entre las lesiones más devastadoras en los deportes de habilidad abierta [1]. La gran mayoría de los ligamentos desgarrados se reconstruyen quirúrgicamente y se estima que el 81% de los atletas regresan a los deportes. Sin embargo, se ha demostrado que sólo uno de cada dos individuos, independientemente de los niveles previos a la lesión, logra reanudar el juego competitivo [2]. Además de la alta probabilidad de una recuperación fallida, el riesgo de una segunda rotura del LCA puede llegar al 23% en atletas jóvenes [3]. Ambas observaciones son preocupantes considerando los elevados esfuerzos realizados durante el proceso de rehabilitación.

Tradicionalmente, las pruebas de diagnóstico y el entrenamiento en el período de regreso al juego se han centrado en habilidades motoras como la fuerza, la potencia, el rango de movimiento y la coordinación [4]. Sin embargo, cada vez hay más pruebas de que las consecuencias de la rotura del LCA van más allá de estas capacidades. Por ejemplo, investigaciones anteriores revelaron una deaferenciación periférica inducida por la destrucción física de los propioceptores ubicados en el LCA y la cápsula de la articulación de la rodilla [5]. Los cambios resultantes en la entrada cinestésica conducen a patrones de activación cortical modificados [6] que, al final, podrían afectar el control motor. Esto es importante porque las deficiencias descritas pueden no (1) resolverse utilizando enfoques de ejercicio clásicos y (2) detectarse mediante paradigmas de prueba clásicos [7].

Los atletas en deportes de equipo actúan en un ambiente altamente complejo, que requiere adaptaciones rápidas a demandas situacionales en constante cambio. Por lo tanto, se ha sugerido que la capacidad de prevenir una lesión depende sustancialmente de la función neurocognitiva [4, 7]. De hecho, una revisión sistemática reciente mostró que el tiempo de reacción es un predictor de lesión en las extremidades inferiores [4]. Sin embargo, ni las evaluaciones aisladas del rendimiento motor ni la mayoría de las pruebas funcionales (por ejemplo, el sistema de puntuación de errores de aterrizaje [8] o la pantalla de movimiento funcional [8]) incluyen componentes reactivos significativos. En vista de la evidencia acumulada que sugiere un papel destacado de la función neurocognitiva en el riesgo de lesiones, varios estudios han propuesto evaluaciones motoras que requieren una toma de decisiones espontánea [9]. En comparación con movimientos atléticos planificados previamente (por ejemplo, cortes, cambios de dirección) sin un componente reactivo, acciones idénticas con toma de decisiones espontánea indujeron cambios en la biomecánica de la rodilla que están asociados con la lesión del LCA (es decir, disminución de la flexión de la rodilla y aumento del valgo). momentos [9]). Sin embargo, la mayoría de los ensayos disponibles se centraron en participantes sanos. Hasta donde sabemos, sólo Giesche et al. [10] examinó los movimientos atléticos con la toma de decisiones en personas lesionadas,

no reportando una diferencia en la mecánica de salto y aterrizaje de los controles y los atletas ACLR. A pesar del trabajo pionero, evaluaron sólo unas pocas variables biomecánicas, como el tiempo hasta la estabilización y la fuerza de reacción vertical del suelo, pero no capturaron los resultados relacionados con la rodilla (es decir, los ángulos de las articulaciones). Como consecuencia, no está claro si las diferencias entre atletas ilesos e individuos con ACLR son específicas de la rodilla. En este contexto, este estudio tuvo como objetivo comparar la cinemática y la cinética de la rodilla durante aterrizajes con caídas con desafíos neurocognitivos en atletas ACLR. Presumimos (1) que los individuos con ACLR, en comparación con los controles no lesionados, exhibirían una biomecánica de la rodilla que sugiere más una lesión del LCA (p. ej., menos flexión/más valgo, mayores fuerzas de reacción del suelo) y (2) que estos la biomecánica alterada está relacionada con deficiencias en la función neurocognitiva (p. ej., memoria, velocidad de procesamiento).

Métodos

Realizamos una prueba de pares emparejados reclutando un grupo de control de atletas sanos (CON) y un grupo de individuos con ACLR. Tanto los participantes de CON como los de ACLR realizaron una serie de aterrizajes con caída con una sola pierna (SDL, por sus siglas en inglés) con desafíos neurocognitivos sobre una plataforma de fuerza.

Muestra

Se incluyeron un total de $n=30$ futbolistas profesionales masculinos con una edad media de $22,00 \pm 1,80$ años y un índice de masa corporal de $23,00 \pm 0,90$ kg/m² (Tabla 1). Comparamos dos grupos: el primero (ACLR; $n = 15$) había regresado con éxito al juego competitivo después de sufrir un desgarro del LCA sin contacto y someterse a una reconstrucción quirúrgica. El grupo CON ($n=15$) fue emparejado por sexo, edad (± 2 años), índice de masa corporal (± 1 kg/m²) y nivel de rendimiento (misma liga ± 5 partidos jugados). Para la inclusión en el estudio, los individuos del grupo ACLR debían tener una puntuación de Tegner de siete puntos o más y debían haber transcurrido un mínimo de dos años desde la reconstrucción quirúrgica. Se eligió este marco temporal porque la cirugía de revisión, que indica un proceso de rehabilitación inusualmente complejo o fallido, se realiza con frecuencia entre el primer y el segundo año [3]. Todos los participantes (grupo ACLR y CON) eran jugadores habituales de la liga posterior a la primera división, que representa el nivel de rendimiento más alto en Irán. Individuos con antecedentes de cirugía de extremidades inferiores o lesión de extremidades inferiores (excepto la lesión del LCA en ACLR), disfunción vestibular, problemas de visión, dolor, presencia de dolor muscular de aparición tardía, problemas de sueño y piel.

Tabla 1 Características de los participantes

	ACLR	ESTAFA	Diferencia de grupo (prueba t)	Tamaño del efecto (d de Cohen)
Participantes (n)	15	15	–	–
Altura (cm)	174,80±5,40	176,60±4,00	p=0,52	0,18
Peso corporal (kg)	70,10±5,10	73,10±6,70	p=0,40	0,32
Índice de masa corporal (kg/m2)	22,90±0,61	23,40±1,40	p=0,48	0,16
Años de edad)	22,30±2,10	23,50±2,30	p=0,39	0,27
Ansiedad de Beck (puntuación)	2,83±2,78	1,83±1,83	p=0,48	0,31
PSQI (puntuación)	2,50±1,87	3,33±2,16	p=0,49	0,28
Tiempo desde la cirugía (meses)	42,83±10,06	–	–	–

La tabla muestra la media y la desviación estándar. ACLR=reconstrucción del ligamento cruzado anterior, CON=control, cm=centímetros, kg=kilogramos, m=metros, PSQI=Índice de Calidad del Sueño de Pittsburgh

Se excluyeron los trastornos que impedían la fijación de marcadores.

Tarea experimental

Todos los participantes realizaron un calentamiento general (30 saltos de tijera) y un calentamiento específico (5 aterrizajes con una sola pierna/SDL, ver más abajo). El experimento real consistió en seis SDL estimulados neurocognitivamente desde una caja de 30 cm sobre una placa de fuerza. El componente neurocognitivo se implementó utilizando una luz LED colocada a dos metros de distancia frente a los participantes. El LED se conectó a un tapete de interruptor de pedal hecho a medida en la caja, que se activó tan pronto como los pies de los participantes abandonaron la caja (latencia del sensor: 20 ms). Esta rápida activación aseguró la entrega del estímulo durante la pelea, que tuvo una duración promedio de 330±3 ms (determinada usando una cámara lenta (PowerShot SD 1400, Canon, Tokio, Japón) con 30 fps y el software Kinovea 0.8.15 [11]). La zona de aterrizaje (placa de fuerza de 50×50 cm) constaba de tres partes equidistantes, cada una de las cuales tenía un color específico (rojo, verde y azul) correspondiente a los colores mostrados por el LED. Se indicó a los participantes que aterrizaran con el pie alineado en la dirección correcta. Por ejemplo, si el LED se iluminaba en rojo, el pie debía dirigirse hacia la luz roja.

Al saltar, los atletas tenían que vigilar atentamente la luz y, después de reaccionar al LED, estabilizar lo más rápido posible la posición de aterrizaje. Los brazos podrían usarse para equilibrar el balanceo postural. No fue necesario fijar la vista en el LED después de reconocer su color. La selección del color del LED se realizó al azar para cada prueba, pero el orden fue diferente para todos los participantes para evitar la posibilidad de una predicción insuficiente sobre el color objetivo. El número de aterrizajes por dirección del pie (izquierda/derecha/recto) fue el mismo para todos los participantes. SDL se clasificó como exitoso si los pies de los participantes estaban alineados con el color correcto y si permanecían

estacionario durante 15 s sin tocar el suelo con la pierna libre. Todos los individuos realizaron los SDL a su propio ritmo y se puso especial cuidado en no realizar saltos con un descanso insuficiente entre ellos. Antes de cada salto, se preguntó a los participantes si habían descansado lo suficiente. Si no estaban seguros, se utilizó una escala de calificación numérica de 0 a 10 (0 = estado completamente descansado) como orientación y los saltos solo se realizaron si las calificaciones eran 3 o menos. Los aterrizajes se realizaron utilizando la pierna no dominante porque en el fútbol, la pierna dominante normalmente se usaría para manejar o patear el balón. La configuración experimental se muestra en la Fig. 1.

Resultados biomecánicos

Se utilizó una placa de fuerza de 50 × 50 cm (Accugait, AMTI Inc., Water-town, EE. UU.) con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz para evaluar la cinética de aterrizaje. Los parámetros del árbol se calcularon a partir de datos brutos según Fransz et al. [12]. La fuerza de reacción vertical máxima del suelo (vGRF), normalizada al peso corporal, se midió como la integral entre 0 y 40 ms después del contacto inicial del pie con la placa de fuerza [13]. Para determinar el tiempo de estabilización (TTS), se calculó un promedio acumulativo del vGRF, registrado durante los 15 s posteriores al aterrizaje. Luego se determinó el TTS como el punto en el que el promedio acumulado ya no superaba el umbral de 0,25 desviaciones estándar de la media general de la serie del vGRF [14]. Finalmente, el centro de presión (COP), correspondiente a la distancia total (media-lateral y anteroposterior) [mm] cubierta por el COP, se calculó dentro de los primeros 2,5 s después del aterrizaje, ya que esta duración representa el aterrizaje temprano. fase.

Utilizamos un sistema de captura de movimiento 3D basado en cámara (cámaras Raptor E, Motion Analysis Corporation, Oxford, Reino Unido) para medir la cinemática de la articulación de la rodilla. Se colocaron diecisiete marcadores reflectantes infrarrojos (14 mm) en la parte inferior de la pierna que se estaba midiendo y en el tronco de los participantes utilizando una técnica de agrupación de puntos.

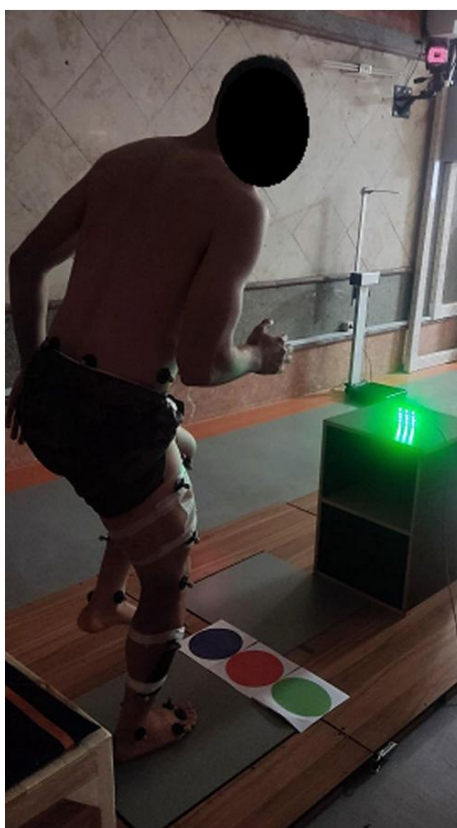


Fig. 1 Representación de la configuración experimental. Los participantes realizaron aterrizajes con una sola pierna desde una caja con un tapete para interruptor de pie (abajo a la izquierda) sobre una placa de fuerza. La ubicación de aterrizaje requerida se indicó (disparador: tapete del interruptor de pedal) mediante una luz LED (que se ilumina en verde en este ejemplo) y tiras de colores en el suelo.

[15]. Las coordenadas de los marcadores se registraron desde 30 s antes hasta 30 s después del SDL y este período de tiempo se utilizó para los análisis cinemáticos. La posición de referencia para las mediciones se obtuvo en bipedestación estática. El momento del primer registro de fuerza de la placa de fuerza ($vGRF > 10$ N) se consideró el contacto inicial durante el aterrizaje. Aquí se calcularon el desplazamiento angular máximo de la rodilla (fexión, valgo) y la rotación interna tibial durante el aterrizaje (contacto inicial). Se utilizaron diez cámaras infrarrojas (cámaras Raptor E y software Cortex 7, ambas Motion Analysis Corporation, Oxford, Reino Unido) para las grabaciones con una frecuencia de muestreo establecida en 200 Hz. La placa de fuerza estaba sincronizada con el sistema de cámara. El seguimiento de marcadores en vivo se realizó utilizando algoritmos de software digital (Cortex 7) para extraer coordenadas de marcadores tridimensionales. Luego, los datos de cada ensayo de SDL se exportaron a MATLAB (MathWorks Inc., Natick) para su posterior análisis. Las coordenadas del marcador y las fuerzas de reacción vertical del suelo ($vGRF$), evaluadas con la placa de fuerza, se filtraron de paso bajo a una frecuencia de corte de seis Hz, respectivamente, utilizando un filtro de cuarto orden con retraso cero.

Filtro Butterworth. Se utilizó el método Cardan-Euler para calcular los ángulos tridimensionales de las articulaciones de la cadera y la rodilla [16]. Aplicamos una secuencia de rotación cardán X – YZ para calcular los ángulos de las articulaciones. Esta secuencia implicó tres pasos: primero, rotación alrededor del eje dirigido lateralmente (X); segundo, rotación alrededor del eje dirigido anteriormente (Y); tercero, rotación alrededor del eje dirigido verticalmente (Z).

En primer lugar, se calculó la rotación de la matriz de los segmentos de pelvis, muslo y caña [17]. Los ángulos articulares se determinaron como la orientación del segmento distal con respecto a la orientación del segmento proximal. La matriz de rotación de la articulación se calculó multiplicando la matriz de rotación del segmento distal en la transpuesta de la matriz de rotación del segmento proximal. Por ejemplo, la matriz de rotación de la rodilla se calculó utilizando la siguiente ecuación:

$$R_{rodilla} = R_{shank} R_{muslo}'$$

donde R_{knee} es la matriz de rotación de la rodilla (matriz 3×3), R_{shank} es la matriz de rotación de la caña y R'_{thigh} es la transpuesta de la matriz de rotación del muslo. Los ángulos cardán se derivaron de la matriz de rotación de la articulación utilizando las siguientes ecuaciones:

$$\alpha = \tan^{-1} \frac{-R_{32}}{R_{33}}$$

$$\beta = \tan^{-1} \frac{R_{31}}{\sqrt{R_{41}^2 + R_{21}^2}}$$

$$\gamma = \tan^{-1} \frac{-R_{21}}{R_{11}}$$

Según la secuencia de rotación X-YZ, α , β y γ representan fexión-extensión, abducción-aducción y rotación axial, respectivamente. Como se indicó, se calculó el desplazamiento angular máximo de la rodilla en los planos sagital, frontal y transversal durante el contacto inicial con la placa de fuerza y el contacto inicial se definió como el momento en que $vGRF$ superó los 10 N [18].

Resultados del cuestionario

El Inventario Breve de Depresión de Beck (BDI-S) (se utilizó para evaluar el estado de depresión y ansiedad de los participantes. Incluye trece preguntas en una escala Likert de 4 puntos (0 a 3). Una puntuación total ≤ 9 indica ausencia de depresión. Se ha demostrado que la puntuación total del BDI-S es altamente confiable (alfa de Cronbach = 0,93) y válida ($r = 0,80$) [19]. Para evaluar la calidad del sueño durante un intervalo de 1 mes, se aplicó el Índice de Calidad del Sueño de Pittsburgh (PSQI). Con sus diecinueve preguntas que evalúan las características cualitativas y cuantitativas del sueño, el instrumento muestra buenos resultados.

confiabilidad (alfa de Cronbach=0,77) y validez ($r=0,94$).

Ha sido traducido y adaptado transculturalmente al persa [20]. La puntuación de actividad de Tegner se utilizó para capturar el estado de actividad funcional específico de la rodilla. Proporciona una escala de 0 a 10 puntos en la que los valores bajos representan baja actividad y los valores altos representan altos niveles de actividad. Se ha demostrado una alta fiabilidad de la puntuación de actividad de Tegner, que está disponible en persa (ICC=0,82) y su validez fue $r=0,67$ [21]. Se utilizó la batería CNS Vital Signs (CNSVS, Morrisville, Carolina del Norte, EE. UU.) para evaluar la función neurocognitiva. Es una evaluación computarizada de 22 tareas organizadas en seis módulos: prueba de stroop, codificación de dígitos de símbolos, golpeteo con los dedos, cambio de atención, desempeño continuo y memoria visual y verbal. Se calcularon y utilizaron para el análisis las puntuaciones compuestas de subescalas estandarizadas (memoria verbal, memoria visual, tiempo de reacción y velocidad de procesamiento).

Las puntuaciones más altas representan una mejor función neurocognitiva. Se ha demostrado que la confiabilidad test-retest es alta ($r = 0,65$ a $r = 0,88$) [22]. Las pruebas se realizaron en una habitación silenciosa para evitar distracciones auditivas o visuales.

Procesamiento de datos y estadística

Se verificó la normalidad de todos los datos mediante las pruebas de Kolmogorov-Smirnov y la homogeneidad de la varianza mediante la prueba de Levene. No se cumplieron los supuestos para las pruebas paramétricas. Para cada resultado biomecánico (TTS, vGRF, COP, ángulos articulares), calculamos la media, el mínimo y el máximo de los seis ensayos SDL. Luego realizamos pruebas U de Mann-Whitney para detectar diferencias en la biomecánica del aterrizaje y la función neurocognitiva entre los grupos ACLR y CON. El delta de Clif se calculó como el tamaño del efecto y se interpretó de la siguiente manera: $<0,20$ = sin efecto, $0,20$ a $0,49$ = efecto pequeño, $0,50$ a $0,79$ = efecto moderado y $\geq 0,80$ = efecto grande. Las correlaciones entre la función neurocognitiva y la biomecánica del aterrizaje se examinaron mediante la correlación de rangos de Spearman, tanto para la muestra total como para los dos grupos individualmente. Los coeficientes resultantes se interpretaron como insignificantes ($0,00$ a $0,20$), débiles ($0,21$ a $0,40$), moderados ($0,41$ a $0,60$), fuertes ($0,61$ a $0,80$) y muy fuertes ($0,81$ a $1,00$) según Akoglu [23]. Para identificar las diferencias entre grupos de asociaciones entre la biomecánica y la función neurocognitiva, los coeficientes de correlación se transformaron a la z de Fisher como lo propusieron Myers y Sirois [24]. Todas las comparaciones estadísticas se realizaron con Jamovi (el proyecto JAMOMI). El nivel de significancia se fijó en $p<0,05$.

Resultados

Todos los individuos completaron el experimento sin ningún evento adverso.

Cinemática

Las comparaciones de grupo no revelaron diferencias para la rotación interna tibial ($p=0,68$ a $0,83$) y el valgo de la rodilla ($p=0,92$ a $1,0$, Tabla 2). Sin embargo, en relación con CON, el grupo ACLR exhibió ángulos de flexión de rodilla hasta un 10,4% más pequeños (valores mínimos, ACLR: $50,00^\circ$ frente a CON: $55,20^\circ$; $p=0,02$).

Cinética

Los valores de TTS fueron similares en ambos grupos ($p=0,36$ a $0,82$). Los análisis de las otras variables revelaron diferencias sistemáticas entre los individuos CON y ACLR (Tabla 3). Esto incluyó longitudes de traza de COP un 10,2% más altas (media, ACLR: 379 mm vs. CON: 344 mm; $p=0,04$) y un 11,9% (mínimo, ACLR: 3,21 N vs.

CON: 2,87 N; $p=0,01$) al 20,3% (media, ACLR: 3,67 N/kg frente a CON: 3,05 N/kg; $p=0,01$) mayor vGRF en el grupo ACLR ($p < 0,05$).

Función neurocognitiva

La memoria visual y ($p=0,45$) verbal ($p=0,85$) no fueron diferentes entre los grupos (Tabla 4). Sin embargo, el grupo ACLR mostró un menor rendimiento en la velocidad de procesamiento (-13% , ACLR: 82,00 vs. CON: 93,00; $p=0,01$) y tiempo de reacción (-8% , ACLR: 84,00 vs. CON: 91,00; $p=0,02$).

Asociaciones entre la cinética del aterrizaje y la función neurocognitiva

Todos los coeficientes de correlación se muestran con todo detalle en la Tabla 5. El tiempo de reacción y la memoria visual no se asociaron con la cinética del aterrizaje ($p > 0,05$). Sin embargo, se encontraron asociaciones significativas para la memoria verbal y la velocidad de procesamiento.

Con respecto a la memoria verbal, una mayor capacidad se correlacionó con una menor longitud del trazo COP sólo en el grupo ACLR ($r = -0,50$, $p<0,05$). Por el contrario, puntuaciones más altas de memoria verbal se asociaron con valores más bajos de GRF solo en el grupo de control ($r = -0,58$ a $-0,75$, $p < 0,05$) y la comparación grupal de los coeficientes fue significativa ($p = 0,02$, $z = 1,91$). Con respecto a la velocidad de procesamiento, un mejor rendimiento de la prueba se correlacionó con valores más bajos de vGRF en ambos grupos ($r = -0,46$ a $-0,65$, $p<0,05$) y no se encontraron diferencias entre grupos ($p>0,05$).

Asociaciones entre la cinemática del aterrizaje y la función neurocognitiva

Todos los coeficientes de correlación se muestran con todo detalle en la Tabla 6. Se detectaron asociaciones significativas para todas las funciones neurocognitivas.

Sólo en el grupo ACLR, un mejor rendimiento de la memoria verbal se correlacionó con los ángulos de valgo inferiores de la rodilla.

Tabla 2 Comparaciones grupales de cinemática de aterrizaje (prueba U de Mann-Whitney)

Variable	Grupo	Mediana	RIQ	Estadístico de prueba (U)	valor p	Tamaño del efecto (δ)
Flexión máxima [°]	ESTAFA	56,70	53,10–61,10	93.00	0,43	0,17
	ACLR	60.90	54,90–65,00			
Flexión mínima [°]	ESTAFA	55.20	53,00–58,00	59.00	0,02*	0,47
	ACLR	50.00	47,20–53,90			
Flexión media [°]	ESTAFA	53.10	50,10–59,10	91.00	0,38	0,19
	ACLR	56,80	53,60–61,80			
Máximo valgo [°]	ESTAFA	7.43	6,58–8,50	112.00	1.00	0.00
	ACLR	7,52	5,64–8,86			
Mín valgo [°]	ESTAFA	5.91	4,41–7,88	109.00	0,92	0,03
	ACLR	5.48	4,50–7,05			
Valgo medio [°]	ESTAFA	7.11	5,76–7,52	111.00	0,96	0,01
	ACLR	6.67	5,71–7,70			
Rotación tibial máxima [°]	ESTAFA	4,97	4,67–5,69	102.00	0,68	0,09
	ACLR	5.02	3,98–5,62			
Rotación tibial mínima [°]	ESTAFA	2.56	2,43–2,93	104.00	0,74	0,07
	ACLR	2.59	2,24–2,72			
Rotación tibial media [°]	ESTAFA	3.75	3,53–4,50	107.00	0,83	0,04
	ACLR	3.78	3,42–3,88			

Todos los datos cinemáticos se calcularon durante el contacto inicial. ACLR=reconstrucción del ligamento cruzado anterior, CON=control, IQR=rango intercuartil, max=máximo, min=mínimo. δ=delta de Clif,* diferencia significativa

Tabla 3 Comparaciones grupales de la cinética de aterrizaje (prueba U de Mann-Whitney)

Variable	Grupo	Mediana	RIQ	Estadístico de prueba (U)	valor p	Tamaño del efecto (δ)
COP máx.	ESTAFA	378.00	325,00–394,00	78.00	0,16	0,30
	ACLR	393.00	338,00–433,00			
COP mínimo	ESTAFA	331.00	294,00–354,00	87.00	0,30	0,22
	ACLR	339.00	321,00–380,00			
COP promedio	ESTAFA	344.00	309,00–361,00	64.00	0,04*	0,43
	ACLR	379.00	325,00–397,00			
TTS máximo	ESTAFA	1,79	1,37–2,11	90.00	0,36	0,20
	ACLR	1,96	1,61–2,27			
TTS mínimo	ESTAFA	1,54	1,24–1,78	105.00	0,77	0,06
	ACLR	1,44	1,18–1,91			
TTS medio	ESTAFA	1,54	1,39–1,66	106,50	0,82	0,05
	ACLR	1,59	1,28–1,87			
vGRF máx.	ESTAFA	3.59	3,37–4,15	81.00	0,20	0,28
	ACLR	4.04	3,84–4,57			
vGRF mínimo	ESTAFA	2,87	2,46–2,94	55,50	0,01*	0,50
	ACLR	3.21	2,79–3,47			
vGRF medio	ESTAFA	3.05	2,90–3,59	54.00	0,01*	0,52
	ACLR	3.67	3,51–3,99			

Todos los datos cinéticos (excepto TTS) se calcularon durante el contacto inicial. ACLR=reconstrucción del ligamento cruzado anterior, CON=control, COP=centro de presión, TTS=tiempo hasta la estabilidad, GRF=fuerza de reacción del suelo, v=vertical, max=máximo, min=mínimo. δ=delta de Clif, * diferencia significativa

(r=-0,57, p < 0,05) y la comparación grupal de los coeficientes fue significativa (p=0,05, z=0,158). Además, puntuaciones más altas en memoria visual se correlacionaban con mayores

ángulos de flexión de la rodilla solo en el grupo ACLR (r = 0,51, p < 0,05), aunque la comparación del grupo fracasó marginalmente en significancia (p = 0,10). En ambos grupos, mejor

Tabla 4 Comparaciones grupales de la función neurocognitiva (prueba U de Mann-Whitney)

Variable	Grupo	Mediana	RIQ	Estadístico de prueba (U)	valor p	Tamaño del efecto (δ)
Tiempo de reacción	ESTAFA	91.00	86,00–102,00	59.00	0,02*	0,47
	ACLR	84.00	62,00–91,00			
Velocidad de procesamiento	ESTAFA	93.00	81,00–96,00	53.00	0,01*	0,52
	ACLR	82.00	71,00–82,00			
Memoria visual	ESTAFA	98.00	88,00–108,00	94.00	0,45	0,16
	ACLR	104.00	81,00–113,00			
memoria verbal	ESTAFA	105.00	102,00–109,00	107.00	0,85	0,04
	ACLR	105.00	101,00–109,00			

Las puntuaciones más altas indican un mayor rendimiento neurocognitivo. ACLR=reconstrucción del ligamento cruzado anterior, CON=control, IQR=rango intercuartil, δ=delta de Clif, *diferencia significativa

la memoria visual se relacionó con los ángulos de rotación tibial inferiores y, en consecuencia, no hubo diferencias en los coeficientes de correlación. Una velocidad de procesamiento más baja se correlacionó con ángulos de flexión de rodilla más pequeños solo en el grupo ACLR (r=0,63, p <0,05), pero la comparación entre grupos no fue significativa (p=0,22). Finalmente, tiempos de reacción más cortos se correlacionaron con una mayor flexión de la rodilla en ACLR y CON (r=0,44 a 52, p <0,05), pero no hubo diferencia entre los grupos.

Discusión

Hasta ahora, el papel de la toma de decisiones con tiempo limitado durante el movimiento atlético se había investigado principalmente en individuos sanos [10]. Incluso en esta población, las acciones motoras no planificadas, como los cambios espontáneos de dirección, se asocian con una mecánica desfavorable de la rodilla [25]. Nuestro estudio agrega que los atletas ACLR, en comparación con los controles no lesionados, muestran mayores deficiencias en la cinética (p. ej., aumento del GRF) y cinemática (p. ej., disminución del ángulo de flexión de la rodilla), lo que puede explicar su mayor riesgo de volver a lesionarse [26]. Es de destacar que la biomecánica del aterrizaje (es decir, la cinemática de la rodilla) se correlacionó fuertemente con los marcadores de neurocognición, lo que significa que una baja capacidad de memoria y una baja velocidad de procesamiento están relacionadas con un deterioro de la seguridad del movimiento. Las asociaciones incluyeron con mayor frecuencia flexión de rodilla y los participantes de ACLR mostraron ángulos articulares más pequeños y un menor rendimiento en las pruebas cognitivas. Esto puede significar que sólo se pueden lograr ángulos de flexión de rodilla más altos, que se supone que reducen la tensión sobre el LCA [27], si la percepción sensorial y el procesamiento de estímulos son lo suficientemente rápidos. Aunque hubo una escasez general de ensayos sobre la toma de decisiones en atletas lesionados, Giesche et al. [26] examinaron aterrizajes con salto unilaterales no planificados después del tratamiento quirúrgico de la rotura del LCA. Los autores se centraron en aspectos corticales de la planificación motora y algunas variables biomecánicas, que, sin embargo, no incluyeron la cinemática de la articulación de la rodilla. Ellos informaron que no

diferencias entre los participantes de ACLR y los controles en términos de TTS, GRF y COP. Las razones del contraste de estos hallazgos con respecto a nuestro ensayo podrían estar relacionadas con la selección de la señal visual y la muestra examinada. Mientras Giesche y colegas [26] aplicaron un estímulo bastante simple (flecha) con dos opciones, nuestros participantes tuvieron que seleccionar entre tres opciones, reconociendo los colores. Además, reclutamos exclusivamente jugadores de fútbol de élite en lugar de atletas recreativos de deportes de habilidad tanto abiertos como cerrados.

Las diferencias observadas en la mecánica de la rodilla entre Los atletas ACLR y CON, así como las asociaciones observadas con la función neurocognitiva, pueden tener implicaciones clínicas. Una variedad de déficits motores relacionados con la lesión del LCA, por ejemplo, disminuciones en la fuerza, potencia, equilibrio, rango de movimiento o simetría de las extremidades, pueden eliminarse casi por completo durante el proceso de regreso al juego después de la ruptura del LCA [28]. Sin embargo, aunque no podemos asumir relaciones causa-efecto, nuestros hallazgos indican que las disfunciones potenciales en la toma de decisiones neurocognitivas pueden no ser restauradas por los paradigmas de rehabilitación convencionales. Esto encajaría con datos de estudios de resonancia magnética funcional que muestran una reorganización cortical sustancial en pacientes con ACLR [6]. Si los déficits neurocognitivos duraderos explicaran de hecho la alta probabilidad de nuevas roturas [3], esto podría alterar los hábitos de ejercicio en la prevención de los desgarros del LCA. Curiosamente, los programas disponibles actualmente, como el programa Prevent Injury and Enhance Performance (PEP) [29], no incluyen ningún componente cognitivo/de toma de decisiones significativo. Sin embargo, esto podría ser fundamental cuando se pretende recuperar la función previa a la lesión. Por lo tanto, los practicantes pueden considerar agregar ejercicios de ejercicio no planificados en los programas preventivos y terapéuticos y, además, entrenar las funciones neurocognitivas de sus atletas. Con respecto a las mejoras en las habilidades cognitivas genéricas, los investigadores han cuestionado la gran transferencia al rendimiento deportivo [30, 31]. No obstante, un estudio que utilizó una intervención de 6 semanas

Tabla 5 Correlaciones entre la función neurocognitiva y la cinética de aterrizaje

variables			Coeficientes de correlación			Δ de correlaciones grupales: p (valor z)
			Conjunto de datos completo	grupo CON	grupo ACLR	
memoria verbal	vGRF	máx.	-0,45*	-0,62*	-0,38	0,21 (0,79)
		mín.	-0,34	-0,75*	-0,19	0,02* (1,91)
		Significar	-0,44	-0,58*	-0,40	0,27 (0,58)
	tts	máx.	-0,16	-0,07	-0,36	0,22 (0,75)
		mín.	-0,27	-0,18	-0,34	0,33 (0,42)
		Significar	-0,08	-0,16	-0,04	0,38 (0,29)
	POLICIA	máx.	0,26	-0,14	-0,33	0,31 (0,49)
		mín.	0,32	-0,16	-0,50*	0,17 (0,95)
		Significar	0,20	0,11	-0,40	0,09 (1,31)
Memoria visual	vGRF	máx.	-0,17	-0,02	-0,41	0,15 (1,01)
		mín.	-0,24	-0,16	-0,40	0,26 (0,64)
		Significar	-0,09	-0,09	-0,36	0,24 (0,70)
	tts	máx.	-0,03	-0,11	-0,04	0,43 (0,17)
		mín.	-0,05	-0,01	-0,05	0,46 (0,09)
		Significar	-0,06	-0,14	-0,07	0,43 (0,17)
	POLICIA	máx.	0,01	0,00	-0,09	0,41 (0,22)
		mín.	-0,12	0,30	-0,20	0,10 (1,25)
		Significar	-0,30	0,23	-0,07	0,22 (0,75)
Velocidad de procesamiento	vGRF	máx.	-0,24	-0,36	-0,40	0,37 (0,15)
		mín.	-0,59*	-0,52*	-0,47*	0,43 (0,16)
		Significar	-0,64*	-0,65*	-0,46*	0,24 (0,68)
	tts	máx.	-0,30	-0,11	-0,31	0,30 (0,51)
		mín.	-0,24	-0,13	-0,42	0,21 (0,77)
		Significar	-0,18	-0,14	-0,36	0,28 (0,57)
	POLICIA	máx.	-0,23	-0,16	-0,35	0,30 (0,50)
		mín.	-0,15	-0,05	-0,25	0,30 (0,50)
		Significar	-0,17	-0,05	-0,28	0,28 (0,58)
Tiempo de reacción	vGRF	máx.	-0,05	-0,04	-0,03	0,49 (0,02)
		mín.	-0,21	-0,26	-0,14	0,38 (0,30)
		Significar	-0,12	-0,08	-0,07	0,49 (0,02)
	tts	máx.	-0,16	-0,06	-0,11	0,45 (0,12)
		mín.	-0,36	-0,34	-0,17	0,12 (1,16)
		Significar	-0,19	-0,35	-0,16	0,30 (0,50)
	POLICIA	máx.	-0,05	0,31	0,16	0,34 (0,39)
		mín.	-0,01	0,10	0,21	0,39 (0,27)
		Significar	-0,11	0,14	0,17	0,47 (0,07)

La tabla muestra los coeficientes de correlación Rho de Spearman. Las asociaciones significativas están marcadas en negrita y con un asterisco. Todos los datos cinemáticos se expresan como [°]. ACLR=reconstrucción del ligamento cruzado anterior, CON=control, TTS=tiempo de estabilización, vGRF=fuerza de reacción del suelo vertical, COP=centro de presión, max=máximo, min=mínimo

con ejercicio puramente computarizado de hecho mejoró el rendimiento de reacción de elección de la parte inferior de la pierna, lo que podría ser útil en situaciones de aterrizaje [32].

Si bien nuestro estudio arroja hallazgos interesantes que potencialmente apuntan hacia un papel de la función neurocognitiva en la lesión del LCA, los factores neuronales específicos que subyacen a las alteraciones biomecánicas en los atletas del ACLR siguen siendo especulativos. Estudios anteriores sugieren que el procesamiento cortical de

La información visual puede desempeñar un papel clave durante la toma de decisiones. Novios y otros. [33] utilizaron clases de luz estroboscópica para obstruir la visión en ACLR y en individuos sanos que realizaban aterrizajes. Las pruebas con gafas produjeron mayores GRF y excursiones de flexión de rodilla que los aterrizajes con visión sin restricciones [33]. En un estudio similar, Santello et al. [34] compararon los aterrizajes con los ojos abiertos y cerrados. Sin visión, el GRF era un 10 % más alto y los ángulos de rotación de la articulación de la rodilla eran más bajos

Tabla 6 Correlaciones entre la función neurocognitiva y la cinemática de aterrizaje

variables			Coeficientes de correlación			Δ de correlaciones grupales: p (valor z)
			Conjunto de datos completo	grupo CON	grupo ACLR	
memoria verbal	FLX	máx.	0,01	0,15	0,07	0,42 (0,19)
		mín.	0,09	0,26	0,03	0,28 (0,57)
		Significar	0,03	0,18	0,00	0,32 (0,44)
	VLG	máx.	-0,33	-0,22	-0,42	0,19 (0,86)
		mín.	-0,00	-0,05	-0,37	0,20 (0,82)
		Significar	-0,20	-0,00	-0,57*	0,05 (1,58)*
	PUERCIÓN DE LA TIBIA	máx.	0,02	-0,13	-0,12	0,49 (0,02)
		mín.	-0,15	-0,28	0,16	0,13 (1,10)
		Significar	0,18	-0,12	0,09	0,30 (0,52)
Memoria visual	FLX	máx.	0,33	0,04	0,51*	0,10 (1,28)
		mín.	0,10	0,28	0,25	0,46 (0,07)
		Significar	0,35	0,13	0,53*	0,04 (1,12)*
	VLG	máx.	0,00	-0,20	-0,28	0,41 (0,20)
		mín.	0,00	-0,18	-0,06	0,38 (0,29)
		Significar	-0,01	-0,05	-0,17	0,38 (0,29)
	PODRÍCULA TIBIAL	máx.	-0,55*	-0,49*	-0,58*	0,37 (0,31)
		mín.	-0,35*	-0,27	-0,40	0,36 (0,36)
		Significar	-0,08	-0,33	0,10	0,13 (1,09)
Velocidad de procesamiento	FLX	máx.	0,09	0,14	0,25	0,39 (0,28)
		mín.	0,64*	0,41	0,63*	0,22 (0,74)
		Significar	0,19	0,26	0,31	0,44 (0,13)
	VLG	máx.	-0,22	-0,25	-0,15	0,39 (0,25)
		mín.	-0,23	-0,19	-0,12	0,43 (0,17)
		Significar	-0,07	-0,01	-0,09	0,42 (0,19)
	PODRÍCULA TIBIAL	máx.	-0,01	-0,01	-0,11	0,40 (0,24)
		mín.	-0,02	-0,38	-0,12	0,24 (0,68)
		Significar	-0,27	-0,37	-0,33	0,45 (0,11)
Tiempo de reacción	FLX	máx.	0,31	0,50*	0,30	0,27 (0,58)
		mín.	0,62*	0,44*	0,46*	0,47 (0,06)
		Significar	0,32	0,52*	0,25	0,21 (0,78)
	VLG	máx.	-0,13	-0,15	-0,23	0,41 (0,20)
		mín.	-0,35	-0,34	-0,26	0,18 (0,89)
		Significar	-0,29	-0,31	-0,26	0,44 (0,13)
	PODRÍCULA TIBIAL	máx.	-0,20	-0,36	-0,09	0,24 (0,70)
		mín.	-0,40	-0,47	-0,42	0,43 (0,15)
		Significar	-0,12	-0,03	-0,29	0,25 (0,65)

La tabla muestra los coeficientes de correlación Rho de Spearman. Las asociaciones significativas están marcadas en negrita y con un asterisco. Todos los datos cinemáticos se expresan como [°]. ACLR=reconstrucción del ligamento cruzado anterior, CON=control, FLX=Flexión, VLG=Valgus, ROT=Rotación, max=máximo, min=mínimo

[34]. Chu et al. [35] estudiaron el efecto de la visión sobre la seguridad de los aterrizajes con dos piernas en soldados de asalto aéreo. Los aterrizajes con los ojos vendados aumentaron la abducción de la cadera en el contacto inicial y el GRF máximo, al tiempo que redujeron la flexión máxima de la rodilla [35]. Finalmente, Brazalovich et al. [36] descubrieron que el uso de una pantalla de realidad virtual montada en la cabeza durante el aterrizaje disminuye la flexión y la abducción de la rodilla, así como las puntuaciones del sistema de puntuación de errores de aterrizaje en comparación con

Visión normal y sin visión. Se ha asumido que la reducción de la entrada aferente y la alteración del procesamiento central después de una lesión del LCA [37] imponen exigencias excesivas a la corteza visual, que, de hecho, exhibe una mayor actividad en pacientes con LCA [38]. Los atletas con antecedentes de lesiones, además, tienen una conectividad reducida entre la corteza sensorial primaria y el cerebelo [39], así como entre la corteza somatosensorial izquierda y una variedad de

Regiones motoras que incluyen el área motora suplementaria, la corteza premotora y la corteza motora primaria [39]. Todas estas alteraciones, actuando en conjunto, podrían aumentar el tiempo total necesario para el acoplamiento percepción-acción y, por lo tanto, reducir el tiempo disponible para la estabilización dinámica de la articulación. Nuestros hallazgos están básicamente en línea con esta teoría, ya que la mayoría de las asociaciones entre la biomecánica del aterrizaje y la función neurocognitiva fueron desfavorables para el ACLR pero no para el grupo de control.

Es necesario discutir algunas deficiencias. Primero, debido a la naturaleza exploratoria de nuestro ensayo, así como a su diseño y resultados complejos, el tamaño de la muestra (n = 30) y el poder estadístico resultante fueron comparativamente pequeños. Curiosamente, encontramos una variedad de diferencias entre ambos grupos. Sin embargo, serían bienvenidas investigaciones confirmatorias adicionales que corroboren y amplíen nuestros resultados para fortalecer aún más nuestras conclusiones. Un segundo aspecto se relaciona con la tarea experimental. Aunque pedimos a nuestros participantes que respondieran a la señal visual después del despegue, no podemos excluir completamente la posibilidad de que algunos individuos hayan adivinado el lado de aterrizaje o hayan seguido sus planes motores predefinidos, independientemente del estímulo presentado. Sin embargo, esta limitación bastante genérica se aplica a todos los ensayos, incluida la toma de decisiones.

En tercer lugar, nuestro estudio no incluyó una condición no planificada sin un estímulo reactivo. Se ha argumentado que los atletas con ACLR exhibirían diferencias en la biomecánica del salto, que, entre otras cosas, incluyen ángulos de flexión de rodilla reducidos. Sin embargo, las revisiones sistemáticas disponibles con metanálisis arrojan resultados contradictorios.

Mientras que Johnston et al. [40] de hecho informaron valores de flexión de rodilla más bajos en individuos con ACLR, Lepley et al. [41] no encontraron diferencias entre los controles y los atletas ACLR en este parámetro. A pesar de la falta de evidencia concluyente, los estudios futuros deberían incluir tareas de aterrizaje planificadas y no planificadas para delinear mejor el papel de la toma de decisiones reactiva sobre la mecánica de la rodilla.

Finalmente, no pudimos documentar el tipo de injerto utilizado para la cirugía del LCA. Aunque los metanálisis de Johnston et al. [34] y Lepley y Kuenze [35] concluyeron que no hay datos suficientes sobre el impacto del material del injerto en la biomecánica del aterrizaje con salto, hubiera sido interesante analizar esta variable.

Varios aspectos requieren más investigación. Además de otras variables, encontramos que los atletas ACLR mostraban un GRF mínimo más alto (promediado sobre los seis saltos) durante el aterrizaje. Hasta donde sabemos, este parámetro no se ha estudiado exhaustivamente con respecto a su valor potencial en la predicción de lesiones. Por tanto, sería interesante incluirlo en ensayos futuros. Además, las próximas investigaciones pueden combinar los marcadores y configuraciones biomecánicos aplicados con resultados adicionales como electromiografía o investigaciones por resonancia magnética funcional.

revelando patrones de actividad muscular y activación cortical. Además, como nuestro estudio y casi todos los anteriores tuvieron un diseño transversal, se justifican estudios longitudinales y ensayos prospectivos para dilucidar aún más las posibles relaciones causales entre la toma de decisiones atléticas neurocognitivas y la aparición de lesiones en las extremidades inferiores. . En caso de asociaciones clínicamente relevantes, se deben realizar ensayos controlados aleatorios que prueben la efectividad del entrenamiento y/o las intervenciones de calentamiento destinadas a mejorar las habilidades cognitivas relacionadas con el movimiento tanto en personas sanas como en atletas con antecedentes de lesiones.

Conclusiones

Las personas con ACLR exhiben deficiencias cinemáticas y cinéticas en la rodilla durante los aterrizajes con desafíos neurocognitivos. Estos déficits biomecánicos (es decir, cinemática de la rodilla) se correlacionan con funciones cognitivas más bajas, como la velocidad de procesamiento y la capacidad de memoria, y pueden aumentar el riesgo de lesiones. Por lo tanto, los entrenadores y terapeutas deberían considerar el uso de pruebas y paradigmas de entrenamiento específicamente diseñados que busquen mejorar la toma de decisiones con limitaciones de tiempo.

Abreviaturas	
LCA	Ligamento cruzado anterior
ACLR	Reconstrucción del ligamento cruzado anterior
Grupo de control	CON
GRF	Fuerza de reacción del suelo
TTS	Tiempo de estabilización
COP	Centro de presión
ENERGÍA	Prevenir lesiones y mejorar el rendimiento.
Agradecimientos	
No aplica.	
Contribuciones de autor	
Conceptualización, GM, JW; metodología, GM, JW, E.SH., software, GM, JW; interpretar datos, GM, revisión crítica, GM, JW, MA, manuscrito revisado, GM, JW, MA, HM, redacción: preparación del borrador original, GM, JW, MA, HM y E.SH., y redacción: revisión y edición. , GM, JW, MA, HM y E.SH.; Todos los autores han leído y aceptado la versión publicada del manuscrito.	
Fondos	
No se utilizaron fuentes de financiación para realizar este estudio ni para la preparación de este artículo.	
Disponibilidad de datos y materiales	
Los conjuntos de datos generados y/o analizados durante el estudio actual están disponibles del autor correspondiente a solicitud razonable.	

Declaraciones

Aprobación de ética y consentimiento para participar	
El ensayo fue aprobado por la junta de revisión institucional de la Universidad de Teherán (IR.UT.SPORT.REC.1400.041). Todos los participantes proporcionaron su consentimiento informado por escrito antes de participar.	
Consentimiento para publicación	
No aplica.	

Conflicto de intereses

Los autores, Ghazal Mohammad Gholipour Aghdam, Mohammad Hossein Alizadeh, Hooman Minoonejad, Elham Shirzad y Jan Wilke, declaran que no tienen intereses en competencia relevantes para el contenido de este artículo.

Detalles del autor

¹ Departamento de Lesiones Deportivas y Biomecánica, Facultad de Ciencias del Deporte y Salud, Universidad de Teherán, Teherán, Irán. ² Departamento de Movimiento Ciencias, Universidad de Klagenfurt, Universitätsstraße 65-67, 9020 Klagenfurt, Austria.

Recibido: 25 de septiembre de 2023 Aceptado: 12 de febrero de 2024

Published online: 27 February 2024

Referencias

1. Dingenen B, Gokeler A. Optimización del paradigma de regreso al deporte después de la reconstrucción del ligamento cruzado anterior: un paso atrás fundamental para avanzar. *Medicina deportiva*. 2017;47:1487–500.

2. Ardern CL, Taylor NF, Feller JA, Webster KE. El cincuenta y cinco por ciento regresa al deporte competitivo después de la cirugía de reconstrucción del ligamento cruzado anterior: una revisión sistemática actualizada y un metanálisis que incluye aspectos del funcionamiento físico y factores contextuales. *Br J Deportes Med*. 2014;48:1543.

3. Wiggins AJ, Grandhi RK, Schneider DK, Stanfeld D, Webster KE, Myer GD. Riesgo de lesión secundaria en atletas más jóvenes después de la reconstrucción del ligamento cruzado anterior: una revisión sistemática y un metanálisis. *Soy J Sports Med*. 2016;44:1861–76.

4. Wilke J, Vogel O, Ungricht S. ¿Podemos medir la percepción-cognitiva? funcionar durante el movimiento atlético? Un marco y confiabilidad de una batería de pruebas relacionadas con los deportes. *Phys Ther Sport*. 2020;43:120–6.

5. Grooms D, Appelbaum G, Onate J. Neuroplasticidad después de una lesión del ligamento cruzado anterior: un marco para enfoques de entrenamiento visomotor en rehabilitación. *J Orthop Deportes Phys. Ther*. 2015;45:381–93.

6. Kapreli E, Athanasopoulos S, Gliatis J, Papathanasiou M, Peeters R, Strimpakos N, et al. La deficiencia del ligamento cruzado anterior causa plasticidad cerebral: un estudio de resonancia magnética funcional. *Soy J Sports Med*. 2009;37:2419–26.

7. Swanik CB, Covassin T, Stearne DJ, Schatz P. La relación entre la función neurocognitiva y las lesiones del ligamento cruzado anterior sin contacto. *Soy J Sports Med*. 2007;35:943–8.

8. Boyle MJ, Butler RJ, Reina RM. Competencia de movimiento funcional. y equilibrio dinámico después de la reconstrucción del ligamento cruzado anterior en pacientes adolescentes. *J Pediatr Orthop*. 2016;36:36–41.

9. Giesche F, Vieluf S, Wilke J, Engerof T, Niederer D, Banzer W. Planificación motora cortical y estabilidad biomecánica durante aterrizajes con salto no planificados en hombres con reconstrucción del ligamento cruzado anterior. *Tren J Athl*. 2022;57:547–56.

10. Giesche F, Stief F, Groneberg DA, Wilke J. Efecto del movimiento atlético no planificado en la mecánica de la rodilla: una revisión sistemática con metanálisis multinivel. *Br J Deportes Med*. 2021;55:1366–78.

11. Balsalobre-Fernández C, Tejero-González CM, Del Campo-Vecino J, Bavar-esco N. La validez concurrente y la confiabilidad de un método basado en cámaras de alta velocidad y bajo costo para medir el tiempo de lucha de saltos verticales. *J Fuerza Cond Res*. 2014;28:528–33.

12. Fransz DP, Huurnink A, de Boode VA, Kingma I, van Dieën JH. Tiempo hasta la estabilización en aterrizajes con salto con caída con una sola pierna: un examen de los métodos de cálculo y evaluación de las diferencias en la frecuencia de muestreo, la configuración del filtro y la duración de la prueba en los valores de resultado. *Postura de la marcha*. 2015;41:63–9.

13. Kajiwara M, Kanamori A, Kadone H, Endo Y, Kobayashi Y, Hyodo K, et al. La biomecánica de la rodilla cambia bajo una tarea dual durante el aterrizaje con una sola pierna. *J Exp. Ortop*. 2019;6:5.

14. Colby SM, Hintermeister RA, Torry MR, Steadman JR. Estabilidad de las extremidades inferiores con deterioro del LCA. *J Orthop Deportes Phys. Ther*. 1999;29:444–54.

15. Andriacchi TP, Alexander EJ, Toney MK, Dyrby C, Sum J. Un grupo de puntos Método para análisis de movimiento in vivo: aplicado a un estudio de cinemática de rodilla. *J Biomecánica Ing*. 1998;120:743–9.

16. Davis RB, Öunpuu S, Tyburski D, Gage JR. Una técnica de reducción y recopilación de datos de análisis de la marcha. *Ciencia ficción Hum Mov*. 1991;10:575–87.

17. Robertson GE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whitlesey S. Métodos de investigación en biomecánica. *Hum Kinet*; 2013.

18. Paterno MV, Schmitt LC, Ford KR, Rauh MJ, Myer GD, Huang B, et al. Las medidas biomecánicas durante el aterrizaje y la estabilidad postural predicen una segunda lesión del ligamento cruzado anterior después de la reconstrucción del ligamento cruzado anterior y el regreso al deporte. *Soy J Sports Med*. 2010;38:1968–78.

19. Hamidi R, Fekrizadeh Z, Azadbakht M, Garmaroudi G, Taheri Tanjani P, Fathizadeh S, Ghisvandi E. Validez y confiabilidad del inventario de depresión II entre la población anciana iraní. *J Sabzevar Univ Med Sci*. 2015;22:189–98.

20. Farrahi Moghaddam J, Nakhaee N, Sheibani V, Garrusi B, Amirakaf A. Fiabilidad y validez de la versión persa del Índice de calidad del sueño de Pittsburgh (PSQI-P). *Respiración del sueño*. 2012;16:79–82.

21. Negahban H, Mostafaei N, Sohani SM, Mazaheri M, Goharpey S, Salavati M, et al. Fiabilidad y validez de las escalas de calificación de actividad de Tegner y Marx en pacientes iraníes con lesión del ligamento cruzado anterior. *Rehabilitación de inhabilitación*. 2011;33:2305–10.

22. Gualtieri CT, Johnson LG. Fiabilidad y validez de una batería de pruebas neurocognitivas computarizadas. *Signos Vitales del SNC Arch Clin Neuropsychol*. 2006;21:623–43.

23. Akoglu H. Guía del usuario sobre coeficientes de correlación. *Turk J Emerg Med*. 2018;18:91–3.

24. Myers L, Siros MJ. Coeficientes de correlación de Spearman, diferencias entre. *Enciclopedia de Ciencias Estadísticas [Internet]*. 1ª edición. wiley; 2004 [consultado el 6 de diciembre de 2023]. <https://doi.org/10.1002/0471667196.ess5050>

25. Herman DC, Barth JT. El aterrizaje con salto y caída varía con la neurocognición inicial: implicaciones para el riesgo y la prevención de lesiones del ligamento cruzado anterior. *Soy J Sports Med*. 2016;44:2347–53.

26. Niederer D, Giesche F, Janko M, Niemeyer P, Wilke J, Engerof T, et al. Calidad del salto imprevista en pacientes con reconstrucción del ligamento cruzado anterior: ¿cuánto tiempo después de la cirugía y el regreso al deporte persiste el factor de riesgo de nueva lesión? *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2020;72:195–201.

27. Donelon TA, Dos'Santos T, Lanzadores G, Brown M, Jones PA. Determinantes biomecánicos de las cargas en las articulaciones de la rodilla asociadas con una mayor carga del ligamento cruzado anterior durante el corte: una revisión sistemática y un marco técnico. *Abierto Médico Deportivo*. 2020;6:53.

28. Gokeler A, Dingenen B, Hewett TE. Rehabilitación y vuelta al deporte Pruebas después de la reconstrucción del ligamento cruzado anterior: ¿Dónde estamos en 2022? *Artros Sports Med Rehabil*. 2022;4:e77-82.

29. Noyes FR, Barber Westin SD. Entrenamiento de prevención de lesiones del ligamento cruzado anterior en atletas femeninas: una revisión sistemática de la reducción de lesiones y los resultados de las pruebas de rendimiento atlético. *Salud Deportiva*. 2012;4:36–46.

30. Walton CC, Keegan RJ, Martin M, Hallock H. El papel potencial del entrenamiento cognitivo en el deporte: se necesita más investigación. *Psicólogo Frontal*. 2018;9:1121.

31. Harris DJ, Wilson MR, Vine SJ. Una revisión sistemática de la publicidad Dispositivos de entrenamiento cognitivo: implicaciones para su uso en el deporte. *Psicólogo Frontal*. 2018;9:709.

32. Wilke J, Vogel O. Entrenamiento cognitivo computarizado con motor mínimo El componente mejora el tiempo de elección-reacción de las extremidades inferiores. *J deportes ciencia medicina*. 2020;19:529–34.

33. Grooms DR, Chaudhari A, Page SJ, Nichols-Larsen DS, Oñate JA. Control visuomotor del aterrizaje después de la reconstrucción del ligamento cruzado anterior. *Tren J Athl*. 2018;53:486–96.

34. Santello M, McDonagh MJ, Challis JH. Control visual y no visual de los movimientos de aterrizaje en humanos. *J Physiol*. 2001;537:313–27.

35. Chu Y, Sell TC, Abt JP, Nagai T, Deluzio J, McGrail M, et al. Los soldados de asalto aéreo demuestran una biomecánica de aterrizaje más peligrosa cuando se elimina la información visual. *Mil Med*. 2012;177:41–7.

36. Brazalovich P, Simon JE, Criss CR, Yom JP, Grooms DR. Los efectos de Inmersión en realidad virtual sobre mecánica de aterrizaje. *Biomecánica deportiva* 2022;1–17.

37. Grooms DR, Page SJ, Oñate JA. Activación cerebral para el movimiento de la rodilla medida días antes de la segunda lesión del ligamento cruzado anterior: neuroimagen en medicina musculoesquelética. *Tren J Athl*. 2015;50:1005–10.

38. Neto T, Sayer T, Theisen D, Mierau A. Plasticidad cerebral funcional asociada con la lesión del LCA: una revisión del alcance de la evidencia actual. *Plast neuronal*. 2019;2019:3480512.

39. Diekfuss JA, Grooms DR, Yuan W, Dudley J, Barber Foss KD, Thomas S, et al. ¿La conectividad funcional del cerebro contribuye a la lesión musculoesquelética?

Un análisis prospectivo preliminar de un biomarcador neuronal de riesgo de lesión del LCA. J Sci Med Deporte. 2019;22:169–74.

40. Johnston PT, McClelland JA, Webster KE. Biomecánica de las extremidades inferiores durante los aterrizajes con una sola pierna después de la reconstrucción del ligamento cruzado anterior: una revisión sistemática y un metanálisis. Medicina deportiva. 2018;48:2103–26.

41. Lepley AS, Kuenze CM. Cinemática y cinética de cadera y rodilla durante Tareas de aterrizaje después de la reconstrucción del ligamento cruzado anterior: una revisión sistemática y un metanálisis. Tren J Athl. 2018;53:144–59.

Nota del editor

Springer Nature se mantiene neutral con respecto a reclamos jurisdiccionales en mapas publicados y afiliaciones institucionales.