ESCUELAS UNIVERSITARIAS
GIMBERNAT-CANTABRIA

Grado en Fisioterapia

Título del TFG:

Fiabilidad de una aplicación de smartphone para detectar diferencias en la estabilidad estática de la extremidad inferior entre jugadores de fútbol con historia de rotura de ligamento cruzado anterior y jugadores sanos:

Estudio de casos y controles.

Reliability of a smartphone app for detecting differences in static stability of the lower limb between soccer players with a history of anterior cruciate ligament tear and healthy players:

A case-control study.

Autor: Antonio Malanda Callejo

Director: Oscar Vila Diéguez

Fecha de entrega: 09/07/2017

ÍNDICE

- RESUMEN 3
- ABSTRACT 4
- INTRODUCCIÓN 5
- MÉTODOS 8
  1. Participantes 8
  2. Procedimiento 12
  3. Procesamiento de datos 16
  4. Análisis estadístico 19
- RESULTADOS 21
- DISCUSIÓN 26
- BIBLIOGRAFÍA 30
- ANEXOS 37

RESUMEN

Objetivos:

Analizar la fiabilidad de una aplicación de smartphone en comparación con un acelerómetro para cuantificar la estabilidad estática en futbolistas sanos y lesionados de ligamento cruzado anterior.

Métodos:

7 futbolistas sanos en el grupo control y 7 futbolistas con historia de rotura del ligamento cruzado anterior en el grupo casos fueron evaluados de la estabilidad estática mediante la posición single stance leg tanto con ojos abiertos como cerrados durante 60 segundos en el terreno de juego, determinando su estabilidad con un acelerómetro y un smartphone simultáneamente para comparar los datos emitidos por ambas herramientas.

Resultados:

Se muestra una correlación entre acelerómetro y la aplicación de smartphone mediante el índice de Pearson de r=0,981. La aplicación muestra unos datos estadísticamente significativos similares a los del acelerómetro si comparamos pierna sana con la afecta en el grupo de casos y la estabilidad global del grupo casos con el control.

Discusión:

La aplicación muestra una utilidad práctica para el uso en la clínica de la readaptación de lesiones que afectan a la estabilidad de la extremidad inferior. Sin embargo, muestra una limitación en el uso científico ya que la diferencia en las unidades de medición de las distintas herramientas puede derivar en conclusiones estadísticas diferentes.

ABSTRACT

Purpose:

To analyze the reliability of a smartphone application compared to an accelerometer to quantify static stability in healthy and injured players with a history of anterior cruciate ligament tear.

Methods:

7 healthy soccer players in the control group and 7 injured players in the case group were assessed for static stability using a single leg stance posture with both open and closed eyes for 60 seconds in the field, determining their stability with an accelerometer and a smartphone simultaneously, for a subsequent comparison of the data collected by both tools.

Results:

A correlation between accelerometer and smartphone app was found with a Pearson index of r=0.981. The application found data as statistically significant in a similar way to the accelerometer when the healthy and affected leg of the case group were compared, and also when the total stability of the case group and the control group was compared.

Discussion:

This study shows a practical utility of the application for its use in rehabilitation of injuries affecting lower limb stability. However, its application may be limited in the scientific field because the difference in units among tools may lead to different statistical conclusions.

INTRODUCCIÓN

La lesión de ligamento cruzado anterior (LCA) tiene una tasa de incidencia en fútbol de 0,06-3,7 por cada 1000 horas de práctica (1,2). Asimismo, según una revisión sistemática por Waldén et al. (3) se conoce que el LCA supone el 5% de las lesiones en equipos (sin tener en cuenta el nivel competitivo). Por otro lado, se estimó que dicha lesión tiene una prevalencia anual del 0,6-8,5 en hombres. Las lesiones de rodilla en el futbol suponen un 58% de las lesiones graves, y de ellas la rotura del LCA es la de mayor morbilidad y tiempo de rehabilitación, desde 6 a 9 meses en fútbol (4).

La morbilidad depende en gran medida de la procedencia de la plastia utilizada para reconstruir el LCA, siendo estudiadas con más detalle la pata de ganso y el tendón rotuliano (hueso-tendón-hueso o HTH), ya que son los procedimientos más recurridos por los cirujanos. Cuando la zona donante es la pata de ganso (recto interno y semitendinoso) se suele asociar a una menor morbilidad (5). Sin embargo, la mayoría de estudios coinciden en que se produce pérdida de fuerza en la flexión, sobre todo en rangos de flexión mayores a 70º-90º (6-9). Por otro lado, varios estudios encontraron regeneración completa de los tejidos donantes (7,10,11). Por ello, parece acertado pensar que existe una regeneración morfológica pero no una funcionalidad normal (12). Por otro lado, cuando la zona donante es el tendón rotuliano existe una mayor incidencia de dolor anterior de rodilla y artrosis, provocado por la afección de la articulación femoropatelar, debido a la modificación de las zonas de contacto de la rótula con la tróclea femoral (5). Además, ciertos autores reportan pérdida de extensión y fuerza en el cuádriceps (6,8), lo cual según Kartus et al. (13) está estrechamente relacionado con la presencia de dolor de rodilla, encontrándose dolor con mayor frecuencia en pacientes con pérdida de extensión y/o fuerza, y con mayor intensidad

cuanto mayor es la pérdida. Por lo visto anteriormente, se llega a la conclusión de que una lesión en el LCA generará una morbilidad en la extremidad afecta, lo cual repercutirá en la vuelta a la práctica deportiva o "return to play" (RTP). En un meta-análisis compuesto de 5770 pacientes de LCA (población general y atletas no profesionales) un 82% consiguieron volver a la práctica deportiva, de ellos un 63% volvió al nivel pre-lesión y un 44% alcanzó un nivel competitivo (14). El mismo autor en otro estudio llegó a la conclusión de que el 55% de los atletas volvían al nivel competitivo, y de ellos el 65% alcanzaban el nivel pre-lesión o superior (15).

Sin embargo, un aspecto en el cual coinciden los estudios independientemente de las técnicas de abordaje quirúrgico, y que será de vital importancia en este estudio, es que, los pacientes que se someten a una reconstrucción de LCA tienen peor control postural en la pierna afecta (16-24) o incluso en la contralateral (24,25). Este hecho se debe a que los ligamentos cruzados juegan un rol importante en las aferencias propioceptivas que se generan desde la rodilla, debido a la presencia de mecanorreceptores en sus fibras (26-28). Del mismo modo, se ha comprobado que los lesionados de LCA ven disminuida su estabilidad en pruebas de equilibrio como situarse sobre una pierna o cerrar los ojos (18,21,25). También se ha destacado el papel que el LCA juega en la propiocepción con estudios en los cuales se estimuló el LCA, ya fuera eléctricamente (29,30), mecánicamente a través de la tibia (31) o directamente (32) y se generó posteriormente una contracción refleja de la musculatura isquiotibial, sinergista en la función mecánica del LCA (33-35). Conociendo este déficit en los lesionados de LCA, es importante ser conscientes del riesgo de recidiva en la vuelta a la práctica deportiva, ya que la gran mayoría de los estudios alertan de un gran riesgo de recaída tanto homolateral como contralateral, si ya existe una lesión previa de LCA (36-39). En cuanto a la edad, es importante tener en cuenta que según un estudio

prospectivo a 5 años los deportistas lesionados de LCA menores de 18 años tienen un 17% de probabilidad de recidiva y los de 18-25 años un 7% (38). Un dato similar se obtuvo en otro estudio que determinó un 23% de probabilidad de recidiva de LCA en menores de 25 años (39).

Por consecuencia, actualmente es recomendable que en la rehabilitación de LCA se trabaje tanto la estabilidad estática (fases iniciales) como dinámica (fases finales), ya que esto mejorará las aferencias propioceptivas alteradas en la rodilla, las cuales estimularán zonas a nivel cortical del cerebro que se encontraban degeneradas por consecuencia de la lesión (40,41). Además, el entrenamiento de estabilidad generará mejoras a nivel de fuerza en la extremidad inferior, tanto en isquiotibiales como cuádriceps (42). Por otro lado, como demostraron Alentorn-Geli et al. (43) el trabajo neuromuscular de propiocepción provoca una disminución de factores de riesgo de lesiones de LCA sin contacto en futbolistas mujeres y hombres. Esto es importante teniendo en cuenta que en el fútbol los mecanismos lesionales de rotura de LCA más frecuentes son sin contacto externo, siendo el más frecuente el pressing (presionar para robar el balón), el segundo la recepción de saltos y el tercero el equilibrio tras golpeo de balón (44).

En la actualidad existen diversas herramientas para la medición de la estabilidad estática, como son los acelerómetros, la posturográfia dinámica o las plataformas de fuerza (Gold Standard), aunque, estos no son accesibles ni eficientes en la rehabilitación diaria de un lesionado, debido a su complejidad de interpretación y coste. Por ello, se están comenzando a introducir nuevas herramientas para medir la estabilidad en pacientes a través de los Smartphones, las cuales están demostrando una gran sensibilidad y precisión en la detección de movimientos de aceleración (45-48).

El objetivo principal de este estudio es determinar la correlación que existe entre los datos de estabilidad estática obtenidos con la aplicación myAnkle (disponible gratuitamente en Android) y los obtenidos por un sofisticado acelerómetro. Además, en este estudio también se analiza si la sencilla aplicación de Android es capaz de detectar diferencias en la estabilidad estática del mismo modo que un acelerómetro entre jugadores de fútbol que han sufrido una rotura de ligamento cruzado anterior y jugadores sanos, así como entre la pierna sana y la afecta de los jugadores lesionados. La hipótesis general que se plantea en este estudio es que la aplicación de Android será capaz de emitir valores midiendo la estabilidad estática similares a los de un acelerómetro y, por otro lado, podrá discriminar entre distintos niveles de estabilidad de la misma manera que un acelerómetro. En cuanto a la hipótesis operativa, se propone que la aplicación será capaz de emitir valores que tengan correlación con los obtenidos con un acelerómetro (GENEActiv Original) y que diferirán del mismo modo en ambas herramientas entre 7 jugadores de fútbol con historia de rotura de LCA y 7 jugadores sanos de la comunidad de Cantabria y Asturias.

MÉTODOS

Participantes

Los participantes del estudio fueron seleccionados de diferentes equipos de fútbol amateur y semi-profesionales de Cantabria y Asturias. Éstos, fueron escogidos en primera instancia mediante un cuestionario que fue enviado a la Federación y a diferentes Clubs de Fútbol de las regiones. Después de evaluar los datos recolectados con el cuestionario, se pasó a contactar con los deportistas que a priori cumplían los requisitos para participar en el estudio vía email/telefónica para confirmar dicha elegibilidad. Después de contrastar toda la información directamente con el participante

para evitar incumplimientos en los criterios, de explicarle de manera sencilla cual sería la metodología y de firmar un consentimiento de participación en el estudio (Anexo1), los participantes fueron asignados a dos grupos diferentes, un grupo control de futbolistas sanos y un grupo de casos de futbolistas lesionados de LCA. La elección de un estudio observacional de casos y controles se realizó con el fin de conseguir participantes que a priori tienen distintos niveles de estabilidad y para realizar una comparativa de las herramientas utilizando una población similar a la que podría estar dirigida su aplicación práctica. Las características de los grupos se decidieron en base a numerosos estudios en los que los jugadores lesionados de LCA mostraban menos estabilidad estática que los no lesionados (16-24). Para ello, se seleccionaron futbolistas en ambos grupos que tenían cualidades muy similares entre ellos, a excepción de que los del grupo de casos tenían además una particularidad adicional, una lesión de LCA. Esto se realizó con el objetivo de estandarizar al máximo el grupo muestral y así aislar la variable de lesión del LCA en el grupo de casos. Para ello se aplicaron varios criterios de inclusión y exclusión:

Criterios de inclusión para ambos grupos:

- Sexo masculino y tener entre 18 y 35 años.
- Haber competido al fútbol durante los 5 últimos años como mínimo.
- Competir actualmente a nivel:
    1. Juvenil: División de Honor.
    2. Senior: 2ª división B, Tercera División, Liga Regional Preferente.
- Realizar entrenamiento con el equipo 3 días a la semana como mínimo.

Los criterios anteriores tienen el objetivo de seleccionar una muestra de un nivel competitivo similar, determinado principalmente por la categoría en la que milita el jugador y los años que lleva el sujeto practicando fútbol, teniendo en cuenta la carga de entrenamiento, que puede ser muy determinante en el desarrollo de la estabilidad estática que tenga el deportista. Por otro lado, es muy importante diferenciar entre sexos, ya que las mujeres tienen por lo general mayor laxitud capsulo-ligamentosa por lo que el movimiento detectado por el acelerómetro no sería equiparable al del sexo masculino.

Criterios de exclusión para ambos grupos:

- Padecer problemas de estabilidad (mareos, pérdidas de equilibrio, problemas vestibulares).
- Haber sufrido en cualquier pierna ninguna lesión de tobillo, rodilla o cadera en los últimos 2 meses. (Ejemplo: esguinces, lesiones musculares, contusiones…)

El objetivo de estos criterios es evitar posibles defectos en la estabilidad de ambos grupos secundarios a lesiones, evitando así sesgos en la recolección de datos.

Criterios de inclusión grupo de casos:

- Haber padecido rotura completa de ligamento cruzado anterior operada mediante artroscopia.

Criterios de exclusión grupo de casos:

- Haber trascurrido más de 3 años desde la vuelta a la práctica deportiva.
- Haber padecido lesiones graves asociadas a la lesión de LCA (meniscectomías completas, ligamento colateral).

La selección de estos criterios es debido a que el déficit de propiocepción en lesionados de LCA será mayor cuanto menos tiempo haya pasado desde la lesión, ya que el organismo ha tenido menos tiempo de adaptación a los requerimientos del fútbol. Además, es imprescindible tener en cuenta otras lesiones capsulo-ligamentosas en la rodilla puedan afectar a la estabilidad del individuo.

El grupo muestral consistía en 14 deportistas divididos en 2 grupos de 7 cada uno. Los datos para el tamaño muestral fueron obtenidos a partir del programa GPower 3.1 tomando como referencia resultados de estudios previos con características similares y haciendo una aproximación en la que podría haber una correlación de 0.75 entre herramientas de medición. En el grupo de casos, 5 de los 7 futbolistas fueron operados con plastia proveniente del tendón de la corva, 1 plastia HTH y 1 tendón de Aquiles cadavérico. De los 7 casos 6 jugaban en Tercera división y 1 jugaba en Regional Preferente. En el grupo Control contábamos con 4 futbolistas de Regional Preferente, 2 de Tercera división y 1 de División de Honor Juvenil. En la tabla 1 se muestran las características generales de la muestra.

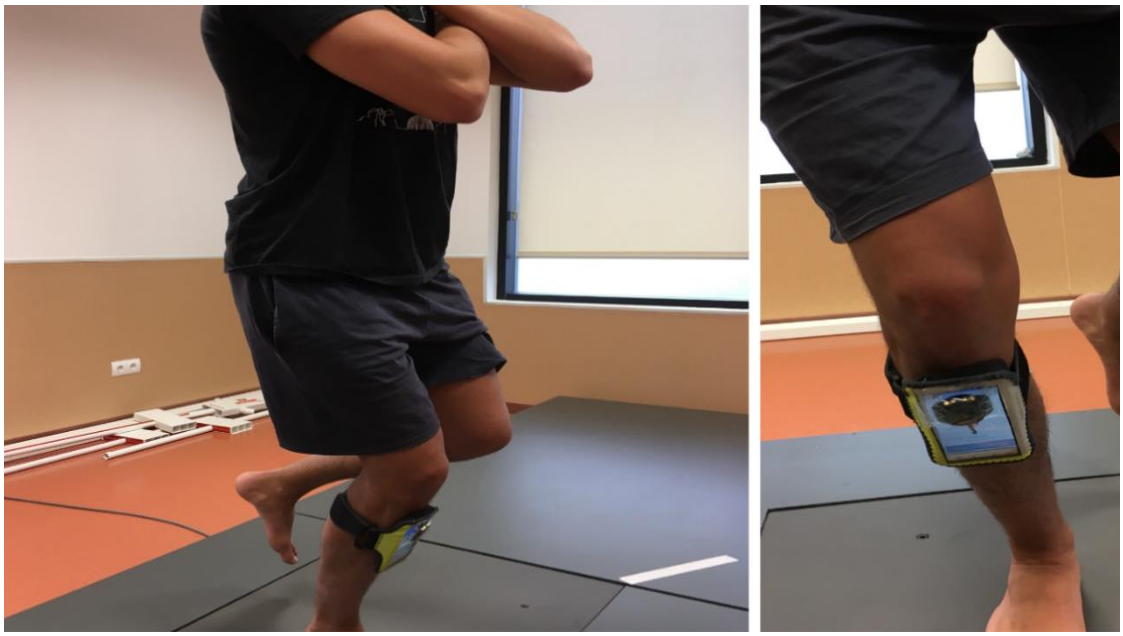
Tabla 1. Características generales de los participantes.

	Casos	**Control**
Edad Media (años)	24,2	21,4
Masa Media (Kg)	74	70,14
Altura Media (cm)	178,7	173,8
Duración media rehabilitación (meses)	7,5	
Tiempo medio transcurrido desde rotura (meses)	26,8 (2,2 años)	

Procedimiento

Antes de realizar la toma de datos, en este estudio se realizó una comparación inicial de la aplicación y del acelerómetro respecto a la plataforma de fuerza, que es la herramienta "Gold standard "para medir la estabilidad. Este paso previo se realizó como un análisis preliminar de la fiabilidad de las herramientas para asegurar que se podrían utilizar posteriormente en la toma de datos real con los futbolistas. Pese a que ya había estudios que validaban el acelerómetro respecto a la plataforma de fuerza para medir la estabilidad de la extremidad inferior (51,52), esta comparación se llevó a cabo debido a que había varias diferencias en la ejecución de la recogida de datos. En este estudio se iba a colocar el acelerómetro en la tuberosidad tibial anterior (TTA), mientras que en la literatura se colocaba a nivel del tronco (Figura 1). Además, en las evaluaciones se iba valorar la estabilidad del tren inferior mediante la postura "single stance leg" mientras que en los otros artículos se hacía en bipedestación. En la comparación entre plataforma de fuerza, acelerómetro y myAnkle se evaluaron 2 individuos sanos, los cuales realizaron la prueba de un modo similar a como se redacta más adelante en el apartado de toma de datos, a excepción de que se realizó descalzo sobre la plataforma de fuerza y de que cada paciente realizo la prueba 2 veces, teniendo un total de 8 evaluaciones por paciente para realizar la comparación entre las 3 herramientas de medición de estabilidad, ya que se evaluaba la estabilidad de ambas piernas con ojos abiertos y cerrados.

Figura 1. Comparación de plataforma de fuerza, acelerómetro y myAnkle.



El procedimiento de toma de datos con los futbolistas se realizó entre el 27 de marzo de 2017 y el 27 de abril de 2017. El proceso consistía en determinar objetivamente la estabilidad estática del deportista a través del movimiento de aceleración de la tibia mediante el uso de uso de una aplicación de Android para Smartphone y un acelerómetro. En este estudio se utilizó un Samsung Galaxy Core 2 para la obtención de los datos y el acelerómetro GENEActiv Original. Primero se rellenaba una plantilla (Anexo 2) con los datos del paciente. Después, se realizaba la prueba de forma bilateral en ambos grupos, ya que como mostraba la literatura, la estabilidad quedaba afectada tras la lesión de LCA tanto en la pierna afecta (16-24) como en la sana (24,25). Al poner en funcionamiento la aplicación y antes de empezar el test, se seleccionaba dentro de la misma la pierna a evaluar y la opción de ojos abiertos o cerrados. Posteriormente, en el caso de este estudio se eligió dentro de la aplicación la posición “One foot” (floor) de dificultad media, que se correspondía con la

posición de “single leg stance”, aunque introduciendo la modificación de 30º aproximadamente de flexión de rodilla en vez de extensión.

El procedimiento de recogida de datos consistía en 3 intentos para cada evaluación, es decir, 3 intentos para postura ojos abiertos y 3 para ojos cerrados, por lo que ambos grupos podrían realizar hasta un máximo de 12 intentos totales, teniendo en cuenta que se evaluaban ambas piernas en los dos grupos. Cuando el deportista fallaba un intento se procedía a interrumpir el test y se aplicaba un descanso de 1 minuto. Tras este descanso se retomaba el segundo test hasta un máximo de tres, como se ha explicado antes. Este procedimiento es el llevado a cabo habitualmente en estudios de este tipo (19). Si el paciente no completaba una de las evaluaciones fallando sus 3 intentos se descartaba dicho paciente para el estudio.

Un intento era determinado fallido y se procedería a repetir el test si se cumplía una o varias de estas circunstancias:

- El deportista cae al suelo antes de la finalización del tiempo de evaluación.
- El deportista apoya la extremidad no evaluada en el suelo para equilibrarse.
- Cuando el deportista utiliza los brazos para equilibrarse.
- En el caso de ojos cerrados, cuando el deportista abre los ojos.

Para la recogida de datos los futbolistas se situaban con su calzado habitual de entrenamiento/competición sobre la superficie usual de entrenamiento (hierba artificial o natural) con un brazalete de running colocado de tal forma que la parte superior del Smartphone quedara situado justo en la zona inferior de la tuberosidad tibial anterior, con el objetivo de que el móvil permaneciera lo más cerca posible de la rodilla para detectar mejor su movimiento. Del mismo modo, el acelerómetro se situaba firmemente pegado con cinta adhesiva a la superficie del brazalete justo debajo de la TTA. Antes de

iniciar el test, el paciente realizaba un calentamiento de 30 segundos con cada pierna para familiarizarse con el test, pasando más de 60 segundos entre la finalización del calentamiento y el comienzo de la evaluación. Para comenzar el test, primero se colocaba el brazalete y después se situaba el móvil y el acelerómetro pegado (Figura 2). Cuando todo estaba colocado se ponía en funcionamiento el acelerómetro primero y la aplicación después, con una cuenta atrás en la aplicación de 15 segundos para dar tiempo al paciente a realizar un salto que coincidiera con el inicio de myAnkle y adoptar la posición de evaluación justo antes del inicio. Este salto nos permitía tener una referencia para emparejar los datos recogidos con myAnkle con los detectados por el acelerómetro. El tiempo de realización del test era siempre de 60 segundos, tanto para ojos cerrados y abiertos como para ambos grupos (49).

La posición que el paciente debía mantener durante toda la evaluación era la siguiente:

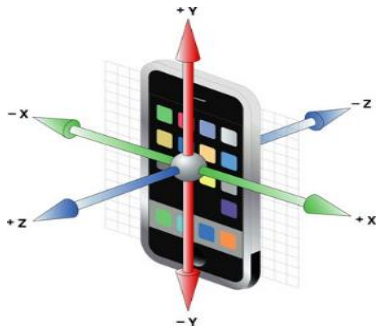
- La pierna a evaluar se encontraba con una flexión de rodilla de 30º aproximadamente, ya que es la angulación en la cual el LCA se encuentra en máxima tensión, además, así se evitaba un bloqueo de los cóndilos femorales sobre la meseta tibial (50). Esta posición se verificaba antes del comienzo del test con un goniómetro.
- La pierna no evaluada se situaba con aproximadamente 45º de flexión de rodilla, para evitar su contacto con el suelo.
- Los brazos se mantenían cruzados delante del pecho.
- Durante la evaluación de ojos abiertos el paciente mantenía la mirada en un punto fijo.

Figura 2. Toma de datos de un futbolista.

Procesamiento de datos

Los datos del acelerómetro del móvil eran obtenidos mediante la aplicación para Android myAnkle (45). Esta aplicación utiliza el acelerómetro incorporado en todo Smartphone (48) para medir el equilibrio. En el caso de este estudio el teléfono utilizado tenía un acelerómetro de la marca BOSCH del tipo BMA254 el cual media a una frecuencia de 14 hertzios. Un acelerómetro es un dispositivo que mide la aceleración en tres planos de movimiento (X, Y, Z) (Figura 3). En este plano tridimensional se pueden representar todos los movimientos realizados por nuestro cuerpo en el espacio, ya sean en el plano frontal, sagital o transversal.

Figura 3. Representación de los tres ejes del acelerómetro en un smartphone.



MyAnkle mide la aceleración promedio obtenida en cada uno de los tres planos en cada centésima de segundo y después realiza la media de aceleración a lo largo de 60 segundos, que determina el número BN.

Aceleración promedio en un momento determinado:

$$\frac{\sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}}{tiempo}$$

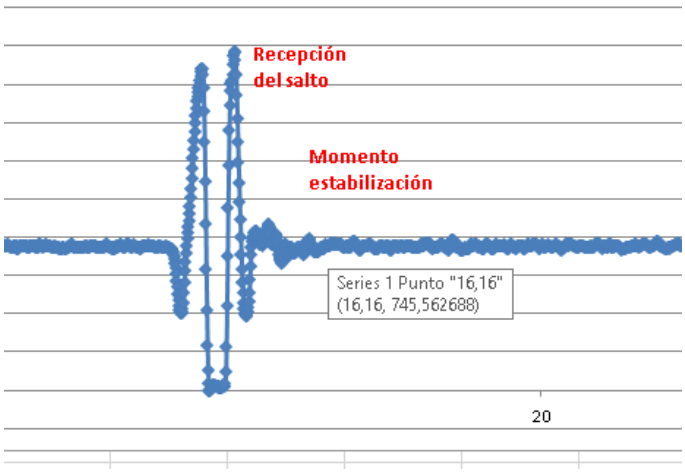
Aceleración media (sumatorio de aceleraciones entre en tiempo total de evaluación en centésimas de segundo):

$$\frac{(a1 + a2 + a3 + a \ldots)}{6000}$$

La aceleración promedio, para ser simplificada se simbolizaba con un número BN o balance number, el cual era adimensional y representaba la aceleración promedio total de un sujeto para una prueba de equilibrio concreta. Por lo que el resultado de una menor aceleración promedio total es un número BN más bajo, y cuanto menor sea el número BN mejor equilibrio estático se tiene para la posición evaluada, que en este caso es “single leg stance” con ojos abiertos y ojos cerrados.

Para la comparación inicial, el procesamiento de datos de la plataforma de fuerza consistía en identificar en el eje Z mediante un gráfico el momento exacto en el cual el paciente recepcionaba el salto y a partir de ese momento identificar el segundo en el cual se estabilizaba tras la caída (Figura 4). A partir de ese momento, se recogían los datos de los siguientes 60 segundos. Después de seleccionar los intervalos en los cuales se realizaba la evaluación, se calculaba el desplazamiento total del centro de gravedad durante esos 60 segundos mediante el teorema de Pitágoras, siendo dicho valor el que se comparaba con el Balance number obtenido por myAnkle y el acelerómetro. En el procesamiento de datos de la plataforma de fuerza se despreciaba el eje Z (transversal a la plataforma) para obtener el desplazamiento del centro de gravedad, ya que este valor sería siempre constante, por lo que los datos de la plataforma de fuerza son en 2D.

Figura 4. Representación del eje Z de la plataforma de fuerza en una gráfica para identificar el momento de estabilización.



Fórmula realizada para calcular el desplazamiento del centro de gravedad en cada centésima de segundo en la plataforma de fuerza:

$$\sqrt{(X2 - X1)^2 + (Y2 - Y1)^2}$$

El procesamiento de datos del acelerómetro era similar al de myAnkle, pero con la diferencia de que myAnkle realiza automáticamente el procesamiento de datos, mientras que en el acelerómetro había que realizar dichas operaciones. El acelerómetro utilizado fue el sofisticado acelerómetro GENEActiv Original, el cual tenía la capacidad de recolectar datos por encima de 100 Hz. En primer lugar, los datos fueron filtrados mediante un Butter Worth lowpass filter a 10 Hz para atenuar el ruido de los datos recogidos por el acelerómetro. En segundo lugar, se determinaron los 60 segundos de evaluación recogidos por el acelerómetro y se emparejaron con la plataforma de fuerza para su comparación. Esto se realizó sumando al momento del salto recogido por el acelerómetro en su eje Y el tiempo de estabilización determinado por la plataforma de fuerza. De este modo, se equiparaban los datos de acelerómetro y plataforma de fuerza a partir del salto, y a su vez estos dos aproximadamente coincidían con los de myAnkle debido a que la recepción del salto coincidía unos segundos antes de que terminara la cuenta atrás de inicio de la aplicación. En el caso de la toma de datos, en la cual no se utilizaba plataforma de fuerza se equiparaban los datos del acelerómetro a los de la aplicación de móvil determinando el momento en el cual se estabilizaba el eje Y del acelerómetro tras la recepción del salto.

Análisis estadístico

Para el análisis estadístico se utilizó el programa estadístico SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) tanto para la comparación inicial entre plataforma de

fuerza, acelerómetro y smartphone como para la toma de datos. En el caso de la comparación inicial se realizó un análisis de correlación entre herramientas de medición para ver si había relación entre las 3 variables cuantitativas, en este caso la plataforma de fuerza, el acelerómetro y myAnkle. En el apartado de la toma de datos se realizó del mismo modo un análisis de correlación entre herramientas de medición, pero en este caso entre acelerómetro y myAnkle únicamente. El hecho de colocar el acelerómetro adherido al móvil fue para analizar la fiabilidad de la aplicación con una forma alternativa para medir la aceleración de la rodilla durante una prueba de equilibrio tanto en jugadores sanos como en lesionados de LCA. Por lo que en dicho análisis se incluían dos variables dependientes, que se correspondían con el acelerómetro y myAnkle y una variable independiente que era el grupo de pacientes, control y casos.

Dentro del análisis de la toma de datos se incluyeron tres análisis secundarios que buscaban determinar si la aplicación de myAnkle era capaz de determinar diferencias significativas en la estabilidad comparando entre las extremidades de los sujetos del grupo casos o entre ambos grupos del mismo modo que el acelerómetro. El primero de los análisis secundarios fue un análisis de la varianza o ANOVA, en el cual se determinó como variable independiente la pierna dentro del grupo de casos, dividiéndose en piernas sanas y piernas afectadas por rotura de LCA y las herramientas de medición como variables dependientes. Este análisis se realizó con el objetivo de determinar si la aplicación era capaz de determinar diferencias estadísticamente significativas entre ambas piernas en sujetos que sufren rotura de LCA en caso de que el acelerómetro así lo hiciera. El segundo de los análisis también fue un análisis de la varianza o ANOVA, en el que se compararon los datos de futbolistas lesionados de LCA con un grupo control, siendo la variable independiente el grupo y las variables dependientes las herramientas de medición. El objetivo era determinar si la aplicación

era competente para determinar si los futbolistas del grupo control tenían mejor estabilidad estática que los lesionados. El último análisis secundario, de igual forma que los anteriores fue un análisis de la varianza o ANOVA, pero en este caso se intentó determinar si la aplicación era capaz de establecer diferencias en la estabilidad entre ambos grupos suprimiendo un participante en cada grupo, es decir, con una n=6 en el grupo control y casos. Esto se realizó para disminuir la diferencia que existía entre ambos grupos. Se estableció como estadísticamente significativo $p \leq 0,05$.

RESULTADOS

En la comparación inicial los resultados obtenidos eran el coeficiente de correlación de Pearson (Anexo 3), que permitía obtener un índice de comparación entre variables cuantitativas. La comparación de herramientas mediante este índice daba como resultado en la plataforma de fuerza (PF) respecto al acelerómetro (ACC) y a myAnkle un r=0,869 y r=0,904 respectivamente (Tabla 2). En el acelerómetro respecto myAnkle un r=0,833.

Tabla 2. Coeficiente de correlación entre plataforma de fuerza, acelerómetro y myAnkle durante la comparación inicial.

		ACC	**myAnkle**
PF	Índice Pearson (r)	.869**	.904**
	Valor p	.000	.000
	N	16	16
ACC	Índice Pearson (r)		.883**
	Valor p		.000
	N		16

**Resultado estadísticamente significativo (p<0,01)

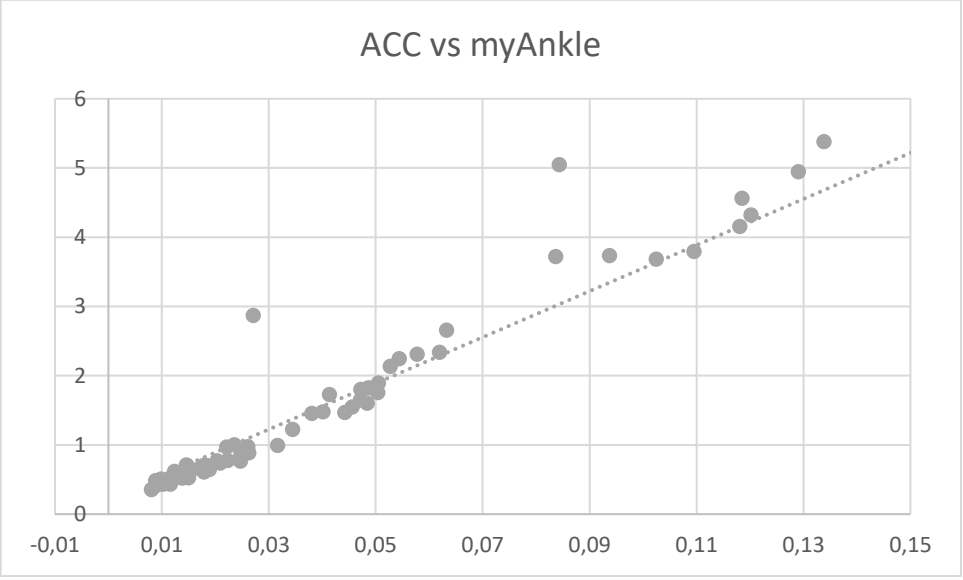
En el caso de la toma de datos el coeficiente de Pearson fue de r=0,981 de correlación entre acelerómetro y myAnkle (Tabla 3, Figura 5).

Tabla 3. Coeficiente correlación entre acelerómetro y myAnkle durante la toma de datos con futbolistas.

		myAnkle
	Índice Pearson (r)	.981**
ACC	Valor p	.000
	N	56

**Resultado estadísticamente significativo (p<0,01)

Figura 5. Gráfica mostrando la correlación positiva entre el acelerómetro y myAnkle.



Por otro lado, como los valores obtenidos por las tres herramientas eran inversamente proporcionales al grado de estabilidad, es decir, a menor estabilidad mayor valor de los resultados, se sumaron todos los resultados obtenidos por un mismo participante y se ordenaron de mayor a menor para ver si el orden establecido coincidía entre la plataforma de fuerza, acelerómetro y myAnkle (Tabla 4).

En el caso de la comparación inicial se estableció como Total 1.1 a la suma de los resultados de ojos abiertos derecha e izquierda y ojos cerrados derecha e izquierda del primer paciente en su primer intento y Total 1.2 a la misma suma, pero en su segundo intento. De igual manera se estableció con el segundo sujeto, Total 2.1 primer intento y Total 2.2 segundo intento. En los resultados de la tabla se observa una coincidencia idéntica en la disposición de mayor a menor de los valores entre plataforma de fuerza y acelerómetro, mientras que en el caso de myAnkle se diferencia en la primera evaluación del primer paciente (Total 1.1), ya que se coloca en último lugar mientras que en plataforma de fuerza y acelerómetro se coloca en segundo lugar.

Tabla 4. Resultados de la suma de las 4 evaluaciones de cada paciente en la comparación inicial ordenados de mayor a menor.

PF		**ACC**		**myAnkle**	
Total 1.2	42918.02459	Total 1.2	0.116325115	Total 1.2	4.66628356
Total 1.1	38296.92099	Total 1.1	0.108441067	Total 2.2	4.28017444
Total 2.2	34168.01849	Total 2.2	0.107653398	Total 2.1	3.9094452
Total 2.1	30599.18073	Total 2.1	0.092754541	Total 1.1**	3.82715775

**Resultado en desorden respecto a las otras herramientas.

En la toma de datos con futbolistas, para nombrar a cada participante se considera F1 al primer futbolista evaluado, F2 al segundo y así sucesivamente. En la

tabla 5 se observa que la suma total de las cuatro evaluaciones de 4 futbolistas (F2, F10, F11 y F12) quedan desorganizadas de mayor a menor si comparamos ambas herramientas de medición, por lo que de catorce evaluaciones quedaron ordenadas de igual forma entre acelerómetro y myAnkle diez de ellas (71,4%) (Tabla 5).

Tabla 5. Resultados de la suma de las 4 evaluaciones de cada paciente en la toma de datos ordenados de mayor a menor.

	Futbolista
ACC	F7>F6>F8>F1>F5>F12**>F14>F4>F11**>F10**>F2**>F9>F13>F3
myAnkle	F7>F6>F8>F10**>F1>F12**>F5>F14>F11**>F2**>F4>F9>F13>F3

**Resultado en desorden respecto a la otra herramienta.

En el análisis de varianza entre ambas extremidades de los sujetos con rotura de LCA (n=7) se puede determinar que los deportistas tienen un promedio peor de estabilidad estática en la extremidad afectada por la lesión de LCA, siendo dicho resultado determinado por ambas herramientas de medición. Sin embargo, según ambas herramientas de medición dicho promedio de diferencia entre extremidades no es estadísticamente significativo (Acelerómetro p= 0.496 y myAnkle p= 0.177) (Tabla 6).

Tabla 6. Resultados del análisis de varianza o ANOVA del grupo LCA o casos.

	PIERNA	Media	Desviación estándar	95% Intervalo de confianza		Valor p
				Límite inferior	Límite superior	
ACC	SANA	.021	.004	.013	.029	.496
	LCA	.025	.004	.017	.032	
myAnkle	SANA	.784	.167	.440	1.128	.177
	LCA	.1.112	.167	.768	1.456	

El análisis de varianza o ANOVA entre grupo control y casos dio como resultado que los participantes del grupo control tenían peor promedio de estabilidad que el grupo de casos, siendo este hecho determinado por ambas herramientas. Además, en ambas herramientas esta diferencia entre grupo control y casos es estadísticamente significativa (myAnkle p=0,05 y Acelerómetro p=0,026) (Tabla 7).

Tabla 7. Resultados del análisis de varianza o ANOVA entre grupo control y casos.

	GRUPO	Media	Desviación estándar	95% Intervalo de confianza		Valor p
				Límite inferior	Límite superior	
ACC	CONTROL	.048	.008	.032	.063	
	LCA	.023	.008	.007	.038	.026*
myAnkle	CONTROL	1.682	.258	1.164	2.199	
	LCA	.948	.258	.430	1.466	.05*

*Resultado estadísticamente significativo (p≤0,05)

El último análisis de varianza o ANOVA eliminando un sujeto de cada grupo dio como resultado un ligero empeoramiento en los valores de estabilidad estática en el grupo LCA respecto al análisis anterior, que fue detectada por ambas herramientas (Tabla 8). De igual modo sucedió en el grupo control, el cual también sufrió un ligero empeoramiento detectado por acelerómetro y myAnkle. Sin embargo, las diferencias entre ambos grupos pasaron a no ser estadísticamente significativas entre ambos grupos según myAnkle (p=0,089), mientras que con el acelerómetro las diferencias continuaron siéndolo (p=0,042).

Tabla 8. Resultados del análisis de varianza o ANOVA entre grupo control y casos eliminando un sujeto de cada grupo (n=12).

	GRUPO	Media	Desviación estándar	95% Intervalo de confianza		Valor p
				Límite inferior	Límite superior	
ACC	CONTROL	.050	.009	.032	.068	.042*
	LCA	.024	.009	.006	.042	
myAnkle	CONTROL	1.738	.297	1.140	2.335	.089
	LCA	1.008	.297	.411	1.606	

*Resultado estadísticamente significativo (p≤0,05)

DISCUSIÓN

En primer lugar, los datos de correlación entre herramientas muestran unos resultados bastante positivos para la aplicación que se propone en este estudio, tanto en el caso de la comparación inicial respecto a la plataforma de fuerza como respecto al acelerómetro en la toma de datos. En el caso de la comparación inicial es destacable que el índice de correlación es incluso mayor entre plataforma de fuerza y myAnkle (r=0,904) que entre la plataforma y el acelerómetro (r=0,869). En el caso de la toma de datos, el coeficiente de correlación es excepcional, ya que tiene un coeficiente de Pearson de r=0,981, que contrasta con el índice que se obtuvo en la comparación inicial, que fue considerablemente menor (r=0,833). Como el análisis de datos fue igual tanto en la comparación inicial como en la toma de datos con futbolistas, puede deberse al tamaño muestral, ya que en la validación el número de evaluaciones totales era de 16, mientras que en la toma de datos era de 56, un 3,5 más. Por otro lado, a la hora de colocar en orden la suma de los resultados de mayor a menor, se aprecian diferencias entre ambas herramientas, fundamentalmente en la toma de datos, donde el volumen de datos era considerablemente mayor comparado con la comparación inicial. El hecho de

que al colocar en orden la suma de los resultados de las herramientas y no coincidir de una manera similar puede deberse a que cada aparato genera los datos en unidades diferentes, las cuales pueden compararse al ser directamente proporcionales a un índice de estabilidad peor, pero que no tienen una equivalencia constante entre los resultados.

En segundo lugar, fijándonos en los resultados de los análisis secundarios ANOVA se pueden sacar varias conclusiones. En el primer análisis entre extremidades de los futbolistas del grupo control se obtiene que los lesionados de LCA tienen peor estabilidad en la extremidad afectada respecto a la sana, pero esta diferencia, en contraste a lo que señalan otros estudios (19), no es estadísticamente significativa según ambas herramientas (ACC p= 0.496 y myAnkle p= 0.177). En el segundo análisis se obtiene un resultado bastante contradictorio, y es que los individuos del grupo control tienen peor estabilidad que los del grupo casos. Sin embargo, este dato es recogido por ambas herramientas. Además, ambas señalan este dato como estadísticamente significativo, a diferencia de lo que recoge la literatura científica en este aspecto (18,19,23,53). En el tercer análisis, el cual era similar al segundo, pero eliminando un sujeto de cada grupo para disminuir la diferencia entre ambos, la aplicación myAnkle modifica su resultado respecto al del segundo análisis y no considera este hecho estadísticamente significativo, mientras que el acelerómetro sí.

Aunque no es el objetivo principal de este estudio, es importante una reflexión sobre por qué los resultados difieren de la mayor parte de la literatura puede ayudar a comprender mejor por qué la elección de la herramienta puede ser un factor relevante a la hora de obtener unos resultados u otros. Otros estudios de la misma índole evalúan el control postural, mediante posturografía dinámica o mediante plataforma de fuerza, es decir, se medía el desplazamiento del centro de gravedad, mientras que en este estudio lo que se valora es el movimiento de la extremidad inferior, en este caso de la tibia, por

lo que hacer una comparación de estos datos puede no ser lo más apropiado. Podría darse el caso de que en los futbolistas con rotura de LCA generen una coactivación muscular con el objetivo de proteger la rodilla provocando que la tibia se mueva menos, sin embargo, su centro de gravedad se desplazaría más para compensar los desequilibrios, generando mucho movimiento a nivel del tronco y de las extremidades superiores y menos a nivel del tren inferior. Este aspecto podría ser reforzado por el estudio de Moussa et al. (23) con plataforma de fuerza que determinó que los pacientes con rotura de LCA tenían una diferencia significativa con el grupo control solamente evaluando la estabilidad con la pierna extendida en apoyo monopodal, mientras que estando flexionada a 20º obtuvo resultados similares al grupo control o incluso mejores en los pacientes con LCA reconstruido. Por otro lado, el estudio de Fernandes et al. (18), el cual compara con posturografía dinámica el desplazamiento del centro de gravedad entre sujetos sanos y atletas lesionados de LCA y obtiene una p= 0,04 con ojos cerrados en single leg stance, se diferencia en que compara la pierna lesionada del grupo casos con la dominante del grupo control, mientras que en este estudio se compara la suma total de las evaluaciones.

Por último, para terminar de contrastar con otros artículos, este estudio se realizó con futbolistas, mientras que los demás fueron realizados con atletas o como la mayoría de ellos con personas normales, además este tipo de estudios se realizaban en superficies planas de laboratorio mientras que este estudio se realizó en el terreno de juego, siendo una superficie variable para cada deportista, pudiendo ser más estable para algunos que para otros dependiendo de las condiciones del terreno de juego. Otros factores a parte de la propia intervención que pudieron influir son: un nivel de competitividad diferente, ya que en el caso del grupo de LCA había 6 jugadores que jugaban en tercera división, por lo que su nivel de carga de entrenamiento y su

rehabilitación podrían haber sido más exhaustivas, y una media de más de 2 años desde la rotura del LCA dentro del grupo de casos, por lo que el jugador se podría haber adaptado mejor a las exigencias de estabilidad del fútbol que un futbolista que hubiera terminado recientemente su rehabilitación.

En conclusión, los datos que se obtienen en este estudio sobre la varianza de estabilidad entre jugadores lesionados de LCA y jugadores de futbol sanos muestra bastante controversia y deben ser analizados cuidadosamente. Sin embargo, el objetivo principal de este estudio era comprobar si la aplicación myAnkle podría obtener datos de estabilidad estática en jugadores de futbol coherentes con los obtenidos por otras herramientas como son el acelerómetro 3D y la plataforma de fuerza 2D. Es por ello que la aplicación ha demostrado tener una practicidad en la clínica del día a día a pesar de que se necesitan más estudios para demostrar si tiene un uso potencial en la investigación. Por tanto, según este estudio se propone la utilización de esta sencilla y gratuita herramienta para la evaluación de la estabilidad estática en pacientes con lesiones que afectan a la estabilidad, como son la lesión de LCA u otras afecciones capsulo-ligamentosas de la extremidad inferior, debido a su sencillez de interpretación y rapidez en la evaluación, pudiéndose utilizar del mismo modo para comparar asimetrías entre extremidades en deportistas o para crear una historia clínica con las mejoras durante la rehabilitación de un paciente ofreciéndole un biofeedback cuando se evalúa la estabilidad estática.

BIBLIOGRAFÍA

(1) Bjordal JM, Arny F, Hannestad B, Strand T. Epidemiology of anterior cruciate ligament injuries in soccer. Am J Sports Med 1997;25(3):341-345.

(2) Faunø P, Jakobsen BW. Mechanism of anterior cruciate ligament injuries in soccer. Int J Sports Med 2006;27(01):75-79.

(3) Waldn M, Hgglund M, Werner J, Ekstrand J. The epidemiology of anterior cruciate ligament injury in football (soccer): a review of the literature from a gender-related perspective. Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy 2011;19(1):3-10.

(4) Ferguson M, Collins R. Knee injuries in football. Continuing Medical Education 2010;28(5):202.

(5) Breitfuss H, Fröhlich R, Povacz P, Resch H, Wicker A. The tendon defect after anterior cruciate ligament reconstruction using the midthird patellar tendon—a problem for the patellofemoral joint? Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy 1996;3(4):194-198.

(6) Mohtadi NG, Chan DS, Dainty KN, Whelan DB. Patellar tendon versus hamstring tendon autograft for anterior cruciate ligament rupture in adults. The Cochrane Library 2011.

(7) Choi JY, Ha JK, Kim YW, Shim JC, Yang SJ, Kim JG. Relationships among tendon regeneration on MRI, flexor strength, and functional performance after anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring autograft. Am J Sports Med 2012;40(1):152-162.

(8) Keays S. An analysis of the short and long term deficits following anterior cruciate ligament injury including the effect of surgery, physiotherapy and the development of osteoarthritis. 2005.

(9) Nakamura N, Horibe S, Sasaki S, Kitaguchi T, Tagami M, Mitsuoka T, et al. Evaluation of active knee flexion and hamstring strength after anterior cruciate ligament reconstruction using

hamstring tendons. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery 2002;18(6):598-602.

(10) Cross MJ, Roger G, Kujawa P, Anderson IF. Regeneration of the semitendinosus and gracilis tendons following their transection for repair of the anterior cruciate ligament. Am J Sports Med 1992;20(2):221-223.

(11) Suijkerbuijk MA, Reijman M, Lodewijks SJ, Punt J, Meuffels DE. Hamstring Tendon Regeneration After Harvesting A Systematic Review. Am J Sports Med 2014:0363546514562169.

(12) Tadokoro K, Matsui N, Yagi M, Kuroda R, Kurosaka M, Yoshiya S. Evaluation of hamstring strength and tendon regrowth after harvesting for anterior cruciate ligament reconstruction. Am J Sports Med 2004;32(7):1644-1650.

(13) Kartus J, Magnusson L, Stener S, Brandsson S, Eriksson BI, Karlsson J. Complications following arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction A 2–5-year follow-up of 604 patients with special emphasis on anterior knee pain. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy 1999;7(1):2-8.

(14) Ardern CL, Webster KE, Taylor NF, Feller JA. Return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: a systematic review and meta-analysis of the state of play. Br J Sports Med 2011:bjsports76364.

(15) Ardern CL, Taylor NF, Feller JA, Webster KE. Fifty-five per cent return to competitive sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: an updated systematic review and meta-analysis including aspects of physical functioning and contextual factors. Br J Sports Med 2014:093398.

(16) Smith MD, Bell DR. Negative effects on postural control after anterior cruciate ligament reconstruction as measured by the balance error scoring system. J Sport Rehab 2013;22(3):224-228.

(17) Howells BE, Ardern CL, Webster KE. Is postural control restored following anterior cruciate ligament reconstruction? A systematic review. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy 2011;19(7):1168-1177.

(18) Fernandes TL, Felix ECR, Bessa F, Luna N, Sugimoto D, Greve JMD, et al. Evaluation of static and dynamic balance in athletes with anterior cruciate ligament injury–A controlled study. Clinics 2016;71(8):425-429.

(19) Mohammadi F, Salavati M, Akhbari B, Mazaheri M, Khorrami M, Negahban H. Static and dynamic postural control in competitive athletes after anterior cruciate ligament reconstruction and controls. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy 2012;20(8):1603-1610.

(20) Hart JM, Ko JK, Konold T, Pietrosimione B. Sagittal plane knee joint moments following anterior cruciate ligament injury and reconstruction: a systematic review. Clin Biomech 2010;25(4):277-283.

(21) Dingenen B, Janssens L, Claes S, Bellemans J, Staes FF. Postural stability deficits during the transition from double-leg stance to single-leg stance in anterior cruciate ligament reconstructed subjects. Human movement science 2015;41:46-58.

(22) Barrack RL, Skinner HB, Buckley SL. Proprioception in the anterior cruciate deficient knee. Am J Sports Med 1989;17(1):1-6.

(23) Moussa AZB, Zouita S, Dziri C, Salah FB. Single-leg assessment of postural stability and knee functional outcome two years after anterior cruciate ligament reconstruction. Annals of physical and rehabilitation medicine 2009;52(6):475-484.

(24) Negahban H, Mazaheri M, Kingma I, van Dien JH. A systematic review of postural control during single-leg stance in patients with untreated anterior cruciate ligament injury. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy 2014;22(7):1491-1504.

(25) Okuda K, Abe N, Katayama Y, Senda M, Kuroda T, Inoue H. Effect of vision on postural sway in anterior cruciate ligament injured knees. Journal of Orthopaedic Science 2005;10(3):277-283.

(26) Johansson H, Sjlander P, Sojka P. A sensory role for the cruciate ligaments. Clin Orthop 1991;268:161-178.

(27) Cho SR, Kim HM, Lee KH, Kim YS, Lee JH, Jahng YJ. The Change of the Mechanoreceptor of Anterior Cruciate Ligament in Fixed Knee and Injured Anterior Cruciate Ligament in the Rabbit. Journal of the Korean Orthopaedic Association 2004;39(5):572-578.

(28) Schultz RA, Miller DC, Kerr CS, Micheli L. Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. A histological study. J Bone Joint Surg Am 1984;66(7):1072-1076.

(29) Krogsgaard MR, Dyhre-Poulsen P, Fischer-Rasmussen T. Cruciate ligament reflexes. Journal of Electromyography and Kinesiology 2002;12(3):177-182.

(30) Tsuda E, Okamura Y, Otsuka H, Komatsu T, Tokuya S. Direct evidence of the anterior cruciate ligament-hamstring reflex arc in humans. Am J Sports Med 2001;29(1):83-87.

(31) Beard DJ, Kyberd PJ, O'Connor JJ, Fergusson CM, Dodd CA. Reflex hamstring contraction latency in anterior cruciate ligament deficiency. Journal of Orthopaedic Research 1994;12(2):219-228.

(32) Solomonow M, Baratta R, Zhou BH, Shoji H, Bose W, Beck C, et al. The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. Am J Sports Med 1987;15(3):207-213.

(33) Woo SL, Hollis JM, Adams DJ, Lyon RM, Takai S. Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex The effects of specimen age and orientation. Am J Sports Med 1991;19(3):217-225.

(34) Corrigan JP, Cashman WF, Brady MP. Proprioception in the cruciate deficient knee. Bone & Joint Journal 1992;74(2):247-250.

(35) Serpell BG, Scarvell JM, Pickering MR, Ball NB, Newman P, Perriman D, et al. Medial and lateral hamstrings and quadriceps co-activation affects knee joint kinematics and ACL elongation: a pilot study. BMC musculoskeletal disorders 2015;16(1):1.

(36) Paterno MV, Rauh MJ, Schmitt LC, Ford KR, Hewett TE. Incidence of second ACL injuries 2 years after primary ACL reconstruction and return to sport. Am J Sports Med 2014;42(7):1567-1573.

(37) Paterno MV, Rauh MJ, Schmitt LC, Ford KR, Hewett TE. Incidence of contralateral and ipsilateral anterior cruciate ligament (ACL) injury after primary ACL reconstruction and return to sport. Clinical journal of sport medicine: official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine 2012;22(2):116.

(38) Shelbourne KD, Gray T, Haro M. Incidence of subsequent injury to either knee within 5 years after anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon autograft. Am J Sports Med 2009;37(2):246-251.

(39) Wiggins AJ, Grandhi RK, Schneider DK, Stanfield D, Webster KE, Myer GD. Risk of Secondary Injury in Younger Athletes After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction A Systematic Review and Meta-analysis. Am J Sports Med 2016:0363546515621554.

(40) Kapreli E, Athanasopoulos S, Gliatis J, Papathanasiou M, Peeters R, Strimpakos N, et al. Anterior Cruciate Ligament Deficiency Causes Brain Plasticity A Functional MRI Study. Am J Sports Med 2009;37(12):2419-2426.

(41) Kapreli E, Athanasopoulos S. The anterior cruciate ligament deficiency as a model of brain plasticity. Med Hypotheses 2006;67(3):645-650.

(42) Cooper RL, Taylor NF, Feller JA. A systematic review of the effect of proprioceptive and balance exercises on people with an injured or reconstructed anterior cruciate ligament. Research in Sports Medicine 2005;13(2):163-178.

(43) Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lzaro-Haro C, et al. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 2: a review of prevention programs aimed to modify risk factors and to reduce injury rates. Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy 2009;17(8):859-879.

(44) Waldn M, Krosshaug T, Bjrneboe J, Andersen TE, Faul O, Hgglund M. Three distinct mechanisms predominate in non-contact anterior cruciate ligament injuries in male professional football players: a systematic video analysis of 39 cases. Br J Sports Med 2015:094573.

(45) Shah N, Aleong R, So I. Novel Use of a Smartphone to Measure Standing Balance. JMIR Rehabilitation and Assistive Technologies 2016;3(1):e4.

(46) Jeremy AP, Amick RZ, Thummar T, Rogers ME. Validation of measures from the smartphone sway balance application: a pilot study. International journal of sports physical therapy 2014;9(2):135.

(47) Bittel AJ, Elazzazi A, Bittel DC. Accuracy and Precision of an Accelerometer-Based Smartphone App Designed to Monitor and Record Angular Movement over Time. Telemedicine and e-Health 2016;22(4):302-309.

(48) Amick RZ, Patterson JA, Jorgensen MJ. Sensitivity of tri-axial accelerometers within mobile consumer electronic devices: a pilot study. International Journal of Applied 2013;3(2).

(49) Salavati M, Hadian MR, Mazaheri M, Negahban H, Ebrahimi I, Talebian S, et al. Test–retest reliabty of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle instability. Gait Posture 2009;29(3):460-464.

(50) Seering WP, Piziali RL, Nagel DA, Schurman DJ. The function of the primary ligaments of the knee in varus-valgus and axial rotation. J Biomech 1980;13(9):785-794.

(51) Maeyama A, Naito M, Moriyama S, Yoshimura I. Evaluation of dynamic instability of the dysplastic hip with use of triaxial accelerometry. The Journal of Bone & Joint Surgery 2008;90(1):85-92.

(52) Mayagoitia RE, Ltters JC, Veltink PH, Hermens H. Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer. Gait Posture 2002;16(1):55-59.

(53) Ahmed M, Mosalem D, Khairet S, Ismail T, Hamido F, Al-Busairi W. Evaluation of dynamic posturography in anterior cruciate ligament injury patients. Macedonian Journal of Medical Sciences 2011;4(2):167-173.

ANEXOS

1. Consentimiento informado:

Título del estudio: Fiabilidad de una aplicación de smartphone para detectar diferencias en la estabilidad estática de la extremidad inferior entre jugadores de fútbol con historia de rotura de ligamento cruzado anterior y jugadores sanos: Estudio de casos y controles.

Participación en el estudio

Su participación en este estudio es totalmente voluntaria y si durante el transcurso del estudio usted decide retirarse, puede hacerlo libremente en el momento en que lo considere oportuno, sin ninguna necesidad de dar explicaciones y sin que por este hecho deba verse alterada su relación con el/la investigador/a principal, los/las investigadores/as colaboradores/as, los/las monitores/as o el patrocinador del estudio.

Confidencialidad de los datos

Los resultados de las diversas pruebas realizadas, así como toda la documentación referente a su persona son anónimas. Todas las medidas de seguridad necesarias para que los/las participantes en el estudio no sean identificados y las medidas de confidencialidad en todos los casos serán completas, de acuerdo con la Ley Orgánica sobre protección de datos de carácter personal (Ley 15/1999 de 13 de diciembre).

Publicación de los resultados

El promotor del estudio reconoce la importancia y transcendencia del estudio y, por tanto, está dispuesto a publicar los resultados en una revista, publicación o reunión científica a determinar en el momento oportuno y de común acuerdo con los investigadores. Si usted lo desea, el investigador responsable del estudio, podrá informarle de los resultados, así como de cualquier otro dato relevante que se conozca durante el estudio.

Investigador/a responsable del estudio

El Sr. Antonio Malanda Callejo, en calidad de investigador/a responsable del estudio es la persona que le ha informado sobre los diferentes aspectos del estudio. Si usted desea formular cualquier pregunta sobre lo que se le ha expuesto o si desea alguna aclaración de cualquier duda, puede manifestárselo en cualquier momento.

Si usted decide participar en este estudio, debe hacerlo otorgando su consentimiento con total libertad. Los promotores del estudio y el/la investigador/a principal le agradecen su inestimable colaboración.

Yo,.....con D.N.I. nº....., me declaro mayor de 18 años, (y autorizo a ……. en calidad de tutor legal) y declaro que he sido informado/a de manera amplia y satisfactoria, de manera oral y he leído y entendido la información previa y estoy de acuerdo con las explicaciones del procedimiento.

He tenido la oportunidad de hacer todas las preguntas que he deseado sobre el estudio a Antonio Malanda Callejo. Comprendo que mi participación es en todo momento voluntaria y puedo retirarme en el momento en que así lo quiera, sin tener que dar ninguna explicación, y sin que este hecho tenga que repercutir en mi relación con los/las investigadores/as ni promotores del estudio. Así pues, presto libremente mi conformidad para participar en este estudio.

Nombre y apellidos del/de la participante:

Firma participante: Firma investigador: Fecha:

2. Plantilla de recogida de datos:

Futbolista nº:

Fecha y hora ref:

Nº de acc:

***CONSENTIMIENTO INFORMADO ***

-Edad:

-Masa:

-Altura:

-Pie dominante:

-Categoría:

-Posición:

(Solo grupo casos)

-Tipo de operación y ubicación:

-Duración rehabilitación:

-Tiempo desde rotura/operación:

EXPLICACIÓN TEST

Incidencias (nulos y saltos)

OAD	OCD	OAI	OCI

3. Coeficiente de correlación de Pearson:

Valor del Coeficiente de Pearson	Grado de Correlación entre las Variables
$r = 0$	Ninguna correlación
$r = 1$	Correlación positiva perfecta
$0 < r < 1$	Correlación positiva
$r = -1$	Correlación negativa perfecta
$-1 < r < 0$	Correlación negativa