

**ASOCIACIÓN ENTRE FACTORES DE RIESGO BIOMECÁNICOS Y
NEUROMUSCULARES RELACIONADOS CON LA LESIÓN DE LIGAMENTO
CRUZADO ANTERIOR DURANTE CAMBIOS DE DIRECCIÓN EN JUGADORAS DE
FÚTBOL FEMENINO AFICIONADO DE UN CLUB DE SANTIAGO DE CALI**

JUAN PAULO LÓPEZ CAICEDO

**UNIVERSIDAD DEL VALLE
MAESTRÍA EN CIENCIAS BIOMÉDICAS
SANTIAGO DE CALI**

2025

**ASOCIACIÓN ENTRE FACTORES DE RIESGO BIOMECÁNICOS Y
NEUROMUSCULARES RELACIONADOS CON LA LESIÓN DE LIGAMENTO
CRUZADO ANTERIOR DURANTE CAMBIOS DE DIRECCIÓN EN JUGADORAS DE
FÚTBOL FEMENINO AFICIONADO DE UN CLUB DE SANTIAGO DE CALI**

JUAN PAULO LÓPEZ CAICEDO

Informe final como requisito para optar por el título de:

Magister en Ciencias Biomédicas

Director:

Wilfredo Agredo Rodríguez MSc.

Comité asesor:

Leonardo Fierro Pérez PhD.

Kristy Alejandra Godoy Jaimes MSc.

UNIVERSIDAD DEL VALLE

MAESTRÍA EN CIENCIAS BIOMÉDICAS

SANTIAGO DE CALI

2025

Nota de aceptación:

Firma del presidente del jurado

Firma del jurado

Firma del jurado

DEDICATORIA

Esta investigación se la dedico primeramente a Dios, por su infinito amor y misericordia, por haberme permitido llegar hasta este punto y dado la salud para lograr este objetivo. Se lo dedico a mi familia que me permitió culminar una meta más, por su apoyo, amor, comprensión, consejos, valores y por la motivación constante que me llevo a luchar hacia el cumplimiento de los objetivos trazados. También dedico este logro a las personas que ya no están, porque de alguna manera cada día nos animan a seguir adelante. A las personas que integran del grupo de investigación “Ciencia y Tecnología Aplicada al Deporte” (DEPORTECH), por su gran apoyo y orientación para la culminación de este estudio.

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecerle a Dios por llevarme de su mano durante el proceso de la investigación, por poner a disposición todas las circunstancias para la culminación de este estudio, también agradecerle a mi familia por su apoyo, motivación y compañía en los momentos más difíciles de este proceso. A mi compañero Sebastián Romero Monedero, por su paciencia, dedicación y comprensión en los momentos más complejos de la investigación, a Wilfredo Agredo Rodríguez, Leonardo Fierro Pérez y Kristy Alejandra Godoy Jaimes que con sus conocimientos y experiencia me permitieron dar finalidad a este proyecto de la mejor manera posible.

A la Institución Universitaria Escuela Nacional de Deporte por apoyarme en la realización de este estudio con todos los medios necesarios y recibirme en uno de sus grupos de investigación para poder llevar a cabo el proyecto investigativo. También agradecerle a la Universidad del Valle por permitirme estudiar el posgrado en Ciencias Biomédicas y formarme como futuro Magister. En general, quiero agradecer a todas aquellas personas que estuvieron presentes en la realización de este proyecto, agradecerles por todas las palabras motivadoras, por su ayuda cuando más lo necesite, por sus conocimientos, consejos y dedicación.

¡Muchas gracias a todos!

TABLA DE CONTENIDO

1	INTRODUCCIÓN	14
1.1	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	16
1.2	JUSTIFICACIÓN	18
2	OBJETIVOS	21
2.1	OBJETIVO GENERAL	21
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	21
3	MARCO REFERENCIAL	22
3.1	ESTADO DEL ARTE	22
3.2	MARCO TEÓRICO	27
3.2.1	Ligamento cruzado anterior (LCA)	28
3.2.2	Factores de riesgo asociados a lesiones del LCA	30
3.2.3	Electromiografía y su aplicación en el estudio de lesiones del LCA	32
3.2.4	Análisis biomecánico en el estudio de lesiones del LCA	35
4	DISEÑO METODOLÓGICO	38
4.1	TIPO DE ESTUDIO	38
4.2	POBLACIÓN	38
4.3	MUESTRA	38
4.4	CRITERIOS DE INCLUSIÓN	39
4.5	CRITERIOS DE EXCLUSIÓN	39
4.6	RECLUTAMIENTO DE LOS PARTICIPANTES	40
4.7	SELECCIÓN Y DISEÑO DE LA PRUEBA	41
4.8	INSTRUMENTOS	42
4.8.1	Recolección de datos de variables biomecánicas y electromiográficas	42
4.8.2	Instrumentos de recolección de datos	52
4.9	VARIABLES	53
4.10	CONSIDERACIONES ÉTICAS	54
5	PLAN DE ANÁLISIS DE LA INFORMACIÓN	57
5.1	DESCRIPCIÓN DE VARIABLES DEPORTIVAS, BIOMECÁNICAS Y NEUROMUSCULARES	57
5.2	ASOCIACIÓN ENTRE FACTORES DE RIESGO BIOMECÁNICOS Y NEUROMUSCULARES	58

6	RESULTADOS.....	65
6.1	DESCRIPCIÓN DE VARIABLES DEPORTIVAS	65
6.2	DESCRIPCIÓN DE VARIABLES BIOMECÁNICAS	68
6.3	DESCRIPCIÓN DE VARIABLES NEUROMUSCULARES.....	73
6.4	ASOCIACIÓN ENTRE FACTORES DE RIESGO BIOMECÁNICOS Y NEUROMUSCULARES.....	75
7	DISCUSIÓN	84
8	CONCLUSIONES	90
9	RECOMENDACIONES	92
10	BIBLIOGRAFÍA	94
11	ANEXOS	101

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Laboratorio de biomecánica.....	42
Figura 2. Cámara optoelectrónica <i>Qualisys</i>® Oqus 500.....	43
Figura 3. Electromiógrafo de superficie Delsys Trigno®	43
Figura 4. Sensor Delsys Trigno Avanti®.....	43
Figura 5. Plataforma de fuerza AMTI®.....	44
Figura 6. Marcadores reflectivos.....	44
Figura 7. Cinta doble faz.....	45
Figura 8. Marcadores reflectivos modelo biomecánico	46
Figura 9. Secuencia de ejercicios de calentamiento.....	48

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Clasificación de factores de riesgo.....	30
Tabla 2. Nombres y referencias anatómicas de marcadores reflectivos	46
Tabla 3. Masa, talla y edad.....	65
Tabla 4. Posición de juego.....	66
Tabla 5. Pierna hábil e historial de lesiones.....	67
Tabla 6. Tipos de cambios de dirección atípicos por jugadora	78
Tabla 7. Puntos de cortes	80
Tabla 8. Asociaciones entre variables.....	83

LISTA DE GRÁFICAS

Gráfica 1. Velocidad del centro de masa.....	69
Gráfica 2. Momentos articulares de rodilla.....	70
Gráfica 3. Ángulos de rodilla.....	71
Gráfica 4. Fuerza de reacción vertical contra el suelo.....	72
Gráfica 5. Índice H/Q lateral y medial	74
Gráfica 6. Análisis de componentes principales (PCA)	76

GLOSARIO

- **Análisis biomecánico tridimensional:** evaluación del movimiento humano en los tres planos anatómicos (sagital, frontal y transversal) mediante sistemas de captura de movimiento y plataformas de fuerza.
- **Biomecánica:** ciencia que estudia el movimiento del cuerpo humano y sus interacciones con las fuerzas externas e internas.
- **Cambio de dirección (COD, por sus siglas en inglés):** maniobra deportiva que implica una modificación rápida en la trayectoria del movimiento, común en deportes como el fútbol y con alta incidencia en lesiones de rodilla.
- **Cinética:** rama de la biomecánica que estudia las fuerzas que generan el movimiento y sus efectos sobre el cuerpo.
- **Cinemática:** área de la biomecánica que analiza el movimiento a partir de la posición, velocidad y aceleración sin considerar las fuerzas que lo producen.
- **Co-activación muscular:** activación simultánea de grupos musculares antagonistas, como los isquiotibiales y los cuádriceps, para estabilizar una articulación.

- **Electromiografía de superficie (EMGs):** método no invasivo para registrar la actividad eléctrica de los músculos mediante electrodos adheridos a la piel.
- **Fatiga neuromuscular:** disminución en la capacidad de generar fuerza debido a un esfuerzo prolongado, afectando el control motor y aumentando el riesgo de lesión.
- **Fuerza de reacción vertical (FRV):** fuerza ejercida por el suelo sobre el cuerpo en respuesta al contacto del pie, medida en biomecánica para evaluar cargas articulares.
- **Relación entre isquiotibiales y cuádriceps (Índice H/Q , por sus siglas en inglés):** relación entre la activación de isquiotibiales (H) y cuádriceps (Q), utilizada para evaluar el equilibrio neuromuscular de la rodilla y el riesgo de lesión.
- **Ligamento cruzado anterior (LCA):** estructura de la rodilla que evita el desplazamiento anterior de la tibia con respecto al fémur y proporciona estabilidad rotacional de la articulación.
- **Momento articular:** magnitud de la fuerza rotacional que actúa sobre una articulación, medida en Newton-metro (Nm).

- **Optoelectrónica:** tecnología basada en el uso de sensores ópticos para capturar el movimiento en análisis biomecánicos.
- **Plataforma de fuerza:** dispositivo utilizado para medir fuerzas de reacción del suelo durante actividades dinámicas.
- **Valgo dinámico:** posición en la que la rodilla se desvía hacia plano medial durante un movimiento, aumentando la tensión en el LCA y el riesgo de lesión.

RESUMEN

Esta investigación estudió la asociación entre los factores de riesgo biomecánicos y neuromusculares relacionados con lesiones del ligamento cruzado anterior (LCA) durante cambios de dirección (*COD*) en jugadoras de fútbol de Santiago de Cali.

Se realizó un estudio descriptivo-exploratorio con 20 jugadoras entre 14-17 años en el Laboratorio Integrado de Análisis del Movimiento (LIAM). Se utilizaron 9 cámaras optoelectrónicas *Qualisys® Oqus 500*, 1 electromiógrafo *Delsys Trigno®* y 2 plataformas de fuerza *AMTI®*. Cada participante ejecutó 3 maniobras *COD* por cada pierna, analizándose variables biomecánicas y electromiográficas, incluyendo: actividad muscular del vasto medial (VM), vasto lateral (VL), semitendinoso (ST) y bíceps femoral (BF); relación isquiotibiales/cuádriceps (índice *H/Q*); momentos extensores y abductores; y ángulos de flexión y valgo de rodilla.

Mediante Análisis de Componentes Principales (*PCA*), se identificaron 15 *COD* atípicos (24,9%) de los 120 analizados: 8 (13,3%) con pierna derecha y 7 (11,6%) con izquierda. Los valores atípicos de índices *H/Q* medial y lateral estuvieron presentes entre el 33-100% del movimiento. Se encontraron relaciones del 26-35% entre ángulos de flexión mínimos e índices *H/Q* en pierna derecha, 24-31% entre ángulos de flexión mínimos y FRV altas, y asociaciones del 89% y 50% entre activaciones máximas del VL y mínimas del BF en pierna izquierda.

El *PCA* identificó 24,9% de *COD* atípicos, principalmente en pierna derecha. Los patrones de riesgo combinaron menor flexión, altas FRV y bajas relaciones *H/Q*, evidenciando desequilibrios que comprometen el LCA durante *COD*.

Palabras clave: LCA, fútbol femenino, *COD*, factores biomecánicos y neuromusculares, EMG.

1 INTRODUCCIÓN

El fútbol se caracteriza por ser uno de los deportes con más participantes alrededor del mundo (1), generalmente es practicado por hombres, pero en la última década se ha visto un incremento en la práctica de este deporte por parte de las mujeres en competencias nacionales e internacionales (2). Este crecimiento en la práctica deportiva también ha reflejado un aumento en la aparición de lesiones debido al número creciente de competencias por temporada, la falta de planificación de entrenamientos para la mejora de la fuerza muscular, la inadecuada planificación y control de la carga de entrenamiento durante los periodos sensibles y un aumento en la exigencia técnica y física durante las competencias (3). Según lo anterior es importante entender que el organismo de la mujer es distinto al del hombre, por lo cual deben ser analizadas de manera independiente (4).

Las mujeres presentan mayor riesgo de lesión en rodilla en comparación con los hombres, con una incidencia de 2 a 4 veces mayor en roturas del ligamento cruzado anterior (LCA) (5) (6). Se estima que la incidencia de roturas del LCA en un equipo de fútbol, es de 1,3% para los hombres, y 3,7% para las mujeres (7). Esta mayor incidencia se debe a factores de riesgo tanto extrínsecos como intrínsecos. Los extrínsecos se asocian con el equipamiento utilizado y el medio ambiente durante la práctica del fútbol, como las condiciones meteorológicas, el tipo de terreno de juego y el calzado utilizado, entre otros. Por otro lado, los factores de riesgo intrínsecos se relacionan con variables biomecánicas, anatómicas, neuromusculares y hormonales (8) (9).

De los factores intrínsecos nombrados anteriormente, las variables biomecánicas y neuromusculares son determinantes para el control articular y pueden ser modificables por medio de la planificación deportiva, por lo que en esta investigación se buscó caracterizar algunas de estas variables en futbolistas femeninas (9) (10). Uno de los factores de riesgo de control neuromuscular asociados al desgarró del LCA es el deficiente reclutamiento de unidades motoras, acompañado de una inadecuada coactivación entre los músculos isquiotibiales y cuádriceps (11). En cuanto a las variables biomecánicas que más influyen durante las maniobras lesivas, estas se dividen en variables cinemáticas y cinéticas. Las cinemáticas están determinadas por una disminución en los ángulos de flexión de rodilla, un aumento en el valgo dinámico y una disminución de la velocidad del centro de masa; en las variables cinéticas, por un aumento de los momentos extensores y abductores de la rodilla y aumentos en las fuerzas de reacción vertical contra el suelo (FRV) (12) (13).

Por esto es importante entender que existen diferentes mecanismos de lesión del LCA. Un estudio epidemiológico que se realizó en mujeres con reconstrucción del LCA analizó los principales mecanismos que conllevaron a estas lesiones, mostrando que el 53% se produjeron durante un cambio de dirección (*COD*) sobre la rodilla lesionada, donde las futbolistas experimentaron considerables fuerzas de carga y tensión en la articulación (14). Un 10% mediante un *COD*, pero del miembro contralateral y un 26% en el aterrizaje tras un salto para realizar un golpe de cabeza, siendo todos estos mecanismos de lesiones sin contacto (15) (16) (17).

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Partiendo de lo anterior, las lesiones en rodilla tienen diferentes consecuencias negativas en un deportista. Entre ellas están el ausentismo prolongado de la actividad deportiva (18), y una mayor probabilidad de reincidencia de lesión, los cuales traen problemas degenerativos a largo plazo. Renstrom, et al. encontraron que aproximadamente el 50% de los pacientes tendrán osteoartritis de rodilla 15 años después de una lesión del LCA, independientemente de su tratamiento (19). Además, el impacto de estas lesiones trasciende el ámbito físico, afectando la salud mental y la trayectoria profesional de las atletas, así como también generando significativos costos económicos para los clubes deportivos (20).

En la ejecución de las maniobras, la inadecuada sincronización neuromuscular y el deficiente reclutamiento de unidades motoras, pueden conducir a un estrés del LCA durante el valgo dinámico de rodilla por la tensión que podría generarse en el compartimento medial (14). Marotta et al. encontraron mediante electromiografía de superficie (EMGs) y un análisis biomecánico, desequilibrios neuromotores en las mujeres en comparación con los hombres durante una maniobra que sometía el LCA a estrés (21). Es decir, presentaban peores estrategias de control biomecánico y neuromuscular, por la poca activación de los isquiotibiales con respecto a los cuádriceps (22) (23). Debido a esto es importante establecer el nivel de asociación que existe entre la EMGs y las variables cinemáticas y cinéticas.

La co-contracción de los músculos isquiotibiales y los cuádriceps es importante para la estabilidad articular durante un movimiento dinámico (24) (14). Diferentes investigadores plantean que el equilibrio entre estos dos grupos musculares, son importantes para mantener estables las fuerzas ejercidas sobre la rodilla (24) (25). La relación entre la amplitud de activación de los isquiotibiales y los cuádriceps (índice H/Q), se ha utilizado para describir el potencial de estabilización de la articulación (25). Por lo tanto, esta relación sirve para demostrar la capacidad de activación rápida de los músculos antagonistas frente a los agonistas de la rodilla durante momentos específicos, y así identificar patrones lesivos que conlleven a roturas del LCA, enfocándose el análisis de esta investigación en el índice H/Q mediante EMGs.

Un estudio realizado en España que evaluó la variabilidad en el rendimiento físico de las jugadoras de fútbol establece la relación con las capacidades físicas, pero no con factores biomecánicos y neuromusculares específicamente (26). Otro estudio epidemiológico de tres temporadas también realizado en España, analizó la lesión del LCA en fútbol femenino , pero de manera retrospectiva (27), por lo que es importante realizar este tipo de estudio, ya que cada vez aumenta la incidencia de lesión en jugadoras de futbol. A nivel nacional, se evidencia un déficit de investigaciones que permitan determinar asociaciones entre variables de riesgo que pueda desencadenar en este tipo de lesión.

Con base en los argumentos expuestos anteriormente y con el objetivo de estudiar la asociación entre los factores de riesgo biomecánicos y neuromusculares de la rodilla

relacionados con la lesión del LCA durante *COD* en jugadoras de fútbol femenino aficionado de un club de Santiago de Cali, se plantean los siguientes interrogantes: ¿Cuál es el comportamiento de algunos factores de riesgo biomecánicos y neuromusculares evaluados en la rodilla, relacionados con la lesión del LCA al realizar *COD* en jugadoras de fútbol femenino aficionado de un club de Santiago de Cali? y ¿Existe o no una asociación entre los factores de riesgo biomecánicos y neuromusculares de la rodilla relacionados con la lesión del LCA durante *COD* en jugadoras de fútbol femenino aficionado de un club de Santiago de Cali?. Para responder a estas preguntas se estudiaron variables cinéticas, cinemáticas y electromiográficas relacionadas a los factores de riesgo de lesión del LCA y su respectiva asociación.

1.2 JUSTIFICACIÓN

Las lesiones del ligamento cruzado anterior (LCA) constituyen una de las principales preocupaciones en el ámbito deportivo, siendo las jugadoras de fútbol femenino quienes presentan un riesgo más elevado en comparación con los hombres. Particularmente, las lesiones de ligamento cruzado anterior (LCA) sin contacto son de las más frecuentes en la práctica del fútbol (16) (17), especialmente durante la ejecución de cambios de dirección (*COD*). Estas maniobras, fundamentales en las competencias, exponen a las futbolistas a fuerzas de carga y tensión considerables en la rodilla, aumentando significativamente la probabilidad de lesión (14) (15).

El impacto de las lesiones del LCA trasciende el ámbito físico, afectando tanto la salud mental como la carrera profesional de las atletas, además de generar altos costos económicos para los clubes deportivos (20) . Por consiguiente, resulta fundamental investigar los factores de riesgo asociados a estas lesiones para desarrollar estrategias de prevención efectivas.

Esta investigación tuvo como objetivo estudiar la asociación entre los factores de riesgo de la rodilla relacionados con la lesión del LCA durante *COD* en jugadoras de fútbol femenino aficionado de un club de Santiago de Cali. El estudio se enfocó en el análisis de variables biomecánicas (cinemática y cinética) y electromiográficas de los músculos isquiotibiales y cuádriceps. Mediante este enfoque, se buscó establecer si existe una relación entre estos factores y el mecanismo de lesión del LCA descrito en la literatura.

A diferencia de investigaciones previas realizadas en otros contextos, este estudio se centró específicamente en el contexto colombiano, permitiendo caracterizar los factores de riesgo particulares para las deportistas femeninas del país. Adicionalmente, mientras muchas investigaciones anteriores se han enfocado en capacidades físicas generales o han adoptado un enfoque retrospectivo, este trabajo investigó los mecanismos de lesión del LCA durante maniobras específicas del juego como los *COD*, proporcionando información relevante para la prevención de lesiones y la planificación del entrenamiento.

La identificación y el análisis de las variables biomecánicas y electromiográficas buscan generar resultados que faciliten el desarrollo de estrategias de prevención

individualizadas por parte de los departamentos médicos y cuerpos técnicos de los clubes. Las implicaciones de esta investigación son significativas tanto para el mejoramiento del rendimiento deportivo como para la protección de la salud de las futbolistas, contribuyendo así a mitigar el impacto negativo de las lesiones de LCA en su vida profesional y deportiva. La información obtenida resulta especialmente relevante para las escuelas formadoras de fútbol femenino, donde estas atletas inician su desarrollo deportivo.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GENERAL

- Estudiar la asociación entre los factores de riesgo biomecánicos y neuromusculares de la rodilla relacionados con la lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) durante cambios de dirección (*COD*) en jugadoras de fútbol femenino aficionado de un club de Santiago de Cali.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Describir los factores de riesgo biomecánicos de la rodilla relacionados con la lesión del LCA durante *COD* en jugadoras de fútbol femenino aficionado de un club de Santiago de Cali.
- Describir los factores de riesgo neuromuscular de la rodilla relacionados con la lesión del LCA durante *COD* en jugadoras de fútbol femenino aficionado de un club de Santiago de Cali.
- Identificar la relación entre los factores de riesgo biomecánicos y neuromusculares de la rodilla relacionados con la lesión del LCA durante *COD* en jugadoras de fútbol femenino aficionado de un club de Santiago de Cali.

3 MARCO REFERENCIAL

3.1 ESTADO DEL ARTE

Esta investigación tiene como objetivo estudiar la asociación entre los factores de riesgo biomecánicos y neuromusculares relacionados a lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) durante cambios de dirección (*COD*) en jugadoras de un club de Santiago de Cali. La revisión bibliográfica reveló que a nivel nacional existe escasa evidencia de estudios que asocien la biomecánica deportiva y la electromiografía de superficie (EMGs) durante situaciones específicas de juego para identificar diferentes patrones de movimiento en mujeres. Por consiguiente, este estudio proporciona información precisa para comprender el mecanismo de lesión del LCA en el fútbol femenino.

La presente revisión sintetiza investigaciones internacionales que analizan variables biomecánicas y neuromusculares, las cuales servirán como base científica para estudiar su asociación durante los *COD* en jugadoras de fútbol femenino aficionado.

El análisis de variables biomecánicas resulta fundamental para comprender los mecanismos de lesión, ya que permite identificar los cambios neuromusculares que ocurren durante la ejecución de movimientos potencialmente lesivos para el LCA. McBurnie et al. estudiaron la relación "rendimiento-riesgo de lesión" durante los *COD*, examinando la cinemática y cinética de las articulaciones corporales y su relación con los momentos pico de la rodilla (28). Sus hallazgos demostraron que las variables

biomecánicas asociadas a un *COD* más rápido incrementan los momentos en la articulación de la rodilla, aumentando el riesgo de lesión del LCA.

Desde la perspectiva biomecánica, se han identificado variables específicas que incrementan las cargas sobre la rodilla y elevan el riesgo de lesión del LCA. Leppänen et al. encontraron que ángulos de flexión inferiores a 30° durante la fase de apoyo aumentan la carga articular y reducen la capacidad de absorción de impactos (29). Asimismo, el valgo dinámico ha sido identificado como una de las principales alteraciones cinemáticas en futbolistas femeninas (14). Un valgo dinámico superior a 12° contribuye significativamente a la lesión del LCA, ya que genera una sobrecarga articular al combinarse con fuerzas de rotación interna de la tibia (30).

Los estudios sobre momentos articulares de rodilla han demostrado que el momento abductor es crítico en la lesión del LCA. Di Paolo et al. reportaron que, en futbolistas femeninas, los momentos abductores pueden alcanzar valores de hasta -0,9 Nm/kg durante desaceleraciones frontales y *COD* a 90° (13). Adicionalmente, en maniobras con alta demanda mecánica como los *COD*, la fuerza de reacción vertical contra el suelo puede alcanzar valores de hasta 16,76 N/kg, lo que implica un elevado impacto sobre las estructuras articulares (12). Andersen et al. sugieren que estos picos de fuerza, combinados con un patrón de aterrizaje con escasa flexión de rodilla, pueden aumentar el estrés sobre el LCA (31).

Es importante señalar que las investigaciones previas se han centrado principalmente en variables biomecánicas, analizando maniobras de cambio de dirección con ángulos específicos predeterminados. Sin embargo, esto difiere de las situaciones reales de juego, donde el oponente y el balón condicionan la ejecución de la maniobra. Nedergaard et al. investigaron si los factores de riesgo biomecánicos y neuromusculares para lesión del LCA, obtenidos de aterrizajes con salto en un solo plano y saltos laterales multiplanares, se asemejan a las demandas de las maniobras de *COD*. Sus resultados indicaron que estos movimientos no igualan las demandas físicas de situaciones más específicas como el *COD* (32).

La evidencia científica ha demostrado que aproximadamente el 70% de las lesiones de LCA en futbolistas femeninas ocurren sin contacto directo, y están asociadas a maniobras de corte, desaceleración y aterrizajes inadecuados (33) (34). Durante un *COD*, las jugadoras pueden experimentar una combinación de valgo dinámico, menor flexión de rodilla y momentos articulares elevados, lo que predispone la articulación a sufrir lesiones (35) (13). Estas lesiones ocurren con mayor frecuencia en acciones defensivas de alta intensidad, como presionar al rival o recuperar el equilibrio tras un pase (31). En estos escenarios, la rodilla soporta cargas multiplanares que generan un alto momento abductor y una sobrecarga del LCA (36).

En otro estudio Harper et al. realizaron una revisión sobre las demandas biomecánicas y neuromusculares de la desaceleración horizontal en deportes que requieren movimientos multidireccionales. Sus hallazgos sugieren que la incapacidad de los

miembros inferiores para tolerar estas fuerzas puede resultar en una disminución de la capacidad de desaceleración, aumentando así el riesgo de lesiones. Las demandas fisiológicas fueron calculadas a partir de variables biomecánicas durante las fases concéntricas y excéntricas de la contracción muscular, evidenciando la necesidad de definir variables específicas para establecer la capacidad individual de realizar una mayor activación muscular y un mayor reclutamiento de unidades motoras (37).

La importancia del análisis anterior radica en que no solo se debe examinar la biomecánica de manera descriptiva de los gestos deportivos, sino también analizar de forma más específica, mediante EMGs, la sinergia de los músculos que soportan la articulación de la rodilla para lograr un mayor control y prevenir lesiones del LCA. En esta línea Kim y Hong investigaron prospectivamente la relación entre el desequilibrio de fuerza entre isquiotibiales y cuádriceps por medio de isocinética, y las lesiones generales sin contacto de las extremidades inferiores, concluyendo que este desequilibrio es un factor determinante para el control de la articulación de la rodilla (38).

Por su parte Colby et al. (39) analizaron la actividad electromiográfica de los músculos cuádriceps e isquiotibiales durante el corte lateral, demostrando que la relación entre ellos (índice H/Q) era más baja cuando el ángulo de flexión de la rodilla era de 33° , lo que sugiere una mayor tensión sobre el LCA en esta posición (39). Adicionalmente, el retraso en la activación de los isquiotibiales representa un factor de riesgo crítico, como lo demuestran Myer et al., quienes identificaron que, en mujeres deportistas, los isquiotibiales presentan una activación hasta 30 ms más tardía que en hombres,

comprometiendo la estabilidad de la rodilla debido a la traslación anterior de la tibia generada por la contracción de los cuádriceps (40).

Complementando estos hallazgos, Serpell et al. investigaron si el índice H/Q afectaba el movimiento de la articulación de la rodilla durante una actividad específica (step-ups), examinando si el alargamiento o aumento de la tensión del LCA estaba relacionado con la coactivación de los músculos isquiotibiales por medio de electromiografía. Sus resultados revelaron un mayor alargamiento o tensión del LCA cuando había una mayor activación de los músculos laterales (vasto lateral-bíceps femoral) en comparación con los mediales (vasto medial-semitendinoso) (41).

Aunque los estudios mencionados analizaron la relación entre isquiotibiales y cuádriceps, es importante destacar las diferencias metodológicas entre ellos. Algunos investigadores emplearon contracciones isométricas voluntarias máximas (MVC , por sus siglas en inglés) en máquinas isoinerciales, mientras que otros evaluaron cortes laterales y ejercicios en steps mediante EMGs. Particularmente relevante es el trabajo de Xie et al. quienes identificaron las fases de una maniobra de "corte lateral" en baloncesto utilizando EMGs para determinar el índice H/Q (42). Sin embargo, aún no se han realizado suficientes análisis en situaciones reales de juego en fútbol, lo que evidencia la necesidad de estudiar esta relación durante la ejecución de acciones de alto riesgo específicas de este deporte.

Considerando la evidencia científica presentada, esta investigación integró un enfoque donde se combinaron variables biomecánicas y electromiográficas en un mismo análisis. La incorporación simultánea de momentos articulares, ángulos de flexión de rodilla, velocidad del centro de masa e índices *H/Q* durante maniobras de *COD* en situaciones cercanas a la realidad del juego, representa una contribución significativa al conocimiento sobre mecanismos de lesión del LCA. Los resultados no solo aportarán información valiosa para la prevención de lesiones en el fútbol femenino colombiano, sino que también permitirán establecer una base metodológica sólida para futuras investigaciones en el país, promoviendo un desarrollo científico en el campo de la biomecánica deportiva aplicada a poblaciones locales.

3.2 MARCO TEÓRICO

Con el creciente auge del fútbol femenino, especialmente en Colombia, se ha registrado un incremento en las lesiones que afectan a las jugadoras, destacándose la lesión del LCA como una de las más graves y complejas. Este aumento en la incidencia de lesiones puede atribuirse a diversos factores de riesgo, los cuales se clasifican en extrínsecos e intrínsecos, estos últimos comprenden variables biomecánicas y neuromusculares. Se ha demostrado que los cambios de dirección son maniobras clave en la ruptura del LCA, representando más del 50% de los casos (43). Además, investigaciones recientes que han analizado variables biomecánicas y neuromusculares, han demostrado mayores desequilibrios en las estrategias de control motor en mujeres (40).

En este marco teórico se contextualizaron y definieron distintas variables, que permiten entender la asociación entre los factores de riesgo biomecánicos y neuromusculares durante cambios de dirección en jugadoras de fútbol femenino aficionado. Al comprender mejor la interacción entre estos factores, se contribuye al desarrollo de estrategias más efectivas para la planificación del entrenamiento deportivo en el fútbol femenino, mejorando así el rendimiento y la salud de las deportistas.

3.2.1 Ligamento cruzado anterior (LCA)

El LCA es una estructura ligamentosa fundamental para la estabilidad y funcionamiento óptimo de la articulación de la rodilla. Se extiende desde la región intercondílea anterior de la tibia hasta la parte posterior de la superficie interna del cóndilo femoral lateral (44). Su principal función es generar una estabilidad anteroposterior de la rodilla, impidiendo la traslación anterior de la tibia con respecto al fémur y una estabilidad rotacional, controlando la rotación interna de la tibia (45).

El LCA está compuesto principalmente por fibras de colágeno tipo I, organizadas en fascículos, generando una estructura helicoidal (46). Conformado por dos haces principales: el haz anteromedial (AM) y el haz posterolateral (PL), cada haz con funciones específicas durante los diferentes ángulos de movimiento de la rodilla (47). A nivel celular, el LCA contiene células especializadas que mantienen la matriz extracelular y responden a las cargas mecánicas. Estas células (fibroblastos) tienen un papel importante en la adaptación del ligamento a las fuerzas externas de torsión y cizallamiento que ocurran en la rodilla (48).

- **Mecánica del LCA:** la mecánica del LCA es compleja y varía según el grado de flexión de la rodilla. En extensión, ambos haces (AM y PL) están tensados, generando la mayor estabilidad. A medida que la rodilla se flexiona, el haz PL se relaja, mientras que el AM mantiene la tensión, contribuyendo a la estabilidad en flexión (49). El LCA resiste principalmente las fuerzas de traslación anterior de la tibia y la rotación interna (35). Durante actividades dinámicas, como los *COD* en el fútbol, el LCA puede experimentar cargas significativas, especialmente cuando se combina la flexión de rodilla con valgo y rotación interna de la tibia (35). Estudios biomecánicos han demostrado que el LCA puede soportar cargas físicas de hasta 2000 N antes de su rotura, aunque la lesión se puede presentar durante cargas inferiores a ese valor, donde el ángulo articular y la velocidad de ejecución del gesto son los que afectan la lesión de este (50).
- **Lesiones del LCA en el fútbol:** las lesiones del LCA son comunes en deportes que involucran cambios de dirección rápidos, desaceleraciones y saltos. En el fútbol femenino, la incidencia de lesiones del LCA es significativamente mayor que en el fútbol masculino (51). Los mecanismos de lesión del LCA se clasifican en lesiones por contacto y sin contacto. Esta última representa aproximadamente el 70% de las lesiones del LCA en el fútbol y ocurren generalmente durante maniobras como los *COD* (34). Factores de riesgo específicos para las lesiones del LCA en mujeres futbolistas incluyen diferencias anatómicas, patrones de activación neuromuscular alterados y factores hormonales (8). Además, se ha observado que las mujeres

tienden a realizar maniobras de alto riesgo, con menor flexión de rodilla y mayor valgo dinámico, lo que aumenta la tensión sobre el LCA (52).

3.2.2 Factores de riesgo asociados a lesiones del LCA

Los factores de riesgo para las lesiones del LCA se clasifican en dos categorías principales, factores extrínsecos e intrínsecos (ver tabla 1) (53).

Tabla 1. Clasificación factores de riesgo

Factores extrínsecos	Factores intrínsecos
Condiciones ambientales	Anatómicos
Equipamiento deportivo	Hormonales
Superficie de juego	Neuromusculares
Reglas del juego y nivel de competición	Biomecánicos
	Genéticos
	Psicológicos

- Factores extrínsecos: las condiciones ambientales y superficie de juego juegan un papel importante, ya que las superficies con alto coeficiente de fricción, como el césped artificial, pueden aumentar el riesgo de lesiones del LCA, siendo 1,39 veces mayor en comparación con el césped natural (54). El equipamiento deportivo, específicamente el tipo de calzado y su interacción con la superficie de juego, también influye en el riesgo de lesión, donde el calzado con tacos más largos puede aumentar la tracción y consecuentemente el riesgo de lesión del LCA (55). Adicionalmente, el nivel de competición es otro factor relevante,

observándose un mayor riesgo de lesión del LCA en niveles más altos de competición, debido a una mayor intensidad y frecuencia de situaciones de alto riesgo (43).

- Factores intrínsecos

- Neuromusculares: los desequilibrios en la activación muscular, específicamente una relación desequilibrada del índice H/Q , se asocian con un mayor riesgo de lesión, considerándose un factor de riesgo significativo cuando este índice es inferior a 0,6 (56). Asimismo, los retrasos en la activación de los isquiotibiales en relación con los cuádriceps durante maniobras de alto riesgo pueden aumentar la carga sobre el LCA, debido a que la activación de estos últimos genera una traslación anterior de la tibia tensando el ligamento (57).
- Biomecánicos: el valgo dinámico de rodilla es un factor crucial, ya que su aumento durante movimientos de aterrizaje y cambios de dirección se asocia con un mayor riesgo de lesión del LCA, donde estudios han demostrado que un valgo dinámico superior a 12° durante estas maniobras aumenta significativamente el riesgo de lesión (14). Asimismo, el ángulo de flexión de rodilla es determinante, pues su disminución durante actividades de alto riesgo se asocia con mayor tensión en el LCA, considerándose de alto riesgo los ángulos de flexión inferiores a 30° durante el aterrizaje (29).

- Valoración del riesgo de lesión: la evaluación del riesgo de lesión del LCA implica una aproximación multifactorial. La evaluación neuromuscular, incluyendo la medición del índice H/Q mediante EMGs, proporciona información valiosa sobre el control motor y el equilibrio muscular. Estudios recientes han demostrado que la evaluación de la activación neuromuscular durante tareas específicas del deporte puede ser un predictor más sensible del riesgo de lesión que las mediciones estáticas (58).

Además, tecnologías como el análisis de movimiento en tres dimensiones (3D) permiten una evaluación más precisa de la biomecánica en condiciones reales de juego. Estas herramientas han demostrado ser efectivas para identificar patrones de movimiento de alto riesgo y guiar intervenciones preventivas personalizadas (40). En conclusión, la comprensión integral de estos factores de riesgo y su interacción es fundamental para desarrollar estrategias efectivas de prevención de lesiones en el fútbol femenino. La evaluación multifactorial y el uso de tecnologías avanzadas permiten una identificación más precisa de las jugadoras en posible riesgo.

3.2.3 Electromiografía y su aplicación en el estudio de lesiones del LCA

- Unidad motora: constituye la unidad básica funcional del sistema neuromuscular y representa el fundamento de la señal electromiográfica. Está compuesta por una motoneurona alfa, su axón y todas las fibras musculares inervadas por dicho axón (59). Para interpretar adecuadamente las señales de EMGs, es crucial

comprender tres aspectos fundamentales de la unidad motora: 1) reclutamiento: según el principio del tamaño de Henneman, las unidades motoras más pequeñas se activan primero, seguidas progresivamente por las más grandes conforme aumenta la demanda de fuerza (60). 2) tasa de disparo: la frecuencia con que se generan los potenciales de acción en la unidad motora se incrementa proporcionalmente a la fuerza muscular requerida (61). 3) sincronización: la activación coordinada de múltiples unidades motoras influye significativamente tanto en la producción efectiva de fuerza como en la estabilidad articular (62).

- Electromiografía de superficie (EMGs): la EMGs es una técnica no invasiva que registra la actividad eléctrica muscular mediante electrodos colocados sobre la piel. En el contexto de las lesiones del LCA, la EMGs se utiliza para evaluar los patrones de activación muscular durante tareas funcionales. Entre sus ventajas destacan que es no invasiva, permite el análisis de múltiples músculos simultáneamente y facilita la evaluación durante movimientos dinámicos (63).
- Análisis y procesamiento de la señal de EMGs: el análisis de las señales de EMGs implica varios pasos y técnicas: el procesamiento de la señal que incluye el filtrado para eliminar el ruido, la rectificación y el suavizado de la señal, que se realiza mediante el cálculo de la raíz cuadrática media (*RMS*, por sus siglas en inglés) utilizando una ventana móvil (64). El análisis en el dominio del tiempo donde se evalúan el inicio de la activación de la señal de EMG, la amplitud de la señal y la

duración de la activación. Por último, en el dominio de la frecuencia se consideran la frecuencia media o mediana, para el análisis de la fatiga muscular.

- Análisis específicos realizados con EMGs para estudiar las lesiones del LCA
 - Índice de co-activación cuádriceps/isquiotibiales (H/Q): este índice es crucial para evaluar el equilibrio neuromuscular alrededor de la rodilla. Un índice H/Q desequilibrado se ha asociado con un mayor riesgo de lesión del LCA (65). Estudios recientes han mostrado que las mujeres atletas tienden a tener una menor activación de los isquiotibiales en relación con los cuádriceps durante maniobras de alto riesgo, lo que puede aumentar la carga sobre el LCA (10).
 - *Timing* de activación muscular: el retraso en la activación de los isquiotibiales respecto al cuádriceps durante movimientos dinámicos se ha identificado como un factor de riesgo para lesiones del LCA. La EMGs permite cuantificar estos patrones de activación temporal (66).
 - Fatiga neuromuscular: la EMGs puede utilizarse para evaluar la fatiga muscular durante tareas prolongadas o repetitivas. La fatiga se asocia con cambios en la amplitud y la frecuencia de la señal de EMGs y puede alterar los patrones de control motor, potencialmente aumentando el riesgo de lesión (67).

- Efectividad de intervenciones preventivas: la EMGs es una herramienta valiosa para evaluar la eficacia de programas de entrenamiento neuromuscular diseñados para prevenir lesiones del LCA. Permite cuantificar cambios en los patrones de activación muscular antes y después de las intervenciones (68).

3.2.4 Análisis biomecánico en el estudio de lesiones del LCA

El análisis biomecánico es el estudio de las estructuras y funciones de los sistemas biológicos utilizando métodos de la mecánica (69). En el contexto de las lesiones deportivas, particularmente las lesiones del LCA, el análisis biomecánico proporciona información crucial sobre las cargas mecánicas que actúan sobre las articulaciones y los tejidos, así como los patrones de movimiento que pueden aumentar el riesgo de lesión (14). El propósito principal del análisis biomecánico en el estudio de lesiones del LCA es identificar patrones de movimiento potencialmente peligrosos y cuantificar las cargas articulares durante actividades específicas, como también extraer información que sirva para evaluar la eficacia de intervenciones preventivas (70).

Los métodos principalmente utilizados en el análisis biomecánico incluyen un análisis cinemático que se encarga de analizar el movimiento a partir de la posición, velocidad y aceleración sin considerar las fuerzas que lo producen y el análisis cinético que es la evaluación de las fuerzas y momentos que actúan sobre el cuerpo (71).

- Análisis biomecánicos específicos en esta investigación: para este estudio, se realizaron los siguientes análisis: 1) análisis cinemático: se utilizó un sistema de captura de movimiento para registrar la posición y orientación de los segmentos corporales durante los cambios de dirección. Este análisis proporcionó datos sobre ángulos de flexión y valgo dinámico de rodilla, 2) análisis cinético: se utilizaron plataformas de fuerza sincronizadas con el sistema de captura de movimiento para calcular: momentos flexores y abductores de la rodilla, FRV y 3) análisis de velocidad: se calculó la velocidad del centro de masa durante la maniobra de COD.

- Interpretación teórica de los resultados biomecánicos
 - Ángulo de flexión de rodilla: un ángulo de flexión de rodilla reducido (menor a 30°) durante el contacto inicial y la fase de apoyo del cambio de dirección se asocia con un mayor riesgo de lesión del LCA. Teóricamente, una menor flexión de rodilla aumenta la carga sobre el LCA al incrementar la fuerza de reacción anterior de la tibia (29).

 - Valgo dinámico de rodilla: un aumento en el valgo dinámico de rodilla, especialmente si supera los 12°, se considera un factor de riesgo significativo. Este movimiento aumenta la tensión sobre el LCA y puede combinarse con la rotación interna de la tibia para crear una situación de alto riesgo (30).

- Momentos de la rodilla: un aumento en el momento abductor de la rodilla se asocia con mayor riesgo de lesión del LCA. La combinación de momentos abductores y rotaciones internas es particularmente peligrosa, ya que puede causar una carga multiplanar sobre el LCA (72).
- Fuerzas de reacción vertical contra el suelo (FRV): picos elevados de FRV, especialmente cuando se combinan con una posición de rodilla extendida, pueden aumentar la carga sobre el LCA. La tasa de carga, la cual permite identificar cómo de rápido se alcanza el pico de fuerza también es un factor importante para considerar (73).
- Velocidad: los cambios rápidos en la velocidad y dirección durante la maniobra pueden aumentar las demandas sobre el sistema neuromuscular. Este aumento de exigencia se produce porque las fuerzas y momentos articulares se generan en intervalos de tiempo más cortos, elevando potencialmente el riesgo de lesión cuando el atleta no logra un control neuromuscular adecuado para compensar estas demandas aceleradas (14).

4 DISEÑO METODOLÓGICO

4.1 TIPO DE ESTUDIO

Esta investigación es de tipo descriptivo-exploratorio, basado en un diseño transversal, estudiando distintas variables biomecánicas y neuromusculares durante un cambio de dirección (*COD*).

4.2 POBLACIÓN

La población corresponde a jugadoras de fútbol aficionado entre 14 y 17 años de un club deportivo de la ciudad de Cali.

4.3 MUESTRA

La muestra es de tipo no probabilística y corresponde a 20 jugadoras de fútbol de un club deportivo de la ciudad de Cali.

Se incluyó exclusivamente a jugadoras de 14-17 teniendo en cuenta que, en este período, inmediatamente posterior al pico de crecimiento puberal, la incidencia de lesiones del ligamento cruzado anterior (LCA) en futbolistas femeninas alcanza sus valores máximos, con una tasa de 3,2 por 1.000 horas de juego (74). Durante la adolescencia, el acelerado incremento de estatura y masa ósea no se acompaña de una maduración neuromuscular proporcional, lo que propicia la laxitud ligamentosa y

compromete el control motor, generando patrones de valgo dinámico de rodilla que se asocian con mayor estrés del LCA (75) (76). Adicionalmente, en los clubes de fútbol aficionado de Cali, las categorías que comprenden estas edades concentran la mayoría de las jugadoras en edad escolar, lo que asegura la viabilidad del muestreo.

4.4 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Los criterios de inclusión son:

- Jugadoras de fútbol de un club de la ciudad de Cali entre 14 y 17 años.
- Jugadoras que pertenezcan a un club de formación deportiva adscrito a la Liga Vallecaucana de fútbol.

4.5 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Los criterios de exclusión son:

- Incapacidad médica.
- Si toma la decisión de no continuar siendo parte del estudio.
- Si la posición dentro del terreno de juego es portera.
- Si su entrenador así lo decide.

4.6 RECLUTAMIENTO DE LOS PARTICIPANTES

Para el reclutamiento de los participantes, se realizó una invitación formal por medio de una carta dirigida al club Escuela Carlos Sarmiento Lora. En esta, se solicitó el permiso para realizar la investigación con las deportistas del club, se detallaron los objetivos y procedimientos a realizar, así como los posibles riesgos del estudio. El investigador principal se encargó personalmente de entregar la carta, solicitar el permiso y resolver todas las dudas de los directivos del club.

Una vez obtenida la aprobación de la directiva del equipo y del CEIS de la Universidad del Valle (Comité de Ética en Investigación), la cual tuvo el número de aprobación 118-023, se inició el proceso de selección y reclutamiento. El investigador principal se reunió con el coordinador de fisioterapia y el preparador físico de las deportistas para realizar una explicación detallada de los objetivos, la metodología y los beneficios del estudio. Fueron ellos quienes inicialmente transmitieron la información de la investigación a las deportistas. Posteriormente, en otro encuentro, el investigador principal se reunió con el cuerpo técnico y las deportistas, proporcionando una explicación detallada de los propósitos del estudio y resolviendo dudas adicionales.

En colaboración con el preparador físico y el coordinador de fisioterapia, se preseleccionó un grupo de deportistas aplicando criterios de inclusión y exclusión. Las deportistas preseleccionadas fueron citadas en parejas, junto con sus representantes

legales, de acuerdo con la disponibilidad de tiempo de cada categoría, considerando las sesiones de entrenamiento, competencias y actos administrativos del club.

Se consideró importante que durante la realización de las pruebas estuviera presente el responsable de cada participante. En caso de que el padre o acudiente no pudiera estar presente, la Escuela Carlos Sarmiento Lora se encargó de designar a un miembro del cuerpo técnico o cuerpo médico para su acompañamiento. El día de las pruebas reemplazó un día de entrenamiento, por lo cual cada deportista se desplazó con su representante legal hacia la Institución Universitaria Escuela Nacional del Deporte.

4.7 SELECCIÓN Y DISEÑO DE LA PRUEBA

Para el estudio, se diseñó el siguiente protocolo: la deportista se ubicó a 2 metros de la zona designada para el giro, distancia delimitada por el espacio del laboratorio. Al recibir una señal auditiva ("ya"), debía iniciar una carrera rectilínea a máxima velocidad. Posteriormente, debía desacelerar y cambiar de dirección en un ángulo aproximado de 90° (hacia la izquierda o la derecha). La dirección fue determinada por un colaborador que actuó como jugador oponente, quien, mediante una finta aleatoria con un balón, obligaba a la deportista a dirigirse hacia ese lugar, simulando un duelo directo por la posesión del balón. Se incorporaron estímulos auditivos adicionales para que la intensidad del movimiento se asemejara lo más posible a un enfrentamiento real entre atacante y defensor, como ocurriría en una competencia. Para la realización de la prueba, se solicitó a las participantes utilizar tenis deportivos. La ejecución de los COD se llevó a cabo sobre la superficie del laboratorio, compuesta por piso de cemento

recubierto con vinilo, mientras que la fase de desaceleración se realizó específicamente sobre las plataformas de fuerza.

4.8 INSTRUMENTOS

4.8.1 Recolección de datos de variables biomecánicas y electromiográficas

- Laboratorio de biomecánica: la adquisición de la información se llevó a cabo en las instalaciones de la Institución Universitaria Escuela Nacional del deporte, en el laboratorio integrado de análisis del movimiento (LIAM). Este cuenta con un área de 96 metros cuadrados, es decir 16 metros de largo y 6 metros de ancho, las 9 cámaras infrarrojas se encuentran ubicadas sobre los bordes de la pared y las 2 plataformas de fuerza en un costado del laboratorio.

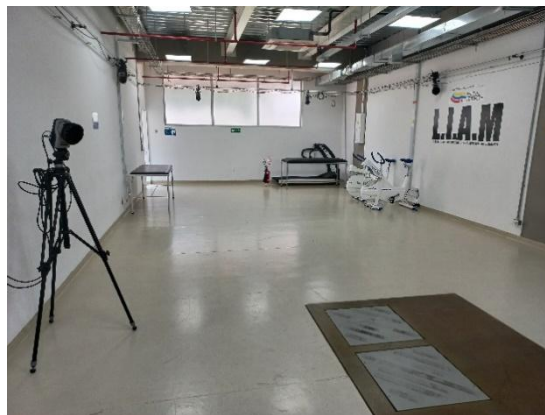


Figura 1. Laboratorio de biomecánica

- Cámaras optoelectrónicas *Qualisys® Oqus 500*: las capturas de movimiento se realizaron mediante nueve cámaras optoelectrónicas de la referencia *Oqus 500*

de la marca *Qualisys®*, estas fueron ubicadas en sitios estratégicos para brindar una captura adecuada para cada plano y eje de movimiento en el que se ejecutó el COD, permitiendo realizar el análisis en tres dimensiones.



Figura 2. Cámara *Qualisys®*. www.qualisys.com

- Electromiógrafo de superficie *Delsys Trigno®*: este equipo está compuesto por 16 sensores *Trigno Avanti®* que permiten medir la actividad eléctrica de los músculos. Cada sensor mide individualmente la actividad de un musculo específico de forma inalámbrica, lo que garantiza la confiabilidad de los datos recolectados.



Figura 3. *Trigno System*
www.delsys.com



Figura 4. *Trigno Avanti Sensor*
www.delsys.com

- Plataformas de fuerza *AMTI® BMS600600*: se utilizaron 02 plataformas de fuerza de la marca *AMTI®*, con el fin de determinar los vectores de fuerza que arrojaron

los deportistas al momento de realizar el apoyo del pie durante el cambio de dirección.

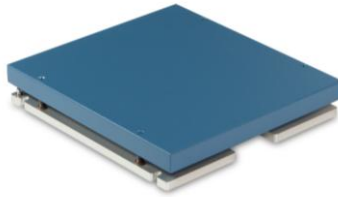


Figura 5. Plataforma de fuerza *AMTI®*. www.amti.biz

- Marcadores reflectivos: son pequeñas circunferencias de 01 cm de diámetro que son usados en los análisis de movimiento, permiten referenciar las articulaciones y los segmentos que requieren ser analizados.

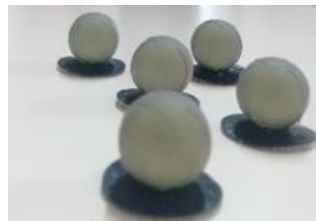


Figura 6. Marcadores reflectivos

- Computador y software utilizado: la adquisición de los datos se llevó a cabo usando el software *Qualisys®* (*Qualisys Track Manager 2021.2*) el cual está conectado a las cámaras optoelectrónicas, plataformas de fuerza y electromiografo, posterior a esto, los datos se procesaron en el software *Visual®* *3D professional 6.0* fabricado por *Has-Motion®*, usando el modelo biomecánico para obtener las variables cinemáticas, cinéticas y electromiograficas de interés.

- Cinta doble faz: permite que los marcadores y sensores electromiográficos sean adheridos al cuerpo del deportista en articulaciones, segmentos y músculos establecidos por el modelo.



Figura 7. Cinta doble faz

- Definición modelo biomecánico: El modelo biomecánico seleccionado se basó en el "*Helen Hayes lower body marker set*" de Qualisys®. El modelo consta de 28 marcadores reflectivos ubicados en referencias anatómicas específicas de los miembros inferiores (pelvis, muslos, rodillas, piernas, tobillos y pies, ver figura 8 y tabla 2).

Este modelo *Helen Hayes* fue modificado específicamente para optimizar el registro del movimiento durante el gesto deportivo elegido y permitir un seguimiento más preciso de los movimientos de la articulación de la rodilla.

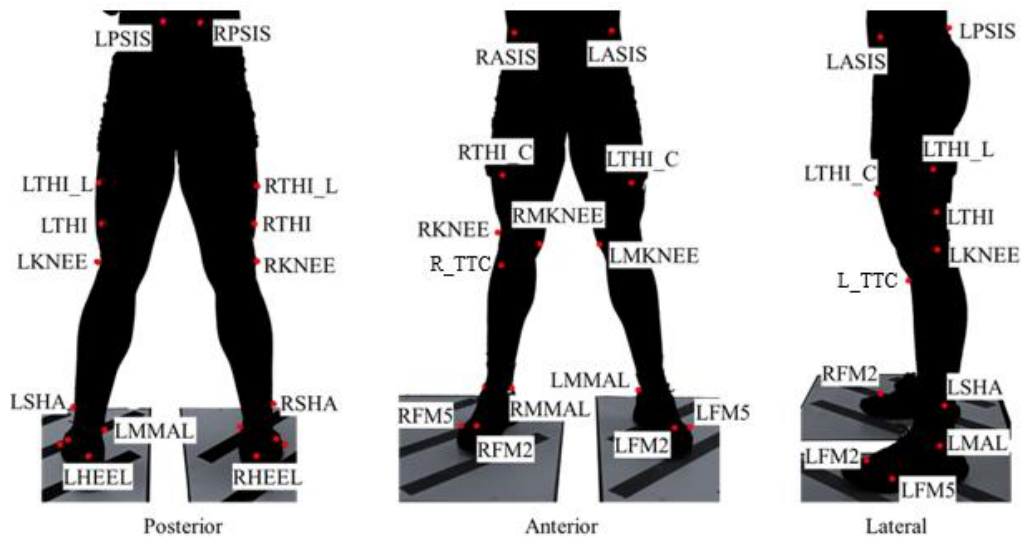


Figura 8. Marcadores reflectivos modelo biomecánico

Tabla 2. Nombres y referencias anatómicas de marcadores reflectivos

No.	Referencia anatómica
1	LASIS, RASIS: espina iliaca anterosuperior
2	LPSIS, RPSIS: espina iliaca posterosuperior
3	LTHI_L, RTHI_L: borde lateral del muslo proximal*
4	LTHI_C, RTHI_C: muslo anterior*
5	LTHI, RTHI: borde lateral del muslo distal
6	LKNEE, RKNEE: cóndilo lateral del fémur
7	LMKNEE, RMKNEE: cóndilo medial del fémur
8	L_TTC, R_TTC: tuberosidad anterior de la tibia
9	L_SHA, R_SHA: borde lateral de la pierna
10	L_MAL, R_SHA: maléolo lateral
11	LMMAL, RMMAL: maléolo medial
12	LHEEL, RHEEL: tuberosidad del calcáneo
13	LFM2, RFM2: base del segundo metatarsiano
14	LFM5, RFM5: base del quinto metatarsiano

Nota: *la tabla muestra los 28 marcadores utilizados en el modelo biomecánico y la referencia en que fueron ubicados. L para pierna izquierda y R para derecha.

(*) marcadores adicionados al modelo original.

- Protocolo para las capturas estáticas y dinámicas

Luego de la entrega, explicación y firma del consentimiento y asentimiento informado, así como la realización de la encuesta deportiva, se inició al protocolo de toma de datos de la siguiente manera:

- Medidas de talla, masa y edad: se registraron la talla y el peso utilizando una balanza Tanita HD-662 para el peso y un tallímetro de pared Seca 206 para la talla.
- Ubicación de los sensores EMG: se ubicaron 8 sensores de electromiografía de superficie en ambas piernas, siguiendo las recomendaciones del SENIAM y ubicados por la misma persona en todas las mediciones (77). Los músculos que se analizaron fueron: vasto medial (VM), vasto lateral (VL), semitendinoso (ST) y bíceps femoral (BF). Para la correcta colocación, se siguió este procedimiento: primero, se señaló con marcador borrable los puntos exactos de ubicación en la piel; luego, se retiró el vello de la zona; finalmente, se limpió el área con alcohol. Los sensores se fijaron con cinta doble faz y se aseguraron con micropore.

Los sensores registraron los datos a una frecuencia de muestreo de 2145 Hz y se sincronizaron con el sistema de cámaras y plataformas de fuerza,

permitiendo la captura simultánea de los datos del movimiento y la actividad muscular durante el gesto deportivo.

- Colocación de marcadores reflectivos: se ubicaron 28 marcadores reflectivos (de 1 cm de diámetro) en las prominencias óseas de los miembros inferiores, (ver tabla 2) y ubicados por la misma persona en todas las mediciones. Los marcadores se fijaron a la piel con cinta doble faz y se aseguraron con micropore, permitiendo su reconocimiento por las cámaras optoelectrónicas para la posterior reconstrucción del esqueleto mediante *Visual® 3D* y determinación de variables biomecánicas.
- Calentamiento: el calentamiento consistió en 5 ejercicios a intensidad moderada, cada uno con un volumen de 50 segundos y períodos de recuperación pasiva de 10 segundos entre ejercicios, completando un volumen total de 4 minutos y 10 segundos, y una recuperación total de 40 segundos, para un tiempo total de calentamiento de 4 minutos y 50 segundos.

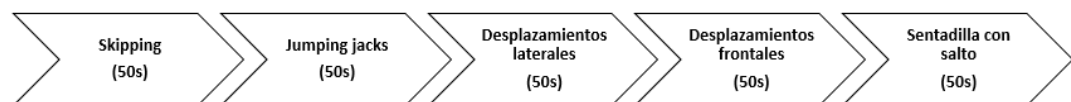


Figura 9. Secuencia de ejercicios de calentamiento

- Captura estática y captura dinámica: previo a las capturas, el sistema de movimiento se calibró para cada sesión, manteniendo un error de calibración inferior a 1mm para garantizar la confiabilidad de los datos. Se

verificó la sincronización entre las cámaras optoelectrónicas (frecuencia de muestreo: 200 Hz), las plataformas de fuerza (frecuencia de muestreo: 1000 Hz) y el sistema de EMGs (frecuencia de muestreo de 2145 Hz). Se establecieron estas frecuencias específicas debido a que el gesto deportivo fue ejecutado a máxima velocidad por las participantes, permitiendo obtener mayor precisión y calidad de los datos.

Para la captura estática, la deportista se ubicó en posición anatómica con las manos sobre las costillas inferiores del tórax, evitando obstruir la visualización de los marcadores de la pelvis. La grabación duró aproximadamente dos segundos, durante los cuales la participante permaneció inmóvil. Se verificó la visibilidad de los 28 marcadores reflectivos en cada captura estática, ya que esto determinaba la calidad de la reconstrucción del modelo biomecánico en *Visual*® 3D.

Para las capturas dinámicas, se diseñó un protocolo para realizar el COD sin ningún ángulo específico. Se estableció un punto de partida a mínimo 2 metros de la plataforma de fuerza, permitiendo que la jugadora desarrollara velocidad antes del contacto. Se consideró un COD "bueno" cuando el pie de la participante tocaba una única plataforma de fuerza, asegurando que la fuerza de reacción correspondiera a una sola extremidad. En los giros hacia la izquierda, se analizaba la pierna de pivote (derecha), y viceversa para los giros hacia la derecha. Los intentos se

realizaron de forma aleatoria para minimizar el posible efecto de la fatiga. Tras cada ejecución, la deportista disponía de un minuto de recuperación pasiva antes de continuar. Este procedimiento se repitió hasta completar seis movimientos considerados "buenos", tres hacia cada dirección.

- Procesamiento de señales: el procesamiento de las trayectorias de los marcadores reflectivos, de electromiografía y de las plataformas de fuerza se realizó utilizando funciones propias del *software Visual® 3D* mediante comandos organizados en el *Pipeline*.

El procesamiento de las señales de las trayectorias de los marcadores incluyó:

- Un filtro pasa bajas *Butterworth* bidireccional de cuarta orden con frecuencia de corte de 12 Hz.

El procesamiento de las señales de electromiografía incluyó:

- Un filtro pasa altas *Butterworth* bidireccional de cuarta orden con frecuencia de corte de 25 Hz.
- Un filtro pasa bajas *Butterworth* bidireccional de cuarta orden con frecuencia de corte de 300 Hz.

- Una ventana móvil de raíz de la media cuadrática (*RMS*), con una duración de 30 ms.

- Índice H/Q: división del *RMS* de la activación de músculos isquiotibiales (semitendinoso y/o bíceps femoral) con el *RMS* de la activación de los músculos de cuádriceps (vasto medial y vasto lateral).

- Se decidió utilizar un enfoque "no-normalizado" para las señales de EMGs, siguiendo las recomendaciones del Consenso *CEDE* (78), que establece que este método es apropiado cuando las señales EMG se obtienen bajo condiciones técnicas homogéneas y el objetivo es comparar patrones de activación intra-sujeto durante movimientos dinámicos. En esta investigación con maniobras de *COD*, la aplicación de contracciones voluntarias máximas (MVC) como método normalizador habría introducido mayor variabilidad y no representaría con precisión las demandas neuromusculares específicas de cada maniobra evaluada.

El procesamiento de las señales las plataformas de fuerza incluyeron:

- Un filtro pasa bajas *Butterworth* bidireccional de cuarta orden con frecuencia de corte de 50 Hz.

Para la determinación del inicio y final del movimiento, se estableció un umbral del 10% del valor máximo de la fuerza de reacción registrada por la plataforma pisada por el pie pivote (derecho o izquierdo). El inicio del movimiento se identificó cuando la curva en ascenso superaba el 10% del valor máximo y el final del movimiento se determinó durante el descenso de la curva, cuando el valor era inferior al 10% del valor máximo. Adicionalmente, cada *COD* fue normalizado en el tiempo de 0 a 100%. Esta normalización permitió analizar cada cambio de dirección de manera uniforme, independientemente de la duración de la captura dinámica.

4.8.2 Instrumentos de recolección de datos

Para organizar los datos calculados por el *software Visual® 3D*, utilizado en el análisis y descripción del gesto técnico de las deportistas, se emplearon tablas creadas en Excel. (ver anexo A).

Otro método de recolección de datos fue una encuesta deportiva (ver anexo B), cuyo propósito fue caracterizar a las participantes de la investigación desde el punto de vista deportivo y de antecedentes lesivos. Esta encuesta fue elaborada específicamente para las necesidades del estudio y se implementó a través de un formulario de Google. De esta manera, las respuestas se guardaron automáticamente en un archivo de Excel alojado en la nube, al cual solo tenían acceso los investigadores. El investigador principal entregó la encuesta el día de la citación, antes de la realización de las pruebas. Los

participantes la completaron mediante una tableta táctil, en un espacio separado dentro del laboratorio y en presencia de sus representantes legales.

Adicionalmente, el día de la citación a las pruebas, se registró la talla, la masa y la edad de cada una de las participantes, con el fin de completar los datos correspondientes a la caracterización de las deportistas.

4.9 VARIABLES

De acuerdo con las necesidades y los objetivos de la investigación, se establecieron unas variables específicas las cuales permitieron identificar factores de riesgo biomecánicos y neuromusculares durante los cambios de dirección relacionados con la lesión de ligamento cruzado anterior, estas se dividieron de la siguiente forma:

- Variables deportivas
- Variables electromiográficas
- Variables cinemáticas
- Variables cinéticas

Para lo anterior se realizó un cuadro de operacionalización de las variables, con el fin de dar a conocer de manera detallada los conceptos, su clasificación y como es la forma correcta de medir dichas variables. (Ver anexo C).

4.10 CONSIDERACIONES ÉTICAS

Durante la investigación, fue fundamental respetar el derecho de todo sujeto de estudio a ser informado y manifestar su consentimiento o negativa frente a cualquier procedimiento, tratamiento diagnóstico o prueba experimental a la que pudiera ser sometido.

En concordancia con los principios éticos que debían sustentar la investigación, se implementó un consentimiento y asentimiento informado explícito por escrito. Este documento detalló la naturaleza y propósitos de la investigación, justificó la participación del sujeto, describió la metodología de las pruebas, estableció los objetivos, especificó los instrumentos para recopilar información, señaló los beneficios y riesgos potenciales, garantizó la confidencialidad de la información y proporcionó los datos de contacto de los investigadores participantes (ver anexos D y E), estos documentos fueron aprobados por el CEIS de la Universidad del Valle, bajo el número de aprobación 118-023.

El día de las pruebas, en el Laboratorio Integrado de Análisis del Movimiento (LIAM), el investigador principal entregó personalmente el consentimiento informado al representante legal y el asentimiento informado a la deportista. Se explicaron detalladamente los objetivos, procedimientos y riesgos de la investigación, otorgando tiempo suficiente para su lectura, análisis y comprensión. Se resolvieron todas las dudas y preguntas que surgieron. El representante legal debió firmar el consentimiento si autorizaba la participación de su hijo/a, y la adolescente debió firmar el asentimiento si

deseaba participar. Una vez completado este proceso, el investigador principal recolectó los documentos y coordinó logísticamente el inicio de las encuestas deportivas y las pruebas de análisis del movimiento.

Los riesgos identificados durante la investigación y la realización de las pruebas incluyeron: caídas, fatiga muscular e irritación de la piel por el uso de cinta doble faz, micropore o productos de limpieza cutánea. Por la naturaleza de estos riesgos, la investigación se clasificó como riesgo mínimo. Considerando que las participantes eran deportistas de alto rendimiento, estaban familiarizados con los gestos deportivos que se evaluaron. Las pruebas se realizaron en un entorno controlado (laboratorio LIAM), lo que minimizó la probabilidad de caídas y problemas musculares. Respecto a posibles irritaciones cutáneas, se realizaron preguntas previas sobre alergias para prevenir reacciones adversas. Es importante destacar que al desarrollarse dentro de la Institución Universitaria Escuela Nacional del Deporte (IUEND), se contó con área protegida. Los planes de acción implementados para cada riesgo potencial fueron:

Prevención de caídas: se instalaron cintas antideslizantes en las plataformas de fuerza, área donde se realizaron las desaceleraciones con cambios de dirección (*COD*), reduciendo así el riesgo de resbalones y caídas.

Problemas musculares: se implementó un calentamiento protocolizado para la activación muscular y prevención de problemas musculares.

Prevención de irritación cutánea: Se utilizaron exclusivamente elementos de asepsia y limpieza nuevos, con registro INVIMA vigente.

Los beneficios esperados de la investigación superaron significativamente los riesgos mencionados. Los datos obtenidos en el laboratorio permitieron estudiar variables biomecánicas y neuromusculares, encontrando diferentes patrones de movimiento relacionados con la rotura del LCA. Esta lesión, por su alta incidencia y gravedad fisiológica, requiere períodos prolongados de recuperación que afectan significativamente el desarrollo deportivo de las atletas.

Respecto al manejo de la información, se garantizó la privacidad de los datos mediante el almacenamiento exclusivo en el computador principal del laboratorio LIAM, con acceso restringido a los investigadores. Los datos se conservarán por tres años para permitir análisis adicionales sobre diferentes variables cinéticas, cinemáticas y electromiográficas. Se implementó un sistema de codificación numérica (01-20) para anonimizar la identidad de los participantes.

Se declaró explícitamente la ausencia de conflictos de intereses en esta investigación.

5 PLAN DE ANÁLISIS DE LA INFORMACIÓN

Todos los análisis estadísticos se realizaron mediante *Python 3.11.10*. Los resultados se presentaron a través de gráficos, tablas y figuras, lo que permitió interpretar los patrones identificados y sus posibles implicaciones durante la ejecución de los cambios de dirección (*COD*) en las jugadoras de fútbol. La presentación de este análisis se organizó en función de los objetivos específicos de la investigación.

5.1 DESCRIPCIÓN DE VARIABLES DEPORTIVAS, BIOMECÁNICAS Y NEUROMUSCULARES

Para la descripción de las variables deportivas cuantitativas, se analizó el promedio como indicador de tendencia central y la desviación estándar como indicador de dispersión, adicionalmente se tuvo en cuenta el valor mínimo y máximo para describir el rango en el que se encontraban las jugadoras en cuanto masa, talla y edad. Por otro lado, las variables cualitativas fueron descritas a partir de las frecuencias absolutas (conteo de ocurrencia) y las frecuencias relativas (% de ocurrencia).

Las variables asociadas a la actividad electromiográfica y las variables biomecánicas, se analizaron a partir de la curva mediana, con el fin de disminuir el efecto generado por los movimientos atípicos que serán descritos más adelante. Esto se llevó a cabo analizando cada pierna por separado.

5.2 ASOCIACIÓN ENTRE FACTORES DE RIESGO BIOMECÁNICOS Y NEUROMUSCULARES

Con el fin de analizar la asociación entre los factores de riesgo biomecánicos y neuromusculares dentro de los *COD* realizados por las jugadoras de fútbol, se llevó a cabo un análisis sistemático y multifactorial de los datos recolectados. Este análisis se desarrolló en varias etapas secuenciales que permitieron una comprensión integral de los patrones de movimiento. La primera etapa inició con el cálculo de la curva de desaceleración, a partir de la mediana de la velocidad del centro de masa de cada jugadora, la cual permitió identificar el porcentaje específico del movimiento donde se alcanza la velocidad mínima durante el *COD*.

Una vez identificada la fase de desaceleración, tanto para cada *COD* individual como para la mediana de los *COD*, se procedió a calcular los indicadores mínimo, mediana y máximo durante la fase de desaceleración de los movimientos, para las siguientes variables: índices de co-activación muscular (*H/Q* lateral y *H/Q* medial), momentos abductores y ángulos de flexión de rodilla, fuerza de reacción vertical (FRV) y la actividad electromiográfica de los músculos vasto medial (VM), vasto lateral (VL), semitendinoso (ST) y bíceps femoral (BF). Este análisis permitió establecer los rangos “promedios” de cada una de las variables.

El siguiente paso consistió en evaluar la variabilidad del movimiento. Para ello, se calculó una métrica, a la cual nos referiremos de aquí en adelante como "distancia", entre cada

giro individual y la mediana de los giros en cada una de las variables analizadas. Por ejemplo, la distancia del *H/Q* lateral para el *i*-ésimo *COD*, se determinó con la siguiente formula:

$$dist_{hq_lat_i} = \{min_curva_med - min_i\} + \{med_curva_med - med_i\} + \{max_curva_med - max_i\}$$

Donde:

- *dist_hq_lat_i*: representa la distancia total de la variable índice *H/Q* lateral para el *i*-ésimo *COD*.
- *min_curva_med*: valor mínimo de la mediana de todas las curvas.
- *min*: valor mínimo del *i*-ésimo *COD*.
- *med_curva_med*: valor mediano de la mediana de todas las curvas.
- *med*: valor mediano del *i*-ésimo *COD*.
- *max_curva_med*: valor máximo de la mediana de todas las curvas.
- *max*: valor máximo del *i*-ésimo *COD*.

Estas distancias se estandarizaron para permitir la sumatoria directa entre diferentes variables y calcular indicadores compuestos que reflejen las relaciones entre variables biomecánicas y neuromusculares. Se analizaron específicamente las siguientes relaciones:

- a. Ángulos en X vs FRV: $dist_angulos_x + dist_frv$
- b. Ángulos en X vs *H/Q* Lat: $dist_angulos_x + dist_hq_lat$

- c. Ángulos en X vs *H/Q* Med: `dist_angulos_x + dist_hq_med`
- d. EMG VL vs EMG BF: `dist_emg_vl + dist_emg_bf`
- e. EMG VM vs EMG ST: `dist_emg_vm + dist_emg_st`
- f. *H/Q* Lat vs *H/Q* Med: `dist_hq_lat + dist_hq_med`
- g. *H/Q* Lat vs Momentos en Y: `dist_hq_lat + dist_momentos_y`
- h. *H/Q* Med vs Momentos en Y: `dist_hq_med + dist_momentos_y`

Estas relaciones se establecieron a partir de la descripción del mecanismo de lesión del ligamento cruzado anterior (LCA), considerando los factores de riesgo biomecánicos y neuromusculares. La relación entre el índice *H/Q* lateral y medial refleja el equilibrio muscular necesario para la estabilidad de la rodilla, donde un desbalance puede favorecer el colapso en valgo (14). De manera similar, la activación coordinada del vasto medial y el semitendinoso resulta fundamental para la estabilidad de la rótula y proporcionar resistencia ante fuerzas de cizallamiento tibial (30). Por su parte, la interacción entre el vasto lateral y el bíceps femoral contribuye a la estabilidad posterior de la rodilla (79). Adicionalmente, la relación entre el ángulo de flexión y la FRV es determinante en la biomecánica articular, ya que ángulos reducidos de flexión de rodilla combinados con elevadas FRV incrementan la transmisión de fuerzas hacia la articulación (29) (13).

Por otro lado, cuando altos momentos abductores de la rodilla se combinan con déficits en la activación de los isquiotibiales, generan desviaciones articulares que comprometen la estabilidad del LCA (40). Asimismo, la relación entre el ángulo de flexión y el índice

H/Q en sus componentes medial y lateral permite evaluar tanto la eficiencia de la estrategia de desaceleración como la capacidad protectora de los isquiotibiales sobre el LCA (39).

Tras identificar las distancias estandarizadas calculadas previamente, se procedió a identificar los *COD* atípicos. Para ello, se realizó un Análisis de Componentes Principales (*PCA*) con el objetivo de reducir la dimensionalidad y facilitar la interpretación de la variabilidad en las maniobras. El *PCA* se realizó a partir de una matriz de datos donde las filas correspondían a los *COD* ejecutados por las deportistas, y las columnas contenían las 8 relaciones descritas anteriormente. Este análisis multivariado permitió identificar los movimientos "*outliers*", es decir, aquellos que presentaron un comportamiento diferente al patrón "promedio" de todos los *COD*.

En el *PCA* se obtuvieron porcentajes de variabilidad para la pierna derecha de 40% en la componente 1 y 21% en la componente 2, mientras que para la pierna izquierda fueron de 39% en la componente 1 y 20% en la componente 2. Se seleccionaron las dos primeras componentes principales para el análisis, dado que estas explican un porcentaje significativo de la varianza total en los datos. La identificación de valores atípicos se realizó mediante el análisis de la distribución de los datos en el espacio bidimensional definido por las componentes principales, considerando como *outliers* aquellos puntos que se alejaban del patrón general. Esta identificación se complementó con diagramas de caja (*boxplots*) aplicados a las puntuaciones de las componentes

principales, que permitieron detectar valores extremos fuera del rango intercuartílico, fortaleciendo así la detección de *COD* atípicos.

Adicionalmente, se incorporó un análisis cualitativo basado en criterio experto para clasificar los *outliers* identificados. Esta categorización se fundamentó en la dirección y magnitud de los vectores de carga del *PCA*, que definen la posición de cada maniobra atípica dentro del espacio bidimensional de las componentes principales. Este enfoque permitió interpretar el tipo de *outlier* según el patrón biomecánico y neuromuscular predominante, facilitando una representación más comprensible de las desviaciones respecto al comportamiento típico del grupo.

Finalmente, se analizó la asociación entre las variables calculando el porcentaje de tiempo en que los movimientos identificados como "*outliers*" cumplen simultáneamente con las características definidas como no deseadas (% de ocurrencia). Las asociaciones fueron las siguientes:

- a. Ángulos en X vs FRV
- b. Ángulos en X vs *H/Q* Lat
- c. Ángulos en X vs *H/Q* Med
- d. EMG VL vs EMG BF
- e. EMG VM vs EMG ST
- f. *H/Q* Lat vs *H/Q* Med
- g. *H/Q* Lat vs Momentos en Y

h. *H/Q Med vs Momentos en Y*

Este análisis se presentó mediante gráficos de dispersión para cada asociación y posteriormente en tablas con frecuencias para cada tipo de *outlier*, permitiendo identificar la coincidencia temporal de factores de riesgo (ver tabla 8 en el apartado de resultados). Estas asociaciones se realizaron estableciendo puntos de corte específicos para cada variable durante la fase de desaceleración (Ver tabla 7 en el apartado de resultados). Se consideraron como casos no deseados: ángulos de rodilla en flexión por debajo del valor mínimo, FRV por encima del valor máximo, índices *H/Q* (lateral y medial) por debajo del valor mínimo, momentos en abducción por debajo del valor mínimo, activación de VM y VL por encima del valor máximo, y activación de ST y BF por debajo del valor mínimo.

Esta decisión se fundamenta en evidencia científica que demuestra que una menor flexión de rodilla durante los cambios de dirección aumenta la carga sobre el LCA, disminuyendo la capacidad de absorción de impacto (30). De igual manera, un índice *H/Q* reducido refleja una activación deficiente de los isquiotibiales en relación con el cuádriceps, lo que promueve una mayor traslación anterior de la tibia e incrementa la tensión sobre el LCA (7). Por otra parte, niveles mínimos de activación del ST y el BF pueden indicar una insuficiente coactivación protectora de los isquiotibiales, comprometiendo así la estabilidad articular (65). Finalmente, los momentos elevados en abducción de rodilla se han identificado como un factor biomecánico crítico para lesiones del LCA, pues aumentan el estrés articular y favorecen patrones de colapso en valgo (72).

Respecto a variables como la fuerza de reacción del suelo y la activación electromiográfica del VM y VL, los puntos de corte fueron establecidos a partir de los valores máximos medianos de las curvas. Esta decisión se basa en investigaciones previas que han demostrado que fuerzas elevadas de reacción vertical contra el suelo durante *COD* están asociadas con mayores cargas sobre la articulación de la rodilla, aumentando la tensión sobre el LCA (12). Asimismo, una activación elevada del VM y VL puede estar asociada con un desequilibrio en el control neuromuscular de la rodilla, debido a una mayor activación de los cuádriceps sobre los isquiotibiales (80). Este procedimiento permitió establecer umbrales basados en la distribución de los datos y en las distancias entre curvas, asegurando que los puntos de corte reflejen tendencias representativas del grupo evaluado en lugar de valores individuales extremos o atípicos.

6 RESULTADOS

6.1 DESCRIPCIÓN DE VARIABLES DEPORTIVAS

Las características antropométricas de la muestra revelaron una edad promedio de 15 ± 1 año, con un rango entre 14 y 17 años. En cuanto a la masa, las participantes presentaron una media de $56,67 \pm 7,33$ kg, observándose una variabilidad considerable con valores que oscilaron entre 48,65 kg y 79,75 kg. La estatura promedio fue de $1,61 \pm 0,07$ m, con valores mínimos y máximos de 1,51 m y 1,74 m, respectivamente.

Tabla 3. Masa, talla y edad.

	Media (DE)	Min	Max
Masa (Kg)	56,67 ($\pm 7,33$)	48,65	79,75
Talla (m)	1,61 ($\pm 0,07$)	1,51	1,74
Edad (años)	15 (± 1)	14	17

Nota: *la tabla muestra las características antropométricas y la edad de las 20 jugadoras. Se presentan los valores promedio con su desviación estándar ($\pm$) y los valores mínimos y máximos para cada variable.

En relación con la distribución por posiciones de juego, se encontró una representación equilibrada entre las principales funciones tácticas dentro del campo. Las posiciones de volante ofensivo, defensa central, defensa lateral y extremo estuvieron representadas cada una por cuatro jugadoras, correspondiendo al 20% de la muestra para cada posición. La posición de delantero centro fue ocupada por tres jugadoras (15%), mientras

que la de volante defensivo contó con una única representante (5%). Esta distribución refleja una muestra heterogénea que abarca las principales posiciones del fútbol femenino.

Tabla 4. Posición de juego

Posición de juego	N	%
Volante ofensivo	4	20%
Defensa Central	4	20%
Defensa lateral	4	20%
Extremo	4	20%
Delantero centro	3	15%
Volante defensivo	1	5%

Nota: *la tabla muestra la distribución de 20 jugadoras según su posición en el campo en frecuencias absolutas (N) y en frecuencias relativas (%).

Respecto a la pierna hábil e historial de lesiones, se observó una marcada predominancia de jugadoras diestras, representando el 90% de la muestra (n=18), mientras que solo dos jugadoras (10%) reportaron dominancia izquierda. El análisis del historial de lesiones de rodilla durante los últimos tres años reveló que la mayoría de las participantes (80%, n=16) no presentó antecedentes lesivos. Sin embargo, cuatro jugadoras (20%) reportaron lesiones previas de rodilla, cada una con una patología diferente: contusión meniscal, rotura del ligamento cruzado anterior (LCA), tendinitis anserina e inflamación del cartílago.

Tabla 5. Pierna hábil e historial de lesiones

Pierna hábil	N	%
Derecha	18	90%
Izquierda	2	10%
Lesión de rodilla (últimos 3 años)	N	%
No	16	80%
Si	4	20%
Tipo de lesión	N	
Contusión meniscal	1	
Rotura LCA	1	
Tendinitis anserina	1	
Inflamación cartílago	1	

Nota: *la tabla muestra la pierna hábil, lesiones de rodilla en los últimos tres años y el tipo de lesión en frecuencias absolutas (N) y en frecuencias relativas (%).

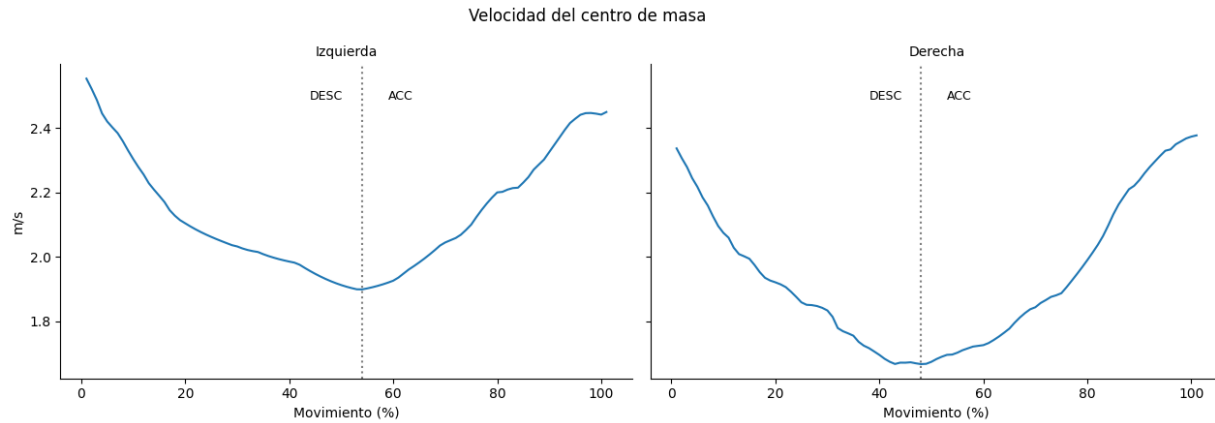
Para el análisis de las variables biomecánicas y neuromusculares, se estudiaron las medianas de todos los cambios de dirección (*COD*), totalizando 60 movimientos hacia la derecha y 60 hacia la izquierda. En todas las representaciones gráficas, la curva analizada representa la distribución central de los datos, donde el 50% de las observaciones se encuentra por encima y el otro 50% por debajo de esta línea. Los gráficos se estructuraron en dos secciones principales: una dedicada a mostrar el comportamiento de las variables correspondientes a la rodilla y músculos de la pierna izquierda, y otra que refleja las variables asociadas a la pierna derecha. El eje Y (ordenadas) de todas las gráficas muestra la magnitud en las unidades de medida específicas para cada variable analizada, mientras que el eje X (abscisas) representa el progreso del *COD* como un porcentaje del movimiento total, normalizado desde 0% hasta

100%. Adicionalmente, en el gráfico correspondiente a cada pierna, se trazó una línea vertical discontinua que representa el punto de mínima velocidad durante el movimiento. Esta referencia visual permite observar la curva de desaceleración durante la maniobra.

De acuerdo con el sistema de coordenadas y el modelo biomecánico creado en *Visual®* 3D, utilizado para las capturas de los *COD*, los momentos extensores de rodilla se representaron con valores positivos, mientras que los momentos abductores correspondieron a valores negativos. De manera similar, los ángulos de flexión de rodilla se expresaron con valores positivos, mientras que los ángulos de valgo se representaron mediante valores negativos.

6.2 DESCRIPCIÓN DE VARIABLES BIOMECÁNICAS

La velocidad del centro de masa (ver gráfica 1) refleja claramente las fases de desaceleración y aceleración durante el *COD*. En la pierna derecha, se registró una velocidad inicial de aproximadamente 2,3 m/s, la cual disminuyó hasta 1,66 m/s durante la fase de desaceleración máxima (47% del movimiento). Posteriormente, durante la fase de aceleración, se observa un incremento gradual de la velocidad hasta alcanzar los 2,4 m/s al final del *COD*. De manera similar, en la pierna izquierda, se observó una velocidad inicial de aproximadamente 2,6 m/s, que disminuyó hasta 1,89 m/s durante la fase de desaceleración máxima (53% del movimiento). Tras esta fase, se presentó un incremento de la velocidad en la fase de aceleración hasta alcanzar los 2,5 m/s al final del movimiento.

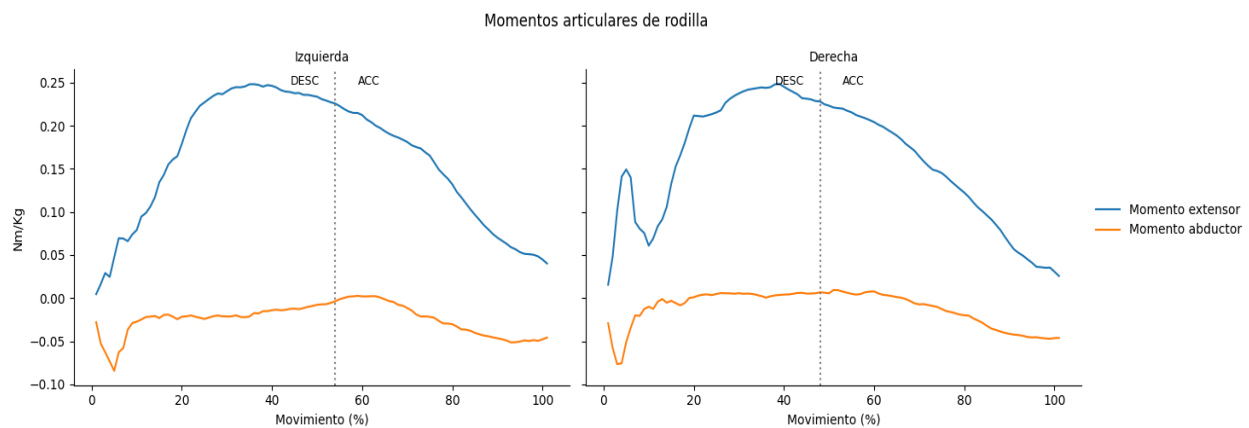


Gráfica 1. Velocidad del centro de masa. El eje X representa el porcentaje normalizado del movimiento (0-100%) y el eje Y la velocidad del centro de masa en metros por segundo (m/s). La línea azul continua representa la mediana de la velocidad durante el movimiento para la pierna izquierda y derecha. DESC: desaceleración y ACC: aceleración.

Los momentos articulares de rodilla (ver gráfica 2) revelan patrones diferentes entre ambas piernas. En la pierna derecha muestra un momento extensor específico, donde al 5% del movimiento presenta un pico inicial de impacto de 0,15 Nm/Kg, seguido de una disminución en la magnitud al 10% del *COD* hasta aproximadamente 0,05 Nm/Kg. Posteriormente, se evidencia un segundo pico de 0,25 Nm/Kg, correspondiente al momento extensor máximo, cercano al 40% del *COD*. Estos dos picos se presentan en la fase de desaceleración del *COD*, según la velocidad del centro de masa. El primer pico puede asociarse al contacto inicial con la plataforma, mientras que el segundo se relaciona con las cargas anteroposteriores de la rodilla derecha durante el movimiento.

En cuanto a la pierna izquierda, los resultados muestran valores similares, pero sin presentar la disminución en la magnitud del torque articular posterior al primer pico. En esta pierna se observa una curva ascendente desde aproximadamente 0 Nm/Kg hasta un primer pico de 0,25 Nm/Kg cercano al 35% del movimiento, que posteriormente decrece durante la fase de aceleración de los deportistas.

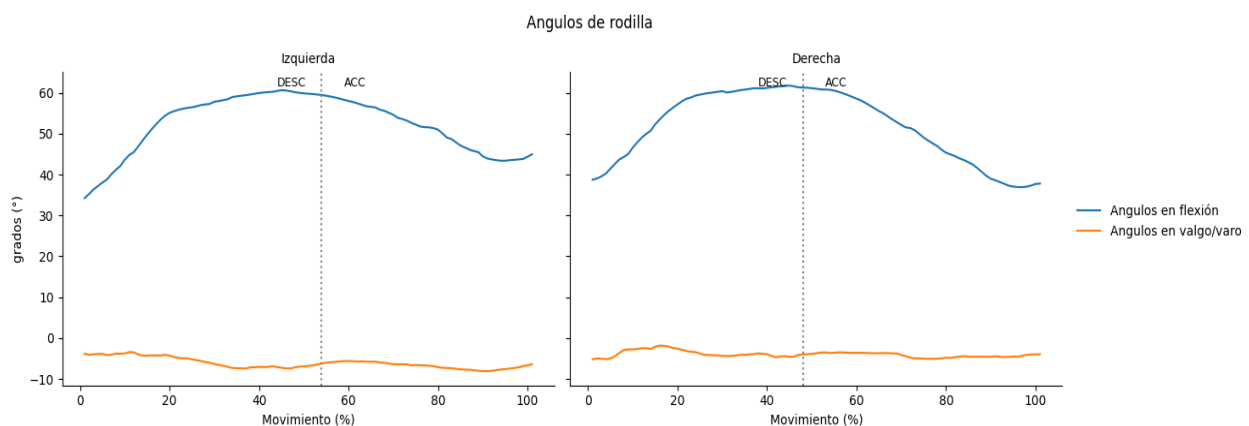
En cuanto a los momentos abductores máximos (picos máximos) se alcanzan valores de - 0,8 Nm/Kg para la rodilla derecha y -0,9 Nm/Kg para la izquierda. Un hallazgo importante es que el pico máximo abductor de ambas extremidades ocurre durante el contacto inicial del pie contra la plataforma de fuerza (fase de desaceleración), lo cual corresponde aproximadamente al 5% del movimiento.



Gráfica 2. Momentos articulares de rodilla. El eje X muestra el porcentaje normalizado del movimiento (0-100%) y el eje Y representa los momentos articulares en Newtonmetro por kilogramo (Nm/kg). La línea azul continua representa la mediana de los momentos extensores de rodilla y la línea naranja de los momentos abductores, durante los gestos para la pierna izquierda y derecha. DESC: desaceleración y ACC: aceleración.

Los patrones angulares de ambas rodillas (ver gráfica 3) mostraron características similares durante el cambio de dirección. La rodilla derecha inició con una flexión de aproximadamente 40° que aumentó progresivamente hasta alcanzar un máximo de alrededor de los 60° al 45% del *COD*. Entre el 45 y 70% del movimiento, se mantuvo una flexión de 58°, seguida por una extensión gradual hasta 35° al finalizar el movimiento. La rodilla izquierda mostró un patrón similar, pero con valores máximos ligeramente menores. La flexión inicial de 35° progresó hasta un pico de 62° al 48% del ciclo, manteniendo una flexión de 55° durante la fase media y finalizando con 45° de flexión.

Para los ángulos de abducción de rodilla, se observa que las rodillas de ambas extremidades durante todo el movimiento de cambio de dirección se encuentran en valgo dinámico, oscilando entre 0° y -10°. Analizándose específicamente en la rodilla izquierda el mayor ángulo de abducción al 45% del *COD*.

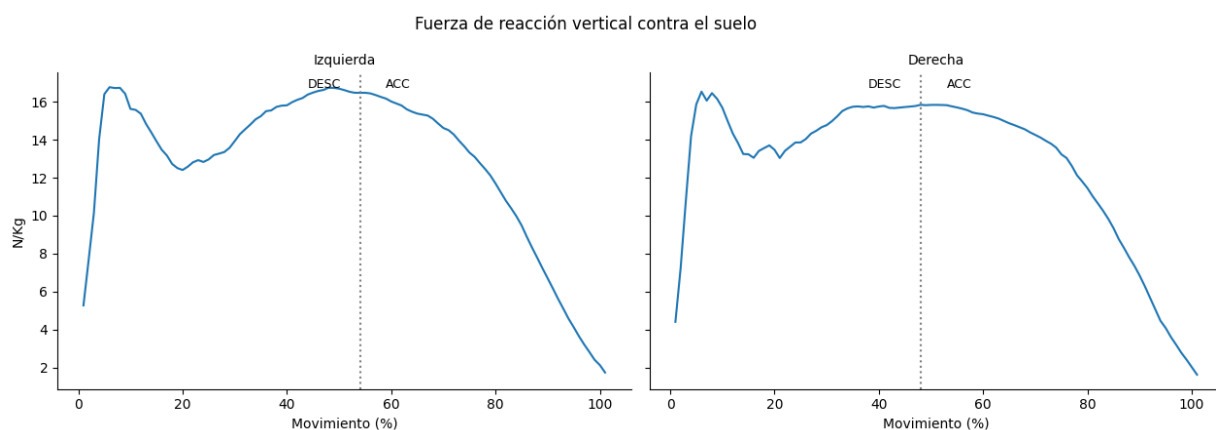


Gráfica 3. Ángulos de rodilla. El eje X representa el porcentaje normalizado del movimiento (0-100%) y el eje Y los grados de movimiento de la rodilla (°). La línea azul continua representa la mediana de los ángulos de flexión de rodilla y la línea naranja de

los ángulos de valgo, durante los gestos para la pierna izquierda y derecha. DESC: desaceleración y ACC: aceleración.

El análisis de las fuerzas de reacción vertical (ver gráfica 4) evidenció un patrón característico en ambas piernas. Para la pierna derecha, el primer pico alcanzó los 16,528 N/Kg antes del 10% del movimiento, posterior a esto se observó un descenso en la fuerza que ejerce el pie sobre la plataforma, llegando a 13 N/Kg cercano al 20%, seguido por una meseta de 15,8 N/Kg entre el 35 y 55% del movimiento, disminuyendo gradualmente la magnitud hasta llegar a 1,632 N/Kg.

La pierna izquierda mostró magnitudes similares, el primer pico alcanzó 16,762 N/Kg antes del 10% del *COD*, luego se evidenció un descenso en la fuerza sobre la plataforma llegando alrededor de 12 N/Kg cercano al 20%, seguido de un segundo pico al rededor del 50 % del *COD*, con un valor cercano al primero pico de activación (16,762 N/Kg), disminuyendo la magnitud hasta llegar a 1,746 N/Kg.



Gráfica 4. Fuerza de reacción vertical contra el suelo. El eje X muestra el porcentaje normalizado del movimiento (0-100%) y el eje Y representa la fuerza normalizada por la masa corporal en Newton por kilogramo (N/kg). La línea azul continua representa la mediana de la fuerza de reacción vertical durante el movimiento para la pierna izquierda y derecha. DESC: desaceleración y ACC: aceleración.

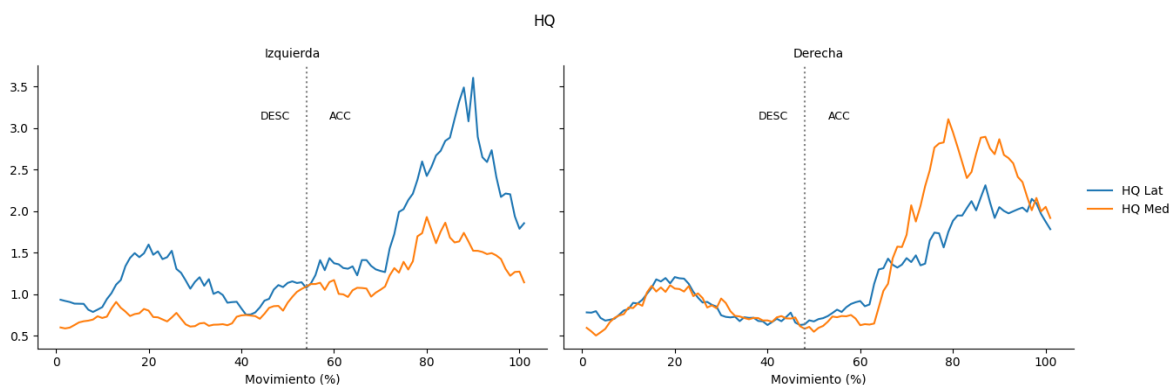
6.3 DESCRIPCIÓN DE VARIABLES NEUROMUSCULARES

En la pierna derecha, la relación lateral entre los isquiotibiales y cuádriceps (índice H/Q) (ver gráfica 5) muestra un patrón ascendente al inicio del movimiento, alcanzando un valor aproximado de 1,3 alrededor del 20% del COD . Posteriormente, disminuye gradualmente hasta valores cercanos a 0,6 al 40% del movimiento, manteniéndose cercano a este valor hasta el 50% del movimiento. El índice H/Q medial en esta pierna muestra un comportamiento similar, iniciando un ascenso que alcanza un pico máximo de 1,1 cerca del 20% del movimiento, seguido de una disminución hasta 0,7 alrededor del 40% del COD , y manteniéndose en valores entre 0,5 y 0,7 hasta el 50% del movimiento.

En la pierna izquierda, el índice H/Q lateral presenta un incremento en la fase inicial, alcanzando un valor aproximado de 1,6 alrededor del 20% del COD , seguido de una disminución hasta valores cercanos a 0,7 al 40% del movimiento. Posteriormente, muestra una ligera tendencia ascendente hasta alcanzar 1,1 al rededor del 55% del COD . Por su parte, el índice H/Q medial en esta pierna muestra un comportamiento diferente, llegando a un pequeño pico de 0,9 alrededor del 15% del movimiento, seguido de una

disminución hasta valores de 0,6 cerca del 30% del *COD*, para finalmente mostrar una tendencia ascendente gradual hasta alcanzar 1,1 al 55% del movimiento.

En la pierna derecha, los índices *H/Q* tanto lateral como medial oscilaron entre 0,5 y 0,8 durante la mayor parte de la fase de desaceleración. Estos valores sugieren una mayor contracción de los músculos cuádriceps en comparación con los isquiotibiales durante el *COD*. En contraste, la pierna izquierda mostró un comportamiento diferente: el índice *H/Q* lateral tendió a presentar valores ligeramente superiores al medial durante gran parte del movimiento de desaceleración. Esta variación podría indicar una mayor activación de los músculos del compartimento lateral en la estabilización de la rodilla durante el *COD*.



Gráfica 5. Índice *H/Q* lateral y medial. El eje X representa el porcentaje normalizado del movimiento (0-100%) y el eje Y el valor de la relación *H/Q*. La línea azul continua representa la mediana del índice *H/Q* lateral (relación entre el bíceps femoral [BF] y vasto lateral [VL]) y la línea naranja del índice *H/Q* medial (relación entre el semitendinoso [ST] y el vasto medial [VM]), durante los gestos para la pierna izquierda y derecha. DESC: desaceleración y ACC: aceleración.

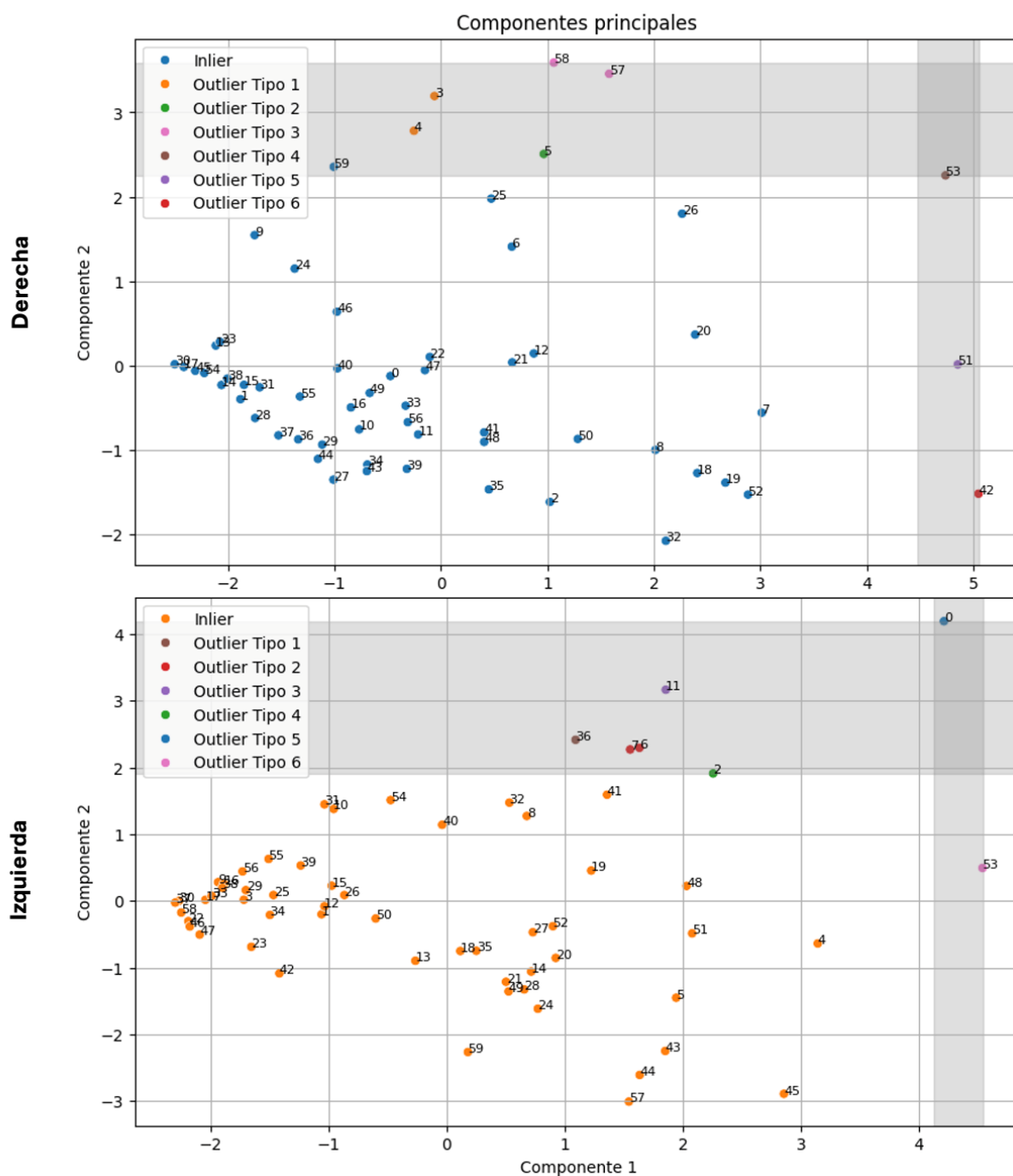
6.4 ASOCIACIÓN ENTRE FACTORES DE RIESGO BIOMECÁNICOS Y NEUROMUSCULARES

Para la identificación de valores atípicos mediante el análisis de componentes principales (*PCA*), se construyó una matriz de datos que incorporó las 8 distancias estandarizadas de la relación entre variables para cada uno de los *COD* evaluados. Los casos que presentaron características atípicas fueron identificados sistemáticamente, y posteriormente representados de manera gráfica en el *PCA*, como se puede observar en detalle en la gráfica 6.

El *PCA* identificó ciertos *COD* como valores atípicos ("*outliers*"). Estos *COD* exhiben patrones biomecánicos y neuromusculares que difieren significativamente de la mayoría de los *COD* promedio, los cuales son representados en color azul para la pierna derecha y en naranja para la izquierda. Los valores atípicos se encuentran distribuidos a lo largo del espacio del *PCA*, lo que sugiere la existencia de múltiples tipos de patrones atípicos entre las jugadoras, los cuales están representados por un color diferente dependiendo del tipo de *outlier*.

El análisis reveló que 15 de los 120 *COD* ejecutados por las jugadoras fueron identificados como valores atípicos, representando el 24,9% del total de *COD*. En la pierna derecha se observaron 8 valores atípicos, correspondientes al 13,3% de los 60 *COD* realizados con esa extremidad, mientras que en la pierna izquierda se detectaron 7 valores atípicos, equivalentes al 11,6% de las maniobras ejecutadas con dicha extremidad.

En la gráfica 6 para la pierna derecha se identifica el COD número 59, clasificado como *outlier* por el PCA. Sin embargo, tras la revisión manual, se descartó debido a la baja presencia de variables asociadas con el riesgo de lesión y su escasa asociación con otras variables.



Gráfica 6. Análisis de componentes principales (*PCA*). Representación bidimensional del *PCA* para los cambios de dirección, diferenciando entre pierna derecha (superior) e izquierda (inferior). Los puntos azules representan los *COD* dentro del patrón promedio (*inliers*) para la pierna derecha y los naranjas representan los mismos tipos de *COD* para la pierna izquierda. Los *outliers* se identifican por colores: para pierna derecha (amarillo: tipo 1, verde: tipo 2, rosado: tipo 3, café: tipo 4, lila: tipo 5 y rojo: tipo 6); para pierna izquierda (café: tipo 1, rojo: tipo 2, lila: tipo 3, verde: tipo 4, azul: tipo 5 y rosado: tipo 6).

Es importante destacar que se realizó un análisis independiente para cada pierna. En la pierna derecha se identificaron valores atípicos en 4 jugadoras (20% de la población evaluada), mientras que en la pierna izquierda estos se presentaron en 5 jugadoras (25% de la población evaluada). Para la pierna derecha se identificaron 6 tipos de valores atípicos, siendo los tipos 1 y 3 los más frecuentes con 2 *COD* cada uno. De manera similar, en la pierna izquierda se encontraron 6 tipos de valores atípicos, donde los tipo 2 fueron los más frecuentes con 2 *COD* (ver tabla 6).

En los *COD* realizados con la pierna derecha, la jugadora 1 ejecutó maniobras atípicas en sus 3 repeticiones: los 2 primeros tipo 1 y el último tipo 2. Las jugadoras 2 y 3 realizaron 2 *COD* atípicos cada una: la jugadora 2 presentó valores atípicos tipo 3 y la jugadora 3 valores atípicos tipo 4 y 5. Por su parte, la jugadora 4 mostró un único valor atípico tipo 6.

Respecto a los *COD* ejecutados con la pierna izquierda, la jugadora 5 efectuó una maniobra atípica tipo 1, mientras que las jugadoras 6 y 8 realizaron 2 *COD* atípicos cada una: la jugadora 6 presentó valores atípicos tipo 2 y la jugadora 8 valores atípicos tipo 4 y 5. La jugadora 7 mostró un valor atípico tipo 3. Por último, se identificó que la jugadora 3, quien había presentado 2 valores atípicos (tipo 4 y 5) en la pierna derecha, también realizó un gesto atípico tipo 6 con la pierna izquierda, acumulando así 3 valores atípicos de los 6 analizados en total.

Cabe destacar que la jugadora 5 la cual presentó un *COD* atípico tipo 1 en la pierna izquierda, corresponde a la deportista que la encuesta deportiva tuvo antecedentes de lesión y reconstrucción del LCA de la rodilla izquierda.

Tabla 6. Tipos de cambios de dirección atípicos por jugadora

Pierna derecha			Pierna izquierda		
Jugador	<i>COD</i>	<i>Outlier</i>	Jugador	<i>COD</i>	<i>Outlier</i>
Jugadora 1	1	Tipo 1	Jugadora 5	1	Tipo 1
	2	Tipo 1	Jugadora 6	1	Tipo 2
	3	Tipo 2		2	Tipo 2
Jugadora 2	1	Tipo 3	Jugadora 7	3	Tipo 3
	2	Tipo 3	Jugadora 8	3	Tipo 4
				1	Tipo 5
Jugadora 3	3	Tipo 4	Jugadora 3	3	Tipo 6
	1	Tipo 5			
Jugadora 4	1	Tipo 6			

Nota: *resumen de los cambios de dirección (*COD*) identificados como atípicos "*outliers*" para cada pierna, especificando la jugadora, el número de *COD* y el tipo de patrón atípico identificado.

Tras la identificación de los *COD* atípicos, se procedió a analizar las asociaciones temporales entre variables durante la fase de desaceleración (tabla 8), lo que permitió revelar patrones distintivos en estas maniobras previamente clasificadas como atípicas. Para establecer dichas asociaciones, se definieron puntos de corte específicos para las variables biomecánicas y neuromusculares, diferenciando entre la pierna derecha e izquierda de las deportistas (ver tabla 7).

Para la pierna derecha, se establecieron los siguientes puntos de corte: un ángulo mínimo de flexión de rodilla de $38,75^{\circ}$, activaciones musculares mínimas de 0,09 mV para el BF y ST, y máximas de 0,24 mV y 0,44 mV para el VL y vasto medial VM respectivamente. La FRV máxima fue de 16,52 N/Kg, con índice *H/Q* mínimos de 0,63 para el compartimento lateral y 0,50 para el medial, y un momento abductor mínimo de -0,07 Nm/Kg.

En cuanto a la pierna izquierda, se observaron algunas diferencias notables: un ángulo mínimo de flexión de rodilla menor de $34,25^{\circ}$, lo que podría indicar una posición más comprometida durante el *COD*. Las activaciones musculares mínimas fueron ligeramente superiores tanto para el BF (0,11 mV) como para el ST (0,10 mV), mientras que el VL y VM mostraron valores máximos de 0,26 mV y 0,40 mV respectivamente. La fuerza de reacción vertical fue superior (16,76 N/Kg), con índices *H/Q* mínimos más altos tanto en el compartimento lateral (0,76) como en el medial (0,59), y un momento abductor mínimo de -0,08 Nm/Kg.

Estas diferencias entre extremidades sugieren la existencia de patrones de control neuromuscular distintos durante los *COD*. Cabe destacar que la diferencia más marcada se observó en la pierna izquierda, la cual presentó ángulos de flexión mínimos más reducidos.

Tabla 7. Puntos de cortes

Pierna	Ángulos flex Min	EMG BF Min	EMG ST Min	EMG VL Max	EMG VM Max	FRV Max	H/Q lat Min	H/Q med Min	Momentos abd Min
Derecha	38,75°	0,09 mV	0,09 mV	0,24 mV	0,44 mV	16,52 N/Kg	0,63	0,50	-0,07 Nm/Kg
Izquierda	34,25°	0,11 mV	0,10 mV	0,26 mV	0,40 mV	16,76 N/Kg	0,76	0,59	-0,08 Nm/Kg

Nota: * valores límite establecidos para las variables biomecánicas y neuromusculares por pierna (derecha e izquierda). Se incluyen los valores mínimos para ángulos de flexión de rodilla, activación electromiográfica (EMG) del bíceps femoral (BF) y semitendinoso (ST), índices de co-activación lateral y medial (*H/Q lat* y *H/Q med*) y momentos abductores de rodilla y valores máximos para activación electromiográfica (EMG) del vasto lateral (VL) y vasto medial (VM) y fuerzas de reacción vertical (FRV). Las variables tienen las siguientes unidades de medida: ángulos (°), milivoltios (mV), Newton por kilogramo (N/Kg), porcentaje de activación (%) y Newton metro por kilogramo (Nm).

En la pierna derecha, se identificaron asociaciones entre los ángulos de flexión de rodilla y FRV, con diferentes patrones según el tipo de *COD*. Los tipo 1 mostraron una coincidencia del 24%, mientras que los tipo 3 presentaron una relación entre el 24% y 31%. Adicionalmente, la relación entre los ángulos de flexión y los índices *H/Q* lateral presentó coincidencias del 33 y 35% en los *COD* tipo 1, y del 28% para el tipo 2 y 4. La

asociación entre los ángulos de flexión y el índice *H/Q* medial presentó valores del 35% para el tipo 4. Estos resultados sugieren posibles compensaciones en el control neuromuscular durante ángulos de flexión reducidos.

Otro hallazgo relevante fue la asociación entre los índices *H/Q* lateral y medial. Se observaron valores del 53% en movimientos tipo 4, del 42% en el tipo 5, y una asociación del 100% en los *COD* tipo 6, indicando un posible desequilibrio en la coactivación entre los músculos extensores y flexores de rodilla durante estos *COD* atípicos. Adicionalmente, la relación entre la actividad electromiográfica del ST y el VM mostró una asociación del 44% en los tipo 6, lo que podría evidenciar alteraciones en la estabilidad dinámica de la rodilla.

En la pierna izquierda, se observó un patrón diferente. La asociación más destacada se encontró en la actividad electromiográfica del BF versus el VL, con un 89% de asociación en el *COD* tipo 5 y un 50% en el tipo 2. Los índices *H/Q* lateral y medial mostraron una alta asociación de 86 y 47% en los *COD* tipo 2, 33% en los tipo 3 y 40% en el tipo 4, sugiriendo posibles alteraciones en las estrategias de control neuromuscular durante los *COD*. Además, se identificaron relaciones entre el *H/Q* lateral y momentos abductores del 52% en los *COD* tipo 4, y entre los ángulos de flexión y los índices *H/Q* lateral con coincidencias del 26% en los tipo 6. Lo que sugiere que cuando hay un desbalance muscular entre flexores y extensores, se presentan altas cargas articulares en valgo dinámico de rodilla.

La jugadora 5 quien había presentado antecedente lesivo en la rodilla de la pierna izquierda (rotura y reconstrucción del LCA), mostró asociaciones del 22% entre la activación del bíceps femoral BF y VL, y del 12% entre el índice H/Q lateral y los momentos abductores.

Tabla 8. Asociaciones entre variables

Asociación	Pierna derecha Tipo de outlier								Pierna izquierda Tipo de outlier							
	1	1	2	3	3	4	5	6	1	2	2	3	4	5	6	
Ángulos flex X vs. FRV	24%	15%	16%	24%	31%	0%	0%	0%	0%	3%	0%	0%	0%	2%	0%	
Ángulos flex vs. H/Q lat	35%	33%	28%	0%	0%	28%	14%	0%	0%	9%	0%	0%	0%	9%	26%	
Ángulos flex vs. H/Q med	8%	13%	0%	12%	0%	35%	19%	0%	0%	5%	0%	0%	0%	9%	18%	
EMG BF vs. EMG VL	6%	13%	8%	0%	0%	0%	0%	0%	22%	50%	12%	0%	19%	89%	13%	
EMG ST vs. EMG VM	0%	0%	0%	0%	0%	7%	17%	44%	0%	0%	0%	0%	12%	0%	0%	
H/Q lat vs. H/Q med	8%	13%	0%	0%	0%	53%	42%	100%	0%	47%	86%	33%	40%	20%	18%	
H/Q lat vs. momentos abd	4%	0%	0%	0%	0%	14%	15%	0%	12%	7%	0%	9%	52%	11%	11%	
H/Q med vs. momentos abd	4%	0%	0%	8%	0%	14%	20%	0%	0%	3%	0%	0%	19%	11%	11%	

Nota: * La tabla presenta un análisis detallado del porcentaje (%) de tiempo durante la fase de desaceleración donde coinciden valores de riesgo entre pares de variables biomecánicas y neuromusculares. Los resultados se presentan separados por extremidad (pierna derecha de color azul e izquierda de color naranja) y por tipo de patrón atípico identificado.

7 DISCUSIÓN

El presente estudio evaluó la asociación entre los factores de riesgo biomecánicos y neuromusculares durante maniobras de cambios de dirección (*COD*) en jugadoras de fútbol femenino aficionado. A través del análisis integrado de la cinemática, cinética y electromiografía, se identificaron patrones de movimiento y activación muscular en la asociación entre variables claves, como la actividad eléctrica muscular, ángulos de flexión y momentos abductores de rodilla, fuerzas de reacción vertical (FRV) e índices de coactivación lateral y medial (índice *H/Q*). Estos hallazgos, contrastados con la evidencia científica existente, ofrecen nuevas perspectivas para comprender los mecanismos de lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) y fundamentar estrategias de prevención basadas en datos objetivos.

El análisis de componentes principales (*PCA*) permitió identificar patrones atípicos en la ejecución de los *COD*, proporcionando información relevante sobre los mecanismos de lesión del LCA en futbolistas femeninas. Del total de 120 *COD* analizados, el 24,9% fueron catalogados como atípicos, con una distribución diferente entre extremidades: 13,3% en la pierna derecha frente al 11,6% en la izquierda, de los 60 *COD* realizados con cada pierna. Además, se identificaron mayores asociaciones entre diferentes conjuntos de variables en la pierna derecha en comparación con la izquierda. Esta asimetría en la ejecución del gesto deportivo sugiere diferencias en la estabilidad y el control neuromuscular entre ambas extremidades.

La selección de jugadoras entre 14 y 17 años se realizó siendo conscientes de que durante la adolescencia ocurren cambios fisiológicos que alteran la estabilidad articular y el control motor, incrementando el riesgo de lesiones como la ruptura del LCA (81). Myer et al. describieron que, durante el pico de crecimiento puberal, el rápido aumento de la masa corporal y la estatura no está acompañado de un desarrollo proporcional del control neuromuscular, lo que favorece patrones lesivos como la disminución del ángulo de flexión de rodilla y el aumento del valgo dinámico (75). Este fenómeno es particularmente relevante en futbolistas femeninas adolescentes, donde estudios como el de Hewett et al. reportaron un mayor momento abductor de rodilla durante desaceleraciones, indicando probablemente un control neuromuscular alterado en las extremidades inferiores (82).

Los resultados de esta investigación confirmaron estos hallazgos: las jugadoras de 14–17 años mostraron ángulos de flexión mínimos reducidos ($<38,75^{\circ}$ en rodilla derecha y $<34,25^{\circ}$ en izquierda) y fuerzas de reacción vertical superiores a 16,5 N/kg en maniobras clasificadas como atípicas. Adicionalmente, las alteraciones en la coactivación de los músculos isquiotibiales y cuádriceps, evidenciadas mediante índices H/Q bajos, reflejan la inmadurez neuromuscular que la literatura describe como factor determinante para el estrés del LCA durante cambios de dirección (82) (83). Estos hallazgos refuerzan la importancia de implementar intervenciones preventivas en estas edades, priorizando programas de control neuromuscular, tal como recomiendan recientes revisiones sistemáticas en atletas adolescentes(83).

En cuanto a el análisis de la tabla 8, que evaluó la asociación entre variables biomecánicas y neuromusculares, reveló relaciones entre los ángulos de flexión de rodilla y la FRV, con una coincidencia del 24% en los *COD* tipo 1 y del 24 y 31% en los tipo 3 de la pierna derecha. Adicionalmente, se analizó la asociación entre los ángulos de flexión y los índices *H/Q* lateral y medial, presentándose coincidencias entre el 26 y 35% en diferentes tipos de *COD* de ambas piernas. Estos hallazgos concuerdan con los estudios de Leppänen et al. y Di Paolo et al., quienes determinaron que ángulos de flexión inferiores a 30° y FRV superiores a 16 N/kg incrementan la carga sobre la rodilla y disminuyen la capacidad de absorción del impacto, aumentando el riesgo de lesión del LCA (29) (13).

En la pierna izquierda, la asociación más fuerte se dio entre la activación electromiográfica del bíceps femoral (BF) y el vasto lateral (VL), con una relación del 89% en los *COD* tipo 5. Serpell et al. encontraron que una mayor activación del BF y VL en comparación con el semitendinoso (ST) y el vasto medial (VM) puede generar una distribución desigual de la carga en la rodilla, aumentando la tensión mecánica sobre el LCA (41). En este aspecto, en la pierna derecha se identificó una asociación del 44% en los *COD* tipo 6 entre la actividad electromiográfica del ST y el VM. Esto podría indicar patrones distintivos de activación muscular en las jugadoras de fútbol aficionado, pero aún así con desequilibrios de la activación neuromuscular entre los flexores y extensores de rodilla. Además, Kim y Hong, demostraron que un desequilibrio en el índice *H/Q*, se asocia con un mayor riesgo de lesiones sin contacto en las extremidades inferiores (38), lo que refuerza la necesidad de optimizar la coactivación entre estos grupos musculares.

Otro hallazgo relevante en esta investigación fue la asociación entre los índices *H/Q* lateral y medial, que mostraron relaciones entre el 53 y 100% para algunos *COD* ejecutados sobre la pierna derecha, y entre el 33 y 86% en movimientos atípicos de la pierna izquierda. Esto sugiere que en ciertos *COD* atípicos hubo una menor coactivación de los isquiotibiales en relación con los cuádriceps, lo que podría predisponer la rodilla a una mayor inestabilidad, generando una traslación anterior de la tibia, concordando con el estudio de Colby et al. en donde analizaron mediante electromiografía el índice *H/Q* durante maniobras de corte y encontraron que este disminuye cuando la rodilla está a 33° de flexión, lo que incrementa el riesgo de lesión del LCA (39). De manera similar, Xie et al. evidenciaron que, en jugadoras de baloncesto, la fase de frenado de un *COD* presenta el mayor riesgo de lesión, debido a una menor activación de los isquiotibiales en relación con los cuádriceps (42).

El análisis de variables biomecánicas es fundamental para comprender los cambios neuromusculares que ocurren durante la ejecución de los *COD*. En este sentido, los momentos abductores de rodilla mostraron una asociación con el índice *H/Q* medial, evidenciando una coincidencia del 52% en los *COD* tipo 4 de la pierna izquierda. Esto sugiere que un desbalance muscular entre flexores y extensores puede generar altas cargas articulares en valgo dinámico de rodilla. Los hallazgos de esta investigación coinciden con el estudio de McBurnie et al., quienes analizaron la relación entre rendimiento y riesgo de lesión en los *COD*, demostrando que el aumento de los momentos de la rodilla incrementa el riesgo de lesión del LCA (28).

Es importante destacar que la jugadora 5, quien durante la encuesta deportiva reveló haber sufrido una lesión y posterior reconstrucción del LCA de la pierna izquierda en los últimos dos años (información confirmada por el cuerpo médico del club), presentó un *COD* atípico tipo 1. Este se caracterizó por asociaciones del 22% entre la activación del bíceps femoral BF y VL, y del 12% entre el índice *H/Q* lateral y los momentos abductores. Estos hallazgos concuerdan con estudios como el de Sigward y Powers, quienes establecen que durante el mecanismo de lesión, la rodilla soporta cargas multiplanares que generan un alto momento abductor y una sobrecarga del LCA (36). Por su parte, Buckthorpe et al. analizaron que los desbalances neuromusculares entre isquiotibiales y cuádriceps en la pierna con reconstrucción del LCA pueden aumentar el riesgo de una nueva lesión (84).

Por lo anterior, el presente estudio aporta una evidencia novedosa sobre la relación entre factores biomecánicos y neuromusculares en mujeres futbolistas femeninas, una población con alto riesgo de lesión del LCA y escasamente representada en la literatura científica. Los resultados obtenidos revelan una variabilidad en los patrones durante los *COD*, especialmente entre extremidades, con una mayor incidencia de valores atípicos en la pierna derecha. La aplicación de un *PCA* para identificar *COD* atípicos representa un avance metodológico que permite la asociación entre variables biomecánicas y electromiográficas. A diferencia de estudios previos que se centran en métricas individuales, el uso de análisis multifactoriales permite identificar combinaciones de variables que pueden representar diferentes movimientos atípicos.

En conclusión, los resultados del *PCA* y la asociación entre variables sugieren que ciertos patrones de *COD*, caracterizados por menor flexión de rodilla, altas *FRV* y activación desbalanceada de los músculos isquiotibiales y cuádriceps pueden señalar posibles patrones lesivos en futbolistas femeninas. La fuerte asociación entre los valores atípicos y estas variables biomecánicas y neuromusculares resalta la importancia de integrar ejercicios que simulen *COD* en condiciones de juego real, enfocados en el fortalecimiento de la musculatura estabilizadora de la rodilla, la optimización de la coactivación *H/Q* y la mejora de la técnica de desaceleración. Finalmente, la integración de herramientas avanzadas como el *PCA* en la evaluación de diferentes patrones de movimiento, podría representar un avance en la prevención de lesiones en el fútbol femenino, permitiendo intervenciones personalizadas basadas en las necesidades individuales de cada jugadora.

8 CONCLUSIONES

El Análisis de Componentes Principales (*PCA*) reveló que el 24,9% de los cambios de dirección ejecutados por las jugadoras (15 de 120) fueron catalogados como atípicos, con mayor incidencia en la pierna derecha (13,3%) que en la izquierda (11,6%), evidenciando asimetrías en el control neuromuscular y la estabilidad articular entre ambas extremidades.

Los puntos de corte establecidos demostraron que las maniobras con ángulos de flexión de rodilla inferiores a 38,75° en la pierna derecha y 34,25° en la izquierda, combinados con fuerzas de reacción vertical superiores a 16,52–16,76 N/kg e índices *H/Q* mínimos (0,63 lateral/0,50 medial en derecha; 0,76 lateral/0,59 medial en izquierda), se asociaron consistentemente con patrones atípicos de movimiento.

El análisis de asociaciones temporales entre variables biomecánicas y neuromusculares destacó resultados significativos: en la pierna izquierda, la coactivación del bíceps femoral y el vasto lateral mostró una coincidencia del 89% en los *outliers* tipo 5, mientras que, en la pierna derecha, los índices *H/Q* lateral y medial alcanzaron hasta un 100% de asociación en determinados patrones atípicos. Estos hallazgos confirman la existencia de desequilibrios en la sincronización muscular que pueden predisponer al ligamento cruzado anterior a sufrir tensiones lesivas.

En conjunto, este análisis podría representar un enfoque innovador que integra múltiples variables para estudiar el fenómeno, utilizando el *PCA* para identificar gestos de alto

riesgo en situaciones de juego real. Los resultados subrayan la importancia de orientar los programas de prevención hacia el fortalecimiento específico de la musculatura estabilizadora de la rodilla, la optimización de la coactivación H/Q y la mejora de la técnica de desaceleración, con el objetivo de reducir la incidencia de lesiones del LCA en futbolistas femeninas.

9 RECOMENDACIONES

1. Implementación de análisis multifactoriales: a diferencia de estudios previos que se centran en métricas individuales, el uso de análisis multifactoriales puede llegar a implementarse para identificar combinaciones de variables que representen distintos movimientos atípicos. Esta aproximación metodológica podría ser una propuesta innovadora, ya que ofrece una visión más integral del fenómeno estudiado, detectando patrones de riesgo que no serían evidentes al examinar variables aisladas, aunque se debe explorar su validez.

2. Metodología: se recomienda implementar protocolos de medición que incorporen tecnología portable, como sensores inerciales y Sistemas de Posicionamiento Global (GPS), para realizar evaluaciones directamente en el entorno de la práctica deportiva de las participantes. Aunque los estudios en laboratorio proporcionan datos precisos bajo condiciones controladas, su aplicabilidad al contexto real de juego puede ser limitada. Adicionalmente, las mediciones en campo permitirían considerar otras variables relevantes para la investigación, como los factores extrínsecos, que pueden influir significativamente en la ejecución de los movimientos deportivos.

3. Muestra: se recomienda incrementar el tamaño de la muestra, ya que un mayor número de participantes permitiría obtener resultados con mayor precisión estadística, lo que aumentaría el poder del estudio. Adicionalmente, una muestra más amplia facilitaría

la generalización de los hallazgos a la población de jugadoras de fútbol femenino aficionado, proporcionando mayor validez externa a la investigación.

4. Investigaciones futuras: se recomienda el desarrollo de estudios de cohorte prospectivos, en los cuales se evalúen inicialmente factores de riesgo biomecánicos y neuromusculares, seguidos de un monitoreo longitudinal para registrar lesiones del LCA. Este enfoque permitiría establecer asociaciones más sólidas entre las variables estudiadas y las lesiones observadas, aportando evidencia más sólida sobre los factores de riesgo. Además, es importante investigar la influencia de factores hormonales y la fatiga neuromuscular en el riesgo de lesión durante maniobras de alta exigencia.

10 BIBLIOGRAFÍA

1. Hoff J. Training and testing physical capacities for elite soccer players. *J Sports Sci.* 2005;23:573-82.
2. Stolen T, Chamari K, Castagna C, Wisloff U. Physiology of Soccer. *Sports Med.* 2005;35:501-36.
3. Bradsell H, Frank RM. Anterior cruciate ligament injury prevention. *Ann Joint.* 2022;7.
4. Sentsomedi KR, Puckree T. Epidemiology of injuries in female high school soccer players. *Afr Health Sci.* 2016;16(1):298.
5. Pauzenberger L, Syré S, Schurz M. "Ligamentization" in hamstring tendon grafts after anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review of the literature and a glimpse into the future. *Arthroscopy.* 2013;29:1712-21.
6. Joseph AM, Collins CL, Henke NM, Yard EE, Fields SK, Comstock RD. A multisport epidemiologic comparison of anterior cruciate ligament injuries in high school athletics. *J Athl Train.* 2013;48:810-7.
7. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, et al. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2009;17:705-29.
8. Wojtys EM, Huston LJ, Lindenfeld TN, Hewett TE, Greenfield MLVH. Association between the menstrual cycle and anterior cruciate ligament injuries in female athletes. *Am J Sports Med.* 1998;26:614-9.
9. Mandorino M, Figueiredo AJ, Gjaka M, Tessitore A. Injury incidence and risk factors in youth soccer players: a systematic literature review. Part II: intrinsic and extrinsic risk factors. *Biol Sport.* 2023;40:27-49.
10. Dauty M, Crenn V, Louguet B, Grondin J, Menu P, Fouasson-Chailloux A. Anatomical and neuromuscular factors associated to non-contact anterior cruciate ligament injury. *J Clin Med.* 2022;11:1402.
11. De Sire A, Demeco A, Marotta N, Moggio L, Palumbo A, Iona T, Ammendolia A. Anterior cruciate ligament injury prevention exercises: could a neuromuscular warm-up improve muscle pre-activation before a soccer game? A proof-of-principle study on professional football players. *Appl Sci.* 2021;11:4958.

12. Collings TJ, Diamond LE, Barrett RS, Timmins RG, Hickey J, Du Moulin WS, Bourne MN. Strength and biomechanical risk factors for noncontact ACL injury in elite female footballers: a prospective study. *Med Sci Sports Exerc.* 2022;54:1242-51.
13. Di Paolo S, Bragonzoni L, Della Villa F, Grassi A, Zaffagnini S. Do healthy athletes exhibit at-risk biomechanics for anterior cruciate ligament injury during pivoting movements? 2022;1-14.
14. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, et al. 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.* 2005;33:492-501.
15. Myer GD, Ford KR, McLean SG, Hewett TE. The effect of plyometric vs. dynamic stabilization and balance training on the lower extremity biomechanics of female athletes. *Clin Biomech.* 2006;29:467-75.
16. Bahr R, Krosshaug T. Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *Br J Sports Med.* 2005;39:324-9.
17. Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part I: mechanisms and risk factors. *Am J Sports Med.* 2016;34:299-311.
18. Lohmander LS, Östenberg A, Englund M, Roos H. High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury. *Arthritis Rheum.* 2004;50:3145-52.
19. Renström P, Ljungqvist A, Arendt E, Beynnon B, Fukubayashi T, Garrett W, et al. Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *Br J Sports Med.* 2008;42.
20. Mather RC III, Koenig L, Kocher MS, Dall TM, Gallo P, Scott DJ. Societal and economic impact of anterior cruciate ligament tears. *JBJS.* 2013;95:1751-9.
21. Marotta N, Demeco A, de Scorpio G, Indino A, Iona T, Ammendolia A. Late activation of the vastus medialis in determining the risk of anterior cruciate ligament injury in soccer players. *J Sport Rehabil.* 2019;29:952-5.
22. DiStefano LJ, Martinez JC, Crowley E, Matteau E, Kerner MS, Boling MC, et al. Maturation and sex differences in neuromuscular characteristics of youth athletes. *J Strength Cond Res.* 2015;29:2465-73.
23. Ryman Augustsson S, Ageberg E. Weaker lower extremity muscle strength predicts traumatic knee injury in youth female but not male athletes. *BMJ Open Sport Exerc Med.* 2017;3:e000222.

24. Ukubayashi T, Torzilli PA, Sherman MF, Warren RF. An in vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. Tibial displacement, rotation, and torque. *JBJS*. 1982;64:258.
25. DonTigny RL. Critical analysis of the functional dynamics of the sacroiliac joints as they pertain to normal gait. *J Orthop Med*. 2005;27:3-10.
26. Arias Moreno ER, et al. Variabilidad en el rendimiento físico de las jugadoras de fútbol según las fases del ciclo menstrual. *EmásF Rev Educ Fís*. 2018;51:11-30.
27. Yanguas Leyes J, Til Pérez L, Cortés de Olano C. Lesión del ligamento cruzado anterior en fútbol femenino. Estudio epidemiológico de tres temporadas. *Apunts Med l'Esport*. 2011;46:137-43.
28. McBurnie AJ, Dos Santos T, Jones PA. Biomechanical associates of performance and knee joint loads during a 70–90 cutting maneuver in subelite soccer players. *J Strength Cond Res*. 2021;35:3190-8.
29. Leppänen M, Pasanen K, Hämäläinen A, et al. Stiff landings are associated with increased ACL injury risk in young female basketball and floorball players. *Am J Sports Med*. 2017;45:386-93.
30. Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *Am J Sports Med*. 2007;35:359-67.
31. Børneboe AE, Andersen TE. The experience from the Oslo Sports Trauma Research Center: injury prevention. In: *Return to Play in Football: An Evidence-based Approach*. 2018. p. 885-92.
32. Nedergaard NJ, Dalbø S, Petersen SV, Zebis MK, Bencke J. Biomechanical and neuromuscular comparison of single- and multi-planar jump tests and a side-cutting maneuver: implications for ACL injury risk assessment. *Knee*. 2020;27.
33. Faunø P, Wulff Jakobsen B. Mechanism of anterior cruciate ligament injuries in soccer. *Int J Sports Med*. 2006;27:75-9.
34. Hewett TE, et al. Mechanisms, prediction, and prevention of ACL injuries: cut risk with three sharpened and validated tools. *J Orthop Res*. 2016;34(11):1843-55.
35. Boden BP, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*. 2000;23:573-8.
36. Sigward SM, Powers CM. Loading characteristics of females exhibiting excessive valgus moments during cutting. *Clin Biomech*. 2007;22:827-33.

37. Harper DJ, McBurnie AJ, Santos TD, Eriksrud O, Evans M, Cohen DD, et al. Biomechanical and neuromuscular performance requirements of horizontal deceleration: a review with implications for random intermittent multi-directional sports. *Sports Med.* 2022;52:2321-54.
38. Kim D, Hong J. Hamstring to quadriceps strength ratio and noncontact leg injuries: a prospective study during one season. *Isokinet Exerc Sci.* 2011;28:1-6.
39. Colby S, Francisco A, Bing Y, Kirkendall D, Finch M, Garrett W. Electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers. *Am J Sports Med.* 2000;28:234-40.
40. Myer GD, Ford KR, Khoury J, et al. Real-time assessment and neuromuscular training feedback techniques to prevent ACL injury in female athletes. *Strength Cond J.* 2011;33:21-35.
41. 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 Musculoskelet Disord.* 2015;16:1-11.
42. Xie D, Urabe Y, Ochiai J, Kobayashi E, Maeda N. Sidestep cutting maneuvers in female basketball players: stop phase poses greater risk for anterior cruciate ligament injury. *Knee.* 2013;20:85-9.
43. Montalvo AM, Westermann R, Silveira L, et al. Anterior cruciate ligament injury risk in sport: a systematic review and meta-analysis of injury incidence by sex and sport classification. *J Athl Train.* 2019;54:472-82.
44. Duthon VB, et al. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006;14:204-13.
45. Kiapour AM, Murray MM. Basic science of anterior cruciate ligament injury and repair. *Bone Joint Res.* 2014;3:20-31.
46. Skelley NW, et al. Differences in the microstructural properties of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 2015;43:928-36.
47. Śmigielski R, et al. The anatomy of the anterior cruciate ligament and its relevance to the technique of reconstruction. *Bone Joint J.* 2016;98-B:1020-6.
48. Murray MM, et al., editors. *The ACL Handbook: Knee Biology, Mechanics, and Treatment.* 1st ed. Springer; 2013.
49. Amis AA, Dawkins GP. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg Br.* 1991;73:260-7.

50. Woo SL, et al. Biomechanics of knee ligaments: injury, healing, and repair. *J Biomech.* 2006;39:1-20.
51. Montalvo AM, et al. What's my risk of sustaining an ACL injury while playing sports? A systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2019;53:1003-12.
52. Fox AS, et al. What is the true evidence for gender-related differences during plant and cut maneuvers? A systematic review. *Am J Sports Med.* 2011;42:1455-68.
53. Hewett TE, et al. Anterior cruciate ligament injuries: diagnosis, treatment, and prevention. *Mayo Clin Proc.* 2014;91:697-708.
54. Lopes TJA, de Oliveira A, Alencar L, et al. Higher risk of ACL injury on artificial turf: an analysis of 786 ACL injuries in Brazilian professional soccer. *Phys Ther Sport.* 2020;44:74-80.
55. Thomson A, Hurst H, King A, et al. The influence of footwear on the modular organization of running. *Front Psychol.* 2017;10:1548.
56. Andrade MS, Lopes AL, da Silva FA, et al. Isokinetic hamstrings-to-quadriceps peak torque ratio: the influence of sport modality, gender, and angular velocity. *J Sports Sci.* 2012;30:547-53.
57. Besier TF, Brandsson S, Kavanagh J, et al. Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33:1176-81.
58. Lopez IH, Munoz A. Wearable inertial sensors for human motion analysis: a review. *IEEE Sens J.* 2016;16:7821-34.
59. Enoka RM, Duchateau J. Distribution of motor unit properties across human muscles. *J Appl Physiol.* 2022;132:1-13.
60. Del Vecchio A, Falla D, Farina D. You are as fast as your motor neurons: speed of recruitment and maximal discharge of motor neurons determine the maximal rate of force development in humans. *J Physiol.* 2019;597:2445-56.
61. Duchateau J, Enoka RM. Human motor unit recordings: origins and insight into the integrated motor system. *Brain Res.* 2011;1409:42-61.
62. Farina D, Negro F. Common synaptic input to motor neurons, motor unit synchronization, and force control. *Exerc Sport Sci Rev.* 2015;43:23-33.
63. Shultz SJ, Kirk SE, Johnson RJ, et al. ACL Research Retreat VII: an update on anterior cruciate ligament injury risk factor identification, screening, and prevention. *J Athl Train.* 2015;50:1076-93.

64. Halaki M, Ginn K. Normalization of EMG signals: to normalize or not to normalize and what to normalize to: computational intelligence in electromyography analysis—a perspective on current applications and future challenges. 2012.
65. Zebis MK, Andersen LL, Bencke J, et al. Identification of athletes at future risk of anterior cruciate ligament ruptures by neuromuscular screening. *Am J Sports Med.* 2009;37:1967-73.
66. Myer GD, Ford KR, Brent JL, et al. The influence of age on the effectiveness of neuromuscular training to reduce anterior cruciate ligament injury in female athletes: a meta-analysis. *Am J Sports Med.* 2013;41:203-15.
67. Ortiz A, Olson SL, Etnyre B, Trudelle EE, Bartlett W, Venegas HL. Effect of fatigue on knee joint stability during two jump tasks in women. *J Strength Cond Res.* 2010;24:1019-27.
68. Sugimoto D, Myer GD, Kauffman D, et al. Effects of compliance with neuromuscular training on ACL injury risk reduction in female athletes: a meta-analysis. *J Athl Train.* 2017;52:245-53.
69. Knudson D. Fundamentals of biomechanics. New York: Springer; 2021.
70. Donnelly CJ, Hannon J, Decker MJ. Optimizing whole-body kinematics to minimize valgus knee loading during sidestepping: implications for ACL injury risk. *J Biomech.* 2012;45:1491-7.
71. Robertson DGE, Dowling J, Halbertsma J, et al. Research methods in biomechanics. Champaign, IL: Human Kinetics; 2018.
72. Sigward SM, Powers CM. Loading characteristics of females exhibiting excessive valgus moments during cutting. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007;22:827-33.
73. Dai B, Mao D, Garrett WE, Yu B. Anterior cruciate ligament injuries in soccer: loading mechanisms, risk factors, and prevention programs. *J Sport Health Sci.* 2014;3:299-306.
74. Sánchez-Sánchez J, Raya-González J, Martín V, Rodríguez-Fernández A. Understanding Injuries in Young Female Soccer Players: A Narrative Review on Incidence, Mechanism, Location, Risk Factors, and Preventive Strategies. *Appl Sci.* 2025;15(3):1612.
75. Myer GD, Ford KR, Divine JG, Wall EJ, Kahanov L, Hewett TE. Longitudinal assessment of noncontact anterior cruciate ligament injury risk factors during maturation in a female athlete: a case report. *J Athl Train.* 2009;44(1):101–109.

76. Etzel CM, Meghani O, Owens BD, Kocher MS, Field AE. Predictors of anterior cruciate ligament tears in adolescents and young adults. *Orthop J Sports Med.* 2024;12(9):2325967124127269.
77. SENIAM. [Internet]. Available from: <http://www.seniam.org>
78. Besomi M, Hodges PW, Clancy EA, van Dieën J, Hug F, Lowery M, et al. Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: amplitude normalization matrix. *J Electromyogr Kinesiol.* 2020;53:102438.
79. Blackburn JT, Padua DA. Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. *J Athl Train.* 2009;44(2):174-9.
80. Krosshaug T, Steffen K, Kristianslund E, Nilstad A, Mok KM, Myklebust G, et al. The vertical drop jump is a poor screening test for ACL injuries in female elite soccer and handball players: a prospective cohort study of 710 athletes. *Am J Sports Med.* 2016;44(4):874-83.
81. Shea KG, Apel PJ, Pfeiffer RP. Anterior cruciate ligament injury in paediatric and adolescent patients: a review of basic science and clinical research. *Sports Med.* 2003;33(7):455–471.
82. Hewett TE, Myer GD, Kiefer AW, Ford KR. Longitudinal increases in knee abduction moments in females during adolescent growth. *Med Sci Sports Exerc.* 2015;47(12):2579–2585.
83. Hewett TE, Ford KR, Myer GD. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 2, a meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury prevention. *Am J Sports Med.* 2006;34(3):490–498.
84. Buckthorpe M, Danelon F, La Rosa G, Nanni G, Stride M, Della Villa F. Recommendations for hamstring function recovery after ACL reconstruction. *Sports Med.* 2021;51(4):607-624.

11 ANEXOS

Anexo A.

No	Sujeto	Variables_antro		Variables_socio-deportivas				Variables_electromiograficas						Variables_cinematicas			Variables_cineticas		
		Talla	Peso	Edad	Posición	Pierna	Lesiones	EMG				Indice_H/Q		Angulos_rodilla		Vel_mass	Momento_rodilla		
								VM	VL	ST	BF	H/Q_lat	H/Q_med	X	Y		X	Y	Z
1																			
2																			
3																			
4																			
5																			

Anexo B.

Encuesta deportiva

La siguiente encuesta corresponde a una serie de preguntas relacionadas con la investigación que tiene como título "ASOCIACIÓN ENTRE FACTORES DE RIESGO BIOMECÁNICOS Y NEUROMUSCULARES ASOCIADOS A LA LESIÓN DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR DURANTE CAMBIOS DE DIRECCIÓN EN JUGADORAS DE FÚTBOL ADOLESCENTES DE LA CIUDAD DE CALI", el cual tiene como función caracterizar deportivamente a las participantes de la investigación. Esta investigación está avalada por la Universidad del Valle y Institución Universitaria Escuela Nacional del Deporte. En caso de solicitar información adicional sobre el proyecto puede comunicarse al siguiente correo: juan.paulo.lopez@correounivalle.edu.co

juan.paulo.lopez@correounivalle.edu.co [Cambiar de cuenta](#) 

 No compartido

* Indica que la pregunta es obligatoria

Código del participante *

Tu respuesta

Fecha de nacimiento *

Fecha

dd/mm/aaaa 

Talla *

Tu respuesta

Peso *

Tu respuesta

Posición dentro del campo de juego *

- ☐ Defensa central
- ☐ Defensa lateral
- ☐ Volante defensivo
- ☐ Volante ofensivo
- ☐ Extremo
- ☐ Delantero centro

Pierna hábil *

- ☐ Derecha
- ☐ Izquierda
- ☐ Ambidiestra

¿Ha tenido alguna lesión de la rodilla en los últimos 3 años? *

- ☐ Sí
- ☐ No

Si su respuesta anterior es sí, ¿cuál o cuales han sido esas lesiones?

Tu respuesta

Enviar

[Borrar formulario](#)

Anexo C.

CATEGORIAS	VARIABLES	TIPO DE VARIABLE	DEFINICIONES OPERACIONLES	INDICADORES	METODOS Y TECNICAS	FUENTES
CARACTERISTICAS ANTROPOMETRICAS	TALLA	Cuantitativa continua de razón	Cualidad o situación física de las personas determinado por su genetica familiar.	CENTIMETROS (cm)	TALLIMETRO	SUJETO
	MASA	Cuantitativa continua de razón	Es la cantidad de materia que tiene un cuerpo.	KILOGRAMOS (Kg)	BASCULA	
CARATERISTICAS DEPORTIVAS	EDAD	Cuantitativa continua de razón	Tiempo transcurrido a partir del nacimiento del individuo al momento de la evaluación.	AÑOS	ENCUESTA	
	HISTORIAL DE LESIONES	Mixta	Son la lesiones que el deportista ha presentado en su carrera deportiva.	NÚMERO, TIPO Y ZONA DE LESIÓN		
	PIERNA HABIL	Culitativa nominal	Pierna dominante para la ejecucion de movimientos relacionados con la actividad deportiva objeto de estudio.	LATERALIDAD		
	POSICIÓN DE JUEGO	Cualitativa nominal	Ubicación del deportista dentro del terreno de juego a partir de las necesidades tacticas del entrenador.	POSICIONES		
CARACTERISTICAS ELECTROMIOGRAFICAS	ACTIVACIÓN ELECTRICA NEURO-MUSCULAR	Cuantitativa continua de razón	Capacidad del músculo para responder a estímulos emitidos por las neuronas mediante un potencial de acción.	MILIVOLTIOS (mV)	SISTEMA DE ELECTROMIOGRAFIA DELSYS TRIGNO (SENSORES DESLSYS AVANTI) Y SOFTWARE (QTM Y VISUAL 3D)	
	RELACIÓN ISQUIOTIBIALES/CUADRICEPS LATERALES	Cuantitativa continua de razón	Relacion de la activiaidad electromiografica de los musculos laterales de los isquiotibiales respecto a los laterales del cuadriceps.	PORCENTAJE(%)		
	RELACIÓN ISQUIOTIBIALES/CUADRICEPS MEDIALES	Cuantitativa continua de razón	Relacion de la activiaidad electromiografica de los musculos mediales de los isquiotibiales respecto a los mediales del cuadriceps .			
CARACTERISTICAS CINEMÁTICAS	FLEXIÓN DE RODILLA	Cuantitativa continua de razón	Angulo que se forma entre el muslo y la pierna en el eje transversal.	GRADOS (°)	ANALISIS DE MOVIMIENTO CON SISTEMA DE CAMARAS OPTOELECTRONICAS QUALISYS OQUS 500, PLATAFORMAS DE FUERZA AMTI Y SOFTWARE (QTM & VISUAL 3D)	
	VALGO-VARO DE RODILLA	Cuantitativa continua de razón	Angulo que se forma entre el muslo y la pierna eje anteroposterior.	GRADOS (°)		
	VELOCIDAD DEL CENTRO DE MASA	Cuantitativa continua de razón	Magnitud física que expresa el espacio recorrido por un cuerpo en una unidad de tiempo.	METROS/ SEGUNDOS (m/s)		
CARACTERISTICAS CINETICAS	MOMENTO ARTICULAR DE RODILLA EN EJE TRANSVERSAL (PLANO SAGITAL)	Cuantitativa continua de razón	Intensidad de la fuerza con que se intenta hacer girar a la tibia sobre el femur en el eje transversal.	NEWTONS METRO (Nm)		
	MOMENTO ARTICULAR DE RODILLA EN EJE ANTEROPOSTERIO (PLANO CORONAL)	Cuantitativa continua de razón	Intensidad de la fuerza con que se intenta hacer girar a la tibia sobre el femur en el eje anteroposterior.			
	FUERZA DE REACCION VERTICAL CONTRA EL SUELO	Cuantitativa continua de razón	Es la fuerza que ejerce el suelo sobre un cuerpo que está en contacto con él.	NEWTONS/ KILOGRAMOS (N/Kg)		

Anexo D.



CONSENTIMIENTO INFORMADO

PADRE O ACUDIENTE DEL PARTICIPANTE

ASOCIACIÓN ENTRE FACTORES DE RIESGO BIOMECÁNICOS Y NEUROMUSCULARES ASOCIADOS A LA LESIÓN DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR DURANTE CAMBIOS DE DIRECCIÓN EN JUGADORAS DE FÚTBOL ADOLESCENTES DE LA CIUDAD DE CALI

CÓDIGO DEL PARTICIPANTE: _____

Estimado padre de familia, le estamos invitando a autorizar la participación de su hija en una investigación que tiene como objetivo "estudiar los factores de riesgo biomecánicos y neuromusculares de la rodilla asociados a la lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) durante cambios de dirección (COD) en jugadoras de fútbol adolescentes de la ciudad de Cali". En él participarán 20 personas entre 14 y 17 años de edad, incluida su hija; le garantizamos que su nombre y datos personales no serán expuestos, ya que de aquí en adelante solo se identificará con el código asignado en la parte superior.

La participación de su hija en el estudio es totalmente voluntaria, y consiste en:

Los siguientes puntos los realizarán los investigadores y las tres ingenieras biomédicas encargadas del laboratorio.

1. Citación una única vez a pruebas en el laboratorio de análisis del movimiento ubicado en la Institución Universitaria Escuela Nacional del Deporte (IU END), realizando el cronograma de actividades y la logística junto con directivos, departamento médico y cuerpo técnico del Club Deportivo Escuela Carlos Sarmiento.
2. Aplicación de encuesta deportiva en donde se le realizarán preguntas con respecto a la fecha de nacimiento, posición en el campo, pierna dominante, lesiones de rodilla en los últimos 3 años y el tipo de lesión. Duración: 10 minutos.
3. Toma de talla (estatura) y peso. Duración: 3 minutos.
4. Explicación de pruebas, las cuales se dividen en dos: la primera corresponde a una maniobra de cambio de dirección (giro) aleatoriamente hacia la izquierda o derecha. La segunda prueba consiste en dos saltos verticales los cuales corresponden: 1) salto contramovimiento (CMJ) y 2) salto desde el cajón (DJ). En todas las pruebas se encontrará todo el personal atento a las necesidades de los participantes, solucionando dudas en cualquier momento de la prueba. Duración: 5 minutos.
5. Ubicación de sensores electromiográficos de superficie y de marcadores reflectivos: inicialmente con un metro y un marcador borrable se tomarán medidas señalizando los sitios en donde se ubicarán estos sensores sobre la piel (zona de atrás y adelante del muslo), para ello se limpiará la piel dejándola libre de vellosidades e impurezas, con alcohol y gasas, y por último se fijarán con cinta doble faz y micropore. Duración: 5 minutos.

6. Calentamiento: el cual contendrá ejercicios enfocados en la activación de los músculos de las piernas que se utilizan durante la ejecución de las pruebas, este se realizará en un orden específico; “skipping”, “jumping jacks”, desplazamientos laterales, desplazamientos frontales y sentadillas con salto (1 minuto cada uno). Duración: 5 minutos.

7. Realización de pruebas (cambios de dirección) y saltos verticales (salto contramovimiento CMJ y salto desde el cajón DJ), las cuales se ejecutarán bajo la supervisión de los investigadores y el grupo interdisciplinario, con los pasos a seguir, los cuales serán explicados en el punto 4. Duración: 50 minutos.

8. Retirada de sensores electromiográficos y marcadores reflectivos, durante la cual se utilizará alcohol que permite quitar el adhesivo de la cinta doble faz y del micropore, impidiendo de esta manera lesiones en la piel y dolor en la persona. Duración: 2 minutos.

Para la realización de las pruebas se tomarán videos de la ejecución de cada una de las pruebas, con el fin de tener referencias y evidencias de cada participante, como también fotografías en posición anatómica, para la identificación del modelo biomecánico utilizado para la ubicación de marcadores reflectivos y sensores electromiográficos (solo se enfocará del torso hacia abajo para su anonimidad y serán guardados con el número de código).

Para lo anterior, se le pide a su hijo(a) utilizar ropa deportiva cómoda, para la correcta ejecución de los movimientos, la ubicación de sensores y de marcadores reflectivos, por lo cual es necesario la utilización de blusa corta para la parte superior del cuerpo y lycra para la parte inferior.

Es necesario que para la realización de las pruebas se encuentre el responsable del participante, en caso de que el padre o acudiente no pueda estar presente, la Escuela Carlos Sarmiento dispondrá a un miembro del cuerpo técnico o cuerpo médico, para su acompañamiento.

Todo lo anterior tiene una duración aproximada de 1 hora y 30 minutos. El participante podrá retirarse de la investigación de manera voluntaria, para lo cual solo debe expresar el deseo de retirarse, sin que esto ocasione problemas para él.

La participación de su hijo(a) en el estudio puede tener algunos riesgos como: 1. caídas, 2. fatiga muscular 3. irritación de la piel por utilización de cinta doble faz, micropore o limpieza de la piel, los cuales serán disminuidos mediante: 1. ubicación de cinta antideslizante sobre las superficies en dónde se ejecutarán los movimientos, 2. calentamiento y activación de músculos que intervienen durante cada una de las pruebas y 3. se usarán elementos certificados y nuevos para la limpieza y asepsia de la piel para cada persona, además se preguntará con anterioridad si su hija es alérgica o sensible a algunos de los elementos que se utilizarán en la investigación. En caso de darse algún inconveniente contamos con los miembros del grupo de investigación, compuesto por un médico, un fisioterapeuta, un profesional en deporte y tres ingenieras biomédicas. Es importante aclarar que al estar dentro de la IU END se cuenta con área protegida.

Los beneficios que se obtendrán de esta investigación es determinar si se encuentra su hijo(a) en riesgo de lesión de ligamento cruzado anterior y tratar de minimizarlo por medio de un reporte



de variables neuromusculares que se entregará al Club Deportivo Escuela Carlos Sarmiento al terminar el procesamiento y análisis de los datos.

Debe saber que todo lo descrito anteriormente no incurrirá en ningún gasto, de igual forma la información obtenida será guardada mediante un código que permitirá que nadie ajeno a la investigación acceda a su información. Esta información confidencial y anónima reposará en el disco duro del computador principal del laboratorio de análisis del movimiento al cual tendrán acceso únicamente los investigadores del proyecto. Es importante aclarar que estos datos se utilizarán en futuras investigaciones y revisiones, las cuales se realizarán de forma anónima, impidiendo la divulgación de información privada de los participantes.

Le informamos que en caso de obtener información nueva e importante se la estaremos dando a conocer una vez termine el estudio; usted conservará una copia de este documento.

En caso de solicitar información adicional sobre el proyecto puede comunicarse con Juan Paulo Lopez Caicedo, Cel. 3162518092 o juan.paulo.lopez@correounivalle.edu.co o director de proyecto Wilfredo Agredo Rodríguez, Cel. 3153031138; si tiene interrogantes sobre el proceso ético puede comunicarse con el comité de ética en Investigación en Salud 602 - 5185677 o al correo eticasalud@correounivalle.edu.co

Autorizó la utilización de los datos recogidos y resultados obtenidos, en eventos con fines académicos guardando la identidad de mi hijo, Acepto: SI ____ NO ____

Autorizo la utilización de las muestras y datos recogidos, en futuros estudios previa aprobación de un comité de ética, Acepto: SI ____ NO ____

Autorizo la grabación de video y toma de fotografías, Acepto: SI ____ NO ____

Se entrega una copia de este documento al participante.

Nombre del padre y/o acudiente del participante
CC:
Firma:

Nombre del Hijo
T.I

Nombre de acudiente y/o responsable del club
CC:
Firma:



Nombre testigo 1

Dirección:

Parentesco:

Firma:

Nombre testigo 2

Dirección:

Parentesco:

Firma:

Persona que presentó el consentimiento informado

Nombre:

CC:

Firma:

Relación con la investigación:

Se firma en Cali, a los ____ del mes de _____ del 2023.

Anexo E.



ASENTIMIENTO INFORMADO

ASOCIACIÓN ENTRE FACTORES DE RIESGO BIOMECÁNICOS Y NEUROMUSCULARES ASOCIADOS A LA LESIÓN DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR DURANTE CAMBIOS DE DIRECCIÓN EN JUGADORAS DE FÚTBOL ADOLESCENTES DE LA CIUDAD DE CALI

CÓDIGO DEL PARTICIPANTE: _____

Te estamos invitando a participar en una investigación que tiene como objetivo estudiar los factores de riesgo biomecánicos y neuromusculares de la rodilla asociados a la lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) durante cambios de dirección (COD) en jugadoras de fútbol adolescentes de la ciudad de Cali. Contigo participarán 20 futbolistas en formación, entre 14 y 17 años de edad. Lo que haremos es:

Los siguientes puntos los realizarán los investigadores y las tres ingenieras biomédicas encargadas del laboratorio.

1. Citación una única vez a pruebas en el laboratorio de análisis del movimiento ubicado en la Institución Universitaria Escuela Nacional del Deporte (IU END), realizando el cronograma de actividades y la logística junto con directivos, departamento médico y cuerpo técnico del Club Deportivo Escuela Carlos Sarmiento.
2. Aplicación de encuesta deportiva en donde se le realizarán preguntas con respecto a la fecha de nacimiento, posición en el campo, pierna dominante, lesiones de rodilla en los últimos 3 años y el tipo de lesión. Duración: 10 minutos.
3. Toma de talla (estatura) y peso. Duración: 3 minutos.
4. Explicación de pruebas, las cuales se dividen en dos: la primera corresponde a una maniobra de cambio de dirección (giro) aleatoriamente hacia la izquierda o derecha. La segunda prueba consiste en dos saltos verticales los cuales corresponden: 1) salto contramovimiento (CMJ) y 2) salto desde el cajón (DJ). En todas las pruebas se encontrará todo el personal atento a las necesidades de los participantes, solucionando dudas en cualquier momento de la prueba. Duración: 5 minutos.
5. Ubicación de sensores electromiográficos de superficie y de marcadores reflectivos: inicialmente con un metro y un marcador borrable se tomarán medidas señalizando los sitios en donde se ubicarán estos sensores sobre la piel (zona de atrás y adelante del muslo), para ello se limpiará la piel dejándola libre de vellosidades e impurezas, con alcohol y gasas, y por último se fijarán con cinta doble faz y micropore. Duración: 5 minutos.
6. Calentamiento: el cual contendrá ejercicios enfocados en la activación de los músculos de las piernas que se utilizan durante la ejecución de las pruebas, este se realizará en un orden específico; "skipping", "jumping jacks", desplazamientos laterales, desplazamientos frontales y sentadillas con salto (1 minuto cada uno). Duración: 5 minutos.
7. Realización de pruebas (cambios de dirección) y saltos verticales (salto contramovimiento CMJ y salto desde el cajón DJ), las cuales se ejecutarán bajo la

supervisión de los investigadores y el grupo interdisciplinario, con los pasos a seguir, los cuales serán explicados en el punto 4. Duración: 50 minutos.

8. Retirada de sensores electromiográficos y marcadores reflectivos, durante la cual se utilizará alcohol que permite quitar el adhesivo de la cinta doble faz y del micropore, impidiendo de esta manera lesiones en la piel y dolor en la persona. Duración: 2 minutos.

Para la realización de las pruebas se tomarán videos de la ejecución de cada una de las pruebas, con el fin de tener referencias y evidencias de cada participante, como también fotografías en posición anatómica, para la identificación del modelo biomecánico utilizado para la ubicación de marcadores reflectivos y sensores electromiográficos.

Para lo anterior, se le pide utilizar ropa deportiva cómoda, para la correcta ejecución de los movimientos, la ubicación de sensores y de marcadores reflectivos, por lo cual es necesario la utilización de blusa corta para la parte superior del cuerpo y lycra para la parte inferior.

Todo lo anterior tiene una duración aproximada de 1 hora y 30 minutos.

Como tu participación es voluntaria debes realizar todas las actividades, de lo contrario se te retirará del estudio, en caso de que no desees continuar puedes decir que no quieres y retirarte sin ningún problema, ni explicación. Te garantizamos que ni tu nombre, ni datos personales serán mostrados ya que de aquí en adelante solo te identificarán con el código asignado en la parte superior.

Es posible que durante su participación se presenten algunos riesgos como: 1. caídas, 2. fatiga muscular 3. irritación de la piel por utilización de cinta doble faz, micropore o limpieza de la piel, los cuales serán disminuidos mediante: 1. ubicación de cinta antideslizante sobre las superficies en donde se ejecutarán los movimientos, 2. calentamiento y activación de músculos que intervienen durante cada una de las pruebas y 3. Se usarán elementos certificados y nuevos para la limpieza y asepsia de la piel por cada persona, además se le preguntará con anterioridad si es alérgica o sensible a algunos de los elementos que se utilizarán en la investigación. En caso de darse algún inconveniente contamos con los miembros del grupo de investigación, compuesto por un médico, un fisioterapeuta, un profesional en deporte y tres ingenieros biomédicos. Es importante aclarar que al estar dentro de la IU END se cuenta con área protegida.

Los beneficios que se obtendrán de esta investigación es determinar si usted se encuentra en riesgo de lesión de ligamento cruzado anterior y tratar de minimizarlo por medio de un reporte de variables neuromusculares que se entregará al Club Deportivo Escuela Carlos Sarmiento Lora al terminar el procesamiento y análisis de los datos.

Debe saber que todo lo descrito anteriormente no incurrirá en ningún gasto, de igual forma la información obtenida será guardada mediante un código que permitirá que nadie ajeno a la investigación acceda a su información. Esta información confidencial y anónima reposará en el disco duro del computador principal del laboratorio de análisis del movimiento al cual tendrán acceso únicamente los investigadores del proyecto. Es importante aclarar que estos datos se utilizarán en futuras investigaciones y revisiones, las cuales se realizarán de forma anónima, impidiendo la divulgación de información privada de los participantes.



Acepto participar Si ___ No___

Autorizo la utilización de las muestras y datos recogidos, en futuros estudios previa aprobación de un comité de ética, Acepto: SI ___ NO___

Autorizo la grabación de video y toma de fotografías, Acepto: SI ___ NO___

Le daremos una copia de este documento a tus padres.

Nombre del participante:

T.I:

Firma:

Nombre del padre del participante:

CC:

Firma:

Nombre de quien presentó el consentimiento informado:

CC:

Firma:

Relación con la investigación:

Se firma en Cali, a los ___ del mes de _____ del 2023.