

**FACTORES DE RIESGO BIOMECÁNICOS Y DE CONTROL NEUROMUSCULAR EN
MANIOBRAS DE CAMBIO DE DIRECCIÓN ASOCIADOS AL MECANISMO
LESIONAL DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR EN FUTBOLISTAS
MASCULINOS JUVENILES DE UN CLUB AFICIONADO DE SANTIAGO DE CALI**

SEBASTIAN ROMERO MONEDERO

**UNIVERSIDAD DEL VALLE
MAESTRÍA EN CIENCIAS BIOMÉDICAS
SANTIAGO DE CALI
2025**

**FACTORES DE RIESGO BIOMECÁNICOS Y DE CONTROL NEUROMUSCULAR EN
MANIOBRAS DE CAMBIO DE DIRECCIÓN ASOCIADOS AL MECANISMO
LESIONAL DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR EN FUTBOLISTAS
MASCULINOS JUVENILES DE UN CLUB AFICIONADO DE SANTIAGO DE CALI**

SEBASTIAN ROMERO MONEDERO

Informe final 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

Dedico esta investigación, en primer lugar, a Dios, quien ha sido mi guía a lo largo de este proceso, permitiéndome llegar hasta este punto y brindándome la salud necesaria para alcanzar este objetivo. También la dedico a mi familia, que siempre me ha apoyado, ha estado presente en los momentos difíciles y ha estado dispuesta a acompañarme en la culminación de una meta más. Agradezco su apoyo, amor, comprensión, consejos, valores y la motivación constante que me impulsó a luchar por el cumplimiento de los objetivos trazados.

Asimismo, dedico este logro a las personas que forman parte del grupo de investigación “Ciencia y Tecnología Aplicada al Deporte” (DEPORTECH), por su valioso apoyo y orientación en la culminación de este estudio.

AGRADECIMIENTOS

Quiero expresar mi agradecimiento a Dios, por guiarme a lo largo de este proceso y por haber dispuesto las circunstancias necesarias para la culminación exitosa de esta investigación. Extiendo también mi gratitud a mi familia, cuyo apoyo, motivación y compañía han sido fundamentales en los momentos más difíciles de este camino.

Agradezco especialmente a mi compañero Juan Paulo López, por su dedicación y comprensión en los momentos más complejos de la investigación, a los docentes Wilfredo Agredo Rodríguez, Leonardo Fierro Pérez y Kristy Alejandra Godoy Jaimes, quienes con su conocimiento y experiencia contribuyeron de manera significativa a que este proyecto se llevara a cabo de la mejor manera posible. A la Institución Universitaria Escuela Nacional del Deporte, por brindarme los medios necesarios para la realización de este estudio y por acogerme en uno de sus grupos de investigación. Asimismo, agradezco a la Universidad del Valle por permitirme cursar el posgrado en Ciencias Biomédicas y formarme como futuro Magíster.

Finalmente, quiero expresar mi aprecio a todas las personas que estuvieron presentes durante la realización de este proyecto, por sus palabras de aliento, su valiosa ayuda en los momentos en que más la necesitaba.

¡Muchas gracias a todos!

TABLA DE CONTENIDO

1	INTRODUCCIÓN	13
1.1	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	15
1.2	JUSTIFICACIÓN	16
2	OBJETIVOS.....	18
2.1	OBJETIVO GENERAL	18
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	18
3	MARCO REFERENCIAL	19
3.1	ESTADO DEL ARTE	19
3.2	MARCO TEORICO.....	25
3.2.1	Teoría de la causalidad de las lesiones (Bahr y Krossaugh).	25
3.3	MARCO CONCEPTUAL	28
3.3.1	Ligamento cruzado anterior (LCA).....	28
3.3.2	Mecanismo de lesión y factores de riesgo.....	31
3.3.3	Control neuromuscular.	33
3.3.4	Evaluación neuromuscular.	34
3.3.5	Electromiografía.....	35
3.3.6	Análisis biomecánico tridimensional.	39
4	DISEÑO METODOLÓGICO.....	42
4.1	TIPO DE ESTUDIO	42
4.2	POBLACIÓN Y MUESTRA	42
4.3	CRITERIOS DE INCLUSIÓN	42
4.4	CRITERIOS DE EXCLUSIÓN	43
4.5	RECLUTAMIENTO DE LOS PARTICIPANTES	43
4.6	SELECCIÓN Y DISEÑO DE LA PRUEBA	44
4.7	INSTRUMENTOS.....	46
4.8	PROCESAMIENTO DE SEÑALES BIOLÓGICAS	52
4.9	VARIABLES	55
4.10	CONSIDERACIONES ÉTICAS	56

5	ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	59
5.1	<i>ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE VARIABLES SOCIO-DEPORTIVAS</i>	<i>59</i>
5.2	<i>ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE VARIABLES BIOMECÁNICAS Y NEUROMUSCULARES</i>	<i>60</i>
5.3	<i>ANÁLISIS MULTIFACTORIAL PARA LA ASOCIACIÓN DE FACTORES DE RIESGO BIOMECÁNICOS Y NEUROMUSCULARES</i>	<i>60</i>
6	RESULTADOS.....	68
6.1	<i>CARACTERIZACIÓN DE LA MUESTRA: VARIABLES SOCIO-DEPORTIVAS 68</i>	
6.2	<i>DESCRIPCIÓN DE VARIABLES BIOMECÁNICAS Y DE CONTROL NEUROMUSCULAR.....</i>	<i>70</i>
6.2.1	<i>Cinemáticas:.....</i>	<i>71</i>
6.2.2	<i>Cinéticas:.....</i>	<i>73</i>
6.2.3	<i>Electromiográficas:</i>	<i>76</i>
6.3	<i>ANÁLISIS MULTIFACTORIAL DE VARIABLES BIOMECANICAS Y DE CONTROL NEUROMUSCULAR</i>	<i>77</i>
6.3.1	<i>Análisis de Componentes Principales (PCA):.....</i>	<i>77</i>
6.3.2	<i>Asociación entre variables biomecánicas y de control neuromuscular (porcentaje de ocurrencia):.....</i>	<i>81</i>
7	DISCUSIÓN	85
8	CONCLUSIÓN	92
9	LIMITACIONES DEL ESTUDIO.....	94
10	RECOMENDACIONES	96
11	BIBLIOGRAFÍA	98
12	ANEXOS	107

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Modelo integral de la causalidad de la lesión.....	26
Figura 2. Maniobra de cambio de dirección (placaje defensivo, <i>pressing</i>).....	45
Figura 3. Laboratorio Integral de Análisis del Movimiento (LIAM).	47
Figura 4. Instrumentos utilizados en el estudio.....	48
Figura 5. Modelo biomecánico.....	49
Figura 6. Marcador reflectivo.....	50
Figura 7. Sensor electromiográfico Delsys Trigno Avanti®.....	50
Figura 8. Variables del estudio respecto a los objetivos planteados.....	56

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Nombres y referencias anatómicas modelo biomecánico.....	49
Tabla 2. Masa, talla y edad de los participantes.	68
Tabla 3. Posición de juego.	69
Tabla 4. Dominancia e historial lesivo de rodilla.....	70
Tabla 5. Puntos de corte.....	81
Tabla 6. Asociaciones dada dos variables	84

LISTA DE GRAFICOS

Gráfico 1. Velocidad del centro de masa.....	71
Gráfico 2. Ángulos de rodilla.....	73
Gráfico 3. Fuerza de reacción vertical contra el suelo (FRV).	74
Gráfico 4. Momentos articulares de rodilla.	75
Grafica 5. Índices de coactivación entre isquiotibiales y cuádriceps.....	77
Gráfico 6. Análisis de componentes principales (PCA).....	80

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:** Disciplina que estudia el movimiento humano y las fuerzas que actúan sobre el cuerpo.
- **Cambios de dirección (CODs):** Maniobras deportivas que implican una modificación rápida en la trayectoria del movimiento, común en deportes como el fútbol.
- **Cinética:** Rama de la biomecánica que estudia las fuerzas internas y externas que afectan el movimiento humano.
- **Cinemática:** Área de la biomecánica que describe el movimiento sin considerar las fuerzas que lo generan.
- **Coactivación muscular:** Activación simultánea de músculos agonistas y antagonistas para proporcionar estabilidad articular.
- **Electromiografía de superficie (EMGs):** Técnica que registra la actividad eléctrica de los músculos a través de electrodos colocados sobre la piel.
- **Fatiga neuromuscular:** Disminución temporal de la capacidad del músculo para generar fuerza debido a esfuerzos prolongados.

- **Fuerza de reacción vertical contra el suelo (FRV):** Fuerza ejercida por el suelo sobre el cuerpo en respuesta al contacto del pie, medida en biomecánica para medir cargas articulares.
- **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.
- **Momentos articulares:** Magnitud de la fuerza rotacional que actúa sobre una articulación, medida en Newton por metro (Nm).
- **Optoelectrónica:** Tecnología basada en el uso de sensores ópticos para capturar el movimiento en análisis biomecánico.
- **Índice de isquiotibiales y cuádriceps (índice $H:Q$):** Relación entre la activación de los isquiotibiales (H) y el cuádriceps (Q), utilizada como indicador de estabilidad de la rodilla y riesgo de lesión.
- **Valgo dinámico de rodilla:** Posición en la que la rodilla se desvía medialmente durante el movimiento.

RESUMEN

Esta investigación analizó factores de riesgo biomecánicos y de control neuromuscular asociados al mecanismo lesional del ligamento cruzado anterior (LCA) durante maniobras de cambio de dirección (*CODs*) en futbolistas juveniles masculinos de un club aficionado de Cali. Se evaluaron 21 jugadores (14–17 años) mediante análisis cinético, cinemático y electromiográfico, utilizando sistemas de captura de movimiento *Qualisys*®, plataformas de fuerza *AMTI*® y electromiografía de superficie inalámbrica *Delsys Trigno*®. Las variables registradas incluyeron la activación muscular (*RMS*) de vasto medial, vasto lateral, semitendinoso y bíceps femoral, los índices de coactivación *H:Q_emg* medial y lateral, ángulos de flexión y valgo de rodilla, fuerzas de reacción vertical (*FRV*) y momentos articulares extensores y abductores.

El análisis estadístico contempló la caracterización descriptiva de la muestra, el análisis de curvas medianas y un Análisis de Componentes Principales (*PCA*) para identificar maniobras atípicas durante la fase de desaceleración. Se identificaron 15 *CODs* atípicos (11,9% del total), que presentaron combinaciones de baja flexión de rodilla, *FRV* elevadas, baja coactivación *H:Q_emg* y momentos abductores altos. El análisis de asociaciones temporales mostró ocurrencias relevantes entre variables, particularmente en maniobras ejecutadas por jugadores con antecedentes de lesión del LCA.

Se recomienda utilizar enfoques multifactoriales para la identificación temprana de patrones de riesgo, incorporar tecnología portable en evaluaciones de campo y ampliar

el tamaño muestral en estudios futuros, incluyendo variables adicionales como factores hormonales y fatiga neuromuscular.

Palabras clave: Ligamento cruzado anterior, cambios de dirección, fútbol juvenil, factores de riesgo biomecánicos, control neuromuscular, electromiografía de superficie.

1 INTRODUCCIÓN

El fútbol es ampliamente reconocido como el deporte más popular a nivel mundial, con más de 265 millones de personas que lo practican regularmente (1). Debido a su alta demanda física, comprender las lesiones asociadas a su práctica se ha convertido en una prioridad. Según Zachary K. et al. (2), el incremento en la incidencia de lesiones puede atribuirse a varios factores, como el aumento en la frecuencia de partidos, la creciente exigencia de la competencia, el desconocimiento en la monitorización y control de la carga de trabajo, y el crecimiento en el número de futbolistas durante la última década.

Entre las lesiones más graves e incapacitantes en el fútbol juvenil se destaca la rotura del ligamento cruzado anterior (LCA) (3), una lesión que no solo genera una afectación funcional significativa para el deportista, sino que también conlleva elevados costos en diagnóstico, tratamiento y rehabilitación, representando así una carga económica considerable tanto para los jugadores como para sus clubes (4). Un estudio reciente realizado en Brasil reportó tasas de incidencia de rotura del LCA en futbolistas juveniles de entre 13 y 20 años que oscilan entre el 0,3% y el 3,8% por temporada, incrementándose con la edad competitiva (5). Estos datos reflejan que cada temporada se producen cientos de nuevos casos, subrayando la magnitud del problema en esta población.

Los factores de riesgo para esta lesión se clasifican en extrínsecos e intrínsecos. Los primeros están relacionados con el entorno de práctica, como la superficie de juego, el clima, la altitud, la humedad y el tipo de equipamiento, mientras que los factores

intrínsecos dependen de características propias del futbolista, incluyendo variables biomecánicas, neuromusculares, anatómicas y hormonales (6) (7) (8) (9). En particular, dentro de los factores biomecánicos es clave distinguir entre componentes cinéticos y cinemáticos. En los aspectos cinéticos, destacan una mayor magnitud de las fuerzas de reacción vertical contra el suelo (FRV) y un aumento de los momentos abductores y extensores de rodilla. En cuanto a las variables cinemáticas, ángulos de flexión de rodilla reducidos y presencia de valgo dinámico de rodilla se han asociado con un mayor riesgo de lesión del LCA (10).

El control neuromuscular es un componente que influye en la biomecánica del futbolista durante acciones específicas del juego, como las desaceleraciones en los cambios de dirección (*CODs*). En este contexto, la adecuada coordinación entre músculos agonistas y antagonistas es fundamental para proteger las articulaciones. En la rodilla, la coactivación del cuádriceps y los isquiotibiales desempeña un papel crucial para limitar la traslación anterior de la tibia y, por ende, reducir la tensión sobre el LCA (11) (12). La activación y sincronización de estos músculos extensores y flexores de rodilla se considera esencial para la estabilidad articular.

Investigaciones que han empleado electromiografía de superficie (EMGs) durante aterrizajes y maniobras de *CODs*, han evidenciado que una activación predominante del cuádriceps, acompañada de una escasa activación de los isquiotibiales, incrementa el riesgo de rotura del LCA (13) (14). Asimismo, patrones de activación reducida en el vasto medial y el semitendinoso, en comparación con el vasto lateral y el bíceps femoral, se han vinculado con movimientos lesivos como el valgo dinámico de rodilla (15). En este

sentido, el índice de coactivación entre isquiotibiales y cuádriceps (índice $H:Q_{emg}$) permite identificar desequilibrios en la activación neuromuscular, los cuales han sido asociados tanto a lesiones musculares como articulares (16) (17) (18).

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Diversos estudios han señalado que las lesiones del LCA en el fútbol ocurren mayoritariamente por mecanismos sin contacto (19) (20) o con contacto indirecto, siendo el placaje defensivo (*pressing*, en inglés) la acción más frecuentemente implicada (21). En consecuencia, el fútbol se considera un deporte de alto riesgo para esta lesión, dada la intensidad de las cargas axiales y de torsión que se ejercen sobre la rodilla durante actividades como las desaceleraciones rápidas, los cambios repentinos de dirección y los aterrizajes tras un salto. En estos escenarios, patrones de movimiento como la baja flexión de rodilla, el valgo dinámico, la pronación del pie al contacto, la rotación externa de la tibia, la aducción y rotación interna del fémur, pueden constituir factores causales de lesión del LCA (22) (23).

Estos patrones parecen estar estrechamente relacionados con el control neuromuscular, el cual incide en la distribución de cargas mecánicas en la rodilla y en los momentos articulares necesarios para estabilizarla (24).

Dado que el fútbol es un deporte de pivote donde se realizan constantemente maniobras de alto riesgo como los CODs, los futbolistas deben ejecutar respuestas neuromusculares rápidas y precisas ante estímulos propioceptivos, a fin de cumplir con las exigencias

físicas y fisiológicas del juego (25) (26). En consecuencia, el objetivo general de este estudio fue estudiar la asociación entre factores biomecánicos y de control neuromuscular en rodilla asociados al mecanismo lesional del LCA durante maniobras de cambio de dirección en futbolistas masculinos juveniles élite de un club aficionado de la ciudad de Cali.

A partir de este objetivo, se planteó la siguiente interrogante de investigación: ¿Cuál es la asociación entre factores biomecánicos y de control neuromuscular evaluados en la rodilla durante la ejecución de maniobras de cambio de dirección asociadas al mecanismo lesional del LCA, en futbolistas masculinos juveniles élite de un club aficionado de la ciudad de Cali?. Para responder a esta pregunta, se analizaron variables cinéticas, cinemáticas y electromiográficas relacionadas con la articulación de la rodilla, con el objetivo de caracterizar los patrones biomecánicos y de control neuromuscular asociados a la ejecución de maniobras de *CODs*. Esto permitió identificar aquellas maniobras relacionadas con el mecanismo lesional del LCA, según lo descrito en la literatura científica.

1.2 JUSTIFICACIÓN

La lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) es un tema relevante debido a su impacto en la salud y el rendimiento de los futbolistas. Desde una perspectiva biomédica, entender los factores fisiológicos y anatómicos que contribuyen a estas lesiones es esencial para prevenirlas y mejorar los tratamientos. El LCA es crucial para la estabilidad de la rodilla

durante maniobras como los cambios de dirección, y su ruptura puede afectar significativamente la funcionalidad articular, reduciendo la capacidad deportiva.

El objetivo de esta investigación es identificar los factores de riesgo asociados a la lesión del LCA durante los cambios de dirección en futbolistas juveniles. Para ello, se realizará un análisis cinético, cinemático y electromiográfico, que permitirá evaluar las variables biomecánicas y neuromusculares relacionadas con la lesión. Además, se examinará el índice isquiotibiales/cuádriceps (H:Q), ya que un desequilibrio en esta relación puede predisponer a la lesión del LCA.

Este enfoque integral proporcionará información detallada sobre cómo las fuerzas de reacción, los ángulos articulares y el control neuromuscular influyen en el riesgo de lesión durante los cambios de dirección. La identificación temprana de estos factores permitirá diseñar programas de entrenamiento más específicos y personalizados, orientados a corregir desequilibrios musculares y mejorar el control neuromuscular de los futbolistas.

Finalmente, los hallazgos de esta investigación contribuirán al desarrollo de estrategias de prevención y rehabilitación más efectivas, basadas en principios biomédicos y fisiológicos. Esto permitirá reducir la incidencia de lesiones y optimizar el rendimiento deportivo, mejorando la salud y la continuidad de los futbolistas en su práctica deportiva.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GENERAL

- Estudiar la asociación entre los factores biomecánicos y de control neuromuscular en rodilla durante maniobras de cambio de dirección, asociados al mecanismo lesional del LCA en futbolistas masculinos juveniles élite de un club aficionado de la ciudad de Cali.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Describir factores biomecánicos de la rodilla durante maniobras de cambio de dirección, asociados al mecanismo lesional del LCA en futbolistas masculinos juveniles élite de un club aficionado de la ciudad de Cali.
- Describir factores de control neuromuscular de los músculos flexores y extensores de rodilla durante maniobras de cambio de dirección, asociados al mecanismo lesional del LCA en futbolistas masculinos juveniles élite de un club aficionado de la ciudad de Cali.
- Identificar la relación entre factores biomecánicos y de control neuromuscular durante una maniobras de cambio de dirección asociadas al mecanismo lesional del LCA en futbolistas masculinos juveniles élite de un club aficionado de la ciudad de Cali.

3 MARCO REFERENCIAL

3.1 ESTADO DEL ARTE

Para la elaboración de este proyecto de investigación se realizó una búsqueda en bases de datos como PubMed, Scopus, Google Académico, ScienceDirect y SPORTDiscus. Dicha búsqueda se enfocó en estudios relacionados con futbolistas juveniles (*Adolescent, young*) que practican fútbol (*Soccer*), con especial énfasis en las lesiones del ligamento cruzado anterior (*Anterior Cruciate Ligament Injuries*). Se utilizaron descriptores controlados del tesoro MeSH como *Biomechanical Phenomena* y *Electromyography*, con el fin de identificar investigaciones que abordaran los factores biomecánicos y neuromusculares asociados a estas lesiones durante maniobras deportivas de alta exigencia como los cambios de dirección (*CODs*). Esta estrategia permitió acotar los resultados a estudios relevantes y actualizados, alineados con los objetivos del presente trabajo.

La literatura destaca aspectos cinemáticos, cinéticos y electromiográficos que aumentan la vulnerabilidad a lesiones del LCA. En este sentido, Dos Santos et al. (18), en su revisión, identificaron las diferencias cinéticas, cinemáticas y las distintas implicaciones para el riesgo potencial de lesión sin contacto en las diferentes técnicas de los *CODs*. En la literatura se describen tres tipos de técnicas: corte lateral, cruzado y dividido. En el estudio de McBurnie et al. (27), determinaron la carga multiplanar de la rodilla durante distintos tipos de *CODs* en jugadores de fútbol, encontrando que los deportistas que realizaron la maniobra a mayor velocidad presentaban cargas mayores en la rodilla.

Harper et al. (28) realizaron una revisión sobre las implicaciones biomecánicas y la función neuromuscular en las desaceleraciones de deportes multidireccionales, destacaron que las desaceleraciones horizontales tienen un perfil de fuerza de reacción contra el suelo (FRV) único, caracterizado por fuerzas de alto impacto y tasas de carga bastante altas. En resumen, determinaron que la incapacidad de las extremidades inferiores para tolerar estas fuerzas puede resultar en una disminución de la capacidad de frenar o desacelerar, aumentando la vulnerabilidad a fuerzas excesivas que podrían aumentar el riesgo de lesiones en la rodilla, tales como la rotura del LCA.

Teniendo en cuenta lo anterior, una maniobra como los *CODs* en deportes como el fútbol, se convierte en una acción riesgosa, en donde se presenta una fase de desaceleración, implicando altas demandas físicas y fisiológicas de estructuras articulares y musculares. Esto corrobora que las acciones de juego como el placaje defensivo sean las acciones con el mayor número de casos reportados de lesiones del LCA (22) (21). Evaluar estas acciones, y acercarse lo más posible a una situación real de juego, puede poner en evidencia diferentes factores neuromusculares que predisponen al atleta a una lesión de gravedad en la rodilla.

Para identificar el riesgo potencial de lesión del LCA, es indispensable describir el mecanismo lesivo mediante variables biomecánicas, por esto Zago M. et al. (29), en su estudio observacional, evaluaron la cinemática y la cinética de las articulaciones al realizar *CODs* repetidos, en donde encontraron cambios cinéticos y cinemáticos en el 85% de los deportistas. Una reducción progresiva del ángulo de flexión de rodilla y cadera, un aumento del valgo de rodilla, rotaciones externas de la tibia y aumento en

los momentos articulares de la rodilla, fueron algunas de las variables encontradas en los deportistas. Sin embargo, también se observaron factores protectores debidos a la fatiga en un porcentaje de la población; por consiguiente, es necesario identificar estos determinantes neuromusculares en profundidad, ya que este tipo de maniobras lesivas no están estrechamente relacionadas con la fatiga.

Gonçalves R, et al. (30), realizaron un estudio transversal con 77 futbolistas jóvenes entre 14 y 18 años, evaluando la fuerza isocinética de cuádriceps e isquiotibiales para identificar desequilibrios musculares predictivos de lesión. Sus resultados demostraron que el 48,1% de los jugadores presentaban relaciones HQ convencionales por debajo del valor de referencia 0,60 y el 35,1% mostraban relaciones HQ funcionales inferiores al umbral recomendado 0,70. Además, identificaron desequilibrios bilaterales significativos (>15%) en el 24,7% de los atletas para el cuádriceps y en el 28,6% para los isquiotibiales

No solamente la biomecánica juega un papel importante en la identificación de factores de riesgo neuromuscular, variables electrofisiológicas ayudan a entender los patrones de movimiento mediante la activación neuromuscular (reclutamiento de unidades motoras), y estas se pueden obtener por medio de EMGs. Revisiones narrativas como la de Bencke J. et al. (14) describieron aspectos anatómicos, biomecánicos y neuromusculares relevantes para la comprensión de los mecanismos de lesión sin contacto del LCA en atletas jóvenes; en el cual encontraron que un aumento de la actividad muscular del cuádriceps en comparación con la de los isquiotibiales se asocia con un aumento de las fuerzas de traslación anterior de la tibial con respecto al fémur, generando así una mayor tensión del LCA.

Varias investigaciones han determinado el índice de isquiotibiales y cuádriceps (índice $H:Q$) de diferentes formas, con el fin de identificar desbalances musculares y el riesgo de lesión en rodilla. Colby et al. (31) caracterizaron la activación de los cuádriceps y los isquiotibiales, además del ángulo de flexión de la rodilla durante el movimiento excéntrico del corte y el aterrizaje, demostrando que el índice $H:Q$ electromiográfico era más baja cuando el ángulo de flexión de la rodilla estuvo en 33° , lo que sugiere una mayor traslación anterior de la tibia y por ende aumento en el riesgo de lesión del LCA. Por su parte Xie D. et al. (32), también identificaron índices $H:Q$ con EMGs en jugadoras de baloncesto, durante maniobras de corte lateral, encontrando que en la fase de desaceleración presentaban una mayor activación del cuádriceps con respecto a los isquiotibiales y un ángulo de valgo de rodilla mayor.

Por otra parte, Beaulieu M. et al. (13), identificaron la actividad electromiográfica de diferentes músculos de los miembros inferiores durante cortes laterales, reportando que una mayor actividad del vasto lateral del cuádriceps puede aumentar el riesgo de lesión. Esta misma posición la apoya Serpell B. et al. (33), ya que en su investigación se pudo establecer que la coactivación de los músculos isquiotibiales y cuádriceps alteraba el movimiento de la articulación de la rodilla durante una tarea de intensificación (*step*) y examinaron a través de tomografía computarizada bajo fluoroscopia, si el alargamiento o aumento de la tensión del LCA estaba relacionado con la coactivación de los músculos isquiotibiales. En los resultados encontraron un mayor alargamiento o tensión del LCA, cuando había mayor activación del componente lateral (bíceps femoral y vasto lateral) en comparación con el medial (semitendinoso y vasto medial).

Erlenwein J, Arampatzis A. (34), examinaron las diferencias en las relaciones EMG y momento abductor entre adultos con y sin lesión previa del LCA durante tareas de control de fuerza multidireccional. Sus resultados revelaron alteraciones significativas en los patrones de activación muscular que persistían años después de la lesión inicial: mayor activación del vasto lateral en el grupo con lesión del LCA, menor activación del semitendinoso y ratios de coactivación VL/BF significativamente mayores. Estos hallazgos evidencian que las alteraciones neuromusculares no son meramente transitorias, sino que se mantienen como adaptaciones persistentes que podrían predisponer a re-lesiones y contribuir al desarrollo de patologías degenerativas.

Von Porat A, et al (35). realizaron un estudio longitudinal evaluando las consecuencias biomecánicas y neuromusculares en futbolistas de 16 años después de sufrir una lesión del LCA, sus resultados demostraron déficits persistentes en: flexión máxima de rodilla durante salto vertical, activación muscular alterada con índices VL/BF elevados y timing de activación del bíceps femoral retrasado. Además, demostraron que un programa de entrenamiento específico de 12 semanas logró mejorar significativamente estos parámetros, incluso después de un período muy prolongado desde la lesión inicial.

Por esta razón es importante analizar durante maniobras de riesgo de lesión como los CODs, aquellas variables que permitan entender fisiológicamente la función neuromuscular en relación con la biomecánica de una acción real de juego. Entendiendo esto, Nedergaard J. et al. (36), realizaron un estudio con el objetivo de examinar si los factores de riesgo biomecánico y neuromuscular para el LCA en aterrizajes podrían

parecerse a las demandas de maniobras de corte lateral. Para esto utilizaron EMGs y análisis 3D, en donde encontraron que los aterrizajes no asemejan las demandas físicas y fisiológicas de los CODs. Variables como: momentos articulares de rodilla, ángulos de flexión de rodilla y activación muscular de isquiotibiales y cuádriceps no fueron determinantes en los aterrizajes para identificar y correlacionar las cargas que soporta la rodilla en CODs.

Además, recientes revisiones sistemáticas han identificado varios factores biomecánicos y neuromusculares que influyen en el riesgo de lesión del LCA en futbolistas masculinos juveniles. Un estudio de Butcher et al. (37) mostró que, en hombres en etapas tardías y pospuberales, los mayores momentos de abducción de rodilla y menores ángulos de flexión aumentan el riesgo de lesión. Además, se observó que las fuerzas de reacción del suelo eran más altas en hombres, lo que sugiere diferencias en la atenuación de fuerzas. Por otro lado, investigaciones como las de Maniar et al. (38) encontraron que desequilibrios en la activación neuromuscular, como la dominancia de los cuádriceps y la falta de estabilidad dinámica, incrementan la probabilidad de lesiones del LCA.

Estos hallazgos resaltan que los futbolistas masculinos jóvenes, especialmente en etapas avanzadas de maduración (porpuberales), tienen un mayor riesgo de lesión debido a cambios biomecánicos y neuromusculares. La implementación de programas de prevención que aborden estos desequilibrios podría ser esencial para reducir la incidencia de lesiones en esta población, con un enfoque específico en el control neuromuscular y los patrones de activación muscular.

Por lo tanto en este estudio se estudió la asociación entre factores biomecánicos y de control neuromuscular asociados al mecanismo lesional del LCA durante maniobras de CODs, teniendo en cuenta variables como: velocidad del centro de masa, momentos articulares de rodilla (extensores y abductores), ángulos de flexión y valgo de rodilla, FRV y actividad electromiográfica de cuádriceps e isquiotibiales. Estas se obtuvieron a través de un análisis biomecánico tridimensional y EMGs durante la recreación de una acción real de juego, la cual se describe más adelante en el diseño metodológico.

3.2 MARCO TEORICO

El marco teórico de esta investigación desarrolla y define los conceptos fundamentales, antecedentes y modelos teóricos relacionados con los factores de riesgo biomecánicos y de control neuromuscular asociados al mecanismo lesional del LCA. Además, analiza la relación entre estos factores y los mecanismos de lesión, así como las técnicas y metodologías utilizadas para su evaluación. Para ello, se profundiza en los conceptos clave sobre la anatomía y función del LCA, los principios del análisis biomecánico tridimensional y los fundamentos de la evaluación neuromuscular mediante EMGs, destacando su aplicación en el estudio de los factores de riesgo. Asimismo, se revisa la literatura existente para identificar los hallazgos más relevantes en este campo, con el propósito de establecer una base sólida para la presente investigación.

3.2.1 Teoría de la causalidad de las lesiones (Bahr y Krossaugh).

A lo largo del tiempo se han desarrollado diversos modelos para comprender la causalidad de las lesiones deportivas, las cuales resultan de la interacción de múltiples factores, modificables o no. Entre ellos, el modelo integral para la causalidad de la lesión de Bahr y Krosshaug (39) se destaca por ofrecer una visión completa al combinar enfoques epidemiológicos, biomecánicos y contextuales del deporte. Basado en los aportes de Meeuwisse (40) y McIntosh (41), este modelo permite analizar la interacción entre factores de riesgo y mecanismos de lesión, siendo por ello la base conceptual de esta investigación.

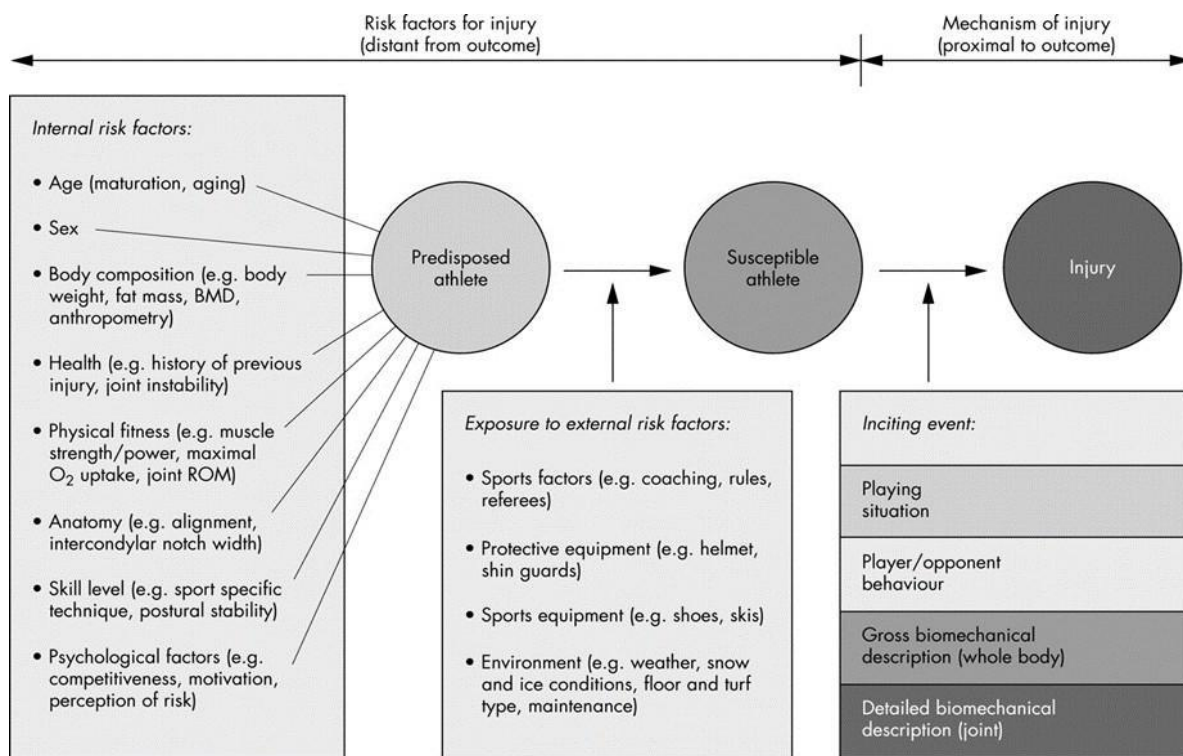


Figura 1. Modelo Integral para la causalidad de la lesión de Bahr y Krosshaug (39).

A partir del modelo de Bahr y Krosshaug (39), esta investigación se centra principalmente en el análisis de factores de riesgo intrínsecos (propios del atleta) y en la descripción

detallada de los mecanismos lesionales, especialmente en contextos deportivos reales. En concreto, se consideran las situaciones de juego defensivas que implican desaceleraciones bruscas con componentes rotacionales en la rodilla, como ocurre en los *CODs*, ampliamente asociadas con lesiones sin contacto del LCA.

Desde el componente de factores de riesgo intrínsecos, se abordan variables biomecánicas como la velocidad del centro de masa, los ángulos de flexión y valgo-varo de rodilla, la FRV, y los momentos articulares de rodilla (extensores y abductores), los cuales permiten caracterizar el comportamiento mecánico de la rodilla durante los *CODs*. Estas variables reflejan cómo el cuerpo gestiona las cargas externas y cómo se distribuyen en la articulación, elementos clave en la generación del mecanismo lesional.

Por otro lado, desde la perspectiva del control neuromuscular, el estudio incorpora registros electromiográficos de los músculos cuádriceps (VM y lateral VL) e isquiotibiales (ST y BF). Estas mediciones permiten calcular los índices de coactivación ($H:Q_{emg}$) medial (ST/VM) y lateral (BF/VL), indicadores fundamentales del equilibrio muscular alrededor de la articulación, los cuales se asocian con la capacidad de estabilización dinámica de la rodilla.

Este enfoque integrado permite vincular directamente las variables estudiadas con las dimensiones clave del modelo, aportando evidencia relevante sobre la relación entre el control neuromuscular, la mecánica del movimiento y el riesgo de lesión en futbolistas juveniles.

3.3 MARCO CONCEPTUAL

3.3.1 Ligamento cruzado anterior (LCA).

1. Estructura y función: El ligamento cruzado anterior (LCA) es una estructura compleja y fundamental en la biomecánica de la rodilla, cuya composición y comportamiento presentan particularidades relevantes en deportistas juveniles. Histológicamente, está compuesto principalmente por colágeno tipo I y, en menor proporción, colágeno tipo III, además de proteoglicanos, glicoproteínas y una elevada cantidad de agua, elementos que le confieren propiedades viscoelásticas esenciales para su función (42).

Morfológicamente, el LCA se divide en dos haces funcionales, el anteromedial (AM) y el posterolateral (PL), que trabajan sinérgicamente para proporcionar estabilidad articular en diferentes rangos de movimiento. El haz anteromedial controla la traslación anterior de la tibia, mientras que el posterolateral limita principalmente la rotación interna tibial y contribuye a la estabilidad en valgo y varo, especialmente en la extensión casi completa de la rodilla (43).

Desde un punto de vista sensorial, el LCA contiene mecanorreceptores como los corpúsculos de Ruffini, de Pacini y terminaciones nerviosas libres, los cuales detectan estímulos mecánicos como estiramiento, presión y cambios de velocidad articular. Esta información es enviada al sistema nervioso central para modular respuestas motoras rápidas que aseguren la estabilidad dinámica de la

articulación, una función crítica durante maniobras exigentes como los cambios de dirección (44) (45).

Mecánicamente, el LCA presenta un comportamiento viscoelástico no lineal, mostrando fenómenos como creep (fluencia bajo carga constante), relajación de esfuerzos y deformaciones dependientes del tiempo (Provenzano et al., 2001). La rigidez, resistencia tensil y capacidad de recuperación del tejido ligamentoso están moduladas por factores como la edad, el sexo y el nivel de actividad física. En deportistas juveniles (14–17 años), estas propiedades están en proceso de maduración, caracterizándose por fibras de colágeno menos organizadas, menor densidad fibrilar y una menor rigidez que en adultos, factores que pueden comprometer la capacidad del ligamento para resistir cargas elevadas (46).

Estos aspectos morfológicos, fisiológicos y mecánicos resaltan que, durante la adolescencia, la inmadurez estructural y neuromuscular del LCA aumenta la vulnerabilidad a lesiones bajo demandas deportivas de alta exigencia. Por tanto, es fundamental considerar las particularidades del proceso de maduración esquelética y neuromuscular en el diseño de estrategias preventivas y protocolos de rehabilitación para futbolistas juveniles (47).

2. Lesiones del ligamento cruzado anterior en el fútbol juvenil: las lesiones del LCA en futbolistas jóvenes masculinos representan un problema significativo debido a la vulnerabilidad de esta población a lesiones deportivas (48). Estas lesiones pueden clasificarse en dos categorías: mecanismos de lesión con contacto y sin contacto. Las lesiones con contacto ocurren generalmente durante colisiones

directas con otros jugadores por la disputa del balón, donde una fuerza externa puede superar la capacidad del LCA para estabilizar la rodilla. Por otro lado, las lesiones sin contacto son más comunes y se producen durante movimientos dinámicos que incluyan desaceleraciones repentinas, como los *CODs*, donde la mecánica corporal genera fuerzas de torsión en la rodilla, ocasionando en el peor de los casos, un desgarro del LCA (49) (50).

3. Factores de maduración en lesiones del ligamento cruzado anterior: La maduración biológica influye significativamente en los factores anatómicos, biomecánicos y neuromusculares asociados con las lesiones del LCA en futbolistas juveniles. Durante el proceso de crecimiento, los cambios en la longitud de los huesos y en la relación entre masa muscular y corporal afectan el control de la rodilla, haciendo que los jóvenes sean más propensos a lesiones. Según estudios recientes, el aumento en la longitud de los huesos largos y el crecimiento acelerado de los músculos generan desajustes en la mecánica corporal, lo que impacta la estabilidad articular durante maniobras dinámicas como los *CODs* (51).

Un estudio reveló que los futbolistas masculinos en etapas tardías de la pubertad presentan mayores ángulos y momentos de abducción de rodilla, junto con menores ángulos de flexión en comparación con sus contrapartes prepuberales. Este patrón biomecánico, combinado con un control neuromuscular aún en desarrollo, contribuye al aumento del riesgo de lesión del LCA (37). Por otro lado, Williams et al. (52) encontró que la maduración biológica también afecta la capacidad de los futbolistas para amortiguar fuerzas durante saltos y aterrizajes,

aumentando la probabilidad de torsiones que ponen en riesgo el LCA. Estas evidencias sugieren que los futbolistas juveniles experimentan un mayor riesgo de lesión debido a la inmadurez de los mecanismos de protección biomecánica y neuromuscular, lo que resalta la importancia de un enfoque preventivo que incorpore entrenamientos neuromusculares desde etapas tempranas.

3.3.2 Mecanismo de lesión y factores de riesgo.

- Mecanismo de lesión sin contacto: la mayoría de las lesiones del LCA ocurren sin contacto directo, generalmente durante desaceleraciones bruscas, aterrizajes o CODs. En estos eventos, la combinación de un valgo dinámico de rodilla aumentado, poca flexión de rodilla y una activación muscular desequilibrada puede crear una situación de alto riesgo para el LCA (19).
- Carga multidireccional: Un estudio sugiere que la lesión del LCA ocurre bajo una carga multidireccional compleja. La combinación de fuerzas de cizallamiento anterior, momentos de abducción y rotación interna de la tibia, junto con una activación insuficiente de los isquiotibiales, puede superar la resistencia del LCA (53).
- Activación neuromuscular: el retraso y una disminución en la activación de los isquiotibiales en relación con los cuádriceps durante movimientos explosivos y de

desaceleración se ha identificado como un factor contribuyente en el mecanismo de lesión del LCA (54).

- Factores de riesgo biomecánicos: los factores de riesgo biomecánicos se describen como la interacción de la mecánica del cuerpo con el entorno que lo rodea. Estos factores se han descrito en los tres planos de movimiento principalmente en la rodilla, en donde se evalúan los ángulos y momentos articulares. Existen investigaciones que consideran estos factores como determinantes en la predicción del riesgo de lesión (8). También existen estudios biomecánicos que involucran a los jugadores de fútbol, ya que en este deporte el riesgo de lesionarse es aún mayor (55). Estos factores se dividen a su vez en cinemáticos y cinéticos (56).
- Factores cinemáticos: los factores de riesgo cinemáticos se refieren a los patrones de movimiento y las características de la técnica que pueden aumentar la probabilidad de lesiones del LCA en deportes como el fútbol. Los ángulos articulares y la velocidad del centro de masa son elementos cinemáticos clave en la evaluación del riesgo de lesión del LCA. Estudios recientes han demostrado que:
 - Ángulos articulares: un mayor valgo dinámico de rodilla durante aterrizajes y CODs se asocia con un mayor riesgo de lesión del LCA (8). Además, una

menor flexión de rodilla durante estas actividades aumenta la carga sobre el LCA (57).

— Velocidad del centro de masa: movimientos rápidos y cambios bruscos en la velocidad del centro de masa, especialmente durante las desaceleraciones repentinas, incrementan el estrés sobre el LCA (58).

4. Factores cinéticos: los factores cinéticos se refieren a las fuerzas y momentos articulares que actúan sobre la rodilla durante acciones dinámicas que ponen en riesgo la estabilidad articular. Las fuerzas de reacción vertical contra el suelo (FRV) y los momentos articulares juegan un papel crucial en la carga del LCA:

— Fuerzas de reacción vertical contra el suelo (FRV): picos elevados de FRV durante aterrizajes se han asociado con un mayor riesgo de lesión del LCA (59).

— Momentos articulares: Un aumento en los momentos abductores de rodilla, se ha identificado como un factor de riesgo significativo para lesiones del LCA (60).

3.3.3 Control neuromuscular.

El control neuromuscular se refiere a la activación refleja de los músculos que rodean una articulación en respuesta a estímulos sensoriales. El sistema neuromuscular genera movimiento y determina la biomecánica de las acciones de juego. Por ende, la activación muscular refleja es crucial durante muchas acciones en el deporte, y las diferencias en

el control neuromuscular pueden explicar, en parte, el mayor riesgo de lesión del LCA en el fútbol (3).

La activación muscular, particularmente el índice $H:Q$, es fundamental en la estabilidad dinámica de la rodilla:

- Activación de isquiotibiales y cuádriceps: un desequilibrio en la activación entre estos grupos musculares puede comprometer la estabilidad de la rodilla. Una menor activación de los isquiotibiales en relación con los cuádriceps se ha asociado con un mayor riesgo de lesión del LCA (61).
- Índice de activación isquiotibiales y cuádriceps ($H:Q_{emg}$): este índice, mide la relación entre la activación de isquiotibiales y cuádriceps ($H:Q_{emg}$), es un indicador importante de la estabilidad dinámica de la rodilla. Un índice $H:Q_{emg}$ reducido se ha correlacionado con un mayor riesgo de lesión del LCA, especialmente durante actividades de alto riesgo como aterrizajes y CODs (62).

3.3.4 Evaluación neuromuscular.

La evaluación neuromuscular analiza la función y la integridad de las interacciones entre los músculos, y las estructuras nerviosas que facilitan el movimiento. Este tipo de evaluación tiene como objetivo determinar la capacidad del sistema para generar y controlar el movimiento, así como identificar disfunciones o alteraciones (63).

Para extraer información sobre el control del movimiento a partir de señales de electromiografía, es necesario conocer los procesos fisiológicos en la generación de la señal de activación por los músculos involucrados. Dentro de este apartado del marco teórico se tendrá en cuenta: la anatomía de las estructuras y vías del sistema nervioso que van al músculo, las propiedades eléctricas de las neuronas motoras y las fibras musculares, las propiedades contráctiles de las fibras musculares y la obtención, registro, procesamiento y análisis de la señal electromiográfica (64).

3.3.5 Electromiografía.

La electromiografía (EMG) es una técnica fundamental en la biomecánica que permite evaluar la actividad eléctrica de los músculos durante el movimiento. Esta técnica se basa en la medición de las señales eléctricas generadas por las fibras musculares al contraerse, lo que es esencial para comprender la función muscular y diagnosticar trastornos neuromusculares (65).

- Electromiografía de superficie (EMGs): la EMGs es un método no invasivo que se utiliza ampliamente para registrar la actividad eléctrica de los músculos a través de electrodos colocados sobre la piel. Este tipo de EMG se caracteriza por la facilidad de uso y su capacidad para monitorear la actividad muscular en condiciones dinámicas (66).

La EMGs permite estudiar patrones de activación muscular en diferentes contextos, como en actividades deportivas. Además, es útil para evaluar la fatiga

neuromuscular y la coordinación intermuscular, proporcionando información relevante para mejorar el rendimiento deportivo y prevenir lesiones (67).

5. Origen fisiológico de la señal electromiográfica: el origen de la señal electromiográfica se encuentra en la unidad motora, que está compuesta por una neurona motora y todas las fibras musculares que esta inerva. Cuando una neurona motora recibe un estímulo adecuado, genera un potencial de acción que se propaga a lo largo de su axón. Este potencial de acción es un cambio rápido y transitorio en el potencial eléctrico de la membrana celular, que permite la transmisión de información desde el sistema nervioso central hacia el músculo (68).

Al llegar a la terminal nerviosa de la neurona motora, el potencial de acción provoca la liberación de acetilcolina, un neurotransmisor que se une a los receptores en la membrana de la fibra muscular en la unión neuromuscular. Esta interacción genera un potencial de acción muscular, que se propaga a lo largo de la membrana de la fibra muscular, lo que provoca la despolarización y, en última instancia, la contracción del músculo (65).

La contracción muscular es mediada por la liberación de calcio del retículo sarcoplásmico, que se une a la troponina, permitiendo la interacción entre los filamentos de actina y miosina. La señal electromiográfica es la suma de estas interacciones que producen la contracción muscular (68).

6. Aplicaciones de la electromiografía de superficie (EMGs) en el análisis de mecanismos lesivos: la EMGs se ha utilizado en estudios para analizar los mecanismos lesivos en diversas actividades deportivas. Al registrar la actividad muscular antes, durante y después de una lesión, los investigadores pueden identificar patrones de activación anormales o desequilibrios musculares que podrían predisponer a lesiones (61).

Por ejemplo, se ha demostrado que ciertos patrones de activación en los músculos estabilizadores de la rodilla pueden aumentar el riesgo de lesiones en el LCA durante desaceleraciones. La EMGs permite evaluar cómo se activan estos músculos en relación con los movimientos que generan tensión en el LCA, contribuyendo así a una mejor comprensión de los mecanismos que conducen a lesiones (69).

Además, al analizar la EMGs, en combinación con otras técnicas, como el análisis biomecánico, se puede obtener una visión más completa de los factores que contribuyen a las lesiones deportivas (70). Sus principales aplicaciones son:

- Evaluación de patrones de activación muscular: la EMGs permite analizar la secuencia y magnitud de la activación muscular durante tareas específicas, como CODs. Estudios recientes han utilizado EMGs para identificar patrones de activación alterados en individuos con mayor riesgo de lesión del LCA (14).

- Cuantificación de la coactivación muscular: la relación entre la activación de los músculos agonistas y antagonistas, particularmente entre cuádriceps e isquiotibiales, es crucial para la estabilidad de la rodilla. La EMGs permite calcular índices de coactivación, como el índice $H:Q_{emg}$, que se ha asociado con el riesgo de lesión del LCA (62).

- Consideraciones metodológicas en electromiografía de superficie (EMGs):
 - Colocación de electrodos: la precisión en la colocación de los electrodos es crucial para obtener señales confiables y comparables. Se han desarrollado guías estandarizadas para la colocación de electrodos en músculos relevantes para el estudio del LCA (71).

 - Procesamiento y análisis de señales: el procesamiento adecuado de las señales de EMGs es crucial para extraer información significativa. Técnicas avanzadas de análisis, como el análisis tiempo-frecuencia, están ganando relevancia en el estudio de los factores de riesgo del LCA (31).

 - Integración con otros datos biomecánicos: la combinación de datos de EMGs con información cinemática y cinética proporciona una comprensión más completa de los factores de riesgo neuromusculares. Estudios recientes han empleado enfoques multimodales para evaluar el riesgo de lesión del LCA (72).

3.3.6 Análisis biomecánico tridimensional.

El análisis biomecánico tridimensional (3D) consiste en la captura y el estudio del movimiento humano en los tres planos anatómicos: sagital, frontal y transversal. Este enfoque permite obtener una visión integral de la mecánica del movimiento, proporcionando una evaluación más completa y precisa (73).

La técnica se lleva a cabo mediante un sistema de captura del movimiento que integra cámaras optoelectrónicas y marcadores reflectivos, combinado frecuentemente con plataformas de fuerza. Este enfoque se considera como uno de los más precisos en la evaluación cuantitativa del movimiento humano (74). La metodología permite un análisis detallado de las variables cinemáticas (movimiento) y cinéticas (fuerzas) relacionadas con el rendimiento deportivo y el riesgo de lesiones, incluidas las lesiones del LCA (69).

- Sistemas de captura de movimiento: los sistemas modernos de captura de movimiento utilizan múltiples cámaras de alta velocidad y marcadores reflectivos colocados en puntos anatómicos específicos para monitorear el movimiento en 3D (75). Estos sistemas proporcionan datos precisos sobre:
 - Posiciones articulares.
 - Ángulos articulares.
 - Velocidades y aceleraciones lineales y angulares.

— Trayectorias de segmentos corporales.

La precisión y fiabilidad de estos sistemas han mejorado significativamente en los últimos años, permitiendo análisis más detallados del movimiento humano (76).

- Plataformas de fuerza: Las plataformas de fuerza son instrumentos de precisión diseñados para medir las fuerzas de reacción del suelo y los momentos aplicados sobre ellas. Cuando se integran con sistemas de captura de movimiento 3D, proporcionan datos cinéticos cruciales para el análisis biomecánico completo. Las plataformas modernas utilizan transductores de fuerza para medir fuerzas en tres dimensiones: vertical, anteroposterior y mediolateral, y momentos alrededor de estos ejes (77).
- Aplicaciones en el estudio de factores de riesgo del ligamento cruzado anterior (LCA): el análisis biomecánico tridimensional combinado con plataformas de fuerza ha sido fundamental en la identificación de factores de riesgo para lesiones del LCA:

— Patrones de movimiento de alto riesgo: combinaciones específicas de ángulos articulares y cargas que aumentan el estrés sobre el LCA (78).

— Asimetrías biomecánicas: diferencias entre extremidades en variables cinéticas y cinemáticas (79).

- Estrategias de aterrizaje: análisis de fuerzas de impacto y cinemática durante aterrizajes (80).
- Cambios de dirección (*CODs*): altas fuerzas de corte y ángulos de rodilla desfavorables en cambios rápidos (81).

4 DISEÑO METODOLÓGICO

4.1 TIPO DE ESTUDIO

Este estudio es de tipo descriptivo y exploratorio basado en un diseño transversal, que corresponde al área de las ciencias del deporte y la prevención de lesiones.

4.2 POBLACIÓN Y MUESTRA

Jugadores de fútbol élite con edades entre 14 y 17 años, pertenecientes a un club deportivo de fútbol aficionado de la ciudad de Cali, adscrito a la Liga Vallecaucana de Fútbol y Difutbol (divisiones inferiores del fútbol colombiano).

Muestra de tipo no probabilística de 21 deportistas. Se le realizó una invitación formal a los directivos y cuerpo técnico del club deportivo, con el fin de obtener los datos de los participantes del estudio; además se tuvieron en cuenta los criterios de inclusión y de exclusión del estudio.

4.3 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Jugadores masculinos entre 14 y 17 años.
- Futbolistas que actualmente pertenezcan a un club de formación deportiva élite y estén inscritos a la Liga Vallecaucana de Fútbol.

4.4 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Deportistas que estén cursando por una lesión, dolor o molestia que les impida realizar las pruebas del estudio.
- Deportistas que por diferentes motivos desistan de la participación del estudio.
- Jugadores cuya posición sea la de portero.
- Por decisión del entrenador a cargo.

4.5 RECLUTAMIENTO DE LOS PARTICIPANTES

El reclutamiento de participantes comenzó con una invitación formal al club mediante una carta entregada de manera presencial a los directivos. En esta comunicación se detallaron los objetivos, procedimientos y posibles riesgos del estudio, además de solicitar el permiso correspondiente para trabajar con los deportistas. Durante esta primera visita, se resolvieron todas las dudas planteadas por la directiva del club.

Tras obtener la aprobación tanto del club como del Comité de Ética Institucional en Salud (CEIS) de la Universidad del Valle (código aval: 117-023), se procedió con una segunda visita a las instalaciones. En esta ocasión, se explicó detalladamente la naturaleza de la investigación a los formadores y potenciales participantes. Posteriormente, durante una

tercera visita, se realizó la preselección de participantes en colaboración con el cuerpo técnico, considerando los criterios de inclusión y exclusión establecidos en el estudio.

Finalmente, una vez completado el proceso de selección y reclutamiento, y contando con el aval del CEIS, se procedió a citar a los deportistas voluntarios a las instalaciones del Laboratorio de Análisis del Movimiento (LIAM) de la Institución Universitaria Escuela Nacional del Deporte (IUEND) para dar inicio a la toma de datos de la investigación.

4.6 SELECCIÓN Y DISEÑO DE LA PRUEBA

Los deportes de pivote como el fútbol han sido identificados como actividades de alto riesgo para lesiones del LCA durante las desaceleraciones. Estudios previos han demostrado que los cambios bruscos de velocidad representan uno de los mecanismos más comunes de esta lesión (25) (82). Por esta razón, en el presente estudio se propuso estudiar el comportamiento de factores de riesgo biomecánicos y de control neuromuscular en rodilla durante CODs asociados al mecanismo lesional del LCA, a través de un análisis cinético, cinemático y electromiográfico.

El estudio se llevó a cabo el LIAM de la IUEND. En este entorno se simuló una situación representativa del juego, descrita por Della Villa et al. (22) como un placaje defensivo o “*pressing*”, acción en la que se ha documentado una alta incidencia de lesiones sin contacto del LCA. La maniobra evaluada consistió en una secuencia específica de movimientos: primero, un sprint en línea recta de aproximadamente 2 metros, seguido de una fase de desaceleración inmediata y una aceleración posterior en dirección contraria.

La dirección del cambio fue determinada por un oponente que, mediante un regate, desplazó el balón de forma aleatoria hacia la izquierda o derecha, generando así un cambio de dirección cercano a los 90°. Para replicar la intensidad propia de una situación competitiva real, se instruyó a los futbolistas que su objetivo era interceptar el balón, promoviendo así una ejecución dinámica y exigente de la maniobra (ver figura 2).

La maniobra fue analizada desde el momento en que el deportista realiza el contacto inicial con la plataforma de fuerza utilizando la extremidad de pivote, hasta el despegue de esa misma extremidad. Las especificaciones para el análisis de las curvas de las variables correspondientes se detallan en el apartado de procesamiento de señales biológicas (sección 4.8).



Figura 2. Maniobra de cambio de dirección (placaje defensivo, *pressing*).

4.7 INSTRUMENTOS

El día de la prueba, se realizó un formulario digital en *Google Forms* (anexo A), donde los participantes completaron una encuesta deportiva diseñada específicamente para las necesidades de la investigación. La encuesta incluía preguntas sobre la posición de juego, pierna dominante y antecedentes de lesiones en rodilla. Esta información fue almacenada de forma anónima mediante la asignación de un código a cada participante según el orden de llegada (por ejemplo: 01, 02, 03..., hasta 40), siguiendo una centuria que corresponde al año y mes de la realización de la prueba. Los datos fueron gestionados por los investigadores y almacenados en una base de datos previamente creada en Microsoft Excel (anexo B) en el computador del LIAM de la IUEND.

Los integrantes del grupo de investigación de Ciencia y Tecnología Aplicada al Deporte (DEPORTECH) tendrán acceso a la información, garantizando la confidencialidad de los datos. Se realizaron entrevistas de manera presencial a cada deportista.

El mismo día de la evaluación del gesto deportivo, se tomó la talla y la masa de cada participante para complementar los datos de la investigación. Para obtener mediciones más precisas, el investigador principal solicitó a cada participante que se quitara el calzado y la camisa. Las mediciones se realizaron utilizando una báscula *Tanita HD-662* y un tallímetro de pared *Seca 206*. Estos datos permitieron caracterizar adecuadamente la población y proporcionar las variables biomecánicas precisas requeridas por el software utilizado en el estudio.

El LIAM de la IUEND, en Cali (figura 3), cuenta con un pasillo de 16 metros de largo por 6 metros de ancho. El laboratorio está equipado con un sistema de análisis del movimiento que incluye cámaras optoelectrónicas infrarrojas, dos plataformas de fuerza ubicadas en el centro del pasillo a nivel del suelo y un equipo inalámbrico de electromiografía de superficie (EMGs).

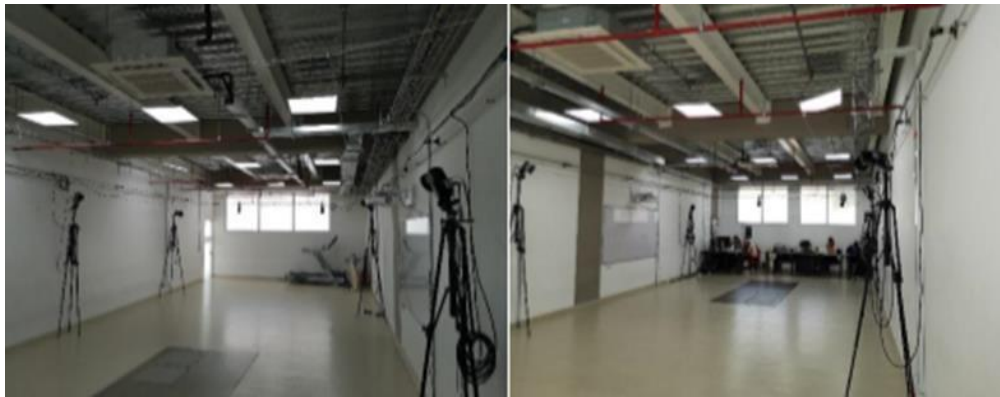


Figura 3. Laboratorio Integral de Análisis del Movimiento (LIAM).

El sistema de captura está compuesto por 9 cámaras optoelectrónicas de la marca *Qualisys® Oqus 500*, 2 plataformas de fuerza *AMTI® BMS600600* y un electromiógrafo de superficie *Delsys Trigno®* (ver figura 4). Las frecuencias de muestreo utilizadas por los equipos fueron: 200 Hz para el sistema de cámaras, 1000 Hz para las plataformas de fuerza y 2145 Hz para la EMGs.

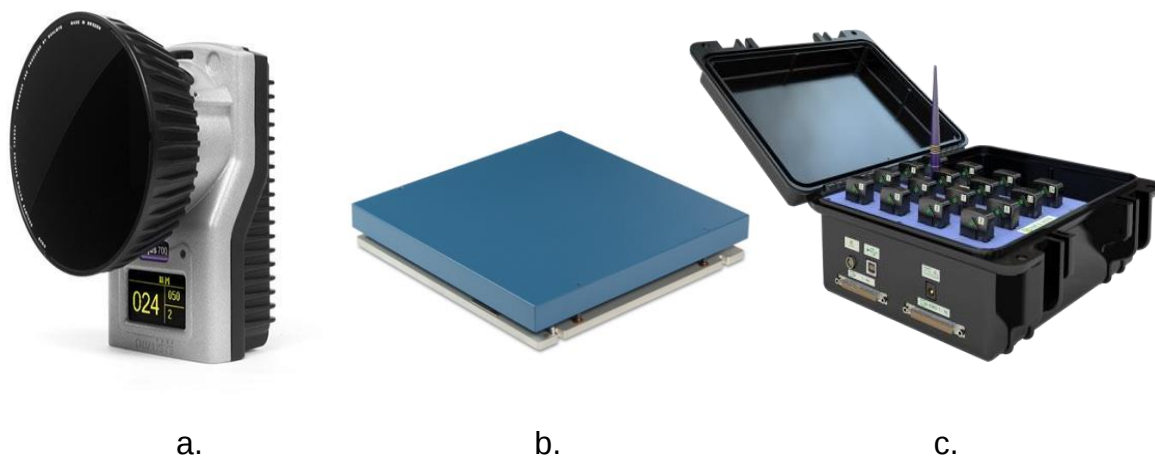


Figura 4. Instrumentos utilizados en el estudio. a) Cámara *Qualisys®*, Oqus 500 www.qualisys.com b) Plataformas de fuerza *AMTI® BMS600600*. www.amti.biz c) Electromiógrafo *Delsys Trigno®*. www.delsys.com

Para el procesamiento y análisis de las variables biomecánicas se utilizó un sistema de captura de movimiento basado en marcadores reflectivos adheridos a la piel del deportista (ver tabla 1 y figura 5). Estos marcadores fueron localizados siguiendo un modelo biomecánico disponible en el software *Visual3D Professional®* (v6), desarrollado por *HAS-Motion®*, y *Qualisys Track Manager®* (v2021.2), de *Qualisys®*. El modelo seleccionado corresponde al protocolo “*Helen Hayes lower body marker set*”, diseñado para el análisis del movimiento de los miembros inferiores. Este modelo consta de 28 marcadores colocados en referencias anatómicas clave de la pelvis, muslos, rodillas, piernas, tobillos y pies (ver tabla 2).

Tabla 1. Nombres y referencias anatómicas del modelo 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.

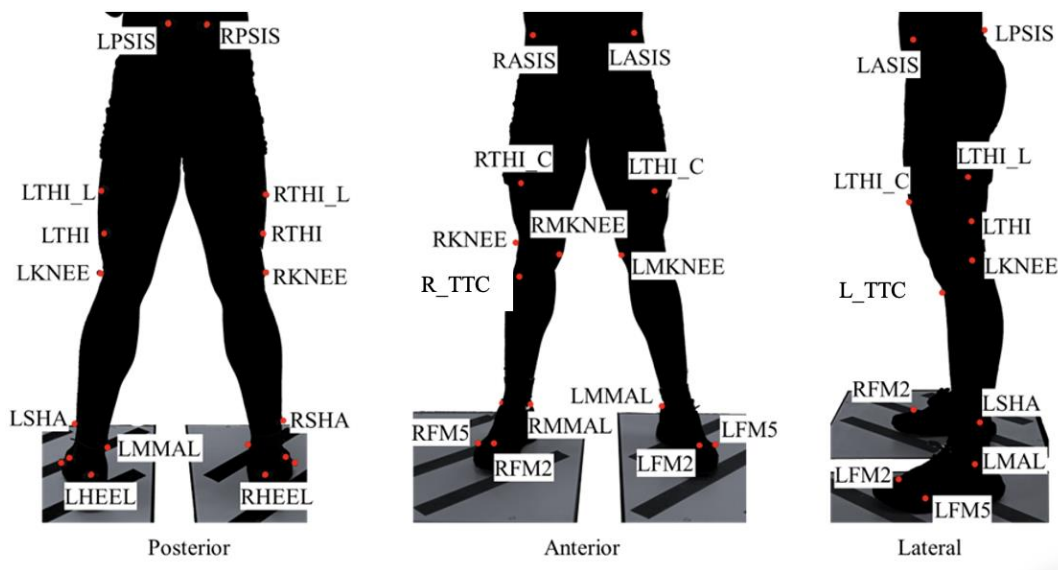


Figura 5. Modelo biomecánico: marcadores reflectivos con puntos de referencia anatómicos.

Los marcadores que se utilizaron para la captura del movimiento son esferas recubiertas con un material reflectante para capturar el haz de luz infrarroja que se refleja por el sistema de cámaras optoelectrónicas. Estas esferas tienen 25 mm de diámetro con una base plástica que se adhiere a la piel mediante cinta adhesiva de doble cara (figura 6).



Figura 6. Marcador reflectivo. www.biomec.com

Las señales electromiográficas se registraron mediante 8 sensores de superficie (*Delsys Trigno Avanti®*) (figura 7), que se ubicaron según las recomendaciones del SENIAM (83), en los músculos: vasto medial (VM), vasto lateral (VL), semitendinoso (ST) y bíceps femoral (BF) de ambas extremidades inferiores. Estos sensores se colocaron con cinta adhesiva de doble cara, y la zona en donde se colocaron estuvo libre de vello, limpia y desinfectada para optimizar la calidad del registro (impedancia de la piel).



Figura 7. Sensor EMGs, *Delsys Trigno Avanti®*. www.delsys.com

Para la captura del movimiento, lo primero que se realizó fue la sincronización del sistema optoelectrónico con el de las plataformas de fuerza y el de EMGs. Posteriormente se realiza la calibración del sistema optoelectrónico, esta calibración tiene como objetivo permitir la detección automática del lente de la cámara, determinar la precisión de captura y minimizar el ruido. El proceso se llevó a cabo mediante el software *QTM* y constó de dos pasos: 1. calibración dinámica y 2. calibración estática. La calibración dinámica establece la ubicación relativa de cada cámara en relación con las demás, mientras que la calibración estática define el plano de tierra, el origen y asegura la sincronización y verificación de la señal emitida por los sensores de EMGs.

Una vez sincronizado y calibrado el sistema, el participante realizó un calentamiento estándar diseñado acorde al protocolo metodológico (anexo C), que consistía en 5 ejercicios durante 5 minutos (50 segundos de ejercicio y 10 segundos de descanso). Este calentamiento fue guiado por un profesional del deporte en donde se incluyeron movimientos de skipping, títeres, desplazamientos frontales, laterales, y sentadillas con salto.

El calentamiento utilizado en este estudio fue diseñado para activar los músculos y sistemas neuromusculares sin generar fatiga prematura. Estos ejercicios son eficaces para elevar la temperatura corporal, mejorar la movilidad articular y activar específicamente los músculos de los miembros inferiores, preparando al cuerpo para movimientos explosivos. Este enfoque está respaldado por la literatura sobre calentamiento dinámico, que demuestra su eficacia en la optimización del rendimiento físico para maniobras de alta demanda sin causar fatiga en el participante (84).

Por último, se le pidió al participante que ingresara a las plataformas de fuerza para realizar una captura estática. Esta captura tiene como finalidad reconocer cada uno de los marcadores reflectivos ubicados en la piel e identificar los vectores de fuerza en las plataformas de fuerza durante el apoyo. Esto permitió reconstruir el modelo biomecánico en el software *Visual 3D®*, que se utilizó para el procesamiento, determinación de centros articulares y para el análisis de variables cinéticas, cinemáticas y electromiográficas durante los *CODs* o también llamadas capturas dinámicas.

Para cumplir con los requisitos de la investigación, se determinó que el deportista debía completar seis capturas dinámicas válidas (3 *CODs* izquierdos y 3 derechos). Para que una captura fuera considerada válida, el futbolista debía, durante la maniobra de cambio de dirección, pisar completamente la plataforma de fuerza con la pierna de pivote, que es opuesta al sentido del movimiento.

Los *CODs* se realizaron de manera aleatoria, inducidos por un oponente, hasta completar tres intentos por cada pierna. Una vez alcanzadas las seis capturas válidas, la prueba se dio por finalizada y se procedió a la recolección y procesamiento de los datos.

4.8 PROCESAMIENTO DE SEÑALES BIOLÓGICAS

El procesamiento de señales como el de las trayectorias de los marcadores reflectivos, las plataformas de fuerza y el de los sensores de EMGs fue realizado utilizando funciones propias del software *Visual 3D®* , por medio de comandos organizados de la herramienta *Pipeline*.

El primer paso del procesamiento consistió en determinar el inicio (*onset*) y el final (*offset*) de la maniobra. Ambos momentos fueron definidos mediante un umbral correspondiente al 10% del valor máximo de la FRV registrada por la plataforma de fuerza pisada con la extremidad pivote. El inicio del movimiento fue identificado cuando el valor ascendente de la curva de FRV superó el 10% del valor máximo. De forma similar, el final del movimiento se estableció cuando el valor descendente de la curva cayó por debajo de ese mismo umbral. Posteriormente, la maniobra fue normalizada en el tiempo de 0 a 100%, donde el 0% representa el contacto inicial y el 100% el despegue del pie. Esta transformación, que convierte los milisegundos en porcentaje, permitió realizar comparaciones entre sujetos y *CODs* y facilitar el análisis a través de medidas de tendencia central.

- El procesamiento en las señales de las trayectorias de los marcadores incluyó:
 - Un filtro pasa bajas *Butterword* bidireccional de cuarta orden con frecuencia de corte de 12 Hz.
- El procesamiento en las señales de las plataformas de fuerza incluyó:

- Un filtro pasa bajas *Butterword* bidireccional de cuarta orden con frecuencia de corte de 50 Hz.
- El procesamiento en las señales de electromiografía de superficie (EMGs) incluyó:
 - Un filtro pasa altas *Butterword* bidireccional de cuarta orden con frecuencia de corte de 25 Hz.
 - Un filtro pasa bajas *Butterword* bidireccional de cuarta orden con frecuencia de corte de 300 Hz.
 - Una ventana móvil de la raíz de la media cuadrática (*RMS*, por sus siglas en inglés) de 30 ms.

No se realizó normalización de la señal de electromiografía basados en las recomendaciones del consenso del proyecto CEDE (*Consensus for Experimental Design in Electromyography*), liderado por Besomi et al. (85). En este consenso se establece que la normalización de la señal puede perder información clave sobre la activación real de los músculos. En lugar de normalizar, se optó por utilizar el RMS de la señal (mV), ya que este enfoque permite analizar de manera más precisa el índice de coactivación entre los isquiotibiales y los cuádriceps en el mismo sujeto. El uso de la raíz cuadrática media (*RMS*) de la señal cruda facilita la estimación de las diferencias de activación entre los músculos flexores y extensores de la rodilla, proporcionando una visión más exacta de las dinámicas de activación muscular durante las maniobras de cambio de dirección.

4.9 VARIABLES

En este estudio se consideraron diversas variables con el propósito de dar respuesta a los objetivos planteados. Para la caracterización de la población, se incluyeron variables socio-deportivas como la talla, masa corporal, edad, lateralidad, posición de juego y antecedentes de lesión en la rodilla. En cuanto a la descripción de los factores de riesgo biomecánicos y de control neuromuscular durante los CODs, se analizaron los ángulos de flexión y valgo de rodilla, la FRV, los momentos articulares extensores y abductores de rodilla, así como los índices de coactivación $H:Q_emg$ del compartimento medial (ST/VM) y lateral (BF/VL) de la rodilla. Para el análisis multifactorial, se estudiaron las distancias entre las curvas temporales de las variables biomecánicas y neuromusculares durante la fase de desaceleración de los CODs. Estas variables incluyeron los ángulos de flexión de rodilla, la FRV, los momentos abductores de rodilla, la magnitud de la actividad eléctrica del VM, VL, ST y BF, además de los índices de coactivación $H:Q_emg$ tanto mediales como laterales (ver figura 8 y anexo D).

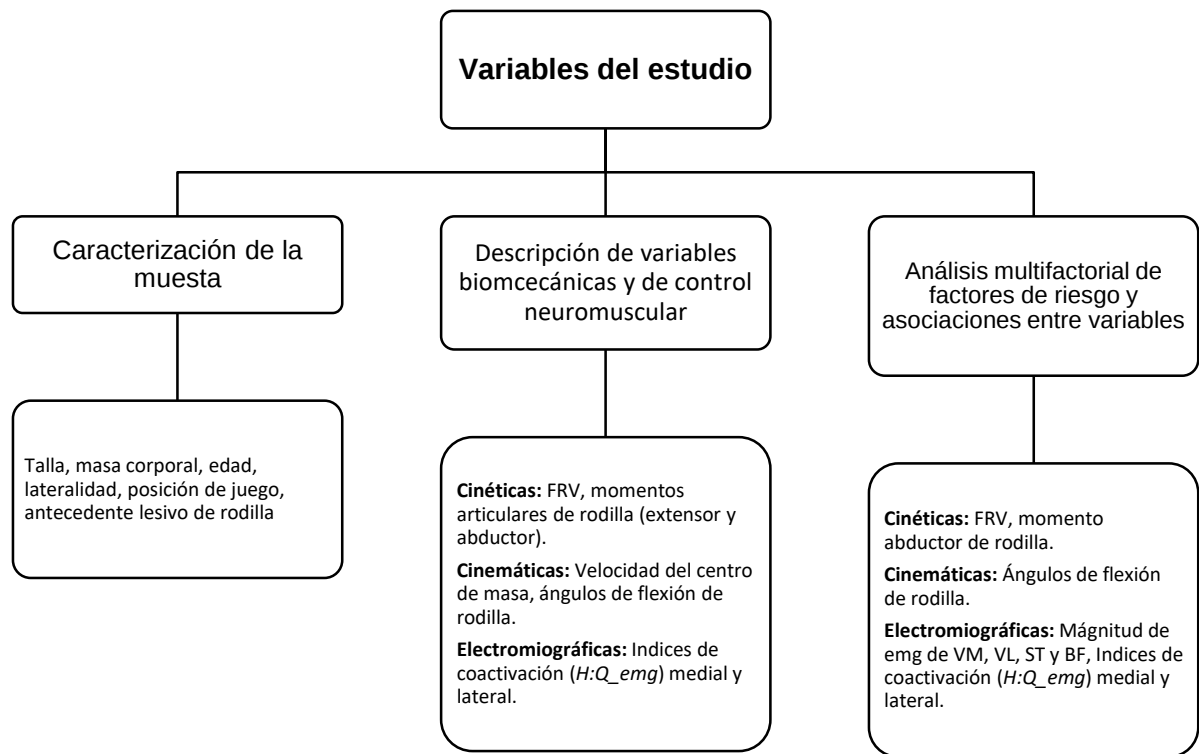


Figura 8. Variables del estudio respecto a los objetivos planteados.

4.10 CONSIDERACIONES ÉTICAS

Para la realización del proyecto de investigación, se contemplaron todos los requerimientos éticos necesarios, considerando que el estudio implicó la participación directa de deportistas de élite menores de edad, cuya participación fue voluntaria y requirió garantizar la seguridad de los participantes y sus responsables legales.

Tras obtener la aprobación del Comité de Ética en Investigación en Salud (CEIS) de la Universidad del Valle (código aval: 117-023), se procedió a la entrega personal del asentimiento informado (anexo E) a los participantes y el consentimiento informado

(anexo F) a los padres o representantes legales de los participantes, en las instalaciones del LIAM de la IUEND. En estos documentos se explicaron detalladamente los objetivos, metodologías, pruebas a realizar, posibles riesgos y sus estrategias de mitigación, beneficios del estudio, y el derecho a finalizar su participación en cualquier momento. Se proporcionó el tiempo necesario para su lectura, análisis y comprensión, facilitando canales de comunicación directa con el investigador para resolver cualquier duda, información que quedó consignada en los formatos entregados. Una vez firmados los documentos por las partes correspondientes, se entregó una copia a cada participante.

El estudio se clasificó como de riesgo mínimo, contemplando principalmente cuatro tipos de riesgos durante la realización de las pruebas: caídas, fatiga muscular, irritación cutánea por la utilización de cinta doble faz, micropore o productos de limpieza de la piel y la confidencialidad. Considerando que los participantes eran deportistas de alto rendimiento, familiarizados con los gestos deportivos a realizar, y que las pruebas se ejecutaron en un entorno controlado, la probabilidad de caídas y fatiga muscular se consideró reducida. Para minimizar aún más estos riesgos, se colocaron cintas antideslizantes en las plataformas de fuerza donde se realizaron las desaceleraciones, y se estableció un protocolo de calentamiento estandarizado mencionado anteriormente para prevenir inconvenientes musculares. En cuanto a la posible irritación cutánea derivada del uso de productos de limpieza y materiales adhesivos necesarios para la colocación de los sensores de electromiografía, se realizaron preguntas previas sobre alergias a estos materiales para evitar reacciones adversas.

Para garantizar la seguridad de los participantes, el equipo de investigación estuvo conformado por profesionales calificados: un médico, un fisioterapeuta, un profesional del deporte y tres ingenieros biomédicos, quienes estuvieron presentes durante la realización de las pruebas. Adicionalmente, al realizarse el estudio dentro de la IUEND, se contó con área protegida para la atención inmediata de cualquier eventualidad. Es importante mencionar que en la presente investigación no se presentaron conflictos de interés de ninguna índole.

5 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para responder a las preguntas de investigación y alcanzar los objetivos propuestos, el análisis de los datos se estructuró en tres fases. En primer lugar, se realizó una descripción de la muestra mediante estadística descriptiva, considerando variables socio-deportivas como talla, masa corporal, posición de juego, lateralidad y antecedentes de lesión en rodilla. En segundo lugar, se analizaron las variables biomecánicas y electromiográficas (control neuromuscular) con el fin de caracterizar los cambios de dirección (*CODs*) ejecutados por los deportistas juveniles, utilizando la curva mediana como herramienta de análisis. Finalmente, se llevó a cabo un análisis multifactorial orientado a identificar maniobras atípicas que presentaran patrones biomecánicos y electromiográficos asociados con el mecanismo lesional del ligamento cruzado anterior (LCA), mediante un análisis de componentes principales (*PCA*) y, posteriormente, se identificaron asociaciones entre variables en dichos giros atípicos, representadas a través de gráficos de dispersión. Todos los análisis se realizaron utilizando *Python® v3.11.10*.

5.1 ANALISIS DESCRIPTIVO DE VARIABLES SOCIO-DEPORTIVAS

Se realizó un análisis descriptivo de las variables socio-deportivas incluidas en el estudio. Para las variables cuantitativas (talla, masa corporal y edad), se calcularon medidas de tendencia central y dispersión, como la media ($\bar{x}$), la desviación estándar (DE), así como los valores mínimo y máximo. En el caso de las variables cualitativas (posición de juego,

lateralidad y antecedentes de lesión en rodilla), se utilizaron frecuencias absolutas (n) y relativas (%) para describir su distribución en la muestra.

5.2 ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE VARIABLES BIOMECÁNICAS Y NEUROMUSCULARES

Para el análisis de las variables biomecánicas (velocidad del centro de masa, ángulos de flexión y valgo de rodilla, momentos extensores y abductores de rodilla, fuerzas de reacción vertical contra el suelo [FRV]) y de control neuromuscular (índices de coactivación $H:Q_{emg}$ de los compartimentos medial [ST/VM] y lateral [BF/VL] de la rodilla), se empleó la curva mediana como estrategia de representación, debido a la alta variabilidad observada en los datos entre participantes y ensayos (86) (87). Para cada variable, se identificaron las fases de desaceleración y aceleración, con el fin de facilitar su comprensión e interpretación dentro del contexto de la maniobra evaluada.

5.3 ANÁLISIS MULTIFACTORIAL PARA LA ASOCIACIÓN DE FACTORES DE RIESGO BIOMECÁNICOS Y NEUROMUSCULARES

Este procedimiento tuvo como objetivo identificar patrones biomecánicos y de control neuromuscular que se distanciaran de la curva mediana generada a partir de todos los CODs ejecutados por los participantes. A partir de esta identificación, se buscó establecer asociaciones entre variables en aquellas maniobras distantes del “patrón general”. El análisis se llevó a cabo en varias etapas secuenciales, orientadas a detectar maniobras

atípicas y, posteriormente, establecer asociaciones entre variables que han sido descritas en la literatura como factores de riesgo dentro del mecanismo de lesión del LCA.

1. Cálculo de la curva de desaceleración: se identificó el porcentaje del movimiento en el que se alcanzó la velocidad mínima del centro de masa para cada cambio de dirección, así como la mediana de las curvas de desaceleración de todos los *CODs*. Esto permitió definir de manera más precisa la fase de desaceleración de cada giro.
2. Cálculo de valores mínimo, mediano y máximo de cada variable: una vez determinada la fase de desaceleración, se calcularon valores mínimos, medianos y máximos de las siguientes variables durante esta fase, las cuales fueron empleadas en el análisis multifactorial: 1) índices de coactivación *H:Q_emg* medial y lateral, 2) momentos abductores de rodilla, 3) ángulos de flexión de rodilla, 4) FRV, y 5) actividad electromiográfica del bíceps femoral (BF), semitendinoso (ST), vasto medial (VM) y vasto lateral (VL).
3. Análisis de variabilidad: una vez obtenidos los valores mínimos, medianos y máximos de cada variable durante la fase de desaceleración, se calculó la distancia (métrica utilizada para identificación de maniobras atípicas) de las curvas entre cada giro individual y la mediana de los *CODs* en cada una de las variables. Por ejemplo, para obtener la distancia del índice de coactivación *H:Q_emg* lateral (*dist_hq_lat*) para el *i*-ésimo giro se calculó mediante la siguiente fórmula:

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

Donde:

- *dist_hq_lat_i*: representa la distancia del índice H:Q lateral para el i-ésimo giro.
- *min_curva_med*: valor mínimo de la mediana de todas las curvas.
- *min_i*: valor mínimo del i-ésimo giro.
- *med_curva_med*: valor mediano de la mediana de todas las curvas.
- *med_i*: valor mediano del i-ésimo giro.
- *max_curva_med*: valor máximo de la mediana de todas las curvas.
- *max_i*: valor máximo del i-ésimo giro.

Esta fórmula mide la variabilidad y dispersión de la curva en torno a los valores mínimos, medianos y máximos. Se suma la diferencia absoluta entre cada valor característico de la curva analizada y la mediana de todas las curvas.

4. Relaciones biomecánicas y neuromusculares: una vez obtenidas las distancias de cada variable en los CODs, se analizaron relaciones específicas asociadas al mecanismo de lesión del LCA como:

- a. Ángulos en X vs FRV: $dist_angulos_x + dist_frv$
- b. Ángulos en X vs HQ Lat: $dist_angulos_x + dist_hq_lat$

- c. Ángulos en X vs HQ Med: $\text{dist_angulos_x} + \text{dist_hq_med}$
- d. EMG VL vs EMG BF: $\text{dist_emg_vl} + \text{dist_emg_bf}$
- e. EMG VM vs EMG ST: $\text{dist_emg_vm} + \text{dist_emg_st}$
- f. HQ Lat vs HQ Med: $\text{dist_hq_lat} + \text{dist_hq_med}$
- g. HQ Lat vs Momentos en Y: $\text{dist_hq_lat} + \text{dist_momentos_y}$
- h. HQ Med vs Momentos en Y: $\text{dist_hq_med} + \text{dist_momentos_y}$

Las asociaciones establecidas entre las distancias de las curvas respecto a la mediana de todos los *CODs* se fundamenta en los patrones biomecánicos y de control neuromuscular vinculados al mecanismo lesional del LCA, descritos en estudios previos (3) (22). Se identificaron ocho relaciones clave, entre ellas la coactivación entre los músculos isquiotibiales y cuádriceps, tanto en su componente lateral como medial (índices *H:Q_emg*), que pueden incidir en la estabilidad dinámica de la rodilla (88). Asociaciones entre el VM y el ST, así como entre el VL y el BF, pueden modificar la cinemática y cinética articular de la rodilla (33) (89). Asimismo, combinaciones entre ángulos de flexión de rodilla, FRV, momentos abductores de rodilla e índices *H:Q_emg*, pueden verse asociados con un mayor riesgo de lesión del LCA si presentan patrones asociados al mecanismo de lesión del LCA (80) (90).

5. Identificación de *CODs* atípicos: para identificar maniobras atípicas, se construyó una matriz de datos en la que las filas representaban los *CODs* ejecutados por los deportistas, y las columnas correspondían a las ocho relaciones de distancia previamente descritas.

Posteriormente, se aplicó un Análisis de Componentes Principales (PCA) con el fin de reducir la dimensionalidad del conjunto de datos y facilitar la interpretación de los patrones de variabilidad. Este análisis multifactorial permitió identificar maniobras clasificadas como *outliers*, es decir, aquellas que se desviaban significativamente del comportamiento “promedio”. Se conservaron las dos primeras componentes principales, ya que explicaron el mayor porcentaje de la varianza total: para la pierna derecha, la Componente Principal 1 (CP1) explicó el 39% de la varianza y la CP2 el 25%, acumulando un 64%; para la pierna izquierda, la CP1 explicó el 41% y la CP2 el 19%, alcanzando un 60% acumulado.

La detección de maniobras atípicas se basó en la distribución de los casos en el espacio bidimensional definido por las dos primeras componentes, identificando como *outliers* aquellos puntos que se alejaban del patrón general. Además, se emplearon diagramas de caja (*boxplots*) sobre las puntuaciones de las componentes principales para detectar valores extremos fuera del rango intercuartílico, fortaleciendo la identificación de ejecuciones atípicas.

Finalmente, se incorporó un análisis cualitativo basado en criterio experto para clasificar los *outliers* identificados. Esta categorización se realizó según la dirección y magnitud de los vectores de carga del PCA para cada extremidad, los cuales definen la ubicación de cada maniobra atípica dentro del espacio bidimensional de las componentes principales. De esta forma, fue posible interpretar el tipo de *outlier* en función del patrón biomecánico y neuromuscular

predominante, permitiendo una representación más comprensible de las desviaciones respecto al comportamiento típico del grupo.

6. Asociación de variables biomecánicas y de control neuromuscular: se analizaron de forma individual las maniobras atípicas identificadas mediante el *PCA*. Para cada caso, se evaluaron asociaciones entre variables biomecánicas y neuromusculares (dadas dos variables), considerando puntos de corte definidos a partir de los valores mínimos o máximos de la mediana de todos los *CODs*, según el criterio del estudio basado en la literatura sobre el mecanismo lesional del LCA.

Los puntos de corte establecidos fueron los siguientes:

- Ángulos de flexión de rodilla por debajo del valor mínimo.
- Fuerza de reacción vertical (FRV) por encima del valor máximo.
- Índices H:Q_emg (lateral y medial) por debajo del valor mínimo.
- Momentos abductores de rodilla por debajo del valor mínimo.
- Activación del vasto medial (VM) y vasto lateral (VL) por encima del valor máximo.
- Activación del semitendinoso (ST) y bíceps femoral (BF) por debajo del valor mínimo.

Estas asociaciones se determinaron teniendo en cuenta el porcentaje de ocurrencia entre variables con respecto a los puntos de corte de cada una, durante la fase de desaceleración de *CODs* clasificados como atípicos.

Las asociaciones analizadas fueron las siguientes:

1. Ángulos de flexión vs. FRV
2. Ángulos de flexión vs. H:Q_emg lateral
3. Ángulos de flexión vs. H:Q_emg medial
4. EMG del BF vs. EMG del VL
5. EMG del ST vs. EMG del VM
6. H:Q_emg lateral vs. H:Q_emg medial
7. H:Q_emg lateral vs. Momento abductor
8. H:Q_emg medial vs. Momento abductor

Los resultados se visualizaron mediante gráficos de dispersión diferenciados por extremidad, y se resumieron en una tabla de frecuencias y un mapa de calor, donde las asociaciones más relevantes se destacaron con colores más oscuros. La información se organizó por jugador, giro ejecutado y tipo de *outlier* identificado, lo que permitió identificar patrones de combinación de variables asociados al mecanismo lesional del LCA.

Los puntos de corte (mínimos o máximos) de cada variable se establecieron con base en evidencia científica que vinculan patrones biomecánicos y neuromusculares con el mecanismo lesional del LCA. Se priorizaron valores mínimos de flexión de rodilla, índices *H:Q_emg* reducidos, baja activación de los isquiotibiales (ST y BF) y momentos abductores de rodilla mínimos (negativos respecto al sistema de coordenadas), ya que estos factores se han asociado con

mayor carga articular, traslación anterior de la tibia y colapso en valgo (31) (54). Para variables como la FRV y la activación del VM y VL, los puntos de corte se determinaron según los valores máximos medianos de las curvas, apoyados en estudios que reportan su relación con un mayor estrés articular y desequilibrio en la coactivación neuromuscular entre flexores y extensores de rodilla (3) (53). Este enfoque permitió definir umbrales representativos del grupo evaluado.

6 RESULTADOS

6.1 CARACTERIZACIÓN DE LA MUESTRA: VARIABLES SOCIO-DEPORTIVAS

Los jugadores evaluados presentan un perfil antropométrico relativamente homogéneo (ver tabla 2), con una masa corporal media de 65,96 Kg (DE $\pm$ 4,17; rango 59,2–73,36 kg) y una talla promedio de 1,74 m (DE $\pm$ 0,06; rango 1,63–1,86 m). La edad media fue de 16 años (DE $\pm$ 1; rango 14–17 años), lo que indica que se trata de adolescentes en una etapa intermedia de desarrollo, aspecto que debe considerarse mínimamente al interpretar las variables neuromusculares. Esta homogeneidad puede favorecer la comparación entre sujetos dentro del análisis.

Tabla 2. Masa, talla y edad.

	Media (DE)	Min	Max
Masa (Kg)	65,96 ($\pm$ 4,17)	59,2	73,36
Talla (m)	1,74 ($\pm$ 0,06)	1,63	1,86
Edad (años)	16 ($\pm$ 1)	14	17

Nota: *La tabla presenta los datos descriptivos de peso (Kg), talla (m) y edad (años) en columnas que incluyen la media ($\pm$ desviación estándar), el valor mínimo y el valor máximo para cada variable.

La distribución de los jugadores según su posición de juego (ver tabla 3) revela una mayor representación en roles de volante ofensivo y defensa central, ambos con un 23,8% (n=5), lo que sugiere una muestra con predominancia en posiciones de creación de juego y defensivas. Le siguen en proporción los defensas laterales y extremos con un 19% cada

uno (n=4), posiciones que se caracterizan por demandas físicas y técnicas asociadas a transiciones rápidas como cambios de dirección (*CODs*). Las posiciones con menor representación fueron delantero centro (9,6%) y volante defensivo (4,8%), limitando comparaciones específicas en estas posiciones. Esta distribución debe considerarse al analizar los patrones biomecánicos de control neuromuscular.

Taba 3. Posición de juego.

Posición de juego	N	%
Volante ofensivo	5	23,8%
Defensa Central	5	23,8%
Defensa lateral	4	19%
Extremo	4	19%
Delantero centro	2	9,6%
Volante defensivo	1	4,8%

Nota: *La tabla muestra la distribución de las posiciones de juego en frecuencias absolutas (N) y porcentajes (%), organizados en filas según las posiciones específicas.

La muestra evaluada presentó una clara predominancia de jugadores con pierna hábil derecha (81%, n=17), mientras que solo el 19% (n=4) reportó como dominante la pierna izquierda. En cuanto al historial de lesiones de rodilla en los últimos tres años, solo el 10,5% de los jugadores (n=2) reportó haber sufrido una lesión, mientras que el 90,5% (n=19) no presentó antecedentes. Las lesiones identificadas fueron una lesión de menisco interno y una rotura de ligamento cruzado anterior (LCA), ambas localizadas en la extremidad derecha, y ocurridas en jugadores distintos. Estos datos reflejan una muestra con bajo índice de lesiones recientes de rodilla (ver tabla 4), además, los

jugadores que presentaron lesiones posiblemente se asocien a su madurez del desarrollo de los tejidos.

Tabla 4. Dominancia e historial lesivo de rodilla.

Pierna hábil	N	%
Derecha	17	81%
Izquierda	4	19%
Lesión de rodilla (últimos 3 años)	N	%
No	19	90,5%
Si	2	10,5%
Tipo de lesión	N	
Menisco interno (extremidad derecha)	1	
Rotura LCA (extremidad derecha)	1	

Nota: *La tabla presenta los datos de la pierna hábil y el historial de lesiones de rodilla en frecuencias absolutas (N) y porcentajes (%), organizados en columnas separadas para cada variable.

6.2 DESCRIPCIÓN DE VARIABLES BIOMECÁNICAS Y DE CONTROL NEUROMUSCULAR

Para el análisis biomecánico se utilizaron las medianas de 126 maniobras de CODs (63 con la pierna derecha y 63 con la izquierda). Las gráficas presentan la distribución central de los datos (mediana) y están organizadas por extremidad (izquierda y derecha). En cada gráfico, el eje Y muestra la magnitud de la variable correspondiente y el eje X

representa el ciclo del movimiento normalizado de 0% a 100%, desde el contacto inicial hasta el despegue del pie pivote contra la plataforma de fuerza.

6.2.1 Cinemáticas:

La velocidad del centro de masa (gráfico 1) refleja las fases de desaceleración y aceleración durante el cambio de dirección. En la extremidad izquierda, se observa una velocidad mediana inicial de 2,5 metros por segundo (ms) aproximadamente que disminuye hasta por debajo de 1,6 ms durante la fase de desaceleración máxima (48% del movimiento). La fase de aceleración posterior muestra un incremento gradual hasta alcanzar nuevamente los 2,5 ms al final del ciclo. La extremidad derecha presenta un patrón similar aunque presenta diferencias relativamente mínimas en la velocidad inicial, la cual es mayor y en su velocidad mínima durante la desaceleración máxima (54% del movimiento) que llega a los 1,7 ms aproximadamente, para posteriormente nuevamente llegar a la fase de aceleración y alcanzar la velocidad máxima.

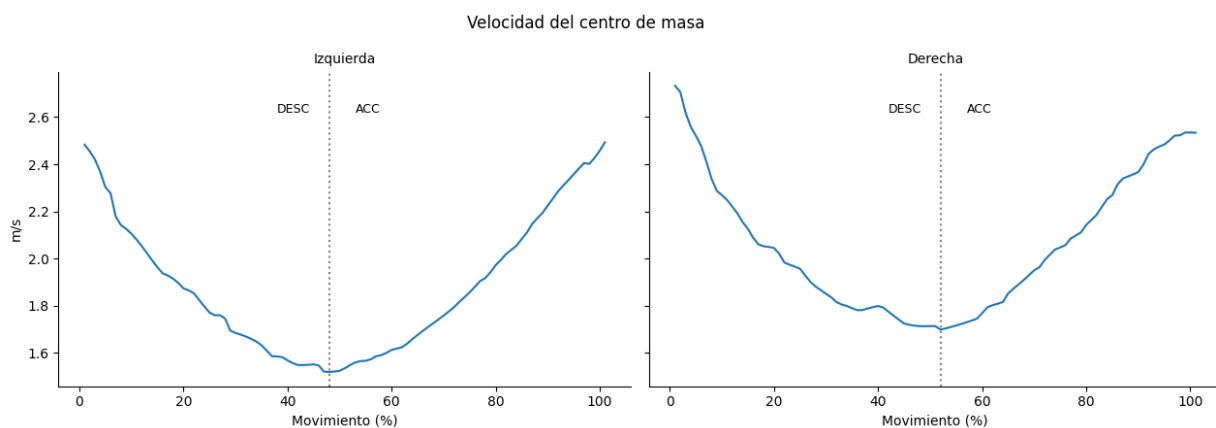


Gráfico 1. Velocidad del centro de masa. El gráfico presenta una línea continua de color azul que describe la mediana de la velocidad del centro de masa durante los movimientos por la extremidad izquierda y derecha. El eje X representa el tiempo normalizado (% del movimiento), mientras que el eje Y muestra la velocidad en metros por segundo (ms). DESC: desaceleración y ACC: aceleración.

El análisis de los ángulos de flexión y valgo de rodilla (gráfico 2), muestran patrones similares para ambas extremidades durante los CODs. En la extremidad izquierda, se observa un ángulo inicial en flexión de aproximadamente 20 grados ($^{\circ}$) al contacto inicial, que progresa hacia una flexión máxima de casi 65° alrededor del 45% del movimiento. La extremidad izquierda exhibe un patrón similar, aunque con una flexión máxima ligeramente menor. Durante la fase de aceleración, ambas rodillas muestran una extensión gradual, retornando a aproximadamente a 35° en el final del movimiento.

Para los ángulos de valgo se observa que ambas rodillas presentaron oscilaciones entre valores de -10° y 0° según el sistema de referencia del software utilizado, lo que corresponde a movimientos con poco recorrido. Algo característico es que entre el 20% y el 30% del movimiento se presenta el mayor ángulo de valgo dinámico (-10° aproximadamente), correspondiendo a la fase de desaceleración de los CODs en ambas extremidades.

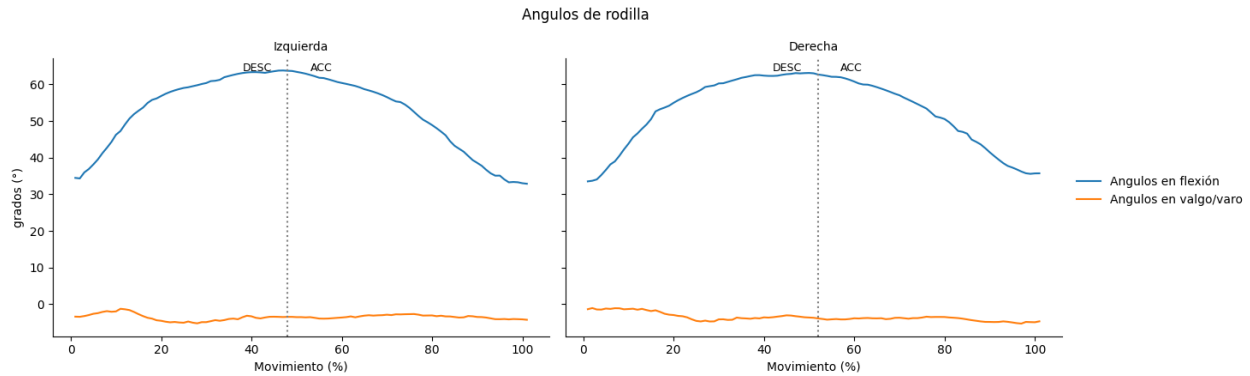


Gráfico 2. Ángulos de rodilla. El gráfico muestra 2 líneas continuas que representan la mediana de los ángulos de rodilla en flexión (línea azul) y en valgo (línea naranja) tanto para la extremidad izquierda como para la derecha. La unidad de medida se mostró en el eje Y del gráfico en grados (°) y la normalización en el tiempo (% del movimiento) en el eje X. DESC: desaceleración y ACC: aceleración.

6.2.2 Cinéticas:

Las fuerzas de reacción vertical contra el suelo (FRV) normalizadas por el peso de cada deportista (gráfico 3) presentan un patrón bifásico característico, en donde la extremidad izquierda muestra un pico inicial de impacto de 18 Newton sobre kilogramo (N/Kg) al contacto inicial, seguido por descenso abrupto de la fuerza que ejerce el pie contra la plataforma que llega a un valor de 11 N/Kg, para luego subir nuevamente y establecer una meseta de aproximadamente 15 N/Kg entre el 25% y 65% del movimiento, la cual va decreciendo a medida de que los deportistas despegan el pie de la plataforma durante la aceleración. La extremidad derecha exhibe magnitudes similares con un primer pico levemente menor de 17 N/Kg, un descenso con una curva más suavizada que la extremidad izquierda, llegando a un valor de casi 12 N/Kg y luego una meseta de

16 N/Kg entre el 30% al 60% del cambio de dirección. Se puede observar que los picos máximos de fuerza se realizan en la fase de desaceleración durante el contacto inicial.

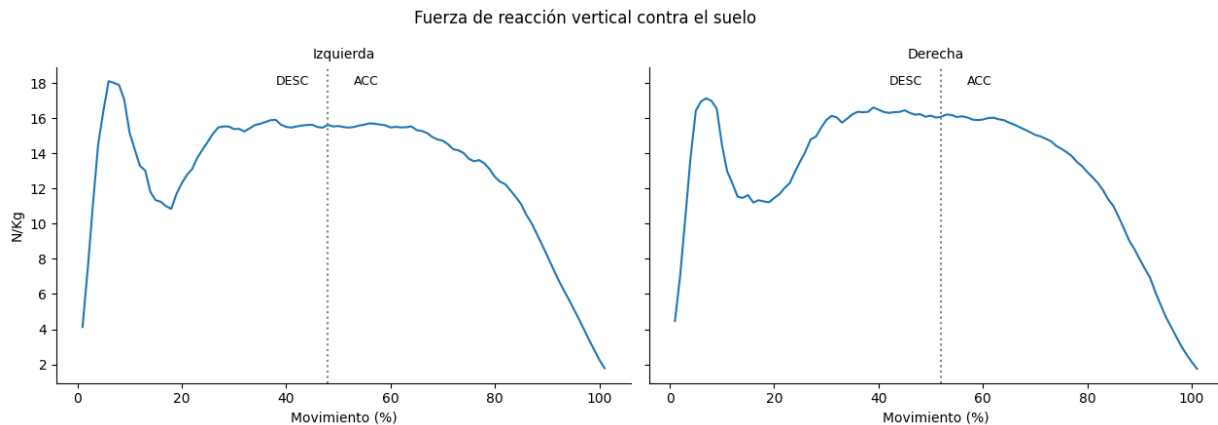


Gráfico 3. Fuerza de reacción vertical contra el suelo (FRV). Este gráfico ilustra la mediana de la fuerza de reacción vertical contra el suelo para la extremidad izquierda y derecha, en el eje Y se indica la magnitud en Newton por kilogramo (N/kg), en función del tiempo normalizado (% del movimiento) en el eje X. DESC: desaceleración y ACC: aceleración. DESC: desaceleración y ACC: aceleración.

Los momentos articulares de rodilla (gráfico 4) revelan un comportamiento con diferentes características en ambos ejes de movimiento. En el momento extensor (línea azul) la extremidad izquierda muestra un patrón particular, en donde al inicio del movimiento (5% del movimiento) presenta un pico inicial de impacto de 0,15 (Newton-metro sobre kilogramo (Nm/Kg), seguido de un descenso del momento articular hasta los 0,06 Nm/Kg para luego llegar al segundo pico de 0,28 Nm/Kg (momento extensor máximo) al 30% del movimiento aproximadamente, estos 2 picos se presentan en la fase de desaceleración del cambio de dirección según la velocidad del centro de masa,

el primer pico puede corresponder al impacto del contacto inicial y segundo a las cargas anteroposteriores de la rodilla izquierda durante la maniobra.

Por el contrario, la extremidad derecha muestra valores similares, pero sin presentar el descenso abrupto del torque articular posterior a un primer pico, en esta extremidad se observa una curva ascendente desde los 0 Nm/Kg hasta una meseta de aproximadamente 0,27 Nm/Kg que va desde el 30% al 50% del movimiento, que luego va decreciendo al momento de aceleración de los deportistas.

En los momentos abductores de rodilla (línea naranja), se muestran picos máximos que alcanzan los -0,10 Nm/Kg para la rodilla izquierda y de -0,8 Nm/Kg para la derecha según el sistema de referencia del software utilizado, una característica importante es que el pico máximo abductor de ambas extremidades se da al instante del impacto del pie contra el suelo en el contacto inicial del movimiento (5% del movimiento aproximadamente).

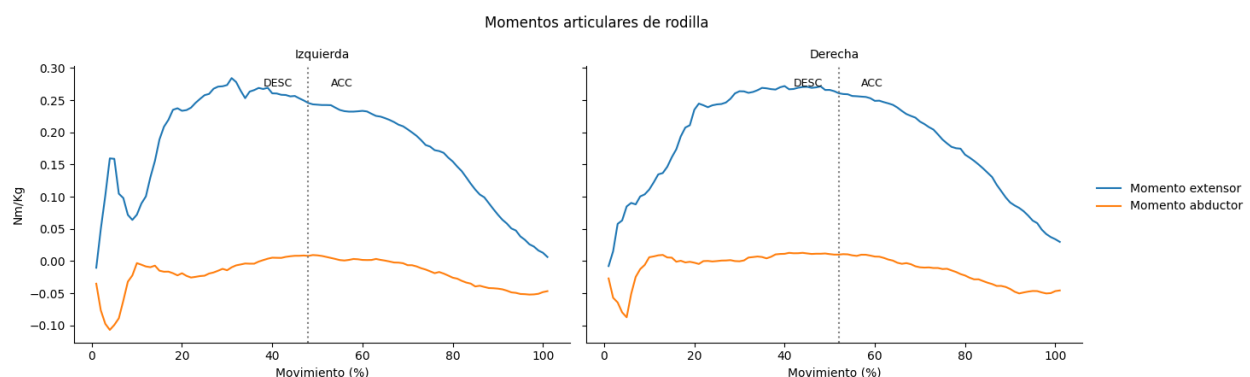


Gráfico 4. Momentos articulares de rodilla. El gráfico muestra la mediana de los momentos articulares de la rodilla en Newton-metro (Nm) en el eje Y, frente al tiempo

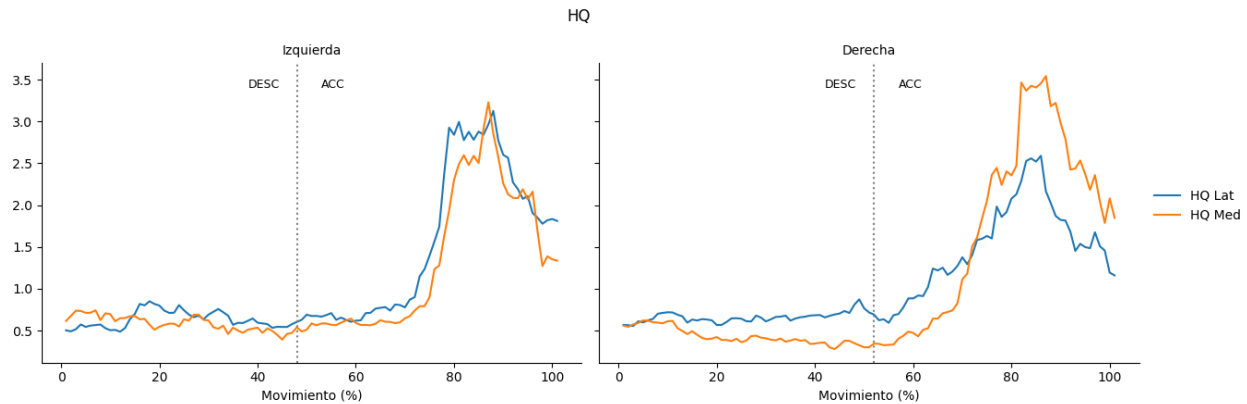
normalizado (% del movimiento) en el eje X. Las líneas azules representan el momento extensor, mientras que las líneas naranjas corresponden al momento abductor, diferenciados para las extremidades izquierda y derecha. DESC: desaceleración y ACC: aceleración.

6.2.3 Electromiográficas:

En el gráfico 5, se observa el comportamiento de los índices de coactivación $H:Q_{emg}$ medial y lateral durante los CODs en ambas extremidades. En la pierna izquierda, durante la fase de contacto inicial y hasta el 70% del movimiento, los índices $H:Q_{emg}$ medial y lateral tienden a ser inferiores a 1, lo que sugiere una mayor activación del cuádriceps en comparación con los isquiotibiales durante la fase de desaceleración. A partir del 70% del movimiento (aceleración), se observa que la relación aumenta exponencialmente en ambos índices, reflejando una mayor activación de los isquiotibiales al momento del despegue del pie de la plataforma.

En la extremidad derecha se observaron diferencias en los índices $H:Q_{emg}$ durante la fase de desaceleración. Mientras que el compartimento lateral se mantuvo cercano a 1, el medial permaneció por debajo del lateral a lo largo de toda la desaceleración hasta el 70% del movimiento, evidenciando un desbalance en la coactivación entre ambos compartimentos de la rodilla. Además, se identificaron picos mínimos en el índice $H:Q_{emg}$ medial, entre el 45 y 54% del movimiento, lo que sugiere una activación predominante del VM sobre el ST según la curva mediana analizada. Al igual que en la extremidad izquierda, durante la fase de aceleración, ambos índices aumentaron

abruptamente, reflejando un incremento en la actividad electromiográfica de los isquiotibiales.



Grafica 5. Índices de coactivación entre isquiotibiales y cuádriceps ($H:Q_{emg}$). Este gráfico muestra 2 líneas continuas que representan la mediana de los índices $H:Q_{emg}$ del compartimento medial (línea naranja) y lateral (línea azul) para cada extremidad. El eje Y representa el valor de la relación $H:Q_{emg}$ y el eje X, el tiempo (% del movimiento). DESC: desaceleración y ACC: aceleración.

6.3 ANÁLISIS MULTIFACTORIAL DE VARIABLES BIOMECAICAS Y DE CONTROL NEUROMUSCULAR

6.3.1 Análisis de Componentes Principales (PCA):

El Análisis de Componentes Principales (PCA) (ver gráfico 6) identificó que 16 de los 126 CODs ejecutados (12,7%) fueron clasificados como atípicos: 9 con la extremidad derecha y 7 con la izquierda. Sin embargo, el cambio de dirección número 41, aunque inicialmente clasificado como *outlier* por el PCA, fue excluido tras el análisis cualitativo por criterio

experto, al no presentar patrones compatibles con el mecanismo lesional del LCA. En consecuencia, se consideraron 15 *CODs* atípicos (11,9%) para el análisis de asociaciones entre variables relacionadas con dicho mecanismo.

Según la distribución de los vectores en las dos primeras componentes principales del *PCA*, se identificaron distintos tipos de *CODs* atípicos, definidos a partir de las asociaciones entre las distancias de las variables respecto a la mediana de todas las curvas. En la pierna derecha se identificaron cuatro tipos de giros atípicos, siendo los tipos 3 y 1 los más frecuentes, con tres y dos maniobras respectivamente. En la pierna izquierda se identificaron seis tipos, la mayoría asociados a una sola maniobra, excepto los tipo 6, que se identificaron en dos *CODs*. Su distribución varió según la extremidad, razón por la cual los tipos de *outliers* fueron diferentes entre la pierna derecha y la izquierda.

En la pierna derecha, los *CODs* tipo 1 presentaron mayores distancias en las variables de ángulo de flexión de rodilla, FRV, actividad del VM y del ST, así como en los índices de coactivación *H:Q_emg* mediales. Los tipo 2 se asociaron principalmente con mayores distancias en el ángulo de flexión de rodilla y en los índices *H:Q_emg* laterales. Los tipo 3 mostraron distancias elevadas en las curvas de activación del VL y del BF, además de ambos índices *H:Q_emg*. Finalmente, los tipo 4 se caracterizaron por grandes distancias en los índices *H:Q_emg* tanto mediales como laterales.

En cuanto a la pierna izquierda, los *CODs* tipo 1 y 2 se vincularon con mayores distancias en el ángulo de flexión de rodilla y la FRV, observándose en el tipo 2 una mayor distancia

en los índices de coactivación $H:Q_emg$ lateral. El tipo 3 presentó distancias relevantes tanto en el ángulo de flexión de rodilla como en los índices $H:Q_emg$ medial y lateral. Los tipos 4, 5 y 6 se distinguieron por presentar distancias alejadas de la mediana en las curvas de $H:Q_emg$, momentos abductores de rodilla y activación del VM y ST, diferenciándose entre sí por la magnitud relativa de estas distancias.

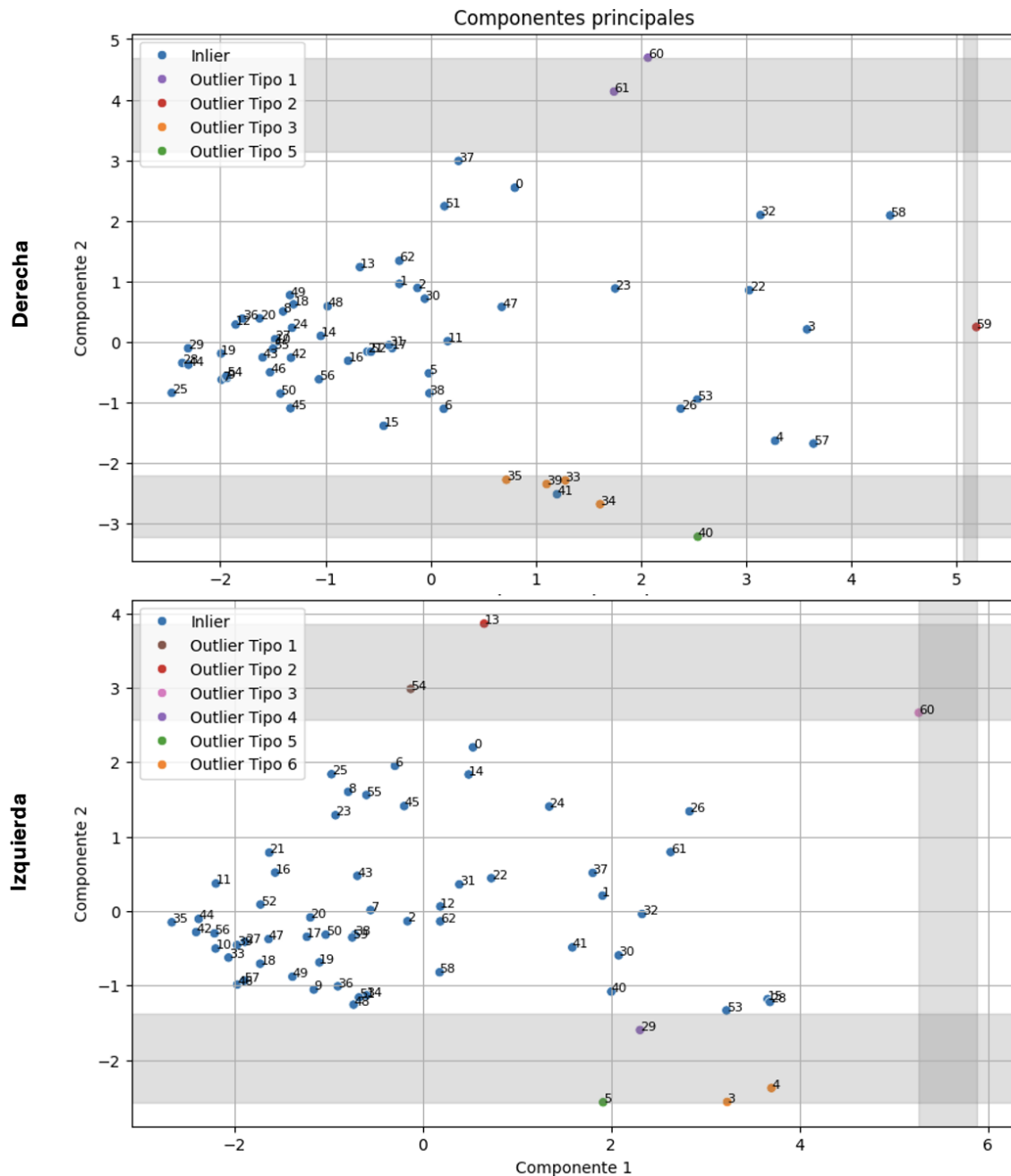


Gráfico 6. Análisis de componentes principales (PCA). La gráfica muestra la representación en dos dimensiones (2D) del PCA en maniobras de cambios de dirección, diferenciando entre la pierna derecha (gráfico superior) e izquierda (gráfico inferior). Los puntos azules representan maniobras promedio (*inliers*), mientras que los *outliers* se identifican por colores según su tipo y extremidad. Pierna derecha: púrpura (tipo 1), rojo

(tipo 2), naranja (tipo 3) y verde (tipo 4). Pierna izquierda: marrón (tipo 1), rojo (tipo 2), rosa (tipo 3), purpura (tipo 4), verde (tipo 5) y naranja (tipo 6). Los ejes representan las dos primeras componentes principales que explican la variabilidad de los datos.

6.3.2 Asociación entre variables biomecánicas y de control neuromuscular (porcentaje de ocurrencia):

A partir de los puntos de corte establecidos (ver tabla 5), se analizaron asociaciones entre variables biomecánicas y de control neuromuscular con el objetivo de identificar patrones vinculados al mecanismo lesional del LCA. Estas asociaciones se determinaron para cada extremidad (derecha e izquierda), considerando la coincidencia temporal de las variables durante la fase de desaceleración del movimiento. Específicamente, se calculó el porcentaje de tiempo en que dos variables simultáneamente superaban o no sus respectivos puntos de corte, definidos estadísticamente según su relación con el mecanismo lesivo, lo cual permitió identificar los momentos de mayor “vulnerabilidad articular” durante la maniobra.

Tabla 5. Puntos de corte.

Pierna	Ángulos flex Min	EMG BF Min	EMG ST Min	EMG VL Max	EMG VM Max	FRV Max	HQ Lat Min	HQ Med Min	Moment abd Min
Derecha	33,53°	0,12 mV	0,08 mV	0,30 mV	0,48 mV	17,13 N/Kg	0,55	0,28	-0,09 Nm/Kg
Izquierda	34,33°	0,10 mV	0,09 mV	0,32 mV	0,60 mV	18,10 N/Kg	0,49	0,39	-0,11 Nm/Kg

Nota: *La tabla presenta los puntos de corte de las variables biomecánicas y neuromusculares: ángulos de flexión en rodilla, fuerza de reacción vertical contra el suelo (FRV), momentos abductores de rodilla, electromiografía (EMG) de los músculos bíceps femoral (BF), semitendinoso (ST), vasto lateral (VL) y vasto medial (VM), así como los índices de coactivación de isquiotibiales y cuádriceps (*H:Q_emg* latera y medial). Las columnas muestran los valores mínimos y máximos correspondientes a cada variable, cuyas unidades se expresan en grados (°), milivoltios (mV), Newtons sobre kilogramo (N/kg), y Newton-metro sobre kilogramo (Nm/kg).

El análisis de las asociaciones temporales entre variables durante la fase de desaceleración de los CODs atípicos (ver tabla 6) permitió identificar, el jugador, número de ensayo realizado y tipo de *outlier* identificado por el PCA. Este análisis resumió la información contenida en los gráficos de dispersión, mostrando el porcentaje de coincidencia temporal entre variables. Los resultados se representaron en un mapa de calor, donde las asociaciones más relevantes se destacaron con colores más oscuros: rojo para la extremidad derecha y azul para la izquierda.

La tabla presentó en las filas las asociaciones entre variables que describen su comportamiento durante la fase de desaceleración, y en las columnas, la información correspondiente al jugador, número de ensayo y tipo de *outlier*. A partir de esto, se observaron los porcentajes de coincidencia temporal entre variables según la extremidad.

En la pierna derecha, se identificaron asociaciones temporales del 91% entre los índices de coactivación *HQ_emg* medial y lateral en un giro clasificado como *outlier* tipo 2. Esto

indica que, durante el 91% del movimiento, ambos índices se mantuvieron por debajo de los puntos de corte definidos ($<0,55$ para *HQ_emg* lateral y $<0,28$ para *HQ_emg* medial), reflejando una mayor activación de los músculos extensores frente a los flexores de rodilla. En el giro tipo 4, se observó un 88% de asociación temporal entre la activación elevada del VL (por encima del punto de corte) y baja del BF (por debajo), lo que evidenció un desbalance neuromuscular en el componente lateral de la rodilla. Asimismo, en los *CODs* atípicos tipo 1, se hallaron asociaciones del 56 y 55% entre una activación elevada del VM y una activación reducida del ST, ambos pertenecientes al mismo jugador.

En la extremidad izquierda, se identificaron asociaciones del 32% y 86% entre los índices *HQ_emg* medial y lateral en los *CODs* atípicos tipo 3, 4, 5 y 6. Es importante destacar que los *outliers* tipo 5 y 6 pertenecen a un jugador con antecedente de lesión en el LCA de la rodilla derecha, quien presentó mayor activación de los cuádriceps que de los isquiotibiales (32, 72 y 75% de asociación en sus 3 ensayos por esa extremidad). Además, se encontraron ocurrencias del 33 y 56% entre los momentos abductores de rodilla e índices *HQ_emg* mediales, indicando que una mayor activación del componente extensor respecto al flexor del compartimento medial de la rodilla podría estar relacionada con un aumento de las fuerzas en valgo a nivel articular.

Tabla 7. Asociaciones dadas dos variables.

Asociaciones	Pierna derecha								Pierna izquierda						
	Jugador 1		Jugador 2	Jugador 3			Jugador 4		Jugador 5	Jugador 6	Jugador 1	Jugador 7	Jugador 8		
	Giro 1	Giro 2	Giro 3	Giro 1	Giro 2	Giro 3	Giro 1	Giro 2	Giro 1	Giro 2	Giro 1	Giro 3	Giro 3	Giro 1	Giro 2
	Outlier 1		Outlier 2		Outlier 3		Outlier 3	Outlier 4	Outlier 1	Outlier 2	Outlier 3	Outlier 4	Outlier 5	Outlier 6	
Ángulos flex X vs. FRV	13%	16%	6%	0%	0%	0%	0%	0%	12%	12%	19%	0%	0%	0%	0%
Ángulos flex vs. H:Q lat	0%	3%	9%	0%	0%	0%	0%	0%	8%	12%	26%	0%	0%	0%	0%
Ángulos flex vs. H:Q med	20%	21%	9%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	12%	0%	0%	0%	0%
EMG BF vs. EMG VL	0%	0%	53%	31%	41%	34%	3%	88%	6%	0%	14%	24%	5%	15%	32%
EMG ST vs. EMG VM	56%	55%	9%	11%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	5%	35%	44%	49%	29%
H:Q lat vs. H:Q med	0%	45%	91%	36%	24%	24%	0%	0%	4%	0%	86%	59%	32%	72%	75%
H:Q lat vs. momentos abd	0%	0%	9%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	2%	12%	0%	5%	13%	32%
H:Q med vs. momentos abd	0%	0%	9%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	5%	8%	56%	33%	36%

Nota: *La tabla presenta las asociaciones temporales durante la fase de desaceleración entre pares de variables biomecánicas y neuromusculares en porcentajes (%), separando los datos por tipos de *outliers*. Se diferencio cada extremidad por paleta de colores: derecha (color rojo) e izquierda (color azul).

7 DISCUSIÓN

La presente investigación analizó el comportamiento de los factores biomecánicos y de control neuromuscular durante maniobras de cambios de dirección (CODs), asociados al mecanismo lesional del ligamento cruzado anterior (LCA) en futbolistas masculinos juveniles de élite. A partir de los hallazgos obtenidos y su contraste con estudios previos, fue posible establecer relaciones clave para comprender mejor los mecanismos de lesión y proponer recomendaciones relevantes para el entendimiento y abordaje de dichos factores de riesgo.

La muestra estuvo compuesta por 21 futbolistas varones con edades entre 14 y 17 años (media: 16 años), una estatura promedio de $1,74 \pm 0,06$ m y una masa corporal de $65,96 \pm 4,17$ kg, características antropométricas que coinciden con los rangos reportados por Thomas K, et al. (91) en una población similar. El 81% de los participantes era diestro, y las posiciones más representadas fueron volantes ofensivos y defensores centrales (23,8% cada uno), roles que demandan maniobras frecuentes de CODs y placajes defensivos (21) (22). Solo el 10% de los jugadores reportó antecedentes de lesión en rodilla, lo que sugiere una población clínicamente sana y apropiada para la evaluación biomecánica. En conjunto, estos factores contribuyen a una muestra homogénea, favoreciendo la validez interna del análisis de los factores de riesgo biomecánicos y neuromusculares.

Durante el análisis descriptivo de las variables biomecánicas, a partir de la mediana de los CODs evaluados (63 con pierna derecha y 63 con pierna izquierda), se caracterizó el

comportamiento cinemático en las fases de desaceleración y aceleración. Las velocidades medianas del centro de masa fueron similares entre extremidades, comenzando en aproximadamente 2,5 m/s al contacto inicial y disminuyendo hasta 1,6–1,7 m/s, con una desaceleración máxima alrededor del 48% del ciclo para la pierna derecha y del 54% para la izquierda. Posteriormente, se evidenció una fase de re-aceleración que devolvió la velocidad a niveles cercanos a los iniciales, reflejando una estrategia de freno-impulso característica de este tipo de gestos deportivos.

Estos hallazgos coinciden con lo reportado por Dos'Santos et al. (18) y McBurnie et al. (27), quienes señalan que una ejecución eficiente de los CODs requiere desaceleraciones bien controladas seguidas de aceleraciones rápidas, siendo esta dinámica más exigente cuanto mayor es el ángulo del corte. Asimismo, resaltan que tanto el rendimiento como el riesgo de lesión están fuertemente influenciados por la capacidad de control neuromuscular, aspecto que se analiza posteriormente en relación con la carga articular y los patrones de activación muscular asociados al mecanismo lesional del LCA.

En cuanto a los ángulos articulares de rodilla, los valores medianos de flexión al contacto inicial superaron los 30°, incrementándose durante la fase de desaceleración y reduciéndose en la fase de aceleración. McBurnie et al. (27) y Dos'Santos et al. (18) subrayan que una mayor flexión favorece la absorción del impacto y reduce la carga sobre el LCA, mientras que ángulos menores a 30° se relacionan con un mayor riesgo de lesión. Harper et al. (28) destaca la importancia de una flexión adecuada para una desaceleración efectiva en deportes multidireccionales.

Por otro lado, se identificó un valgo dinámico mediano más pronunciado (-10°) entre el 20% y el 30% del ciclo, correspondiente a la fase de desaceleración. Este hallazgo es consistente con lo reportado por Della Villa et al. (2020), quienes observaron valgos acentuados en fases de desaceleración durante el análisis a través de video de lesiones de LCA, y con Zago et al. (2021), quienes demostraron que la fatiga a través de CODs repetidos intensifica el colapso en valgo.

Respecto a las variables cinéticas, los picos máximos de fuerza de reacción vertical (FRV), normalizados por el peso corporal, alcanzaron valores medianos de aproximadamente 18 N/kg durante el contacto inicial. Este resultado concuerda con lo reportado por McBurnie et al. (27) quienes documentaron FRV de 19,2 N/kg en maniobras de CODs de 70° a 90° en futbolistas subélite, sugiriendo que estas altas cargas verticales son características de las fases iniciales de contacto durante la desaceleración. Estas fuerzas elevadas, combinadas con escasa flexión de rodilla y colapso en valgo, se asocian con un aumento en la demanda sobre el LCA (31) (32).

En el análisis de momentos articulares, se observaron que los mayores momentos abductores de rodilla se dieron entre el 20% y 30% del ciclo de movimiento, coincidiendo con el contacto inicial. En este estudio, los valores medianos alcanzaron hasta 0,10 Nm/kg, lo cual representa una magnitud reducida en comparación con los reportes de Harper et al. (28), quienes informaron momentos abductores de hasta 3,58 Nm/kg en tareas de desaceleración horizontal. Sin embargo, este valor adquiere relevancia cuando se contextualiza con los hallazgos de Erlenwein y Arampatzis (34), quienes demostraron que individuos con antecedentes de lesión del LCA requerían mayor activación muscular

para generar momentos articulares similares a los de sujetos sanos, reflejando un patrón de compensación neuromuscular menos eficiente.

Los índices de coactivación entre isquiotibiales y cuádriceps ($H:Q_{emg}$), tanto en el compartimento medial como lateral, evidenciaron patrones característicos durante la fase de desaceleración, con valores medianos inferiores a 1, indicando una mayor activación del cuádriceps en relación con los isquiotibiales. Beaulieu et al. (13) encontraron un patrón similar en mujeres durante maniobras de corte no anticipadas, con una coactivación HQ_{emg} de 0,9. De igual manera, Nedergaard et al. (36), al comparar maniobras de corte con saltos, reportaron valores de coactivación bajos ($\approx 0,82$) durante la fase de desaceleración, y Xie et al. (32) informaron valores similares ($\approx 0,86$) en jugadoras de baloncesto, lo que refuerza la idea de que la descoordinación en la activación de estos grupos musculares contribuye al riesgo lesional del LCA.

Un aspecto relevante de esta investigación fue la identificación de *CODs* atípicos mediante Análisis de Componentes Principales (*PCA*), lo que permitió reducir la dimensionalidad de los datos y extraer patrones biomecánicos relevantes. Se identificó que el 11,9% de los *CODs* correspondieron a maniobras atípicas con características específicas, como mayores distancias respecto a la curva mediana en variables como valgo dinámico de rodilla, flexión de rodilla, índices de coactivación HQ_{emg} y activación de músculos como vasto lateral (VL), vasto medial (VM), semitendinoso (ST) y bíceps femoral (BF). Estas características fueron seleccionadas por su influencia en el mecanismo lesional, según lo descrito en la literatura (14) (22).

Uno de los hallazgos más destacados fue la diferencia en la coactivación entre el ST y el VM. En la pierna derecha se observaron asociaciones del 55 y 56%, mientras que en la izquierda se encontraron valores del 44 y 49%, lo que sugiere un desequilibrio en la activación del compartimento medial de la rodilla, con mayor actividad del extensor de rodilla respecto al flexor. Erlenwein y Arampatzis (34), encontraron ratios *HQ_emg* inferiores a 0,8 durante tareas de desaceleración, asociados con una disminución en la activación del semitendinoso y momentos abductores elevados. Serpell et al. (33), utilizando fluoroscopia, demostraron que las diferencias temporales en la coactivación entre ST/VM ($-0,18 \pm 8,52$ ms) y BF/VL ($-1,96 \pm 11,04$ ms) pueden generar tensiones en el LCA, especialmente cuando existe un desequilibrio entre los compartimentos lateral y medial de la rodilla. Estos hallazgos subrayan el papel crucial del compartimento medial en la prevención del colapso en valgo dinámico de rodilla.

Los resultados del presente estudio también revelaron asociaciones relativamente bajas entre los ángulos de flexión de rodilla y los índices *HQ_emg* (medial y lateral) en los diferentes tipos de CODs atípicos, con valores que no superaron el 26%. Este hallazgo sugiere que, durante aproximadamente una cuarta parte del tiempo de la fase de desaceleración, se podría generar una mayor carga multiplanar en la articulación de la rodilla, lo que incrementaría el estrés sobre el ligamento cruzado anterior (LCA). Esta interpretación es consistente con lo reportado por Colby et al. (31), quienes observaron que, durante maniobras como el *sidestep cutting*, el *cross-cut*, el ángulo de flexión de rodilla en el momento del contacto inicial era reducido (promedio de 22°), y se acompañaba de una elevada activación del cuádriceps (hasta el 161% del valor de contracción voluntaria máxima [MVC]), en contraste con una activación

considerablemente menor de los isquiotibiales (mínimos del 14% de la MVC). Aunque la asociación temporal hallada entre los ángulos articulares y los índices *HQ_emg* fue baja, el hecho de coincidir durante una fracción de tiempo durante el gesto deportivo podría reflejar un patrón similar al mecanismo lesional del LCA.

En particular, la relación entre los índices *HQ_emg* (medial y lateral) fue especialmente destacada en los giros tipo 2 de la extremidad derecha (91% de asociación), y en los giros tipo 3 y 6 de la extremidad izquierda (86%, 72% y 75%, respectivamente). Estos resultados podrían estar indicando una activación insuficiente de los isquiotibiales para contrarrestar la traslación anterior de la tibia inducida por la contracción del cuádriceps. En consonancia, Erlenwein y Arampatzis (34), en tareas de salto lateral con desaceleración, reportaron índices ST/VM de $0,36 \pm 0,10$ y BF/VL de $0,41 \pm 0,14$, lo cual refleja una baja activación relativa de los isquiotibiales frente a los extensores de rodilla. De forma similar, Beaulieu et al. (13) hallaron un índice BF/VL de $0,54 \pm 0,18$ en aterrizajes unipodales, también evidenciando una predominancia de la actividad del cuádriceps. Aunque Serpell et al. (33) no analizaron maniobras de cambio de dirección, sus hallazgos en tareas de descenso desde un escalón mostraron índices *HQ_emg* (BF/VL) entre 0,51 y 0,64, reforzando la noción de una activación extensora dominante durante fases excéntricas.

En conjunto, estos hallazgos advierten que, incluso ante asociaciones EMG relativamente altas, una baja participación relativa de los isquiotibiales, su retraso en el tiempo de activación o un ángulo de flexión insuficiente durante el contacto podrían comprometer la estabilidad articular y favorecer mecanismos lesionales del LCA.

Desde una perspectiva biomecánica, los momentos abductores de rodilla mostraron asociaciones relevantes con los índices *HQ_emg* mediales, especialmente en la pierna izquierda durante los giros atípicos tipo 5 y 6, con valores de asociación de hasta el 56%. Estos gestos correspondieron al deportista con antecedente de reconstrucción del LCA en la pierna contralateral, lo cual podría reflejar una estrategia de compensación neuromuscular que, paradójicamente, incrementaría la carga sobre la articulación contraria (33) (34) (92) (93).

Los resultados de este estudio respaldan las conclusiones de Butcher et al. (37) y Maniar et al. (38), quienes subrayan que la maduración biológica desempeña un papel fundamental en el riesgo de lesión del LCA. Según Butcher et al. (37), los futbolistas masculinos en etapas avanzadas de maduración presentan un mayor riesgo debido a mayores momentos de abducción de rodilla y menores ángulos de flexión. En línea con estos hallazgos, nuestros resultados revelan que los futbolistas juveniles con patrones de activación neuromuscular atípicos, tales como una mayor activación de los cuádriceps y una menor activación de los isquiotibiales, pudiendo presentar un riesgo incrementado de lesión del LCA. Esto coincide con el trabajo de Maniar et al. (38), quienes identificaron que los desequilibrios en la activación muscular, especialmente la dominancia de los cuádriceps, contribuyen a un mayor riesgo de lesión. En conjunto, estos hallazgos sugieren que un control neuromuscular deficiente, asociado con una maduración biológica incompleta, puede aumentar la vulnerabilidad a las lesiones del LCA en futbolistas juveniles.

8 CONCLUSIÓN

Desde un enfoque aplicado, la implementación del Análisis de Componentes Principales (PCA) en la evaluación biomecánica se presenta como una herramienta valiosa para el diseño de programas de entrenamiento individualizados. Identificar a jugadores con patrones biomecánicos asociados a mecanismos lesionales permite intervenir de manera preventiva antes de la aparición de lesiones. Así, integrar este tipo de análisis en la rutina de monitoreo, utilizando tecnologías avanzadas como GPS, sensores de frecuencia cardíaca y mediciones de fuerza a través de plataformas de fuerza, puede ser clave en la monitorización de futbolistas juveniles y en la prevención de lesiones. Este enfoque facilitaría la detección temprana de patrones lesivos y su corrección mediante programas de control neuromuscular.

En el fútbol moderno, el análisis de datos está desempeñando un papel cada vez más relevante, dando lugar a nuevas áreas como el “Sport Scientist”. A través de evaluaciones biomecánicas, fisiológicas y del análisis de la carga interna y externa del jugador, se pueden identificar patrones de carga física que permiten prevenir lesiones y ajustar la carga de trabajo de manera oportuna. El manejo de estos datos se facilita mediante software especializados que permiten un análisis multifactorial y la interpretación de una gran cantidad de datos, lo cual resulta crucial para que los cuerpos técnicos y médicos tomen decisiones informadas en el menor tiempo posible.

Futuras investigaciones deberían centrarse en explorar el impacto de la fatiga, la adaptabilidad neuromuscular frente a maniobras repetitivas, y la eficacia de estrategias de prevención personalizadas basadas en análisis biomecánicos y electromiográficos. La integración del *PCA* junto con las asociaciones biomecánicas y electromiográficas en la monitorización del rendimiento deportivo representa una aproximación precisa y basada en evidencia para la prevención de lesiones del LCA en futbolistas masculinos juveniles de élite.

9 LIMITACIONES DEL ESTUDIO

Este estudio presenta algunas limitaciones que deben considerarse en investigaciones futuras:

1. **Tamaño de la muestra:** El número de participantes fue relativamente reducido, lo cual puede limitar la generalización de los hallazgos. Una muestra más amplia permitiría obtener mayor robustez estadística y representar con mayor precisión la variabilidad interindividual presente en futbolistas juveniles élite.
2. **Contexto ecológico del deporte:** Aunque se utilizaron maniobras específicas de cambio de dirección (CODs), el entorno de laboratorio no reproduce completamente las condiciones dinámicas y estresoras del entorno competitivo real. La ausencia de factores como presión del oponente, toma de decisiones espontánea y velocidad máxima puede influir en la expresión de patrones neuromusculares y biomecánicos.
3. **Variables limitadas del mecanismo lesional del LCA:** Si bien se analizaron parámetros clave como la cinemática de la rodilla y los índices H:Q_emg, no se incluyeron otras variables relevantes en la etiología de lesiones del LCA, como los momentos articulares multiplanares, la activación del glúteo medio, la rigidez articular o la velocidad de ejecución de los gestos.

4. **Falta de control sobre la carga interna y externa:** No se realizó un monitoreo riguroso de la carga interna (frecuencia cardíaca, percepción subjetiva del esfuerzo) ni externa (distancia recorrida, número de aceleraciones/desaceleraciones) en los días previos y posteriores a la evaluación. Estas variables podrían haber influido en la activación muscular y en los patrones de movimiento durante las tareas.
5. **Análisis transversal:** El diseño del estudio fue de tipo transversal, lo que impide establecer relaciones causales. Estudios longitudinales permitirían determinar si los patrones observados efectivamente se asocian con mayor incidencia de lesión del LCA a lo largo del tiempo.
6. **No inclusión de medidas de fatiga:** El estado de fatiga aguda o crónica de los deportistas al momento de la prueba no fue considerado, pese a que este factor ha demostrado influir en la activación muscular y el control motor, especialmente en maniobras de desaceleración.

10 RECOMENDACIONES

Con base en los hallazgos de este estudio sobre el comportamiento de los factores de biomecánicos y de control neuromuscular asociados a la lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) en futbolistas jóvenes elite, se proponen las siguientes 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 del crecimiento, marcadores bioquímicos, y la fatiga neuromuscular en el riesgo de lesión durante maniobras de alta exigencia.

11 BIBLIOGRAFÍA

1. FIFA. 265 million playing football [Internet]. 2007 [cited 2024 Feb 12]. Available from: https://www.fifa.com/document/fifacts/bcoffsurv/emaga_9384_10704.pdf
2. Kerr ZY, Marshall SW, Dompier TP, Corlette J, Klossner DA, Gilchrist J. The first decade of web-based sports injury surveillance: descriptive epidemiology of injuries in US high school boys' soccer (2005–2006 through 2013–2014) and National Collegiate Athletic Association men's soccer (2004–2005 through 2013–2014). *J Athl Train*. 2018;53(9):893-905. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-166-17>
3. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Cugat R. 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(7):705-29.
4. Owuoye OBA, VanderWey MJ, Pike I. Reducing injuries in soccer (football): an umbrella review of best evidence across the epidemiological framework for prevention. *Sports Med Open*. 2020;6(1):46.
5. Astur DC, Margato GF, Zobiolo A, et al. The incidence of anterior cruciate ligament injury in youth and male soccer athletes: an evaluation of 17,108 players over two consecutive seasons with an age-based sub-analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2023;31:2556-62.
6. Apseloff NA, Hughes JD, Devitt BM, Musahl V. Primary anterior cruciate ligament injury: extrinsic and intrinsic risk factors. *J Am Acad Orthop Surg*. 2024 Sep 17.
7. Acevedo RJ, Rivera A, Miranda G, Micheo W. Anterior cruciate ligament injury: identification of risk factors and prevention strategies. *Curr Sports Med Rep*. 2014;13(3):186-91.
8. Smith HC, Vacek P, Johnson RJ, et al. Risk factors for anterior cruciate ligament injury: a review of the literature—part 1: neuromuscular and anatomic risk. *Sports Health*. 2012;4(1):69-78.
9. Jagadeesh N, Kapadi S, Deva V, Kariya A. Risk factors of ACL injury. *Arthroscopy*. 2021.

10. Kolodziej M, Willwacher S, Nolte K, Schmidt M, Jaitner T. Biomechanical risk factors of injury-related single-leg movements in male elite youth soccer players. *Biomechanics*. 2022;2(2):281-300.
11. Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, et al. Effects of anterior cruciate ligament reconstruction on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2014;23(11):3407-13.
12. Mazumder O, Chakravarty K, Chatterjee D, Sinha D, Poduval M. Musculoskeletal modeling to predict and reduce anterior cruciate ligament injury during single-leg drop jump activity: synergistic muscle co-activation approach. In: 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Berlin, Germany: IEEE; 2019. p. 4108-12.
13. Beaulieu ML, Lamontagne M, Xu L. Lower limb muscle activity and kinematics of an unanticipated cutting manoeuvre: a gender comparison. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2009;17(8):968-76.
14. Bencke J, Aagaard P, Zebis MK. Muscle activation during ACL injury risk movements in young female athletes: a narrative review. *Front Physiol*. 2018;9:445.
15. Nasrabadi R, Izanloo Z, Sharifnezad A, Hamedinia MR, Hedayatpour N. Muscle fiber conduction velocity of the vastus medialis and lateralis muscle after eccentric exercise-induced muscle damage. *J Electromyogr Kinesiol*. 2018;43:11826.
16. Ayala F, Sainz de Baranda P, de Ste Croix M, Santonja F. Validity and reliability of isokinetic strength ratios for estimating muscle imbalances. *Apunts Med Esport*. 2012;47(176):131-42.
17. Kim D, Hong J. Hamstring to quadriceps strength ratio and noncontact leg injuries: a prospective study during one season. *Isokinet Exerc Sci*. 2011;19(1):1-6.
18. Dos'Santos T, McBurnie A, Thomas C, Comfort P, Jones PA. Biomechanical comparison of cutting techniques. *Strength Cond J*. 2019;41(4):40-54.
19. Boden BP, Sheehan FT, Torg JS, Hewett TE. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: mechanisms and risk factors. *J Am Acad Orthop Surg*. 2010;18(9):250-7.
20. Chia L, De Oliveira-Silva D, Whalan M, et al. Non-contact anterior cruciate ligament injury epidemiology in team-ball sports: a systematic review with meta-analysis by sex, age, sport, participation level, and exposure type. *Sports Med*. 2022;52:2447-67.

21. Brophy RH, Stepan JG, Silvers HJ, Mandelbaum BR. Defending puts the anterior cruciate ligament at risk during soccer: a gender-based analysis. *Sports Health*. 2015;7(3):244-53.
22. Della Villa F, Buckthorpe M, Grassi A, et al. Systematic video analysis of ACL injuries in professional male football (soccer): injury mechanisms, situational patterns and biomechanics study on 134 consecutive cases. *Br J Sports Med*. 2020;54:1423-32.
23. Yu B, Garrett WE. Mechanisms of non-contact ACL injuries. *Br J Sports Med*. 2007;41(1):47-51.
24. Read PJ, Oliver JL, De Ste Croix MB, Myer GD, Lloyd RS. Neuromuscular risk factors for knee and ankle ligament injuries in male youth soccer players. *Sports Med*. 2016;46(8):1059-66.
25. Jones K, et al. Risk factors for ACL injury in pivoting sports. *Sports Med J*. 2023;45(3):234-41.
26. Ueno R, Navacchia A, Schilaty ND, et al. Anterior cruciate ligament loading increases with pivot-shift mechanism during asymmetrical drop vertical jump in female athletes. *Orthop J Sports Med*. 2021;9(3):2325967121989095.
27. 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*. 2019;35(11):3190-8.
28. Harper DJ, McBurnie AJ, Dos'Santos T, et al. Biomechanical and neuromuscular performance requirements of horizontal deceleration: a review with implications for random intermittent multi-directional sports. *Sports Med*. 2022;52(10):2321-54.
29. Zago M, David S, Bertozzi F, et al. Fatigue induced by repeated changes of direction in elite female football (soccer) players: impact on lower limb biomechanics and implications for ACL injury prevention. *Front Bioeng Biotechnol*. 2021;9:666-841.
30. Gonçalves R, Rosa B, Carvalho A. Muscle strength and hamstrings to quadriceps ratio in young soccer players: a cross-sectional study. *J Hum Kinet*. 2023;88:45-54.
31. Colby S, Francisco A, Yu B, Kirkendall D, Finch M, Garrett WE. Electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers: implications for anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med*. 2000;28(2):234-40.
32. 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(2):85-9.

33. Serpell BG, Scarvell JM, Pickering MR, 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.
34. Erlenwein J, Arampatzis A. Differences in EMG–moment relationships between ACL-injured and uninjured adults during a weight-bearing multidirectional force control task. *J Orthop Res*. 2022;40(3):643-52.
35. Von Porat A, Henriksson M, Holmström E, Roos EM. Knee kinematics and kinetics in former soccer players with a 16-year-old ACL injury—the effects of twelve weeks of knee-specific training. *BMC Musculoskelet Disord*. 2007;8:35.
36. 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*. 2019;27(2):1-8.
37. Butcher SJ, Naylor PJ, MacKinnon M. The relationship between sex-specific maturation and biomechanical risk factors associated with ACL injuries during dynamic tasks: a systematic review. *Sports Med*. 2024;54(1):12-24.
38. Maniar N, Giza E, Smith L. Neuromuscular imbalances as risk factors for ACL injuries in adolescent male soccer players: a systematic review. *J Sports Sci Med*. 2022;21(3):45-57.
39. Bahr R, Krosshaug T. Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *Br J Sports Med*. 2005;39(6):324-9.
40. Meeuwisse WH. Assessing causation in sport injury: a multifactorial model. *Clin J Sport Med*. 1994;4(3):166-70.
41. McIntosh AS. Risk compensation, motivation, injuries, and biomechanics in competitive sport. *Br J Sports Med*. 2005;39(6):2-3.
42. Petersen W, Tillmann B. Anatomy and function of the anterior cruciate ligament. *Orthopäde*. 2002;31:710-8.
43. Liu-Ambrose T. The anterior cruciate ligament and functional stability of the knee joint. *BC Med J*. 2003;45(10):495-9.
44. Banios K, Raoulis V, Fyllos A, et al. Anterior and posterior cruciate ligaments mechanoreceptors: a review of basic science. *Diagnostics*. 2022;12(2):331.
45. Solomonow M, Krogsgaard M. Sensorimotor control of knee stability: a review. *Scand J Med Sci Sports*. 2001;11(2):64-80.

46. Provenzano P, Lakes R, Keenan T, Vanderby R. Nonlinear ligament viscoelasticity. *Ann Biomed Eng.* 2001;29:908-14.
47. Murnaghan ML, Knapik DM, Goyal K, Garcia GH, Allen AA. Biomechanical properties of pediatric anterior cruciate ligaments and autograft tissues. *Am J Sports Med.* 2019;47(2):345-52.
48. Arnason A, Sigurdsson SB, Gudmundsson A, Holme I, Engebretsen L, Bahr R. Risk factors for injuries in football. *Am J Sports Med.* 2004;32(1_suppl):5-16.
49. Siegel L, Vandenakker-Albanese C, Siegel D. Anterior cruciate ligament injuries: anatomy, physiology, biomechanics, and management. *Clin J Sport Med.* 2012;22(4):349-55.
50. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury in female athletes. *Am J Sports Med.* 2007;35(7):1123-30.
51. Zhang Z, Li Y, Wang Z, et al. Biological maturation and dynamic balance in youth soccer players: implications for ACL injury prevention. *Biology.* 2023;12(8):1167.
52. Williams D, Rogers R, Simmons K, et al. Biological maturation and neuromuscular control in ACL injury risk: a review. *Sports Med.* 2024;54(1):33-46.
53. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Garrett WE. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics.* 2000;23(6):573-8.
54. 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.* 2023;51(4):1037-43.
55. Waldén M, Häggglund M, Magnusson H, Ekstrand J. Anterior cruciate ligament injury in elite football: a prospective study on injury mechanisms in female football players. *Am J Sports Med.* 2022;50(2):458-64.
56. Sigward SM, Pollard CD, Havens KL, Powers CM. Influence of sex and maturation on knee mechanics during side-step cutting. *Med Sci Sports Exerc.* 2023;55(4):802-8.
57. Blackburn JT, Norcross MF, Cannon LN, Zinder SM. Hamstrings stiffness and landing biomechanics linked to anterior cruciate ligament loading. *J Athl Train.* 2013;48(6):764-72.
58. Podraza JT, White SC. Effect of knee flexion angle on ground reaction forces, knee moments and muscle co-contraction during an impact-like deceleration landing: implications for the non-contact mechanism of ACL injury. *Knee.* 2010;17(4):291-5.

59. Bates NA, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Impact differences in ground reaction force and center of mass between the first and second landing phases of a drop vertical jump and their implications for injury risk assessment. *J Biomech.* 2013;46(7):1237-41.
60. Myer GD, Ford KR, Di Stasi SL, et al. High knee abduction moments are common risk factors for patellofemoral pain (PFP) and anterior cruciate ligament (ACL) injury in girls: is PFP itself a predictor for subsequent ACL injury? *Br J Sports Med.* 2015;49(2):118-22.
61. Myer GD, Ford KR, Hewett TE. The effects of gender on quadriceps muscle activation strategies during a maneuver that mimics a high ACL injury risk position. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15(2):181-9.
62. Alizadeh S, Sarvestan J, Svoboda Z, et al. Hamstring and ACL injuries impacts on hamstring-to-quadriceps ratio of the elite soccer players: a retrospective study. *Phys Ther Sport.* 2022;53:97-104.
63. Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM. Principles of neural science. 5th ed. New York: McGraw-Hill; 2013.
64. Konrad P. The ABC of EMG: a practical introduction to the use of surface electromyography in biomechanics. 1st ed. Krefeld: Noraxon; 2005.
65. Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics; 2013.
66. Merletti R, Parker PJ. Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons; 2004.
67. Blasimann A, Koenig I, Baert I, et al. Which assessments are used to analyze neuromuscular control by electromyography after an anterior cruciate ligament injury to determine readiness to return to sports? A systematic review. *BMC Sports Sci Med Rehabil.* 2021;13:1-33.
68. Kouyoumdjian JA, Estephan ED. Electrophysiological evaluation of the neuromuscular junction: a brief review. *Arq Neuropsiquiatr.* 2023;81(12):1040-52.
69. Hughes G. A review of recent perspectives on biomechanical risk factors associated with anterior cruciate ligament injury. *Res Sports Med.* 2014;22(2):193-212.
70. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. The effects of core proprioception on knee injury: a prospective study. *Am J Sports Med.* 2007;35(3):396-406.

71. Stegeman D, Hermens H. Standards for surface electromyography: the European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM). Enschede: Roessingh Research and Development; 2007.
72. Han M, Singh M, Karimi D, et al. LigaNET: a multi-modal deep learning approach to predict the risk of subsequent anterior cruciate ligament injury after surgery. medRxiv. 2023.
73. Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, et al. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. IEEE Trans Biomed Eng. 2007;54(11):1940-50.
74. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. 4th ed. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons; 2009.
75. Colyer SL, Evans M, Cosker DP, Salo AIT. A review of the evolution of vision-based motion analysis and the integration of advanced markerless systems. Sports Med Open. 2023;9(1):21.
76. Vanrenterghem J, Gormley D, Robinson MA, Lees A. Solutions for representing the whole-body centre of mass in side cutting manoeuvres based on data that is robust to mislabeling of markers. J Biomech. 2022;129:1108-41.
77. Linthorne NP. Analysis of standing vertical jumps using a force platform. Am J Phys. 2001;69(11):1198-204.
78. Apseoff NA, Hughes JD, Devitt BM, Musahl V. Primary anterior cruciate ligament injury: extrinsic and intrinsic risk factors. J Am Acad Orthop Surg. 2022.
79. Yim M, Lam A, Peterson T. Biomechanical analysis of change of direction movements in women's collegiate soccer players. Int J Exerc Sci Conf Proc. 2023;14(3):62.
80. Leppänen M, Pasanen K, Kujala UM, et al. Stiff landings are associated with increased ACL injury risk in young female basketball and floorball players. Am J Sports Med. 2017;45(2):386-93.
81. O'Sullivan K, O'Ceallaigh B, O'Connell K, Shafat A. The relationship between previous hamstring injury and the concentric isokinetic knee muscle strength of Irish Gaelic footballers. BMC Musculoskelet Disord. 2008;9:1-8.
82. Smith R, Johnson B. Deceleration mechanisms in football injuries. J Sports Med. 2022;28(2):145-52.
83. SENIAM [Internet]. Available from: <http://www.seniam.org>

84. Hernández-Martínez J, Ramírez-Campillo R, Vera-Assaoka T, et al. Warm-up stretching exercises and physical performance of youth soccer players. *Front Physiol.* 2023;14.
85. Besomi M, Hodges PW, Clancy EA, et al. Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: amplitude normalization matrix. *J Electromyogr Kinesiol.* 2020;53:24-38.
86. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement.* 4th ed. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons; 2009.
87. Pataky TC, Robinson MA, Vanrenterghem J. Region-of-interest analyses of one-dimensional biomechanical trajectories: bridging 0-D and 1-D theory, augmenting statistical power. *J Biomech.* 2013;46(6):1283-8.
88. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, 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(4):492-501.
89. Blackburn JT, Padua DA. Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. *J Athl Train.* 2009;44(2):174-9.
90. 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.
91. Thomas K, Dent J, Howatson G, Goodall S. Etiology and recovery of neuromuscular fatigue following simulated soccer match-play. *Med Sci Sports Exerc.* 2017;49(5):955-64.
92. Wiggins AJ, Grandhi RK, Schneider DK, Stanfield D, Webster KE, Myer GD. Risk of secondary injury in younger athletes after anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review and meta-analysis. *Am J Sports Med.* 2016;44(7):1861-76.
93. Paterno MV, Rauh MJ, Schmitt LC, Ford KR, Hewett TE. Incidence of second ACL injuries 2 years after primary ACL reconstruction and return to sport. *Am J Sports Med.* 2012;40(4):806-10.
94. Schiffner E, et al. Anterior cruciate ligament ruptures in German elite soccer players: epidemiology, mechanisms, and return to play. *Knee.* 2018;25(2):219-25.
95. Howard M, Solaru S, Kang HP, et al. Epidemiology of anterior cruciate ligament injury on natural grass versus artificial turf in soccer: 10-year data from the National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System. *Orthop J Sports Med.* 2020;8(7).

96. Conrado NT, et al. Epidemiology of anterior cruciate ligament injury in soccer players in the Brazilian championship. *Acta Ortop Bras.* 2021;29:45-8.
97. Grassi A, Macchiarola L, Filippini M, Lucidi GA, Della Villa F, Zaffagnini S. Epidemiology of anterior cruciate ligament injury in Italian first division soccer players. *Sports Health.* 2020;12(3):279-88.

12 ANEXOS

ANEXO A. ENCUESTA DEPORTIVA

Encuesta deportiva

La siguiente encuesta corresponde a una serie de preguntas relacionadas con la investigación que tiene como título "RELACIÓN ENTRE FACTORES DE RIESGOS BIOMECÁNICOS Y NEUROMUSCULARES ASOCIADOS A LA LESIÓN DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR (LCA) DURANTE CAMBIOS DE DIRECCIÓN EN JUGADORES 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: *Sebastian.monedero@correounivalle.edu.co*

sebastian.monedero@correounivalle.edu.co [Cambiar de cuenta](#)



No compartido

*** Indica que la pregunta es obligatoria**

Código del participante *

Tu respuesta

Fecha de nacimiento *

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

Nunca envíes contraseñas a través de Formularios de Google.

Este formulario se creó en Universidad del Valle. [Denunciar abuso](#)

Google Formularios

ANEXO B. FORMATO DE RECOLECCIÓN DE DATOS

No	Sujeto	Variables_antro		Variables_socio-deportivas				Variables_electromiograficas						Variables_cinemáticas			Variables_cinéticas		
		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 C. PROTOCOLO DE CAPTURA DE MOVIMIENTO (CODs)

PROTOCOLO

1. Sincronización Qualisys y Delsys

Abrir EMG Trigno

1. Pasar electrodos por sensor de la base de control
2. Corroborar frecuencia de muestreo (2145Hz)
3. Dar click en “Start” para realizar conexión de electrodos con computador
4. Abrir Qualysis, dar click en configuración, verificar ajustes necesarios para sincronización como: conexión del trigger, reconocimiento de Qualysis sobre Delsys y sincronización cámara 1 con el trigger.
5. Dar click en grabar, corroborar funcionamiento del trigger (sincronización).
6. Colocar nombre en Qualysis de los electrodos respecto a músculos y lateralidad.
7. Dar click en “data”, luego en “analog data”, sobre alguno de los músculos a evaluar, dar click derecho y seleccionar “plot” para corroborar la señal emitida por el electrodo de acuerdo a contracciones.

2. Encuesta y consentimiento informado

1. Explicación detallada de la investigación, sus objetivos y el consentimiento/asentimiento al deportista
2. Entrega y firma del consentimiento/asentimiento informado
3. Explicación detallada sobre la encuesta que socio-deportiva y cuáles son sus objetivos y manejo de la información
4. Entrega de la encuesta para su diligenciamiento.

3. Toma de medidas antropométrica

1. Se le indica al deportista que se quede en ropa interior (hombres: lycra, Mujeres: top y lycra) e ingrese al consultorio del laboratorio.
2. Se le pide que ingrese a la báscula para anotar su masa corporal (peso corporal).
3. Se toma talla del deportista por medio del tallímetro.

4. Calentamiento

- 4.1. Se realizará un calentamiento que consta de 5 minutos en su tiempo total, donde el participante realiza 5 ejercicios con un volumen de 50 segundos, a una intensidad moderada con 10 segundos de recuperación entre ejercicios, los ejercicios serán los siguientes:

Skiping (50 seg)

Aterrizajes unipodales (25 seg x pierna)

Eslalon (50 seg)

Sprint con desaceleración bipodal (50 seg)

Sentadilla con salto (50 seg)

5. Ubicación anatómica de marcadores reflectivos.

- 5.1. Se ubicarán los 20 marcadores reflectivos en el siguiente orden.

LASIS (Espina iliaca anterosuperior izq)

RASIS

LSACR (Espina iliaca posterosuperior izq)
 RSACR
 RTHI (borde lateral del femur der)
 LTHI
 LKNEE (cóndilo lateral del femur izq)
 RKNEE
 LMKNEE (cóndilo medial del femur izq)
 RMKNEE
 LTIB (borde lateral de la tibia izq)
 RTIB
 LTOE (cabeza del 3er metatarsiano del pie izq)
 RTOE
 LMAL (Maléolo lateral del pie izq)
 RMAL
 LMMAL (Maléolo medial del pie izq)
 RMMAL
 LHEEL (Calcáneo del pie izq)
 RHEEL

6. Ubicación de electrodos electromiográficos

- Ubicar al deportista en la camilla en decúbito supino con una almohada o un objeto que le permita que la rodilla quede en semiflexión.
- Con un marcador borrable se señalan las referencias anatómicas definidas por el SENIAM en esta posición
- Espinas ilíacas anterosuperior
- Cóndilos femorales mediales y laterales
- Borde lateral de la rótula
- Con un flexómetro de antropometría marcar el punto donde irán ubicados los electrodos de EMG según los porcentajes, medidas y referencias del SENIAM para cada músculo en la posición supina (vasto medial y vasto lateral).

-Vasto medial: Los electrodos se ubican a un 80% en la línea entre la espina ilíaca anterior superior y el espacio articular frente al borde anterior del ligamento medial.

-Vasto lateral: Los electrodos deben colocarse a 2/3 de la línea desde la espina ilíaca anterior superior al lado lateral de la rótula.

-Con una rasuradora se procede a quitar los vellos de la piel en la zona donde irán los electrodos.

- Con un estropajo se limpiará la piel en donde se quito el vello por 30 seg aproximadamente

- Con una gasa untada de alcohol se limpiará la piel en una sola dirección en el sitio donde irá el electrodo por 20 seg aproximadamente

- Cuando se encuentre limpia y seca la piel se ubicará el electrodo correspondiente a cada músculo con la punta de la flecha mirando hacia arriba y en dirección a las fibras musculares.

-Se le pide al paciente que se ubique en decúbito prono en la camilla

- Con un marcador borrable se señalan las referencias anatómicas definidas por el SENIAM en esta posición

- Tuberosidad isquiática

- Cóndilos femorales laterales y mediales.

- Con un flexómetro de antropometría marcar el punto donde irán ubicados los electrodos de EMG según los porcentajes, medidas y referencias del SENIAM para cada músculo en la posición supina (bíceps femoral y semitendinoso).

- Bíceps femoral: Los electrodos deben colocarse al 50% en la línea entre la tuberosidad isquiática y el epicóndilo lateral de la tibia.
- Semitendinoso: Los electrodos deben colocarse al 50% en la línea entre la tuberosidad isquiática y el epicóndilo medial de la tibia
- Con una rasuradora se procede a quitar los vellos de la piel en la zona donde irán los electrodos.
- Con un estropajo se limpiará la piel en donde se quito el vello por 30 seg aproximadamente
- Con una gasa untada de alcohol se limpiará la piel en una sola dirección en el sitio donde irá el electrodo por 20 seg aproximadamente
- Cuando se encuentre limpia y seca la piel se ubicará el electrodo correspondiente a cada músculo con la punta de la flecha mirando hacia arriba y en dirección a las fibras musculares.
- Corroborar en el software de qualysis el funcionamiento correcto de cada electrodo (verificar amplitud, ruido, interferencia, etc. de la señal) revisar punto 1.8.

- Captura y toma de MVC (3 repeticiones por pierna de 5 seg) QS a 90° y HI a 30° 2 minutos de descanso entre cada MVC.

7. Capturas de movimiento

1. Captura de marcha

1. Calibración del sistema

- Tener listo el sistema de calibración (estructura en forma de “L” que se ubicaran en unos de los bordes de las plataformas de fuerza y calibrador). Determinar la dirección y el número de cada plataforma.
- En Qualysis dar click en icono en forma de “T”, se abrirá un ventana para posteriormente realizar la calibración.
- Depues de abierta la ventana con el calibrador se realizarán movimientos aleatorios sobre la zona en donde se ejecutará la captura hasta que en Qualysis aparezca una ventana donde el error sea menor a 1.

2. Captura estática

1. El participante se ubicará en frente de las plataformas de fuerza, posteriormente se le indicará que ingrese a las plataformas, donde cada pie tocara de forma independiente cada plataforma.
2. Se le pedirá a cada participante que coloque sus manos sobre sus hombros en forma de x, y se espera a que los vectores de fuerza se estabilice.
3. Posterior a esto se tomará una grabación donde la persona permanece sin movimiento de 5 segundos.

3. Captura Dinámica

- Dar click en el botón grabar, en la ventana emergente cambiar el tiempo a x seg, dar en iniciar y posteriormente accionar el trigger para iniciar la grabación, se le da la orden al participante para que inicie la marcha en una distancia de 5 metros.

2. Captura de giro

1. Calibración del sistema

- Repetir el punto 7.1.1.2 y el 7.1.1.3.

2. Captura Dinámica

3. Captura de salto
 1. Calibración del sistema
 2. Captura Dinámica
8. Retiro de marcadores y electrodos

ANEXO C. CUADRO DE OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES

CATEGORIAS	VARIABLES	TIPO DE VARIABLE	DEFINICIONES OPERACIONES	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 ejecución 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 actividad 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 actividad 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.		

ANEXO E & F



CONSENTIMIENTO INFORMADO

PADRE O ACUDIENTE DE PARTICIPANTE

RELACIÓN ENTRE FACTORES DE RIESGO BIOMECÁNICOS Y NEUROMUSCULARES ASOCIADOS A LA LESIÓN DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR (LCA) DURANTE MANIOBRAS DE CAMBIO DE DIRECCIÓN EN HOMBRES JÓVENES FUTBOLISTAS ÉLITE DE LA CIUDAD DE CALI

CÓDIGO DEL PARTICIPANTE: _____

Estimado padre de familia, le estamos invitando a autorizar la participación de su hijo(a) en una investigación que tiene como objetivo "Identificar factores de riesgo neuromusculares asociados a lesión del LCA durante maniobras de cambio de dirección en futbolistas jóvenes elite". En él participarán 40 personas incluido su hijo(a); 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 hijo(a) en el estudio es totalmente voluntaria y consiste en:

Una sola citación a pruebas en el laboratorio de análisis del movimiento ubicado en la Institución Universitaria Escuela Nacional del Deporte (IU END). Serán realizadas por los investigadores y personal del laboratorio. Las pruebas que se le realizarán a su hijo radican en:

1. **Aplicación de encuesta deportiva:** Por medio de un dispositivo móvil mediante un link (celular personal, o tablet proporcionada por el laboratorio) se le realizarán preguntas con respecto a su fecha de nacimiento, historial de lesiones, posición en el campo, pierna hábil. Duración: 10 min.
2. **Toma de talla y peso:** Uno de los investigadores le pedirá amablemente a su hijo retirarse el calzado y la camisa para la toma correcta de peso (báscula) y talla (tallímetro). Duración: 3 min.

3. **Explicación de pruebas:** Se dividen en dos: la primera corresponde a una maniobra de cambio de dirección, en donde una persona que ejercerá como oponente determinando la dirección del movimiento. Se realizarán varias veces hasta cumplir con 6 cambios validos (3 derecha y 3 izquierda). Duración 5 min.
4. **Ubicación de sensores electromiográficos de superficie y de marcadores reflectivos:** Inicialmente con un flexómetro y un marcador borrable se tomarán medidas señalizando los sitios en donde se ubicarán estos sensores sobre la piel (zona anterior y posterior 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 microporo. Duración: 5 min.
5. **Calentamiento estandarizado:** Se realizarán ejercicios para el calentamiento de los miembros inferiores, este se realizará en un orden específico: Skipping, títeres, desplazamientos laterales, desplazamientos frontales y sentadillas con salto (50s de ejercicio y 10s de descanso). Duración: 5 min.
6. **Realización de pruebas (cambios de dirección):** 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 min.
7. **Retirada de sensores y marcadores reflectivos:** Se utilizará alcohol que permite quitar el adhesivo de la cinta doble faz y del microporo, impidiendo de esta manera lesiones en la piel y dolor en la persona. Duración: 2 min.

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 una lycra para la parte inferior del cuerpo.

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

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

Es importante aclarar que la participación de su hijo es completamente voluntaria y en caso de que él o usted como representante legal no deseen continuar o que el participante no pueda completar los pasos anteriormente explicados, no será parte del estudio, sin tener repercusión alguna. El participante podrá retirarse en cualquier momento de la investigación, solo debe expresar el deseo de retirarse, esto no ocasionará ningún problema.

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, microporo 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 hijo(a) es alérgico 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 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 Cyclones Cali 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 Sebastian Romero Monedero, Cel. 3157657517, o Wilfredo Agredo Rodriguez, 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.

- Autorizo la utilización de los datos recogidos y resultados obtenidos, en eventos con fines académicos guardando la identidad de mi hijo, Acepto SI ____NO____
- Autorización la utilización de las muestras y datos recogidos, en futuros estudios previa aprobación de un comité de ética, Acepto SI ____NO____
- Autorizó la grabación de video y toma de fotografías SI _____NO_____.

Se entrega una copia de este documento al participante

Nombre del padre y/o acudiente del participante

Nombre del

Hijo CC:

T.I

Firma:

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.

ASENTIMIENTO INFORMADO

RELACIÓN ENTRE FACTORES DE RIESGO BIOMECÁNICOS Y NEUROMUSCULARES ASOCIADOS A LA LESIÓN DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR (LCA) DURANTE MANIOBRAS DE CAMBIO DE DIRECCIÓN EN HOMBRES JÓVENES FUTBOLISTAS ÉLITE DE LA CIUDAD DE CALI

CÓDIGO DEL PARTICIPANTE: _____

Te estamos invitando a participar en una investigación para Identificar factores de riesgo neuromusculares asociados a lesión del LCA durante maniobras de cambio de dirección en futbolistas jóvenes elite, contigo participarán 40 futbolistas en formación; lo que haremos es:

Una sola citación a pruebas en un laboratorio de análisis del movimiento ubicado en la Institución Universitaria Escuela Nacional del Deporte (IU END). Serán realizadas por investigadores y científicos del deporte. Las pruebas que se realizarán consisten en:

1. **Aplicación de una encuesta deportiva:** Por medio de tu celular, el celular de tu acudiente o una Tablet que te prestaremos, te enviaremos un link. En este link encontrarás preguntas con respecto a tu fecha de nacimiento, historial de lesiones, posición en el campo, pierna hábil. Duración: 10 min.
2. **Toma de talla y peso:** Uno de nosotros te pedirá amablemente que te retires el calzado y la camisa para la toma correcta del peso y estatura. Duración: 3 min.
3. **Explicación de pruebas:** Son dos pruebas: En la primera prueba tienes que arrancar a correr desde un punto el cual te vamos a señalar y luego vas a tener que frenar, para luego volver a acelerar en otra dirección. Vas a tener al frente un oponente el cual tendrá un balón y deberás alcanzarlo para quitárselo. Es decir, vas a ir a la misma dirección que el oponente. Se realizarán varios intentos hasta obtener 6 maniobras validas (3 derechas y 3 izquierdas). Duración 5 min.

4. **Ubicación de sensores y de marcadores reflectivos:** Con un flexómetro y un marcador borrable ubicaremos en los muslos unas señas para pegar estos sensores sobre la piel (zona anterior y posterior del muslo), antes que nada, limpiaremos la piel dejándola libre de vellos e impurezas, con alcohol y gasas, y por último se fijarán los sensores con cinta doble faz y microporo. Duración: 5 min.
5. **Calentamiento estandarizado:** Un entrenador te realizará un calentamiento de los miembros inferiores, se hará en un orden específico: Skipping, títeres, desplazamientos laterales, desplazamientos frontales y sentadillas con salto (50s de ejercicio y 10s de descanso). Duración: 5 min.
6. **Realización de pruebas (cambios de dirección):** Ahora si haremos bajo la supervisión de los investigadores y científicos las pruebas que te explicamos anteriormente en el punto 4. Duración: 50 min.
7. **Retirada de sensores y marcadores reflectivos:** Se utilizará alcohol que permite quitar el adhesivo de la cinta doble faz y del microporo, impidiendo de esta manera lesiones en la piel y dolor en la persona. Duración: 2 min.

Para la realización de las pruebas se tomarán videos, con el fin de tener evidencias de cada participante, como también fotografías en posición anatómica, para la identificación de los marcadores y sensores que te pegamos en la piel. Tomaremos una foto en donde no salga tu cara.

Se te pedirá utilizar ropa deportiva y cómoda, para la correcta ejecución de los movimientos, la ubicación de sensores y de marcadores reflectivos, por lo cual es necesario la utilización de una lycra para la parte inferior del cuerpo.

Es necesario que para la realización de las pruebas se encuentre un papá o un responsable, en caso de que tu papá o mamá no puedan estar presente, Cyclones Cali dispondrá a un miembro del cuerpo técnico o médico, para tu acompañamiento.

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

Tu participación es completamente voluntaria y en caso de que tú, papá, mamá o acudiente no deseen continuar, no serás parte del estudio, sin tener consecuencia alguna. Podrás retirarte en cualquier

momento de la investigación, solo debes expresar el deseo de retirarte, esto no ocasionará ningún problema.

En este estudio hay algunos riesgos como: 1. caídas, 2. fatiga muscular 3. irritación de la piel por utilización de cinta doble faz, microporo 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 hijo(a) es alérgico 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 te encuentras 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 Cyclones Cali al terminar el procesamiento y análisis de los datos.

Debes 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 la utilización de los datos recogidos y resultados obtenidos, en eventos con fines académicos, Acepto Si___NO___
- Acepto la utilización de las muestras y datos recogidos, en futuros estudios previa aprobación de un comité de ética, Acepto SI ___NO___

- Acepto la grabación de video y toma de fotografías SI ____NO____.
- Acepto participar 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.