

Article

Una Investigación Sobre el Aprendizaje Motor Durante Corte con Paso al Lado, Diseño de un Test Aleatorizado y Controlado

Anne Benjaminse^{1,2}, Koen APM Lemmink^{1,2}, Ron L Diercks³ y Bert Otten¹

¹University Medical Center Groningen, Center for Human Movement Sciences. University of Groningen, Antonius Deusinglaan 1, 9713 AV Groningen, The Netherlands.

²SportsFieldLab Groningen, School of Sports Studies, Hanze University Groningen. University of Applied Sciences, Groningen, The Netherlands.

³Department of Orthopaedic Surgery, University Medical Center Groningen. University of Groningen, PO Box 30.001, 9700 RB, Groningen, The Netherlands.

RESUMEN

Antecedentes: De todas las lesiones deportivas de la rodilla, la ruptura del ligamento cruzado anterior (ACL) es la que produce la pérdida de tiempo más larga en la práctica del deporte. Sin tener en cuenta la terapia escogida, conservadora o reconstructiva, a menudo los atletas se ven obligados a reducir su nivel de actividad física y participación deportiva. Mas aun, una reciente revisión informó una incidencia de osteoartritis de 0% a 13% para pacientes con rodillas con ACL deficiente (ACL-D) aislado y de 21% a 48% en pacientes con lesiones combinadas respectivamente. La necesidad de implementar programas de prevención de lesiones del ACL está clara. Por lo tanto la identificación de los factores de riesgo y el desarrollo de estrategias de prevención puede tener importantes implicaciones para la salud y económicas. El enfoque de esta investigación fue evaluar el papel del aprendizaje motor implícito y explícito para optimizar el rendimiento de una tarea de corte con paso al lado. **Métodos/diseño:** Se realizará un estudio de laboratorio controlado aleatorizado. En el mismo serán incluidos jugadores de basquetbol saludables, mujeres y varones, de 18 años o mayores, sin lesiones en los miembros inferiores, que se encuentren jugando en el nivel recreativo más alto. Los sujetos recibirán una intervención de retroalimentación dinámica. Se registrarán los datos de cinemática y cinética de la cadera, rodilla y tobillo y actividad EMG de cuádriceps, isquiotibiales y gastrocnemio. **Discusión:** Las atletas de sexo femenino tienen un riesgo significativamente mayor de sufrir una lesión de ACL que los atletas de sexo masculino. Se sugiere que un control biomecánico y neuromuscular pobre de las extremidades inferiores sería un factor de riesgo principal para un mecanismo de lesión de ACL en las mujeres. Esta prueba aleatorizada y controlada se diseñó para investigar si la retroalimentación individual es un método de intervención eficaz sobre el rendimiento de la tarea. Los resultados y los principios encontrados en este estudio se aplicarán a programas futuros de prevención de lesiones ACL que quizás deberían focalizarse mas sobre la predisposición individual a la lesión.

Registro del test: El número de registro del test es NTR2250.

Palabras Clave: -

INTRODUCCION

De todas las lesiones deportivas de rodilla la ruptura del ligamento cruzado anterior (ACL) produce la pérdida de tiempo más larga en los deportes [1]. Independientemente de la terapia escogida, conservadora o reconstructiva, a menudo los atletas se ven obligados a reducir su nivel de actividad física y su participación en los deportes [2]. Además, un trabajo de revisión reciente informó incidencias de osteoartritis que variaban de 0% a 13% para los pacientes con lesión aislada del ACL y de 21% a 48% en pacientes con lesiones combinadas [3], lo que se traduce en gastos médicos adicionales a largo plazo [4]. Por lo tanto la identificación de factores de riesgo y el desarrollo de estrategias de prevención pueden tener importantes implicancias para la salud y para la economía.

La mayoría de las investigaciones sobre el riesgo de lesiones de ACL sin contacto y la disparidad de género que la acompaña, se han centrado en los factores de riesgo neuromuscular y biomecánico debido a su potencial para ser modificados. Las estrategias de entrenamiento neuromuscular que se enfocaban en la entrada en calor, técnica, equilibrio, fortalecimiento y ejercicios de agilidad han continuado evolucionando y son un foco de investigación que se incrementa cada vez mas y es igualmente importante [5-11]. Sin embargo, datos epidemiológicos recientes, sugieren que a pesar de estas iniciativas continuas y de los éxitos preliminares informados [5,8,12,13], la tasa de lesión de ACL y la disparidad entre los sexos asociada no han disminuido [14-16]. La disparidad entre los resultados positivos de laboratorio y los efectos reales en los resultados de la lesión en las poblaciones de mujeres de alto riesgo sugiere que existe un eslabón perdido entre las investigaciones actuales y las aplicaciones clínicas para las intervenciones de entrenamiento neuromuscular [17]. Un inconveniente podrían ser las dificultades en la medición de las tasas de lesión y en la aplicación de programas de prevención de lesiones a gran escala. Otro aspecto podría ser el hecho que la transición del conocimiento consciente durante las sesiones de entrenamiento a movimientos inesperados y automáticos durante un entrenamiento o un juego involucra adaptaciones complejas del control motor. Las posiciones de los miembros inferiores luego de una intervención en el laboratorio no necesariamente reflejan las posiciones en el campo. La transición del conocimiento consciente durante las sesiones de entrenamiento de la técnica en el laboratorio hacia los movimientos inesperados y automáticos durante un entrenamiento o juego involucra una adaptación del control motor compleja. El propósito de este proyecto de investigación es resaltar el aspecto referido al aprendizaje motor en la optimización del rendimiento de manera consistente con la prevención de lesiones del ACL.

Las instrucciones pueden ser un medio eficaz de transmitir la información relacionada con las metas y los educadores las usan para enseñar y refinar el rendimiento motor en todos los niveles de habilidad [18]. Durante nuestra intervención usaremos los conceptos de aprendizaje implícito y explícito. El aprendizaje motor implícito se refiere a la adquisición de una habilidad motora sin la adquisición simultánea de conocimiento explícito sobre el rendimiento de una habilidad, que normalmente se procesa de manera automática, mientras que el aprendizaje motor explícito se refiere a adquirir habilidades motoras con un enfoque interior y conocimiento específico sobre el rendimiento de una habilidad [19]. Se ha demostrado que el desempeño y el aprendizaje de habilidades motoras aumenta si el deportista adopta un foco externo de atención (se focaliza en el efecto del movimiento) en comparación con un foco interior (se focaliza en sus movimientos) [20].

Hay programas de prevención de lesiones de ACL que establecen reglas explícitas concernientes a las posiciones sobre el campo deseadas y ponen énfasis en la alineación apropiada de la cadera, rodilla y tobillo [8-12,21-28]. Sin embargo, el uso de estrategias explícitas puede ser inadecuado para el control de habilidades motoras complejas [19]. Se ha demostrado, que las instrucciones que dirigen la atención de los deportistas hacia sus propios movimientos pueden tener realmente un efecto perjudicial sobre el rendimiento y aprendizaje e interrumpir la ejecución de habilidades automáticas, especialmente en comparación con un foco atencional dirigido externamente [20,29-32]. Las razones exactas que expliquen los efectos beneficiosos de un foco de atención externo todavía son relativamente inciertas. Sin embargo, el intentar controlar los propios movimientos de manera consciente podría interferir con los procesos de control motor normal, automático, produciendo una interferencia en la coordinación natural del movimiento [32,33]. Las habilidades motoras que son explícitamente adquiridas tienden a ser menos resilientes bajo presión psicológica [33-37] y fisiológica [38,39], tienden a interferir con el proceso automático normal del esquema motor [33,40], tienden a ser menos durables [41] y menos sólidas [42] cuando se necesita una respuesta rápida y el aprendizaje explícito puede ser afectado en mayor magnitud por la inteligencia de un individuo que el aprendizaje implícito [43-45]. Teniendo en cuenta estos beneficios, el aprendizaje implícito debería hacerse mas atractivo en las arenas deportivas modernas, dado que a menudo las habilidades motoras se ponen en juego en competencias que provocan ansiedad y en condiciones de fatiga. Se considera que tener que controlar un movimiento conscientemente es una gran desventaja para los atletas en los que deben prestar atención al juego, a los jugadores y a la pelota, y deben tener una acción rápida, y por lo tanto muy poca o ninguna atención puede prestarse a una posición mas adecuada de las extremidades inferiores. Una tarea altamente cognoscitiva será vulnerable durante un juego.

En particular, en el enigma de las lesiones de ACL, la presión psicológica y fisiológica es un factor importante. Myklebust et al. informaron que los atletas tienen un riesgo mayor de sufrir una lesión de ACL durante un juego que durante la práctica [9]. También se ha propuesto que la fatiga sería un contribuyente para las lesiones de ACL sin contacto [46-48]. Por razones obvias, un juego constituye un estrés psicológico y fisiológico mayor que una sesión de práctica. Sobre todo en las fases más avanzadas de la competencia, la fatiga puede tener un efecto acumulativo, desfavorable en el control neuromuscular y potencialmente podría producir estrategias de movimiento arriesgadas [49]. La menor capacidad para controlar los movimientos corporales después de la fatiga será potencialmente más notable cuando se hayan enseñado técnicas de apoyo o aterrizaje apropiadas de una manera explícita. Además, no debe ignorarse la posibilidad que el aprendizaje implícito pueda inmunizar al atleta contra la influencia, a menudo debilitadora, del estrés psicológico sobre el rendimiento motor.

Considerado los beneficios del aprendizaje implícito, expresados anteriormente, creemos que en la prevención de lesiones de ACL, necesitamos descubrir las posibilidades del aprendizaje implícito. Nosotros usamos la retroalimentación visual (ie. aprendizaje observacional) durante nuestras pruebas en las que la imitación de lo que se muestra desempeña un papel importante. La imitación es la copia de los movimientos corporales que se observan [50]. El sistema de espejo humano es la base del aprendizaje observacional [51]. Las neuronas espejo median el entendimiento de la acción porque las neuronas que representan una acción se activan en la corteza premotora del observador. Esta representación inducida automáticamente de la de la acción motora observada corresponde a lo que se genera espontáneamente durante la acción activa y cuyo resultado es conocido por el individuo que lo representa. Las neuronas espejo son neuronas visomotoras que se activan tanto cuando una acción ha sido realizada como cuando una acción similar o idéntica es observada pasivamente [52]. Una plantilla de movimiento se vuelve activa a través de las neuronas espejo por que el propio movimiento se vuelve claro en lo que se refiere a las acciones motoras, sin grandes reflexiones cognoscitivas [53]. Esto induce automáticamente, una representación motora de la acción observada correspondiente a la que se genera espontáneamente durante la acción activa y cuyo resultado es conocido para el individuo que la representa. Por lo tanto, un aspecto funcional importante de las neuronas espejo es la relación entre su capacidad de vincular las propiedades visuales y motoras.

Cuando los observadores ven un evento motor que comparte rasgos con un evento motor similar presente en su repertorio motor, ellos se preparan para repetirlo. Mientras mayor sea la similitud entre el evento observado y el evento motor, más fuerte será la preparación [54]. La activación de representaciones motoras a través de la mera observación podría tener aplicaciones importantes para aumentar el aprendizaje de destrezas y para la rehabilitación motora [55]. Por consiguiente, nosotros queremos aplicar una intervención en la que los sujetos vean su propia actuación, implícitamente o explícitamente. La preparación será fuerte, dado que ver la propia actuación producirá una gran similitud entre el evento observado y el evento ejecutado.

El objetivo de este proyecto de investigación es investigar cómo podemos entrenar a atletas individualmente para que utilicen ciertos patrones motores que eventualmente se vuelven automáticos. El aprendizaje motor que se ofrece de una manera implícita, será potencialmente más robusto en el campo. Nuestro proyecto de investigación podría ampliar la visión sobre el problema continuo de lesiones del ACL y podría dar la oportunidad de llevar a cabo un programa de prevención más eficazmente dirigido hacia las necesidades individuales. Si la retroalimentación implícita visual individual sobre el rendimiento de la tarea es un método de intervención eficaz, este podría ser aplicado a poblaciones mayores que participan en deportes de equipo y que poseen un riesgo alto de sufrir una lesión del ACL. Los resultados y principios encontrados en este estudio serán aplicados en los futuros programas de prevención de lesiones del ACL.

Métodos/Diseño del estudio

Éste será un estudio de laboratorio controlado y aleatorizado; con dos factores entre sujetos (género y grupo de intervención (ie. implícito, explícito y grupo control)) y un factor dentro de los sujetos (tiempo, ie. Pre test, una semana después del test y un mes después del test). Después de dar su consentimiento para participar, los sujetos serán asignados al azar a un grupo, en base al orden en que se hayan inscripto para la sesión de evaluación inicial. Dado que es fundamental contar con igual cantidad de varones y de mujeres por grupo (2 × grupo de intervención y 1 × grupo control) se realizará un muestreo estratificado. El diseño del estudio, procedimientos y consentimiento informado fueron aceptados por el Comité de Ética Médica local (número de registro 2009-142).

Población de estudio

Debido a que la magnitud de la diferencia en la tasa de lesión del ACL entre ambos sexos no es consistente en los deportes [56-58], es esencial estudiar un grupo específico de atletas. Dado que el básquetbol es un deporte de alto riesgo en lo que se refiere a lesiones del ACL [14,56,59], en este estudio se investigarán atletas de básquetbol. En el estudio, jugadores de básquetbol de la misma edad y nivel de actividad se desempeñarán como grupo control. El criterio de inclusión es: tener 18 años o más, jugar al básquetbol en el nivel recreativo más alto, no tener antecedentes de lesiones mayores o cirugías en los miembros inferiores, no poseer ninguna lesión actual o reciente (6 meses) en ninguna parte de los miembros inferiores y

ser capaz de participar en entrenamiento y juegos al 100% en el momento de las evaluaciones. Los sujetos no podrán participar si han tenido: alguna lesión en la cadera, rodilla u otra lesión pertinente en los últimos 6 meses previos a la evaluación, alguna lesión previa pertinente o cirugía en cualquier articulación de las extremidades inferiores o algún antecedente de deterioro neurológico, vestibular o visual. Los potenciales participantes serán reclutados de los clubes de basquetbol y escuelas regionales. Los sujetos deberán contactar al investigador principal para fijar la sesión de evaluación. Antes de realizar los test, los sujetos serán analizados por un terapeuta físico (A.B.) para supervisar el estado de ACL (ie. lesión, lesión parcial, ninguna lesión) Se realizarán el test de Lachman y el test de cambio de pivote. El test de Lachman tiene valores de sensibilidad (85%) y especificidad (94%) muy altos. El test de cambio de pivote es muy específica, a saber 98% [60]. En caso de que se observe una lesión o lesión parcial del ACL, los sujetos no podrán participar en el estudio. Asimismo, los sujetos deberán finalizar la participación en cada una de estas circunstancias.

Nosotros consideramos el momento de abducción de la rodilla y la tasa de carga del momento de abducción de la rodilla en el tiempo como las variables principales de interés, dado que el objetivo principal del entrenamiento de este estudio es conseguir la alineación de la pierna con la fuerza de reacción al suelo (GRF). Al tener en cuenta la relevancia clínica de “en riesgo” y “sin riesgo” del momento de abducción, nosotros hacemos referencia al estudio prospectivo de Hewett et al. [61]. Las mujeres de ese estudio que habían lesionado su ACL (n = 9) tenían una mayor fase de posición del momento de abducción de rodilla externo pico, $-45,3 \pm 28,5$ Nm, que las mujeres que no se habían lesionado (n = 390), $-18,4 \pm 15,6$ Nm (P <0,001). Consideramos que esta diferencia media en el momento de abducción de rodilla es clínicamente relevante, porque era estimadora de la producción de una lesión de ACL en un estudio prospectivo. Por lo tanto, nosotros utilizamos la diferencia para calcular la potencia para este estudio. Con un tamaño de efecto de 0,55 (determinado sobre la base de diferencias de las medias divididas por la desviación estándar (SD) agrupada) y un valor de alfa de 0,05, nosotros alcanzamos una potencia de 0,80 al incluir 120 sujetos, con 40 sujetos (20 mujeres y 20 varones) por grupo (ie. grupo de aprendizaje implícito, grupo de aprendizaje explícito y grupo control).

Para calcular el tamaño de muestra necesario se utilizó el software *G*Power* para Mac, Versión 3.1.2

Intervención

Se darán dos tipos de retroalimentación visual inmediata

	Grupo con aprendizaje explícito (n = 40)	Grupo con aprendizaje implícito (n = 40)	Grupo Control (n = 40)
Intervención T1	30 pruebas de corte con peso al lado. Se proporcionarán instrucciones verbales detalladas sobre el rendimiento.	30 pruebas de corte con paso al lado. Se mostrará el mejor rendimiento.	30 pruebas de corte con paso al lado. No se proporcionará ninguna retroalimentación sobre el rendimiento.
T2 Test de retención (una semana post intervención)	30 pruebas de corte con paso al lado. No se proporcionará retroalimentación sobre el rendimiento	30 pruebas de corte con paso al lado. No se proporcionará retroalimentación sobre el rendimiento	30 pruebas de corte con paso al lado. No se proporcionará retroalimentación sobre el rendimiento
T3 Test de retención (un mes post intervención)	30 pruebas de corte con paso al lado. No se proporcionará retroalimentación sobre el rendimiento.	30 pruebas de corte con paso al lado. No se proporcionará retroalimentación sobre el rendimiento.	30 pruebas de corte con paso al lado. No se proporcionará retroalimentación sobre el rendimiento.

Tabla 1. Descripción del proceso de evaluación.

1) Retroalimentación explícita: Después de cada maniobra de corte con paso al lado, los sujetos recibirán inmediatamente instrucciones explícitas para mejorar su rendimiento. Los potenciales factores de riesgo para las lesiones del ACL incluyen: 1) incremento del ángulo del valgo de la rodilla [61], 2) Disminución en el ángulo de flexión de la rodilla [62-64], 3) Aumento en la fuerza de corte anterior de la tibia [65,66], 4) Disminución del ángulo de flexión de la cadera [62,64,67,68], 5) Aumento del ángulo de rotación interna de la cadera [62], 6) Aumento del ángulo de rotación interna de la rodilla [69]. Los puntos para mejorar estos factores de riesgo potencial citados anteriormente se mencionarán a los sujetos y se les solicitará minimizar la carga en la rodilla.

2) Retroalimentación implícita: Los sujetos realizarán una intervención de retroalimentación visual dinámica. Luego de que los sujetos realicen cada una de las tareas, se les mostrará una representación visual del cuerpo entero del mejor desempeño (vista posterior en 3D) con grabaciones Basler (Aprendizaje Darwiniano). No se proporcionará ninguna retroalimentación explícita ni instrucciones en absoluto, sin embargo los sujetos sabrán de antemano que hay modos mejores y peores de realizar la tarea. Los sujetos investigarán por sí mismos para encontrar la solución que se ajuste mejor a su cuerpo; explorarán y seleccionarán el rendimiento que se adapte mejor.

El mejor rendimiento se determinará en base al momento pico del valgo que debe ser tan bajo como sea posible. La sesión total de entrenamiento consiste en 30 pruebas. Dado que necesitamos asegurarnos que las mejoras en el rendimiento de aterrizaje o apoyo (si se produce alguna) son permanentes y no temporales, se realizará una prueba de retención una semana (similar a lo establecido en Onate et al.) [70] y un mes después. Durante las pruebas de retención no se proporcionará ninguna retroalimentación a ningún grupo. El grupo control realizará las mismas tareas exactas que los grupos de intervención. Sin embargo, el grupo control, no recibirá ninguna retroalimentación durante ninguna prueba. Para asegurarnos que estamos trabajando con grupos homogéneos, antes de la intervención real se realizarán cinco pruebas sin retroalimentación (ie. además de los 30 intentos).

Mediciones

Los estudios de tamizaje para confirmar los criterios de inclusión y exclusión se realizarán en el laboratorio y serán realizados por el investigador principal (A.B.) de este estudio. Antes del estudio, los participantes firmarán un formulario de consentimiento informado de acuerdo con lo establecido por el Comité de Ética Médica de la Universidad de Groningen.

En el laboratorio se analizarán los datos de cinemática, cinética y de EMG de las extremidades inferiores de los sujetos que realizan una maniobra de corte con paso al lado. Las principales variables de medición serán:

1) Momento de abducción de la rodilla

2) Tasa de carga del momento de abducción de la rodilla a lo largo del tiempo.

Las variables secundarias serán:

3) Patrón EMG promedio del glúteo máximo (GM), vasto medial (VM), vasto lateral (VL), isquiotibial medial (MH), isquiotibial lateral (LH), gastrocnemio medio (MG) y gastrocnemio lateral (LG)

4) Tiempo de inicio muscular (ie. El primer tren de pulsos EMG detectado mediante el algoritmo de Santello antes del apoyo o aterrizaje [66]) del GM, VM, VL, MH, LH, MG y LG

5) Actividad de los músculos GM, VM, VL, MH, LH, MG y LG integrada a lo largo del intervalo de 100 milisegundos antes del contacto del pie y en el momento del contacto del pie (intervalo preparatorio) y del momento de contacto al punto de flexión máxima de la rodilla (aceptación de peso)

6) Cocontracción muscular (ie. usando el EMG integrado de cada músculo y la fórmula: [(músculo menos activo/ músculo más activo) X (suma de la actividad integrada de ambos músculos)]) de VL-MG, VL-LH, VM-LG y VM-MH a lo largo del intervalo de 100 milisegundos antes del contacto del pie hasta el contacto del pie (intervalo preparatorio) y desde el contacto del pie hasta el punto de flexión máxima de la rodilla (aceptación de peso)

7) Ángulos de cadera, rodilla y tobillo en IC, GRF posterior máxima y valores máximos para cada una de esas variables

a. Abducción/aducción

b. Flexión/extension

c. Rotación Externa/interna (sólo para cadera y rodilla)

8) Angulo de flexión de desplazamiento angular de la rodilla

9) Momentos de articulaciones de cadera, rodilla y tobillo en IC, GRF posteriores máximas y los valores máximos para cada una de esas variables

a. Abducción/aducción (no para la rodilla, ver medición de variable principal)

b. Flexión/extensión

c. Rotación externa/interna (sólo para cadera y rodilla)

Además registraremos el historial de las lesiones y / o cirugías, el cuestionario de nivel de actividad de Tegner [69,70] y actividad entre la intervención y los tests de seguimiento.

Preparación de los sujetos

Para calcular los ángulos y momentos de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo, primero se tomarán las medidas antropométricas en la preparación de la evaluación del análisis de movimiento en 3D. Las mediciones antropométricas incluirán peso y talla corporal, diámetro de la rodilla y del tobillo y longitud de la pierna (ASIS - maléolo medio). Los participantes portarán marcadores reflexivos colocados sobre el talón, el maléolo lateral, cabeza del segundo metatarsiano, epicóndilo femoral y ASIS y PSIS bilateral. Otros cuatro marcadores se colocarán bilateralmente en el lado lateral de la zona media del muslo y de la zona media de la pantorrilla. La señal EMG se grabará usando electrodos superficiales bipolares pre gelificados de cloruro de plata-plata, (*ZeroWire EMG, Aurion, Italia*). Las ubicaciones de los electrodos se

establecerán por palpación de la anatomía del sujeto y se colocarán en la zona prominente del músculo apropiada en línea con la dirección de las fibras con una distancia entre electrodos de aproximadamente 20 mm, según la metodología descrita por Delagi y Perotto [71]. Los sitios donde se colocaran los electrodos serán afeitados y limpiados con alcohol isopropilo para reducir la impedancia. Los electrodos serán asegurados a la piel de los sujetos con cinta para minimizar los artefactos de movimiento. La colocación de los electrodos se corroborará a través de la inspección visual de signos en la pantalla de la computadora usando el Software Vicon Nexo (*Versión 1.6, Vicon Motion Systems, Inc., Centennial, CO*) durante una evaluación muscular manual estandarizada [29]. Antes de la recolección de los datos se registrarán las señales EMG de dos segundos de contracción isométrica voluntaria máxima (MVIC) de cada músculo. Estos datos se procesarán y se utilizarán para la normalización de la actividad EMG del músculo correspondiente durante la tarea dinámica. El mismo investigador (A.B.) colocará todos los electrodos y los marcadores. Todos los sujetos deberán vestirse con shorts ajustados al cuerpo y sus propias zapatillas de básquetbol para lugares cerrados.

Un ejercicio de corte (cutting) no anticipado se realizará en el laboratorio. Cada atleta completará una sesión de práctica que incluirá algunas pruebas anticipadas y algunas no anticipadas de cada uno de los dos ejercicios para familiarizarse con el diseño experimental así como para reducir el efecto de focalización de la plataforma de fuerza. El atleta realizará ejercicios de corte al azar. La carrera recta y el corte con paso cruzado son ejercicios de práctica para familiarizar a los atletas con tres opciones. Por consiguiente, la maniobra de corte se transforma en una prueba no anticipada. Específicamente, la maniobra de corte consiste en una carrera de impulso, seguida por una maniobra de detención y corte en un ángulo de 45° con el pie dominante en la plataforma de fuerza. La dirección de corte será hacia la derecha para los sujetos cuyo pie dominante es el izquierdo y hacia la izquierda para los sujetos cuyo pie dominante es el derecho. Cada ángulo se medirá desde el centro del plato de fuerza y se marcará la línea correspondiente (usando cinta) para que los sujetos puedan observarla con claridad. En cuanto a la carrera en línea recta, los sujetos continuarán la carrera de impulso durante el tiempo del experimento sin cambios en la dirección ni en la velocidad.

Dos barreras infrarrojas de cronometraje se utilizarán para asegurar que la velocidad del impulso sea 4,5-5,5 m/s y 0,5 segundos antes de que los sujetos aterrice en la plataforma de fuerza y haga el corte, un sistema de señalización de 3 luces se utilizará para señalar al azar la dirección a los sujetos; una luz se encenderá indicando la dirección que el sujeto debe tomar. Cada sujeto dispondrá de 1 minuto entre los intentos para reducir los efectos potenciales de la fatiga. Para asegurarse que exista presión sobre el rendimiento, la velocidad de salida deberá ser 4,0-5,0 m/s, y la misma será medida por las barreras infrarrojas de cronometraje, 5 metros más delante de la plataforma de fuerza.

Solo se considerarán los intentos exitosos. Una acción de corte se considera exitosa si los sujetos llegan a la plataforma de fuerza con la velocidad requerida, realizan la maniobra con el tablero de indicación con la luz encendida, hacen IC con la plataforma de fuerza y, o corren hacia adelante en línea recta, o realizan un cambio de dirección con un ángulo de corte de 45° a la velocidad de la salida requerida. Los participantes deberán continuar corriendo después de la ejecución del corte con paso al lado por 5 metros. Las pruebas de corte durante las cuales los sujetos modifiquen su longitud de paso (es decir, pasos cortos) para hacer contacto con la plataforma de fuerza también serán descartados. El paso corto será descartado porque estas pruebas no serán comparables con las otras pruebas; la velocidad probablemente disminuirá y ya no estará entre 4,5-5,5 m/s. La velocidad del impulso se tomó en base a los estudios anteriores [69,72].

Instrumentos

Para recolectar y calcular los datos cinemáticos y cinéticos se utilizará el software Nexo de Vicon (*Versión 1.6*) de *Vicon Motion Analysis System (Vicon Motion System, Inc., Centennial, CO)*. Los datos de GRF serán obtenidos por 2 platos de fuerza a 1200 Hz (Bertec Corporation, Columbus, Ohio) que se localizarán dentro de un sistema de soporte construido por encargo en el cual los platos de fuerza están al mismo nivel que la superficie circundante. Las señales electromiográficas de la superficie (EMG) serán recolectadas mediante un sistema de telemetría *Noraxon Telemetry EMG System (Noraxon EE.UU. Inc, Scottsdale, AZ)* usando *ZeroWire*. Las señales serán transferidas desde los electrodos a la unidad de transmisión. Después de la amplificación, las señales de telemetría serán transferidas desde el transmisor al receptor para una amplificación adicional (aumento total de 2000) y serán filtradas mediante un filtro de ancho de banda (filtro Butterworth con paso bajo 10 Hz y paso alto 500 Hz, índice de rechazo de modo común de 130 db). Las señales del receptor se recolectarán con el paquete de adquisición de datos *Vicon Nexo Software (Versión 1.6, Vicon Motion Systems, Inc., Centennial, CO)*. La señal analógica del receptor de EMG se convertirá a una señal digital con un panel A/D DT3010/32 (32 canales, 24 bit) (*Data Translation, Inc., Marlboro, MA*). Para recolectar los datos analógicos de alta velocidad se utilizará una cámara Basler (640 × 480, 210 fps, *Vicon Motion Systems, Inc., Centennial, CO*) con una lente de 25 mm C-mount.

Obtención de datos y análisis estadístico.

Los datos cinemáticos de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo serán evaluados en IC, la GRF posterior máxima y valores máximos para cada una de esas variables. IC se definirá como el momento en el cual el 5% del peso corporal del sujeto está en el plato de fuerza. Los datos en bruto de las coordenadas serán filtrados mediante una frecuencia de corte

optimizada.

Los datos analógicos en bruto de MVICs y los datos analógicos brutos sincronizados (datos de la cinemática de la articulación, datos cinéticos de las articulaciones y datos de GRF) de las pruebas de salto serán importados a Matlab (*versión12, MathWorks, Natick, MA*) para el procesamiento de datos e identificación de las variables de interés. El valor medio de cada MVIC se usará para la normalización del EMG durante las pruebas de salto. Tanto los datos de MVIC y los datos EMG de la prueba serán procesados con envolventes lineales antes de ser filtrados con el filtro de Butterworth (cuarto-orden, cambio a fase cero, frecuencia de corte de 20 Hz).

Se usarán datos analógicos brutos de los platos de fuerza para calcular los datos de GRF para cada prueba de salto. Los datos brutos de las coordenadas serán filtrados mediante una frecuencia de corte optimizada. El GRF será filtrada utilizando un filtro Butterworth de cuarto orden con una frecuencia de corte de 100 Hz. Los datos de GRF se usarán para calcular la GRF posterior máxima durante la fase de posición inicial de las tareas de salto.

Sólo se analizará la pierna dominante. Además de las 30 pruebas durante los tests de intervención y de retención, todos los sujetos realizarán cinco pruebas al comienzo. Estas cinco pruebas iniciales (sin retroalimentación) previas a la intervención se realizarán para asegurar la homogeneidad de los grupos en las mediciones de las variables principales (momento de abducción de la rodilla y tasa de carga del momento de abducción de la rodilla a lo largo del tiempo). Los resultados de estas cinco pruebas se compararán mediante un ANOVA de una vía. Se aplicará un análisis multinivel para examinar los factores dentro y entre sujetos. La curva de aprendizaje con el aprendizaje implícito versus aprendizaje explícito versus ausencia de retroalimentación de las principales variables de medición a lo largo del tiempo será analizada usando SPSS 18.0 (*SPSS Inc., Chicago, IL*). Las mediciones de las variables secundarias se usarán como variables explicativas. Además, se realizarán ajustes post hoc de Bonferroni para determinar los efectos dentro, entre y de interacción. Un nivel del alfa de 0,05 se fijará a priori.

DISCUSION

Las atletas tienen un riesgo significativamente más alto de sufrir una lesión del ligamento cruzado anterior (ACL) que los atletas de sexo masculino. La identificación de factores de riesgo y el desarrollo de estrategias de prevención podrían tener grandes implicancias económicas y para la salud. Se ha sugerido que un control neuromotor biomecánico pobre de los miembros inferiores sería un factor de riesgo principal del mecanismo de lesión de ACL lesión en mujeres [61]. Éstas son características modificables que pueden reducir la tasa lesión de ACL potencialmente después de una intervención apropiada. Pero a pesar de que se ha realizado un gran esfuerzo en la prevención de las lesiones de ACL sin contacto, la incidencia sigue siendo alta [14,15,56]. El propósito de este proyecto de investigación fue resaltar el problema de aprendizaje motor para la optimización el rendimiento de una manera consistente con la prevención de lesiones de ACL. Si la retroalimentación visual individual sobre el rendimiento de la tarea es un método de intervención eficaz, este podría aplicarse a poblaciones más grandes que participan en deportes de equipo y que poseen un riesgo alto de sufrir una lesión del ACL. Los resultados y principios encontrados en este estudio serán aplicados a los futuros programas de prevención de lesiones de ACL, que quizás deberían enfocarse más en la en la predisposición individual a la lesión.

Contribuciones de los autores

AB escribió el manuscrito, diseñó el estudio, coordinó las pruebas, recolectará, analizará e informará los datos. BO ayudará en el análisis y en el informe de los resultados. BO, KAPML y RLD diseñaron el estudio. Todos los autores leyeron, revisaron y aprobaron el manuscrito final.

REFERENCIAS

1. Hootman JM, Dick R, Agel J (2007). Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *J Athl Train*, 42:311-319
2. Daniel DM, Stone ML, Dobson BE, Fithian DC, Rossman DJ, Kaufman KR (1994). Fate of the acl-injured patient. A prospective outcome study. *Am J Sports Med*, 22:632-644
3. Oiestad BE, Engebretsen L, Storheim K, Risberg MA (2009). Knee osteoarthritis after anterior cruciate ligament injury: a systematic review. *Am J Sports Med*, 37:1434-1443
4. Gillquist J, Messner K (1999). Anterior cruciate ligament reconstruction and the long-term incidence of gonarthrosis. *Sports Med*, 27:143-156

5. Caraffa A, Cerulli G, Progetti M, Aisa G, Rizzo A (1996). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. A prospective controlled study of proprioceptive training. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 4:19-21
6. Chimera NJ, Swanik KA, Swanik CB, Straub SJ (2004). Effects of plyometric training on muscle-activation strategies and performance in female athletes. *J Athl Train*, 39:24-31
7. Lephart SM, Abt JP, Ferris CM, Sell TC, Nagai T, Myers JB, Irrgang JJ (2005). Neuromuscular and biomechanical characteristic changes in high school athletes: a plyometric versus basic resistance program. *Br J Sports Med*, 39:932-938
8. Mandelbaum BR, Silvers HJ, Watanabe DS, Knarr JF, Thomas SD, Griffin LY, Kirkendall DT, Garrett W Jr (2005). Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up. *Am J Sports Med*, 33:1003-1010
9. Myklebust G, Engebretsen L, Braekken IH, Skjølberg A, Olsen OE, Bahr R (2003). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: a prospective intervention study over three seasons. *Clin J Sport Med*, 13:71-78
10. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Holme I, Bahr R (2005). Exercises to prevent lower limb injuries in youth sports: cluster randomised controlled trial. *BMJ*, 330:449
11. Pollard CD, Sigward SM, Ota S, Langford K, Powers CM (2006). The influence of in-season injury prevention training on lower-extremity kinematics during landing in female soccer players. *Clin J Sport Med*, 16:223-227
12. Hewett TE, Stroupe AL, Nance TA, Noyes FR (1996). Plyometric training in female athletes. Decreased impact forces and increased hamstring torques. *Am J Sports Med*, 24:765-773
13. Silvers HJ, Mandelbaum BR (2007). Prevention of anterior cruciate ligament injury in the female athlete. *Br J Sports Med*, 41(Suppl 1):i52-59
14. Agel J, Arendt EA, Bershadsky B (2005). Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review. *Am J Sports Med*, 33:524-530
15. Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynon BD, Demaio M, Dick RW, Engebretsen L, Garrett WE Jr, Hannafin JA, Hewett TE, Huston LJ, Ireland ML, Johnson RJ, Lephart S, Mandelbaum BR, Mann BJ, Mar (2006). Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. *Am J Sports Med*, 34:1512-1532
16. Renstrom P, Ljungqvist A, Arendt E, Beynon B, Fukubayashi T, Garrett W, Georgoulis T, Hewett TE, Johnson R, Krosshaug T, Mandelbaum B, Micheli L, Myklebust G, Roos E, Roos H, Schamasch P, Shultz S, W (2008). Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *Br J Sports Med*, 42:394-412
17. Myer GD, Ford KR, Brent JL, Hewett TE (2007). Differential neuromuscular training effects on ACL injury risk factors in "high-risk" versus "low-risk" athletes. *BMC Musculoskelet Disord*, 8:39
18. Hodges NJ, Franks IM (2002). Modelling coaching practice: the role of instruction and demonstration. *J Sports Sci*, 20:793-811
19. Maxwell JP, Masters RSW, Eves F (2000). From novice to no know-how: a longitudinal study of implicit motor learning. *J Sports Sci*, 18:111-120
20. Wulf G, Prinz W (2001). Directing attention to movement effects enhances learning: a review. *Psychon Bull Rev*, 8:648-660
21. Hewett TE, Lindenfeld TN, Riccobene JV, Noyes FR (1999). The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. A prospective study. *Am J Sports Med*, 27:699-706
22. Holm I, Fosdahl MA, Friis A, Risberg MA, Myklebust G, Steen H (2004). Effect of neuromuscular training on proprioception, balance, muscle strength, and lower limb function in female team handball players. *Clin J Sport Med*, 14:88-94
23. Irmischer B, Harris C, Pfeiffer R, DeBeliso M, Adams K, Shea K (2004). Effects of a knee ligament injury prevention exercise program on impact forces in women. *J Strength Cond Res*, 18:703-707
24. Myer GD, Ford KR, Brent JL, Hewett TE (2006). The effects of plyometric vs. dynamic stabilization and balance training on power, balance, and landing force in female athletes. *J Strength Cond Res*, 20:345-353
25. Myer GD, Ford KR, McLean SG, Hewett TE (2006). The effects of plyometric versus dynamic stabilization and balance training on lower extremity biomechanics. *Am J Sports Med*, 34:445-455
26. Noyes FR, Barber-Westin SD, Fleckenstein C, Walsh C, West J (2005). The drop-jump screening test: difference in lower limb control by gender and effect of neuromuscular training in female athletes. *Am J Sports Med*, 33:197-207
27. Petersen W, Braun C, Bock W, Schmidt K, Weimann A, Drescher W, Eiling E, Stange R, Fuchs T, Hedderich J, Zantop T (2005). A controlled prospective case control study of a prevention training program in female team handball players: the German experience. *Arch Orthop Trauma Surg*, 125:614-621
28. Pfeiffer RP, Shea KG, Roberts D, Grandstrand S, Bond L (2006). Lack of effect of a knee ligament injury prevention program on the incidence of noncontact anterior cruciate ligament injury. *J Bone Joint Surg Am*, 88:1769-1774
29. Wulf G, Lauterbach B, Toole T (1999). The learning advantages of an external focus of attention in golf. *Res Q Exerc Sport*, 70:120-126
30. Wulf G, Weigelt C (1997). Instructions about physical principles in learning a complex motor skill: to tell or not to tell. *Res Q Exerc Sport*, 68:362-367
31. Masters RSW, Poolton JM, Maxwell JP, Raab M (2008). Implicit motor learning and complex decision making in time-constrained environments. *J Mot Behav*, 40:71-79
32. McNevin NH, Wulf HG, Carlson C (2000). Effects of attentional focus, self-control, and dyad training on motor learning: implications for physical rehabilitation. *Phys Ther*, 80:373-385
33. Masters RSW (1992). Knowledge, "knerves" and know-how: The role of explicit versus implicit knowledge in the breakdown of a complex motor skill under pressure. *Br J Psychol*, 83:343-358
34. Hardy L, Mullen R, Jones G (1996). Knowledge and conscious control of motor actions under stress. *Br J Psychol*, 87:621-636
35. Mullen R, Hardy L, Oldham A (2007). Implicit and explicit control of motor actions: revisiting some early evidence. *Br J Psychol*, 98:141-156
36. Beilock SL, Carr TH (2001). On the fragility of skilled performance: What governs choking under pressure?. *J Exp Psychol: Gen*, 130:701-725

37. Gray R (2004). Attending to the execution of a complex sensorimotor skill: Expertise differences, choking, and slumps. *J Exp Psychol: Appl*, 10:42-54
38. Masters RSW, Poolton JM, Maxwell JP (2008). Stable implicit motor processes despite aerobic locomotor fatigue. *Conscious Cogn*, 17:335-338
39. Poolton JM, Masters RSW, Maxwell JP (2007). Passing thoughts on the evolutionary stability of implicit motor behaviour: Performance retention under physiological fatigue. *Conscious Cogn*, 16:456-468
40. Hardy L, Mullen R, Martin N (2001). Effect of task-relevant cues and state anxiety on motor performance. *Percept Mot Skills*, 92:943-946
41. Allen R, Reber A (1980). Very long-term memory for tacit knowledge. *Cognition*, 8:175-185
42. Turner CW, Fischler IS (1993). Speeded tests of implicit knowledge. *J Exp Psychol: Learn Mem Cogn*, 19:1165-1177
43. Reber AS, Walkenfeld FF, Hernstadt R (1991). Implicit and explicit learning: individual differences and IQ. *J Exp Psychol Learn Mem Cogn*, 17:888-896
44. Gebauer GF, Nicholas JM (2007). Psychometric Intelligence Dissociates Implicit and Explicit Learning. *J Exp Psychol Learn Mem Cogn*, 33:34-54
45. Nemeth D, Janacsek K, Balogh V, Londe Z, Mingesz R, Fazekas M, Jambori S, Danyi I, Vetro A (2010). Learning in Autism: Implicitly Superb. *PLoS One*, 5: e11731
46. Hiemstra LA, Lo IK, Fowler PJ (2001). Effect of fatigue on knee proprioception: implications for dynamic stabilization. *J Orthop Sports Phys Ther*, 31:598-605
47. Nyland JA, Shapiro R, Caborn DN, Nitz AJ, Malone TR (1997). The effect of quadriceps femoris, hamstring, and placebo eccentric fatigue on knee and ankle dynamics during crossover cutting. *J Orthop Sports Phys Ther*, 25:171-184
48. Rodacki AL, Fowler NE, Bennett SJ (2001). Multi-segment coordination: fatigue effects. *Med Sci Sports Exerc*, 33:1157-1167
49. McLean SG, Fellin RE, Suedekum N, Calabrese G, Passerallo A, Joy S (2007). Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. *Med Sci Sports Exerc*, 39:502-514
50. Brass M, Heyes C (2005). Imitation: is cognitive neuroscience solving the correspondence problem?. *Trends Cogn Sci*, 9:489-495
51. Cattaneo L, Rizzolatti G (2009). The mirror neuron system. *Arch Neurol*, 66:557-560
52. Rizzolatti G, Craighero L (2004). The mirror-neuron system. *Annu Rev Neurosci*, 27:169-192
53. Rizzolatti G, Fogassi L, Gallese V (2001). Neurophysiological mechanisms underlying the understanding and imitation of action. *Nat Rev Neurosci*, 2:661-670
54. Prinz W (2002). Experimental approaches to imitation. In *The Imitative Mind. Development, Evolution and Brain Bases*. Edited by: Prinz M. Cambridge, UK: Cambridge Univ. Press:143-162
55. Calvo-Merino B, Glaser D, Grèzes J, Passingham R, Haggard P (2005). Action observation and acquired motor skills: an fMRI study with expert dancers. *Cereb Cortex*, 15:1243-1249
56. Arendt E, Dick R (1995). Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer. NCAA data and review of literature. *Am J Sports Med*, 23:694-701
57. Arendt EA, Agel J, Dick R (1999). Anterior cruciate ligament injury patterns among collegiate men and women. *J Athl Train*, 34:86-92
58. Mihata LC, Beutler AI, Boden BP (2006). Comparing the incidence of anterior cruciate ligament injury in collegiate lacrosse, soccer, and basketball players: implications for anterior cruciate ligament mechanism and prevention. *Am J Sports Med*, 34:899-904
59. Prodromos CC, Han Y, Rogowski J, Joyce B, Shi K (2007). A meta-analysis of the incidence of anterior cruciate ligament tears as a function of gender, sport, and a knee injury-reduction regimen. *Arthroscopy*, 23:1320-1325, e1326
60. Benjaminse A, Gokeler A, van der Schans CP (2006). Clinical diagnosis of an anterior cruciate ligament rupture: a meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther*, 36:267-288
61. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS Jr, Colosimo AJ, McLean SG, van den Bogert AJ, Paterno MV, Succop P (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med*, 33:492-501
62. Chappell JD, Creighton RA, Giuliani C, Yu B, Garrett WE (2007). Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med*, 35:235-241
63. Malinzak RA, Colby SM, Kirkendall DT, Yu B, Garrett WE (2001). A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16:438-445
64. McLean SG, Walker KB, van den Bogert AJ (2005). Effect of gender on lower extremity kinematics during rapid direction changes: an integrated analysis of three sports movements. *J Sci Med Sport*, 8:411-422
65. Chappell JD, Yu B, Kirkendall DT, Garrett WE (2002). A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *Am J Sports Med*, 30:261-267
66. Sell TC, Ferris CM, Abt JP, Tsai YS, Myers JB, Fu FH, Lephart SM (2007). Predictors of proximal tibia anterior shear force during a vertical stop-jump. *J Orthop Res*, 25:1589-1597
67. Landry SC, McKean KA, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ (2007). Neuromuscular and lower limb biomechanical differences exist between male and female elite adolescent soccer players during an unanticipated run and crosscut maneuver. *Am J Sports Med*, 35:1901-1911
68. Landry SC, McKean KA, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ (2007). Neuromuscular and lower limb biomechanical differences exist between male and female elite adolescent soccer players during an unanticipated side-cut maneuver. *Am J Sports Med*, 35:1888-1900
69. McLean SG, Lipfert SW, van den Bogert AJ (2004). Effect of gender and defensive opponent on the biomechanics of sidestep cutting. *Med Sci Sports Exerc*, 36:1008-1016
70. Onate JA, Guskiewicz KM, Marshall SW, Giuliani C, Yu B, Garrett WE (2005). Instruction of jump-landing technique using videotape feedback: altering lower extremity motion patterns. *Am J Sports Med*, 33:831-842

71. Delagi EF, Perotto A, ed (1980). Anatomic guide for the electromyographer-the limbs. *Springfield, Ill: Thomas, 2*
72. McLean SG, Huang X, van den Bogert AJ (2005). Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: implications for ACL injury. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 20:863-870*

Cita Original

Anne Benjaminse, Koen APM Lemmink, Ron L Diercks, Bert Otten. An investigation of motor learning during sidestep cutting, design of a randomised controlled trial. *Musculoskeletal Disorders 11:235. 2010*