

**DESARROLLO DE HERRAMIENTAS PARA IDENTIFICAR FACTORES
BIOMECÁNICOS DE RIESGO DE LA LESIÓN DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR
A TRAVÉS DE PROTOCOLO DE INSTRUMENTACIÓN DEL DROP JUMP EN
DEPORTISTAS COLOMBIANOS**

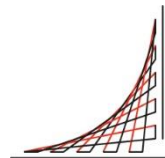
Juliana Casas Velasco

**Tesis dirigida por:
Ing. Luis Eduardo Rodríguez Cheu, PhD**

**co-supervisado por:
Ing. Pablo Eduardo Caicedo Rodríguez, PhD**



**Universidad del
Rosario**



**ESCUELA
COLOMBIANA
DE INGENIERÍA
JULIO GARAVITO**

**UNIVERSIDAD DEL ROSARIO
ESCUELA COLOMBIANA DE INGENIERÍA JULIO GARAVITO
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
BOGOTÁ D.C
2024**

**Desarrollo De Herramientas Para Identificar Factores Biomecánicos De Riesgo De
La Lesión De Ligamento Cruzado Anterior A Través De Protocolo De
Instrumentación Del Drop Jump En Deportistas Colombianos**

Juliana Casas Velasco

Trabajo final de maestría presentado como requisito para optar al título de:
Magíster en Ingeniería Biomédica

**UNIVERSIDAD DEL ROSARIO
ESCUELA COLOMBIANA DE INGENIERÍA JULIO GARAVITO
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
BOGOTÁ D.C
2024**

Dedicatoria o Lema

Dedico este trabajo final a mis padres y a mi hermana quienes me apoyaron incondicionalmente, me impulsaron a terminarlo y me tuvieron paciencia durante todo este tiempo y a la universidad por permitirme participar en este proyecto.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco primero a Francisco Casas, Clara Velasco y Martina Casas por ser siempre mi apoyo y los que siempre me acompañaron, opinaron, me impulsaron a cumplir mis metas y me enseñaron valores como la responsabilidad, la disciplina y la determinación, también me demostraron con su ejemplo que las oportunidades se deben valorar y aprovechar.

Agradezco también a todos los profesores que tuve en la maestría que hicieron posible el cumplimiento de una meta trazada hace varios años.

Al director Luis Eduardo Rodríguez por darme la oportunidad de participar en este proyecto, que ha sido un reto y una fuente de conocimiento invaluable para mí. A mis tutores Wilson Alexander Sierra y Pablo Eduardo Caicedo, les agradezco por su apoyo, enseñanzas y paciencia para enseñarme cómo funcionan las pruebas, los sistemas y los procesos requeridos para el desarrollo de este proyecto de Biomecánica. A la Universidad del Rosario, a la Escuela Colombiana de Ingeniería y a los profesores que participaron en el proyecto con la UDCA, por todos los espacios de aprendizaje.

Agradezco también a la Dra. Ana María Serrano por su ayuda con información relevante sobre la lesión y por compartir el punto de vista médico de una cirujana ortopedista. También a mi compañera en este proyecto, Angélica Ortiz, quien estuvo conmigo durante la maestría y todo el proceso, oyéndome, respondiendo preguntas y trabajando en equipo. Agradezco a Pablo U por apoyarme e incentivarme para terminar el proyecto durante el último año. Por último, agradezco a Dios por todas las oportunidades que me ha dado y a todos mis amigos que me impulsaron, me entendieron cuando no tuve tiempo para ellos y me dieron ánimo para seguir y terminar.

RESUMEN

Abstract - La ruptura de ligamento cruzado anterior se encuentra entre las lesiones más comunes y estudiadas en ortopedia. En EE. UU., la incidencia oscila entre 60.000 y 250.000 casos anuales [1] [2] y el 14,05% del total, corresponde a deportistas de alto rendimiento [1]. Los deportes con mayor tasa de ruptura de ligamento cruzado anterior (LCA) son básquetbol, fútbol y gimnasia [3]. Se han reportado más de 100.000 casos por año en otros países y es una lesión que se considera frecuente a nivel global [4]. En Colombia, el fútbol es el deporte más popular, se practica de forma recreativa y la mayoría de los deportistas de alto rendimiento son futbolistas. Consecuentemente, se estima una alta tasa de ruptura de LCA en la población, razón por la cual se han buscado herramientas para identificar y minimizar el riesgo. El uso de la tecnología como herramienta para estudiar el movimiento ha aumentado en los últimos años en la investigación biomédica, sobre todo en el ámbito deportivo. Con el apoyo de sistemas y equipos se han identificado múltiples factores de riesgo de la lesión entre los cuales se encuentran los biomecánicos [5]. Estos, han sido investigados porque tienen mayor potencial para ser modificados y se podrían trabajar de forma preventiva para minimizar el riesgo de sufrir la lesión. Específicamente, con el sistema optoelectrónico de captura de movimiento (SOCM) se han evaluado diferentes saltos incluyendo el Drop Jump (DJ); sin embargo, aún no hay consenso en el protocolo de instrumentación que se debe utilizar para valoraciones biomecánicas que usen SOCM combinado con electromiografía de superficie (EMG) y sin recurrir al uso de una plataforma de fuerza. Por lo anterior, este estudio busca desarrollar herramientas que permitan identificar los factores biomecánicos más relevantes asociados a la lesión proponiendo un protocolo de instrumentación para el DJ que solo utilice un SOCM, EMG y una herramienta computacional para identificar las etapas determinantes. El protocolo propuesto y la herramienta se evaluaron en una población de 15 hombres deportistas de alto rendimiento entre 18 y 31 años, activos en la liga colombiana de fútbol. Al realizar la verificación del protocolo en la muestra poblacional, se pudieron identificar los factores cinemáticos asociados a la lesión en las etapas determinantes del DJ sin necesidad de una plataforma de fuerza. También se encontraron diferencias en algunos factores entre participantes sin lesión previa y uno que se había recuperado. De esta manera, se logró desarrollar un mecanismo de valoración con base en un modelo biomecánico personalizado que incluye un conjunto de movimientos centrados en la evaluación de la estabilidad de la rodilla a través del DJ, involucra la actividad muscular y puede ser instrumentado para identificar los factores de riesgo de la ruptura total de LCA.

Palabras Clave – Ligamento Cruzado Anterior (LCA), Factores Biomecánicos, Protocolo de instrumentación, EMG, VICON, sistema óptico de captura de movimiento, Vertical Drop Jump (DJ).

ABSTRACT

The anterior cruciate ligament injury (ACL) is one of the most common and studied injuries in orthopedics. The incidence rate of ACL injury ranges between 60.000 and 250.000 cases per year in United States of America [1] [2] and 14,05% of the cases are from high performance athletes [1]. Basketball, soccer, and gymnastics are the sports with higher incidence rate of ACL injury [3]. In other countries, more than 100.000 cases have been reported per year and this injury is considered as frequent by health organizations [4]. Soccer is the most popular sport in Colombia, common citizens and professionals play it. An elevated percentage of the high-performance athletes in the country are footballers, therefore, healthcare authorities expect a high rate of ACL ruptures, which is why tools have been sought to identify and minimize the risk. The use of movement analysis technology as a tool to study human movement has increased in the past years in biomedical research, in sports related studies. Researchers have identified high-risk factors for multiple injuries by using those systems and related equipment; biomechanical equipment and tools are among those [5]. The latter have been under investigation because of their greater modification potential and their capability to train as preventive action to minimize the risk of injury. Researchers have used optoelectronic movement systems to evaluate diverse types of jumps including DJ; However, there is still no consensus among them, on the instrumentation protocol that should be used for biomechanical assessments that use SOCM combined with EMG and without resorting to the use of a force platform. Also, there is no agreement among scientists regarding the most relevant factors. Thus, this study's purpose is to develop tools to identify the most relevant kinematic factors associated with the ACL injury by proposing a protocol for the DJ using surface electromyography (EMG), SOCM and computational tools without using a force platform to identify decisive jump stages. The proposed protocol and tool were evaluated in a trial with fifteen (15) high-performance soccer male athletes between 18 and 31 years old, active in Colombian soccer league. By verifying the protocol in the population sample, the kinematic factors associated with injury in the determining stages of DJ were identified without the need for a force platform. Differences were found in some factors between participants without previous injury and one who had recovered. With the latter, in the study there was developed and proposed an objective mechanism based on customized biomechanical modeling to evaluate knee stability and muscular activity during a DJ exercise to identify the most relevant factors associated with the ACL injury for non-contact activities.

Key Words – Anterior Cruciate Ligament (ACL), Biomechanic variables, EMG, VICON, Drop Jump.

Tabla de Contenido

| | |
|--|----|
| 1. INTRODUCCIÓN..... | 13 |
| 2. Problema de Investigación..... | 16 |
| 3. Descripción del problema | 24 |
| 4. Justificación | 25 |
| 5. OBJETIVOS | 26 |
| 5.1. General | 26 |
| 5.2. Específicos..... | 26 |
| 6. MARCO TEÓRICO | 27 |
| 7. METODOLOGÍA | 42 |
| 7.1 Tipo de investigación a realizar | 42 |
| 7.2 Procedimiento y técnica seguida para la recolección de información | 42 |
| 7.3 Fases de la investigación o cronograma..... | 46 |
| 7.3.1 Estado del Arte | 46 |
| 7.3.2 Prueba de Fuerza y Modelo Biomecánico..... | 46 |
| 7.3.3 Población..... | 46 |
| 7.3.4 Valoración Previa..... | 48 |
| 7.3.5 Recolección Datos Cuantitativos..... | 48 |
| 7.3.6 Diseño del Experimento | 50 |
| 7.4 Selección de Sistema de Medición | 55 |
| 7.5 Prueba de salto Drop Jump y Modelo Biomecánico | 57 |
| 8. RESULTADOS | 58 |
| 8.1 Resultados al Evaluar el Protocolo con Prueba Controlada..... | 58 |
| Consentimiento informado | 58 |
| Resultados Recolección de Datos Cuantitativos | 58 |
| Variables o factores biomecánicos de interés en la captura del DJ..... | 60 |
| Sistema de Medición de Variables Biomecánicas | 62 |
| Variables Biomecánicas a Evaluar en la Pruebas de DJ..... | 63 |
| 9. DISCUSIÓN..... | 89 |
| 10. RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS | 95 |

| | | |
|-----|---|-----|
| 11. | CONCLUSIONES | 96 |
| 12. | REFERENCIAS..... | 98 |
| | ANEXO | 105 |
| | Anexo 1. Gráficas con tiempo continuo para las variables de interés | 105 |
| | Anexo 2. Preguntas Encuesta Preliminar | 107 |
| | Anexo 3. Resultados Friedman | 108 |
| | Anexo 4. Diagrama de Gantt Proyecto de Grado | 110 |
| | Anexo 5. Consentimiento informado..... | 111 |
| | Anexo 6. Resultados Shapiro Wilk y Bartlet Subject 75..... | 112 |

LISTA DE TABLAS

| | |
|--|-----|
| Tabla I. MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS..... | 58 |
| Tabla II. TABLA DE RESULTADOS DE BIOIMPEDANCIA | 58 |
| Tabla III. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA DE LA POBLACIÓN TOTAL..... | 59 |
| Tabla IV. RESULTADOS SHAPIRO WILK PARA VARIABLE COM..... | 112 |
| Tabla V. RESULTADOS TEST DE BARTLET SUBJECT 75..... | 112 |
| Tabla VI RESULTADOS POST-HOC ABDUCCIÓN/ADUCCIÓN DE LA RODILLA | 61 |
| Tabla VII TABLA RESULTADOS POST-HOC VARIABLE FLEXIÓN DE RODILLA | 61 |
| Tabla VIII. ANÁLISIS DESCRIPTIVO PARA LAS VARIABLES COM, FLEX_R Y FLEX_L Y RABDUKNEE_R, RABDUKNEE_L | 75 |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|-------|
| Figura 1. Movimientos del complejo articular de la rodilla | 21 |
| Figura 2. Músculos cuádriceps | 28 |
| Figura 3. Anatomía de la articulación de la rodilla..... | 30 |
| Figura 4. Articulación de la rodilla | 32 |
| Figura 5. Eje X, Y, Z en sistema de coordenadas | 34 |
| Figura 6. Eje ángulos de rotación..... | 35 |
| Figura 7. Plano Frontal, Sagital y Transversal del cuerpo humano | 35 |
| Figura 8. Etapas del Drop Jump. | 37 |
| Figura 9. Marcadores utilizados en el modelo biomecánico PiG | 40 |
| Figura 10. Foto de Referencia Trigno Avanti Sensor, Delsys© | 41 |
| Figura 11. Gráfica señal EMG de superficie..... | 41 |
| Figura 12. Distribución de las cámaras en el laboratorio..... | 43 |
| Figura 13. Sujeto con marcadores reflectivos..... | 44 |
| Figura 14. Ubicación de marcadores..... | 44 |
| Figura 15. Ubicación de los sensores superficiales inalámbricos de EMG..... | 45 |
| Figura 16. Imagen (Cámaras y marcadores). | 56 |
| Figura 17. Ubicación de los sensores superficiales inalámbricos de EMG..... | 56 |
| Figura 18. Gráfico Pie porcentaje de participantes por sexo (a) y dominancia (b)..... | 59 |
| Figura 19. Histograma BMI por sexo..... | 59 |
| Figura 20. Cajas y Bigotes BMI por grupo que conforma en el estudio)..... | 60 |
| Figura 21. Marcadores etiquetados y centros de articulaciones calculados | 63 |
| Figura 22. Posición vertical del CoM (mm) con respecto al tiempo (ms) | 64 |
| Figura 23. Derivada de la Posición vertical CoM (mm) vs el tiempo (ms)..... | 64 |
| Figura 24. Posición vertical del CoM (mm) con respecto al tiempo (ms) | 65/66 |
| Figura 25. Gráfica CoM vs tiempo normalizado para la extremidad derecha (Suj 69) | 68 |
| Figura 26. Ángulo de flexión de la rodilla con el tiempo normalizado IC-TO izq | 69 |
| Figura 27. Ángulo de flexión de la rodilla con el tiempo normalizado IC-TO der | 70 |
| Figura 28. Gráfica del ángulo de flexión de la rodilla derecha vs izquierda | 71 |
| Figura 29. Gráfica del ángulo de abducción de la rodilla izquierda | 72 |
| Figura 30. Gráfica Swarmplot por etapas de la variable ángulo de flexión de la rodilla izq | 72 |
| Figura 31. Boxplot agrupada por etapa a. Ángulo de flexión de la rodilla der..... | 73 |

| | |
|---|----|
| Figura 32. Boxplot del ángulo de flexión de la rodilla derecha en IC, MKF, V0 y TO | 75 |
| Figura 33. Boxplot del ángulo de flexión de la rodilla izquierda en IC, MKF, V0 y TO | 75 |
| Figura 34. Boxplot del ángulo de Abducción de la rodilla derecha en IC, MKF, V0 y TO | 77 |
| Figura 35. Boxplot del ángulo de Abducción de la rodilla izquierda en IC, MKF, V0 y TO..... | 77 |
| Figura 36. Boxplot por etapas del ángulo de Flexión de la rodilla derecha comparando entre grupo con y sin lesión | 78 |
| Figura 37. Promedio y desviación estándar del ángulo de abducción en el pico de abducción y en la flexión máxima. | 78 |
| Figura 38. Gráfica Boxplot por etapas del ángulo de Flexión de la rodilla derecha e izquierda sobre puestas | 79 |
| Figura 39. Stripplot y boxplot del ángulo de flexión de la rodilla derecha por etapas | 79 |
| Figura 40. Boxplot por etapas del ángulo de Flexión de la rodilla izquierda agrupado por participantes con y sin lesión | 80 |
| Figura 41. Boxplot por etapas del ángulo de Abducción/Aducción de la rodilla derecha e izquierda sobre puestas. | 81 |
| Figura 42. Boxplot por etapas del ángulo de Abducción/aducción de la rodilla derecha comparando entre grupo con y sin lesión | 82 |
| Figura 43. Stripplot y boxplot del ángulo de abducción/Aducción (varo/valgo) de la rodilla izquierda por etapas para todos los sujetos..... | 83 |
| Figura 44. Gráfica de etapas definidas IC, MKF, V0 y TO para RAbduKnee_R/L | 83 |
| Figura 45. Boxplot por etapas del centro de articulación de la rodilla derecha e izquierda sobre puestas (a) y del centro de articulación del tobillo derecho e izquierdo (b) | 84 |
| Figura 46. Boxplot por etapas del CoM comparando entre grupo con/sin lesión | 85 |
| Figura 47. Resultados de EMG para el Sujeto 81. Grafica de Amplitud con respecto al tiempo | 86 |
| Figura 48. EMG vasto medial, vasto lateral, bíceps femoral y semitendinoso para la pierna derecha en el participante Sujeto 71 | 87 |

LISTA DE ANEXOS.

| | |
|--|-----|
| Anexo 1. Imagen: Gráficas con tiempo continuo para las variables de interés..... | 105 |
| Anexo 2. Encuesta: Preguntas Encuesta Preliminar | 107 |
| Anexo 3. Imagen: Resultados Friedman | 108 |
| Anexo 4. Imagen: Diagrama de Gantt Proyecto de Grado | 110 |
| Anexo 5. Formato Consentimiento Informado | 111 |
| Anexo 6. Resultados Shapiro Wilk y Bartlet Subject 75..... | 112 |

1. INTRODUCCIÓN

El ligamento cruzado anterior (LCA) es uno de los cuatro ligamentos principales de la articulación de la rodilla, conecta el fémur con la tibia y se considera una estructura clave para la estabilidad anteroposterior y rotatoria de la rodilla. Este ligamento, resiste la translación antero tibial y las cargas de rotación, evitando que la tibia se desplace hacia adelante con relación al fémur [1][6]. Las lesiones de LCA son comunes en la población general físicamente activa y son consideradas frecuentes, en atletas de alto rendimiento que practican baloncesto, fútbol, voleibol y gimnasia. Lo anterior ocurre porque estos deportes involucran actividades de riesgo de ruptura total de LCA. Algunos ejemplos son los cortes y cambios de dirección repentinos, salto y caída con uno o dos pies y el uso del pie como pivote [7]. Colombia no tiene reportada la incidencia, sin embargo, en países con mayor porcentaje de deportistas de alto rendimiento como EE. UU., la incidencia oscila entre 60.000 y 250.000 casos anuales [1] [2] de los cuales, aproximadamente el 70.7% son hombres y el 29.3% son mujeres. Del total de casos, el 14.05% corresponde a deportistas de alto rendimiento [1]. La tasa de incidencia se ha mantenido entre 48 y 52 personas por 100.000 personas-año para los mayores de 18 años (2002-2014, EE. UU.) [2].

Cuando se presenta una ruptura total de LCA, se requiere una cirugía de reconstrucción y un periodo de recuperación postoperatorio que oscila entre 6 y 9 meses, en ocasiones, hasta 18 meses [8][7][9]. Durante la recuperación, los médicos y fisioterapeutas utilizan pruebas específicas para verificar el estado de la articulación con el fin de evaluar la evolución y autorizar el retorno seguro a la actividad. Principalmente se busca evaluar la estabilidad de la rodilla y una de las pruebas utilizadas es el Drop Jump (DJ) [10]. Todavía no hay consenso en el tipo de prueba que permita identificar los factores biomecánicos más relevantes ni se ha adoptado un protocolo que se utilice siempre para este fin. Por esto, se encuentran estudios con diferentes pruebas que buscan identificar los factores más relevantes y en cada uno utilizan diferentes equipos y herramientas para extraer la información. Debido a esto, algunos deportistas de alto rendimiento regresan a los entrenamientos sin tener una certeza total de la recuperación completa relacionada con los diferentes factores biomecánicos que podrían aumentar el riesgo de volver a sufrir una lesión asociada, una nueva ruptura y osteoartritis [9]. Se estima que del 61 al 89% de los deportistas regresan a sus actividades después de la cirugía reconstructiva, pero no con el nivel previo a la lesión y con riesgo de reincidencia [8] [11] [10].

Al evaluar la fisiopatología de la lesión, se han identificado múltiples factores de riesgo intrínsecos y extrínsecos, sin embargo, los biomecánicos y neuromusculares son los que tienen mayor relevancia en este estudio por su potencial para ser modificados a través de entrenamiento. Para definir cuáles serían evaluados y el tipo de salto, se utilizaron estudios realizados a pacientes con reconstrucción de LCA que estaban siendo valorados por médicos y fisioterapeutas, otros estudios en los que se hacen comparativos por género, edades y/o deporte para una población con y sin lesión. En estos estudios se realizan evaluaciones comparativas de simetría en fuerza muscular, comparan tipos de pruebas utilizadas para la valoración dinámica, identifican variables cinemáticas de riesgo y el uso de herramientas como el sistema óptico de captura de movimiento para evaluar la relevancia de los factores biomecánicos.

Para definir el modelo adecuado para el estudio se revisaron algunos modelos biomecánicos del cuerpo humano que han sido utilizados en estudios anteriores para el análisis del movimiento de la extremidad inferior. Particularmente, se revisaron estudios que usaban marcadores solamente desde la cadera hasta los pies y otros con un modelo que incluía el tronco, con el fin de identificar correctamente el centro de masa, punto crítico para el correcto desarrollo del protocolo y la correcta identificación de las variables a evaluar.

Además, se revisaron estudios con marcadores ubicados en lugares fisiológicos clave para las variables evaluadas como: la cresta íliaca, la parte inferior del fémur y la parte superior de la tibia. También, algunos puntos críticos para identificar los centros de las tres articulaciones que permiten obtener el modelo más acertado para evaluar los factores definidos para la articulación de la rodilla. Debido a que no se utilizó una plataforma de fuerza por limitantes de compatibilidad con los otros sistemas, se revisaron principalmente estudios en los que se evaluaron factores cinemáticos y no cinéticos. Así, la ubicación de los marcadores y forma en la que se etiquetan los diferentes puntos para el modelo biomecánico tienen mayor relevancia en este protocolo.

El modelo biomecánico de Vicon requiere el uso de 3 marcadores para poder identificar los puntos clave de cada segmento y así obtener el modelo biomecánico definitivo. Este se ajusta a las características de cada participante porque permite digitar la información en el sistema previo al salto. De esta manera, el modelo se basa en las dimensiones y características fisiológicas medidas antes de empezar el estudio.

Por otro lado, se revisaron y evaluaron diferentes ubicaciones de los sensores usados para la EMG de superficie. Se tuvieron en cuenta los músculos identificados como más relevantes para la actividad del LCA durante el ejercicio de salto. Aunque no se utilizaron todos los músculos involucrados por una limitante de sensores, los grupos musculares elegidos (cuádriceps e isquiotibiales), permiten observar diferencias entre los participantes con reconstrucción posterior a la lesión y los que no han tenido lesión. Con base en lo anterior, en conjunto con el grupo de investigación GiBiome en el área de biomecánica se definió realizar un estudio de factores biomecánicos cinemáticos en una prueba de salto DJ bilateral para identificar los más relevantes que se puedan evaluar utilizando SOCM, EMG en los músculos que intervienen en los movimientos de la articulación de la rodilla y herramientas computacionales. El grupo de participantes de este estudio incluye únicamente deportistas de alto rendimiento colombiano activos en el fútbol profesional masculino colombiano que hayan sufrido la lesión y estén recuperados o sin lesión. El rango de edad de los participantes es de 18 a 31 años, específicamente, 22.54 ± 3.09 ¹ años. El propósito es desarrollar una herramienta que permita identificar los factores biomecánicos de riesgo de lesión de LCA más relevantes que se puedan evaluar utilizando el protocolo de instrumentación definido del DJ. De esta manera, se utilizan los datos obtenidos durante la prueba de salto a través de la captura de movimiento y la EMG. Con esta herramienta se podrían identificar con un criterio objetivo algunas diferencias de los factores biomecánicos de riesgo de la lesión entre participantes para un grupo que tenga condiciones de entrenamiento similar (deportistas de alto rendimiento de un mismo equipo de fútbol y que compitan en la misma Liga). Si se logra identificar diferencias o características en los datos obtenidos para las variables biomecánicas estudiadas entre los participantes e identificar los factores más relevantes para el DJ de forma objetiva, el protocolo y la herramienta desarrollada se podrían utilizar como un complemento para que los profesionales de la salud tengan más información objetiva para la evaluación del riesgo de lesión. También, para identificar características que puedan estar relacionadas con el aumento de riesgo de una lesión de LCA. Es importante resaltar que el estudio no pretende predecir la lesión [2]. Con la herramienta desarrollada y el protocolo definido se podría trabajar a futuro en fortalecer los déficits de control neuromuscular y biomecánico identificados para minimizar el riesgo de sufrir una lesión de LCA. Sumado a esto, el protocolo podría ofrecer herramientas a los médicos y fisioterapeutas para una valoración confiable y objetiva que permita un retorno seguro tras la cirugía de reconstrucción del LCA, regresar con un

¹ Rango Inter cuartil (RI) 20-24 con desviación estándar (std) 3.09

rendimiento similar y con menor riesgo de volver a sufrir una lesión de este tipo, con una recuperación completa en el momento del retorno a sus actividades deportivas.

Una limitación del estudio es el número de participantes deportistas de alto rendimiento y el de lesionados con reconstrucción del ligamento porque la cantidad fue baja. Solo uno de los hombres deportistas de alto rendimiento había sufrido la lesión. La segunda, es que no se consideraron las mujeres en este grupo. Lo anterior es relevante porque hay diferencias entre la población masculina y femenina. La tercera, es que el DJ bilateral puede ser limitado para evaluar algunas posiciones dinámicas que se consideran de alto riesgo para sufrir una lesión de LCA. Este salto (DJ) no tiene caída o detención con una sola pierna ni cortes, sin embargo, el DJ bilateral ha sido utilizado en pruebas para evaluar el riesgo de la lesión LCA sin contacto. Se utiliza porque produce un mayor ángulo de abducción de rodilla con respecto a otras pruebas de salto [12], también permite evaluar el valgo dinámico de rodilla [13] y otros factores como la alineación dinámica (rodilla), la aducción y flexión de la cadera, la eversión del tobillo, el ángulo de flexión y abducción/aducción de la rodilla [12]. La cuarta limitación es la cantidad de pruebas incluidas en el protocolo. En estudios realizados, se ha encontrado que, al comparar las pruebas que se utilizan para la valoración previa al retorno del paciente como es el caso del hop jump con el Drop Jump (DJ) de una sola pierna (Single Leg Drop Jump), usando SOCM y EMG, se evidencian diferencias significativas en variables como la simetría de las rodillas (LSI, limb symmetry index), que no se presentan en las pruebas de valoración y pueden afectar el retorno seguro del deportista a su actividad [11][9][12][13]. Una quinta limitación está relacionada con la cantidad de sensores de EMG de superficie disponibles, porque permitió evaluar isquiotibiales y cuádriceps de la pierna dominante, pero hizo falta uno para completar los mismos músculos de la pierna no dominante. La sexta, se podría considerar una limitante o una ventaja y está asociada con el uso de la plataforma de fuerza. Como el DJ es un salto en el que se mide la potencia del tren inferior y entre las variables importantes está el tiempo de vuelo y la altura durante el contramovimiento, la plataforma cumple una función importante al permitir identificar el momento inicial de carga, la fuerza de reacción (Ground reaction forces - GRF) y en el que deja de estar apoyado e inicia la segunda fase de vuelo. Si no se utiliza la plataforma de fuerza, es necesario incluir en el protocolo el uso de herramientas computacionales para identificar las etapas de interés durante el DJ. En este caso, se desarrolló una herramienta para identificar estas etapas sin el uso de la plataforma de fuerza y se definieron los criterios que se usaron para todos los participantes. De esta manera, al no necesitar un instrumento adicional y lograr identificar las etapas con un criterio común, el protocolo es más robusto y se requieren menor cantidad de elementos para evaluar los factores más relevantes. Esta investigación hace parte de un set de pruebas que, en conjunto, se propondrán para una evaluación completa, entre estas se incluye el vDJ, Y-balance test, Test de resistencia, vertical Hop Jump, Hop Jump frontal, Hop Jump 30 segundos y una prueba para evaluar factores de riesgo genético. [14][11][10][15] [16].

El documento consta de Introducción, objetivos, Marco teórico, Metodología, Resultados, Discusión, Recomendaciones, Trabajos futuros, Conclusiones, Referencias y Anexos. En los tres primeros capítulos, se presenta la descripción del problema de investigación con los antecedentes, el estado del arte, el problema y la justificación del proyecto, los objetivos y el marco teórico base para el desarrollo del proyecto. En el cuarto capítulo, se incluye la metodología en la que se describen las etapas del proyecto y cómo se abordó la investigación para obtener los resultados, que se presentan en el siguiente capítulo. Como complemento, el sexto capítulo tiene la discusión de estos, que es parte esencial de la investigación y ayuda a definir las recomendaciones, las sugerencias de trabajos futuros y las respectivas conclusiones.

2. Problema de Investigación

2.1 Antecedentes

La articulación de la rodilla es una de las más complejas y extensas del cuerpo humano, permite realizar actividades que involucran flexión y rotación, soportando una gran cantidad de esfuerzos. Al estar de pie, caminando, corriendo o saltando soporta el peso del cuerpo, por esta razón, esta articulación es vulnerable a varios tipos de lesión [7] [26] [32] [17]. Una de las más frecuentes es la ruptura total del LCA. Este ligamento es un componente principal de la articulación que impide el desplazamiento de la tibia hacia adelante evitando la traslación antero tibial y limitando la rotación de la rodilla, con el apoyo del ligamento cruzado posterior [5][18]. Además, le da estabilidad a la rodilla junto con los ligamentos colaterales [15][16]. Algunos autores exponen que las lesiones de la rodilla son las más recurrentes en los futbolistas profesionales, siendo la de LCA una de las más comunes y severas en este deporte [19]. Debido a su importancia, se han estudiado ampliamente sus causas, factores de riesgo y consecuencias.

Al evaluar la epidemiología de la lesión, se ha observado un aumento en los últimos años en deportes como el fútbol que tiene una alta tasa de incidencia en lesiones de las extremidades inferiores. Como se mencionó en la introducción, en EE.UU. que tiene una población de 330 millones al 2024 [20], se presentan entre 60.000 y 250.000 casos anuales [1] [2] en los que el porcentaje de incidencia es del 70,7% en hombres y del 29,3% de mujeres. Aproximadamente el 14.05% corresponde a deportistas de alto rendimiento [1] y la tasa está entre 48 y 52 personas por 100.000 personas-año para los mayores de 18 años (2002-2014, EE. UU.) [2].

En diversos estudios se han investigado las causas principalmente en las lesiones de no contacto y se ha encontrado que tiene varios orígenes. Esta lesión generalmente ocurre en actividades deportivas que involucran la articulación de la rodilla, implican cambios repentinos de velocidad, utilizan el pie como pivote y se gira con el pie firme, también en aterrizajes no adecuados bilaterales y unilaterales [21] [17]. Las consecuencias de sufrir una lesión de LCA con ruptura total están relacionadas con la inestabilidad de la rodilla porque no logra evitar un desplazamiento excesivo de la tibia o controlar la fuerza, en actividades que involucren flexión de la rodilla, soporte del cuerpo o ejercicio con carga durante la actividad, por parte de la articulación de la rodilla.

Adicional a lo mencionado previamente, otro de los hallazgos de interés en investigaciones anteriores relacionadas con la lesión de LCA es que los factores de riesgo para la lesión pueden ser anatómicos, hormonales, genéticos, neuromusculares y/o biomecánicos [19] [17] [22] [23]. Este hallazgo ha sido importante para determinar el tipo de estudio, las variables que se deben controlar y evaluar, los programas de fortalecimiento y el entrenamiento para la prevención, entre otros.

Cuando ocurre la ruptura total de LCA en deportistas de alto rendimiento, estos se ven afectados porque requiere cirugía de reconstrucción del ligamento y el periodo de recuperación postoperatorio es mayor a 6 meses [8][7][9]. Los médicos y fisioterapeutas aún no tienen certeza sobre la prueba más apropiada para identificar los factores biomecánicos a evaluar para minimizar el riesgo de reincidencia después de la reconstrucción del ligamento [14]. Debido a esto, se ha incrementado el interés por realizar estudios que propongan nuevos criterios y uso de tecnología para identificar riesgos potenciales de reincidencia o primera lesión. El uso de herramientas tecnológicas (captura óptica de movimiento y EMG) como fuente de información para los criterios ha sido parte fundamental de los estudios más recientes para minimizar los riesgos y en un futuro, reducir la probabilidad de lesión [24].

Las investigaciones se han enfocado principalmente en la valoración de una población con participantes que han sufrido la lesión y en los que se han sometido a una cirugía de reconstrucción, para evaluar los factores biomecánicos [25]. Estos tienen como fin identificar algunas diferencias significativas entre los grupos que puedan incrementar el riesgo de sufrir la lesión o de reincidencia y se han usado como fuente de información para corroborar algunas características comunes que se presentan entre los grupos evaluados. Asimismo, se revisaron estudios que evaluaron factores biomecánicos a través de diferentes variables y tipos de pruebas de salto (ej. DJ unilateral, GJ bilateral, Y-balance test, Hop jump) que involucran actividades que se consideran de alto riesgo para sufrir una lesión de LCA de no contacto.

Por la estructura y tipo de articulaciones que se encuentran en la extremidad inferior, la interacción entre estas es indispensable para el movimiento. Generalmente, la articulación de la cadera, la rodilla y el tobillo se analizan en conjunto en los estudios revisados para comprender su relación y la sinergia entre estas. Así, buscan acercarse a la realidad de la compleja interacción de las tres y su relación con la cinemática de la rodilla. Algunos factores biomecánicos de otras articulaciones como el ángulo de flexión de la cadera y la posición del centro de articulación del tobillo han sido relevantes para los análisis porque definen la alineación de la extremidad inferior y, en conjunto con el ángulo de aducción o abducción de la articulación de la rodilla, pueden incidir en el aumento de riesgo de la ruptura total de LCA [26] [27] [28] [29]. Por lo anterior, se consideran de interés para la evaluación integral y más completa del riesgo en este estudio.

Durante la revisión también se encontraron diversos estudios realizados con grupos de atletas que practican deportes que involucran actividades de riesgo como el basquetbol, fútbol y voleibol en una población de hombres, de mujeres y mixta. En estos hay consenso al identificar un mayor riesgo en mujeres porque tienen mayor ángulo de valgo dinámico (abducción de la rodilla). En cuanto a los hombres, se ha encontrado la tendencia a presentar un mayor ángulo de varo durante fases de aterrizaje [30] [31] [28]. Algunos de los factores biomecánicos cinemáticos como los ángulos de flexión y aducción/abducción de las articulaciones de rodilla y cadera, valgo dinámico y eversión del tobillo se han evaluado en pruebas de salto con poblaciones de deportistas sanos y recuperados con mediciones periódicas (meses o años) [22][27][31]. Lo anterior, con el fin de monitorear y predecir una lesión, pero no se han presentado resultados concluyentes sobre los factores relevantes para una posible predicción. Esto se debe a que esta lesión tiene diversas causas de origen y una combinación de factores que en la mayoría de los casos no se consideran, razón por la cual se vuelve muy complejo predecirla [18][23][27].

Teniendo en cuenta las conclusiones de estudios sobre un riesgo mayor en mujeres, también se han realizado diversos estudios por género [16][15][28][32] en deportes asociados. Principalmente se han realizado con adolescentes y atletas jóvenes por ser más propensas a sufrir la lesión debido a los cambios hormonales [23] y factores neuromusculares como el déficit de control del tronco [26] y la distribución inadecuada de la carga en la articulación de la rodilla [22] [15].

Otra de las variables de interés reportada en varios estudios y que se tuvo en cuenta en este, es la asimetría en el tiempo de activación de los músculos antagonistas. En estos se ha reportado que una mayor activación de los cuádriceps comparada con la activación de los isquiotibiales en movimientos que requieran ángulo de flexión de rodilla mayor como el DJ puede incrementar el riesgo. La razón es que no se logra contrarrestar la fuerza generada por la contracción de los cuádriceps ocasionando una tensión en el ligamento por el avance de la tibia hacia adelante [33][12] [27]. Como en este estudio se plantea el uso

combinado de EMG de superficie se considera relevante evaluar si esta condición se presenta en algunos participantes durante la prueba con el protocolo propuesto.

Al revisar la literatura, se observó que se estudian con frecuencia los saltos con una sola pierna para verificar la simetría de las dos extremidades [14] [31] [34] [35] [12] [13]. Sin embargo, algunos factores como el pico de flexión de rodilla en valgo dinámico se deben evaluar a través del DJ bilateral. Por consiguiente, este es uno de los factores biomecánicos que se incluyen en el estudio. Consecuentemente, el desempeño de los músculos durante el salto también podría ser un factor determinante y se ha evaluado mediante EMG [15] [16] [32]. En estos estudios, han encontrado un incremento de riesgo cuando el ángulo de cuádriceps (Q-Angle) aumenta porque altera la biomecánica de la rodilla. Sin embargo, otros estudios han encontrado que la medición de este no es predictiva para análisis dinámico [36]. Los resultados contradictorios indican que esta variable debe ser estudiada nuevamente y se consideran de interés para el estudio.

Otro factor ampliamente estudiado es el déficit de control neuromuscular definido como la fuerza muscular, potencia o patrones de activación que puedan llevar a incrementar la carga en la articulación de la rodilla y, a su vez, en el LCA [37] [28]. Algunos de los más determinantes presentados por Myer et al [23] se conocen como dominancias: de ligamento (ligament dominance), de cuádriceps (Quadriceps dominance), de pierna (leg dominance) y de tronco (Trunk dominance) [38]. El primero, corresponde al desbalance entre el control neuromuscular y del ligamento al controlar el movimiento frontal de la parte inferior de la pierna (tibia) durante el aterrizaje y los cambios de dirección. De forma similar, el segundo representa el desbalance de la fuerza en cuádriceps. La dominancia de pierna es el desbalance entre la pierna derecha e izquierda en fuerza, coordinación y control. Por último, el desbalance entre la demanda inercial del tronco y la capacidad de control y coordinación para resistirlo [37]. Como complemento a lo mencionado, es importante resaltar que todos los déficits de control neuromuscular se pueden trabajar para minimizar el riesgo de la lesión, por esto, es importante definir los más determinantes; la activación de los grupos de músculos en un salto bilateral podría ser uno de estos.

Diversos estudios se han basado en modelo biomecánicos de la extremidad inferior que no tienen en cuenta la parte superior del cuerpo (tronco). Con estos estos modelos (extremidad inferior) han evaluado diferentes actividades que incluyen saltos en los que se utiliza la tecnología del análisis de movimiento a través de un sistema óptico [19], [39], [40], [41], [42]. Generalmente, utilizan modelos biomecánicos adaptados al software de cada uno de los sistemas ópticos utilizados, a la cantidad de cámaras y a la posición definida de los marcadores. Durante la revisión, no se encontraron estudios en los que se utilicen articuladamente la EMG de superficie y el sistema óptico de captura de movimiento sin usar una plataforma de fuerza como se plantea en este estudio. En este caso, además de los instrumentos mencionados, se desarrollan herramientas computacionales para identificar las diferentes etapas del proceso sin necesidad de la plataforma de fuerza.

Diversos estudios revisados también han comparado diferentes tipos de saltos y ejercicios utilizando videos y sistemas de captura basados en cámaras. Estos instrumentos permiten analizar el movimiento en 2 y 3 dimensiones (3D) [16] [28]. Particularmente, los estudios que involucran sistemas de captura de movimiento con cámaras requieren un modelamiento biomecánico. Buscan evaluar el desempeño del participante e identificar los déficits en el retorno a las actividades deportivas. Sumado a estos, también han utilizado EMG de superficie [15] para evaluar la actividad muscular durante la prueba. Como parte esencial de esta tecnología de captura de movimiento, en los diferentes estudios que se

han realizado, se identificó que la ubicación de los marcadores es altamente relevante porque es lo que permite construir el modelo biomecánico personalizado. La ubicación de las cámaras también es relevante porque esto permite observar un mismo punto desde las diferentes cámaras, logrando con esto una mayor precisión en los resultados del análisis de movimiento. Para este caso, el software requiere 3 perspectivas del mismo marcador para poder etiquetar cada uno de los puntos clave del modelo biomecánico, según los estudios revisados [43]. Consecuentemente, los estudios que utilizan el software Nexus de Vicon utilizan al menos 3 puntos entre las diferentes cámaras que permiten determinar el lugar adecuado del marcador en un modelo de 3 dimensiones (3D). Teniendo en cuenta lo anterior, se definieron los marcadores requeridos para construir el modelo biomecánico con el software Nexus de Vicon en este estudio.

Como se mencionó en la introducción, este estudio busca combinar estas dos herramientas en un DJ [11][27], razón por la cual se revisó un metaanálisis de Cronström et al [44] en el que se incluyen estudios realizados con el DJ en 3D. Se encontró que, en este tipo de salto, cuando se mide el ángulo de abducción de la rodilla, generalmente se evalúa en tres momentos: Contacto inicial (IC), en el pico de abducción (peak knee abduction), en el punto de flexión máxima de la rodilla (MKF, por sus siglas en inglés) y en el último momento de contacto durante la fase de aterrizaje o el momento de inicio de vuelo (take-off/toe-off (TO)). Ocho (8) de los nueve (9) estudios analizados estaban enfocados principalmente en la cinemática durante el DJ con las dos piernas (6 estudios de 8), con una (2 de 8) y el restante, en un ejercicio de squat jump. En este caso, la mayoría de los estudios realizados corresponden a un DJ bilateral, como el que se utilizó en este caso. Al analizar los resultados de los estudios seleccionados, se encontró que no había diferencias entre los participantes con y sin lesión al realizar esta prueba (DJ bilateral) [45]. Sin embargo, en su discusión argumentan que esto se debe posiblemente a la magnitud de los ángulos resultantes porque estaban evaluando a una población de deportistas de alto rendimiento que realiza entrenamientos preventivos durante la temporada y tiene un nivel superior en sus habilidades neuromotoras. Consecuentemente, los ángulos se encontraban en rangos bajos y no eran significativos para incrementar el riesgo de lesión (riesgo para ángulos de aproximadamente 5° en abducción de rodilla en IC y 9° en pico de abducción de la rodilla para mujeres). La finalidad, según especificaban, era minimizar el riesgo de lesión y fortalecer las habilidades neuromotoras. Por consiguiente, el entrenamiento pudo ser decisivo para minimizar el riesgo de lesión y probablemente evitó la obtención de resultados durante las pruebas de ángulos y momentos elevados en la abducción de los participantes (ángulo de 2° en pico de abducción de la rodilla) [44]. También podría indicar que no es un factor de riesgo, pero lo anterior nos interesa estudiarlo y corroborarlo en este trabajo con el uso de herramientas combinadas (Captura de movimiento y EMG) y condiciones diferentes (población de hombres deportistas de alto rendimiento) puesto que también se encontraron diversos estudios que han corroborado el incremento de riesgo e incluyen umbrales de los factores para mujeres (para IC en DJ 5 +/- 0.30 ° y pico de abducción en rodilla de 8.71 +/-9.1°) [44] con altos niveles de confiabilidad en la prueba del DJ [22] [44]. Otros estudios como el de *Monteiro et al*, obtuvo media de 6 +/- 4,7° para mujeres y para hombres de 1 +/- 3.2 ° en el DJ bilateral con tendencia de los últimos a mantenerse en valores de aducción [12].

Al profundizar en las pruebas de valoración del paciente después de la reconstrucción del ligamento, se encontró que, actualmente, se utilizan diferentes pruebas con el fin de lograr un retorno seguro a su actividad deportiva. Con algunas pruebas usadas generalmente en

el ámbito clínico como la prueba de Lachman (Lachman's Test) [46], Escala de Lysholm y el desplazamiento del pivote se evalúa la laxitud articular anteroposterior y anteroexterna y la inestabilidad rotacional, respectivamente [47] [46]. Estas pruebas son apropiadas para identificar el estado del ligamento, pero son manuales, subjetivas y no contemplan el comportamiento en situaciones de riesgo. Por esta razón, se utilizan también algunas pruebas que involucran movimientos de cortes y cambios de dirección repentinos, salto y caída con uno o dos pies, test de estrella o Y-balance test [24] [33] [31]. Estas pruebas permiten evaluar el comportamiento de la articulación en situaciones de riesgo para el LCA.

Al revisar estudios de personas que presentaron la lesión y están en la etapa posquirúrgica, las baterías de pruebas que se han utilizado generalmente incluyen pruebas de fuerza y salto (hop test y DJ) [14] [31][15] en las que se evalúa la calidad del movimiento para restablecer el rango de movimiento de la articulación (ROM por sus siglas en inglés), la fuerza muscular [32] [15], la resistencia y las funciones biomecánicas en pruebas dinámicas [33]. Sumado a esto, se han incluido valoraciones neuromotoras [33]. Por ejemplo, en los estudios clínicos de Palmieri et al [34] realizados en pacientes con reconstrucción de LCA en su regreso a la actividad deportiva, se encontró una alteración de la biomecánica de la rodilla y de su desempeño funcional. En este estudio se utilizaron marcadores reflectantes en las dos piernas ubicados en las prominencias óseas que permitieron el procesamiento cinético y cinemático en un sistema óptico de captura de movimiento. Se encontró una diferencia significativa entre los participantes que presentaron índice bajo de simetría en cuádriceps y los que tenían medio o alto (QI >80%). Las diferencias se presentaron en el índice de simetría del pico de flexión y en el momento externo de flexión de la rodilla, también se encontró una asimetría en cuádriceps. Los participantes con menor simetría en cuádriceps tuvieron peor desempeño en las pruebas de salto y aterrizaje, al presentar menor simetría en el ángulo de pico de flexión de rodilla y del momento externo de flexión de rodilla [34]. Al analizar los resultados de otro estudio similar realizado por Ithurburn et al [48] se observó, con algunas limitaciones, que los atletas jóvenes con reconstrucción de LCA y mayor asimetría en cuádriceps, tenían mayor asimetría durante el salto en una sola pierna comparado con el grupo control. Como compensación, presentaban un incremento en la flexión del tronco, reducción en la excursión de flexión de rodilla y menor momento de extensión de rodilla de la extremidad evaluada. Estos factores se pueden evaluar utilizando el protocolo planteado en este estudio y usando las herramientas desarrolladas, pero en el salto bilateral y sin tener en cuenta la flexión del tronco. Este tipo de estudios, usaron el sistema óptico de captura de movimiento con menor cantidad de marcadores, pero los ubicaron en los lugares más representativos (prominencias óseas), logrando un modelo biomecánico similar al planteado en este proyecto.

La simulación de la lesión *in silico* y el modelamiento matemático de la mecánica de la articulación usando herramientas computacionales [36] han sido relevantes y de gran valor para entender mejor la lesión. El sistema óptico de análisis de movimiento con marcadores que permitan modelar la biomecánica de la articulación y la EMG, para monitorear la actividad muscular, han sido determinantes en estudios anteriores para saber cómo influye en la misma.

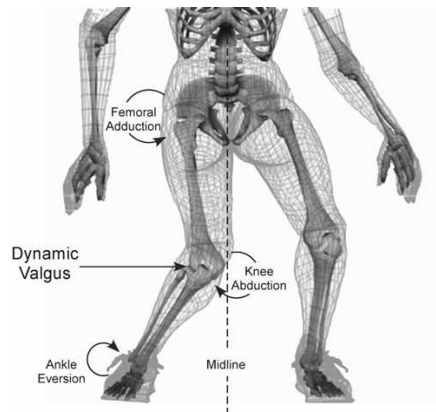


Figura 1. Movimientos del complejo articular de la rodilla tomada de [22]

Consecuentemente, el enfoque de este estudio, los factores biomecánicos evaluados y el tipo de salto utilizado para el protocolo planteado y las herramientas desarrolladas, están basados en estudios previos que han evaluado sujetos sanos y en etapa posquirúrgica.

En resumen, algunas de las variables medidas en estudios relacionados son los ángulos de las tres articulaciones vinculadas con el movimiento del tren inferior: cadera, rodilla y tobillo. En algunos casos, se incluye el ángulo de inclinación del tronco porque afecta el centro de gravedad [38]. Principalmente, los ángulos medidos en este estudio se encuentran en dos planos: frontal y sagital [17] y las actividades más utilizadas para la valoración dinámica son paradas pre planeadas y repentinas, salto en una sola pierna, salto bilateral y la alineación en valgo (distancia entre rodillas) dinámica. Al revisar las herramientas utilizadas en las pruebas, se encontró que los sistemas de captura de movimiento con cámaras se han utilizado en estudios para evaluar el desempeño después de la cirugía, sin embargo, no se ha encontrado un estudio que incluya EMG de superficie y sistema óptico de captura de movimiento sin plataforma de fuerza para DJ. Las herramientas computacionales se utilizan como apoyo para obtener información valiosa y, en este caso, se utilizan para que la prueba sea repetible, objetiva y permita identificar los factores biomecánicos relevantes. El DJ se usa con frecuencia para evaluar la potencia del tren inferior, como parte del test de Bosco [49] y puede ser relevante para la evaluación de factores de riesgo biomecánico de la lesión, según estudios. Se caracteriza por tener caída libre con aterrizaje en dos pies (se puede medir la alineación en valgo), salto en contra movimiento (evaluación de contracción concéntrica y excéntrica de los músculos mencionados), altura máxima y tiempo de vuelo. También se mide la capacidad contráctil y el control de carga de la articulación.

Algunas de las pruebas o test más utilizadas en la valoración para dar de alta a pacientes con cirugía reconstructiva con autoinjerto de tendón pretenden evaluar la estabilidad de la rodilla, pero, a pesar de haber múltiples estudios, se siguen estudiando diversas variables o factores biomecánicos para encontrar los de mayor relevancia en cada tipo de actividad realizada [46]. Generalmente se evalúan movimientos que involucren una sola pierna con extensión máxima (Y-test), pruebas con saltos en contra movimiento o caídas desde una plataforma o caja de altura definida (30 - 50 cm) como el DJ.

Ahora bien, en los estudios que plantean entrenamientos para minimizar el riesgo de lesión del LCA trabajan con algunos factores biomecánicos mencionados previamente. La asimetría entre las dos extremidades inferiores generada después de la lesión y

reconstrucción de LCA es uno de estos factores. La finalidad de estos estudios es trabajar para corregir la desviación en la alineación de las articulaciones y así, minimizar la fuerza o tensión sobre el ligamento [23]. Las diferencias entre hombres y mujeres y las características como la ubicación del centro de masa y los factores hormonales, son fuente de estudio [23].

En otras investigaciones, se han realizado pruebas con modelamiento computacional biomecánico con marcadores retro reflexivos [50] [51] [52] usando sistemas de captura de movimiento basados en cámaras. En estas se han incluido pruebas de salto, en la mayoría de los saltos tipo DJ o saltos no anticipados (unanticipated jump landing task), utilizan una plataforma de 30 a 40 cm aproximadamente. Generalmente, calculan la altura del salto, el cambio de ángulos y la alineación de las articulaciones en estado dinámico. Los factores biomecánicos se modelan con base en la ubicación y cantidad de marcadores definidos en cada estudio. Al obtener la señal deseada, los investigadores utilizan filtros para eliminar el ruido y poder estudiar el comportamiento de los factores de interés [53]. Es importante resaltar que también hay estudios comparativos entre tipos de tecnología utilizada. Por ejemplo, en el estudio de Chia et al comparan las unidades de medición inercial (IMUs) [50] con los sistemas ópticos de captura de movimiento para la medición de la cinemática de la rodilla. Como conclusión, indican que las unidades de medición inercial pueden ser confiables como el sistema de captura de movimiento, sin embargo, el sistema de captura óptico tiene mayor confiabilidad [54] [50].

Se encontró también en el estado del arte, que, aunque hay pruebas estandarizadas de DJ generales, la mayoría incluyen una plataforma de fuerza y no utilizan una combinación de Sistema óptico de captura de movimiento y EMG para evaluar los factores biomecánicos asociados a la lesión de LCA. [51] [52] [50] [9].

Con el análisis de lo encontrado en el estado del arte, se definieron los factores biomecánicos que podrían ser relevantes para este estudio. Como se pudo observar, los principales planos para la medición de los factores son el sagital y el frontal. Uno de los factores biomecánicos que se identificaron es el ángulo de abducción/aducción de la rodilla (izquierda y derecha), variable de suma importancia para evaluar la alineación de la articulación durante el aterrizaje de un salto (medido en plano frontal). De forma similar, el ángulo de flexión de la rodilla y el de la cadera medidos en el plano sagital, hacen parte de las variables evaluadas para identificar asimetrías y el rango de movimiento durante el aterrizaje en la fase de contacto inicial (IC) y en el momento de flexión máxima de la rodilla. Asimismo, la posición de los centros de articulación del tobillo y la rodilla complementan y podría corroborar los resultados de alineación. También, la actividad muscular de los grupos de músculos antagonistas (cuádriceps e isquiotibiales). Estos se activan durante el ejercicio y se han asociado a las causas de la lesión de LCA. Por último, la revisión del estado del arte permite definir las etapas en las que se deben evaluar las variables mencionadas durante el DJ. La primera es el contacto inicial, seguida de la flexión máxima de rodilla, el momento de velocidad cero y el momento de despegue, sin dejar a un lado los dos momentos en los que se mide la altura, en la plataforma y en el momento de máxima altura. En definitiva, con las herramientas desarrolladas en este estudio y el protocolo de instrumentación definido para el sistema óptico de captura de movimiento (SOCM) y EMG de superficie, se busca identificar los factores biomecánicos de riesgo relevantes asociados con la lesión de LCA. Se identificarán a través de una herramienta objetiva que se pueda utilizar como fuente de información para la toma de decisiones de los profesionales de la salud. Al evaluar una actividad como el salto, se pueden evidenciar déficits biomecánicos y neuromusculares con potencial para ser corregidos con programas de entrenamiento focalizado.

2.2 Formulación de la pregunta

Teniendo en cuenta la búsqueda bibliográfica, los trabajos previos y las conclusiones en esta área de la Biomecánica deportiva, se plantea la siguiente pregunta de investigación.

¿Cuáles son las características biomecánicas que se constituyen como factores determinantes en el riesgo de ruptura total de LCA que se pueden identificar utilizando las herramientas desarrolladas y el protocolo de instrumentación definido para la prueba DJ realizada en deportistas colombianos?

3. Descripción del problema

Diversos estudios sobre la lesión de ligamento cruzado anterior han intentado identificar el riesgo que tiene la persona de una lesión de LCA sin contacto y, hasta predecir una posible lesión futura. Algunos han identificado variables relevantes, otros concluyeron que no es posible [19], [39], [41], [42], [55]. Sin embargo, no hay consenso en la comunidad científica sobre el tipo más apropiado de prueba de valoración o evaluación de factores biomecánicos de riesgo asociados a la lesión de LCA al utilizar sistemas optoelectrónicos de captura de movimiento. Tampoco, en los factores biomecánicos más relevantes para ser evaluados ni en el tipo de actividad (salto/prueba). Siendo así, es necesario identificar los factores de riesgo determinantes que se puedan evaluar a través del DJ en cada etapa y con los instrumentos disponibles, con base en la información encontrada en el estado del arte. En este caso, se plantea el uso de SOCM y EMG de superficie para evaluar los factores relevantes que se puedan identificar específicamente en el DJ sin usar una plataforma de fuerza. Teniendo en cuenta que este es un salto de la batería del test de Bosco, existe un protocolo de prueba establecido para realizar la actividad (salto) apropiadamente, pero es necesario proponer un protocolo de instrumentación en el que se incluya el modelo biomecánico que se debe usar, la ubicación de los marcadores, sensores, cámaras, el software para el procesamiento y las herramientas para la extracción de la información.

En diversos estudios, se han identificado algunas etapas críticas del salto en las que se deben evaluar los factores biomecánicos relevantes. En todos los que evalúan el DJ, se utiliza la plataforma de fuerza para identificar el inicio y final de cada etapa. En este caso, la plataforma no es compatible con los otros dos sistemas y se debe desarrollar una herramienta para identificar cada etapa sin el apoyo de esta y, otra (herramienta) que permita procesar y extraer los datos de interés, con el fin de minimizar los equipos requeridos sin limitar la información que se pueda obtener siguiendo el protocolo propuesto. El software debe permitir la obtención de los datos de los dos sistemas (EMG y SOCM) a través del modelo biomecánico más adecuado para el procesamiento y para evaluar los factores de interés. De acuerdo con el modelo, se debe definir la ubicación de los marcadores y del participante en el área del laboratorio. Posteriormente, se debe obtener la información requerida de cada participante para el modelo biomecánico ajustado, la ubicación de los sensores de EMG de superficie, el tipo de prueba y la cantidad de repeticiones en el diseño experimental. De esta manera, se debe estructurar el protocolo de instrumentación en el cual se debe incluir también el procesamiento de los datos obtenidos durante cada captura.

El objetivo de este proyecto es desarrollar herramientas y proponer un protocolo de instrumentación para el DJ bilateral con el cuál sea posible identificar los factores de riesgo más relevantes asociados a la lesión de LCA, en el que se utilice un sistema de captura de movimiento basado en cámaras optoelectrónicas, un equipo de electromiografía de superficie y el apoyo de herramientas computacionales sin el uso de una plataforma de fuerza para identificar las etapas del DJ. Esto permite evaluar los factores biomecánicos de riesgo relacionados con la lesión durante el salto. Se busca minimizar el uso de equipos de tecnología requeridos para identificar factores cinemáticos en el salto, proponer un protocolo de instrumentación más adecuado y desarrollar una herramienta que permita hacerlo. La propuesta de protocolo y la herramienta desarrollada podrían permitir la obtención de información relevante, que este sea usado como herramienta objetiva para la valoración de un paciente/participante y que se puedan identificar diferencias entre participantes con diferentes características.

4. Justificación

Una de las conclusiones comunes de los estudios que se han realizado es que, al identificar los riesgos de cada persona, estos se pueden minimizar a través de entrenamientos neuromusculares y trabajo personalizado. Por lo anterior, es de suma importancia desarrollar herramientas confiables y un protocolo de instrumentación robusto a través del cual se puedan identificar los factores más relevantes.

El desarrollo de métodos de monitoreo y herramientas para identificar deportistas y/o pacientes con alto riesgo de sufrir la lesión traería grandes beneficios tanto para el deportista como para el médico, al brindarle herramientas a este y al entrenador para realizar una valoración más completa y apropiada de sus debilidades y fortalezas o características. Este protocolo sería una herramienta para evidenciar algunas falencias biomecánicas o neuromusculares que se pueden corregir a través de entrenamientos personalizados, para minimizar la lesión de ligamento cruzado anterior de No-contacto, en deportistas de alto rendimiento de la población colombiana. Sumado a esto, se podrían identificar características de la población colombiana que pueden incrementar la incidencia de la lesión.

Se utiliza este tipo de salto (DJ) para evaluar su relevancia dentro de una batería de pruebas. También, para saber si es posible identificar los factores de riesgo y las características asociadas a los pacientes con reconstrucción (ya recuperados) que puedan relacionarse con participantes sanos que obtengan resultados similares. Sumado a lo anterior, se utiliza el DJ para evaluar variables dinámicas como la posición dinámica de la rodilla en valgo durante el salto, incluyendo el comportamiento del tobillo y la cadera [29].

Como resultado de este trabajo de grado si se desarrollan las herramientas necesarias y el protocolo de instrumentación es robusto y repetible, este se podría considerar para complementar la información de una valoración médica del deportista. Se podría usar para identificar falencias biomecánicas o neuromusculares que se pueden corregir para minimizar el riesgo de sufrir una lesión de ligamento cruzado anterior sin contacto de los factores asociados con el DJ. También se puede sugerir como parte de la valoración del proceso de recuperación postquirúrgica de deportistas con reconstrucción de LCA y, de esta manera, tener mayor certeza de su completa recuperación antes de regresar a los entrenamientos, minimizando así, el riesgo de sufrir una nueva lesión que requiere meses de recuperación.

Se beneficiaría principalmente el deportista o el paciente, los médicos deportólogos y el entrenador porque les daría herramientas y una visión objetiva de los factores biomecánicos más relevantes.

5. OBJETIVOS

5.1. General

Desarrollar un protocolo de instrumentación para evaluar la actividad muscular y los factores biomecánicos de riesgo más relevantes asociados con la ruptura total de ligamento cruzado anterior en deportistas colombianos de alto rendimiento a partir del “Drop Jump”, utilizando un sistema de captura de movimiento optoelectrónico y electromiografía de superficie en el laboratorio de Análisis del Movimiento Humano de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito.

5.2. Específicos

- Especificar el sistema de medición de variables biomecánicas que intervienen en la prueba de valoración de fuerza explosiva para evaluar la estabilidad de la rodilla.
- Definir las variables biomecánicas que se van a evaluar en la prueba de DJ
- Diseñar y evaluar el protocolo con una prueba controlada en una muestra de 15 participantes adultos que pertenecen al grupo de deportistas de alto rendimiento.
- Desarrollar una herramienta computacional que permita procesar y analizar la información para Identificar etapas del DJ y los factores biomecánicos determinantes asociados al salto para la estabilidad de la rodilla a través del modelamiento Biomecánico y resultados.

6. MARCO TEÓRICO

En esta sección del trabajo introduciremos conceptos claves que ponen en contexto la importancia de la rodilla como elemento funcional y su estructura fisiológica, anatómica y desde el punto de vista funcional. Para ello, iniciaremos desde el punto de vista anatómico y fisiológico.

Anatómico

Complejo articular de la rodilla. La rodilla es la articulación de mayor tamaño y una de la más complejas del cuerpo humano. Es sinovial porque los componentes esqueléticos se encuentran separados por una cavidad estrecha y una capa de cartílago cubre las superficies articulares. Los componentes óseos del complejo articular son el fémur, la tibia y la patela. El primero, es el hueso más largo (longitud y volumen), y fuerte del cuerpo [5]. En la parte superior o proximal, tiene una cabeza redondeada (convexidad lisa) que se articula con el hueso adyacente de la cadera y permite los movimientos de rotación interna y externa, aducción, abducción. Esta cabeza se conecta con el trocánter mayor y el menor a través del cuello. Estos, se conocen como apófisis o prominencias (trocanter) y son indispensables para las inserciones musculares y ligamentosas del complejo articular. El fémur inferior o distal tiene una dimensión (ancho) mayor que el proximal, está formado por el cóndilo medial y el lateral, separados por la fosa intercondílea, surco limitado por la cara patelar y la línea intercondílea. La parte inferior o distal, es abultada para proveer una superficie adecuada que pueda transferir el peso del cuerpo. Las paredes medial y lateral de la fosa intercondílea son los puntos de inserción tanto del ligamento cruzado anterior como del posterior, respectivamente [56]. El fémur distal está conectado con la tibia y la patela a través de tejidos blandos. Las dos partes, proximal y distal, están conectadas por un cuello casi cilíndrico que forma un ángulo de 130° aproximadamente, con la cabeza del fémur. Este ángulo varía entre hombres y mujeres debido a una mayor longitud de la pelvis en las mujeres, y oscila entre 120 y 130°[56]. Debido a la función del complejo articular de la rodilla, se puede trazar un eje mecánico y uno anatómico. El eje mecánico femoral se puede determinar con una línea recta trazada desde el centro de la cabeza del fémur hasta la fosa intercondílea del fémur distal y el eje mecánico tibial, trazando una línea desde el centro de la tibia proximal hasta el centro de la articulación del tobillo [5] [56] [57]. El ángulo medial formado por los ejes mecánicos del fémur y la tibia se le conoce como el ángulo cadera-rodilla-tobillo y representa la alineación de la extremidad inferior (normalmente ligeramente menor a 180°) como se puede observar en la **Figura 3 B** [57]. Sumado al eje anatómico y mecánico (2 dimensiones), se encuentra el cinemático. Este tiene como finalidad limitar el movimiento dinámico de la rodilla en 3 dimensiones (3D) y está compuesto por tres ejes funcionales cinemáticos, dos transversales (flexión/extensión de la tibia y patela con respecto al fémur) y uno longitudinal, perpendicular a los anteriores (movimientos de rotación interna/externa) (**Figura 3 B**).

El soporte del peso se guía principalmente por el eje mecánico. El ángulo del fémur se determina por la ubicación del cóndilo femoral logrando atravesar su paso por el centro de la articulación de la rodilla [5] (**Figura 3 B y C**). La tibia, el segundo hueso del complejo (**Figura 3 D**), que se articula con el fémur, soporta el peso del cuerpo y lo transfiere al pie, también permite la transferencia de las fuerzas de reacción del suelo (ground reaction

forces). Los platillos tibiales (lateral y medial) en el extremo proximal de la tibia son los encargados de ofrecer una superficie para la transferencia del peso y las fuerzas de reacción. Entre los platillos se encuentra la eminencia Inter condilar que actúa como pivote y brinda estabilidad a la rodilla cuando se presenta una extensión excesiva. En el mismo extremo se encuentran los cóndilos de la tibia los cuales tienen una superficie cóncava que se articula con la convexa de los cóndilos femorales con algunas estructuras como los meniscos y los ligamentos cruzados (anterior y posterior) para generar estabilidad en los movimientos de flexión/extensión y rotación de la rodilla [5]. Por último, la patela es el hueso que protege la rodilla y está involucrada en el movimiento de extensión (**Figura 3A**). La parte posterior se articula con los cóndilos femorales y es cóncava. Una característica particular de la superficie posterior es el cambio de tamaño superficie que está en contacto durante los diferentes movimientos. La superficie anterior es convexa [5]. La disposición de los huesos en la articulación de la rodilla proporciona un soporte adecuado del peso del cuerpo y permiten que los músculos del complejo articular logren realizar los movimientos de extensión, flexión y rotación. Los músculos son los que generan la fuerza para realizar estos movimientos y están divididos en dos grupos: extensores y flexores. El grupo muscular extensor más importante es el cuádriceps femoral, formado por el recto femoral, vasto lateral, vasto medial y vasto intermedio. Estos se unen al tendón del cuádriceps. Los flexores, están ubicados en la parte posterior de la pierna. Los músculos flexores son el semitendinoso, recto interno y sartorio, conocidos como los isquiotibiales; el semimembranoso (rotación interna), bíceps femoral (rotación externa), gastrocnemio o gemelo, poplíteo (flexión y rotación externa) [5].



Figura 2. Grupo muscular cuádriceps (a) [(Tarcaya, 2020)/] e isquiotibiales (b). MBLEXGUIDE 2024(C) ALL RIGHTS RESERVED [58]

Los movimientos de flexión y extensión se presentan en el plano sagital y el eje horizontal que pasa a través de los cóndilos femorales y la rotación en el plano frontal y eje longitudinal (Figura 7)[5]. El eje tiene una inclinación, razón por la cual, la tibia se desplaza un poco lateralmente durante la extensión y medialmente, durante la flexión máxima [5]. En la articulación femorotibial, el movimiento de rodamiento ocurre cuando el fémur y la tibia están en movimiento, el fémur se detiene y actúa como centro de rotación (cóndilos femorales) con semicírculos en dirección posterior y superior [5]. El movimiento de rotación (axial) ocurre únicamente cuando la rodilla está flexionada. Hay rotación activa, que es causada por la fuerza muscular y automática (atornillamiento), que ocurre por la tensión de los ligamentos cruzados. La rotación medial o lateral ocurre porque hay incongruencia en la articulación y los ligamentos tienen mayor laxitud y el rango, depende del ángulo de flexión. De esta manera, para ángulos de 60 a 70° empieza la rotación y en ángulos de 90° ,

alcanzan 40° y 30° de rotación externa e interna, respectivamente [5]. Los ángulos mencionados se basan en la referencia de extensión máxima con un valor de 0°. La estabilidad de la rodilla depende de músculos, ligamentos y tendones. Los primeros son componentes activos y los otros dos, se consideran pasivos porque no generan fuerza en un análisis cinético. La manera en la que contribuyen estos componentes varía dependiendo de la posición de la rodilla, está directamente relacionada con la articulación de la cadera y el tobillo y las fuerzas ejercidas (magnitud, dirección y velocidad) [5]. Las dos articulaciones mencionadas previamente (tobillo y cadera), pueden influir directamente en el ángulo de flexión alcanzada. Los rangos normales de flexión de la rodilla son 130 a 140°, pero disminuye cuando la cadera está hiperextendida (120°) y aumenta, cuando está flexionada (160°) [5]. Lo anterior se debe a los músculos involucrados en el movimiento de las dos articulaciones. La articulación patelofemoral tiene como función aumentar el brazo de palanca del cuádriceps, generar estabilidad bajo carga y permitir la transmisión de la fuerza generada por el cuádriceps [5].

Los componentes de tejidos blandos son numerosos, entre estos se encuentra la membrana sinovial, cápsula articular, bursas, retináculos, meniscos y ligamentos (colateral medial y lateral, cruzado anterior y posterior, rotuliano, poplíteo oblicuo y arqueado). Estos tejidos son los encargados de restringir los movimientos perjudiciales durante el movimiento de la articulación de la rodilla. Particularmente, los ligamentos son de gran interés para este estudio y principalmente, el ligamento cruzado anterior. Los ligamentos cruzados están ubicados en la cápsula articular fuera de la cavidad sinovial y se entrecruzan entre sí. El ligamento cruzado anterior se extiende desde la espina anterior de la tibia hasta el cóndilo femoral lateral (parte posteromedial), atravesando el ligamento transverso. Sumado a esto, el LCA y el posterior actúan, en un plano secundario, para controlar las fuerzas en varo con ángulo de flexión a partir de 8°, pero va disminuyendo al aumentar el ángulo. En este caso, actúan como soporte de los ligamentos colaterales (medial y lateral) que tienen el control de las fuerzas de valgo y varo a su cargo [5]. El ángulo de valgo es la separación encontrada entre el eje mecánico y la vertical (perpendicular al eje transversal). Cuando este ángulo está invertido, se conoce como varo, se presenta cuando las rodillas se acercan y los tobillos se alejan entre sí, formando una X. Lo anterior, puede incrementar el riesgo de lesión de LCA en caídas de salto y puede ser útil para el propósito de este estudio. El ángulo de valgo varía entre hombres y mujeres en condiciones normales, aunque también puede tener origen patológico. Para conocer el ángulo de valgo es importante determinar el eje mecánico que conecta las tres articulaciones de la extremidad inferior (cadera, rodilla y tobillo). El eje mecánico de la extremidad inferior se puede determinar con una línea recta trazada desde el centro de la cabeza del fémur hasta el centro de la articulación del tobillo [57]. Entender la anatomía de la rodilla es indispensable para entender los principales componentes de la articulación de la rodilla. Ya conociendo los principales huesos y ligamentos, se explicará las características y función del ligamento cruzado anterior.

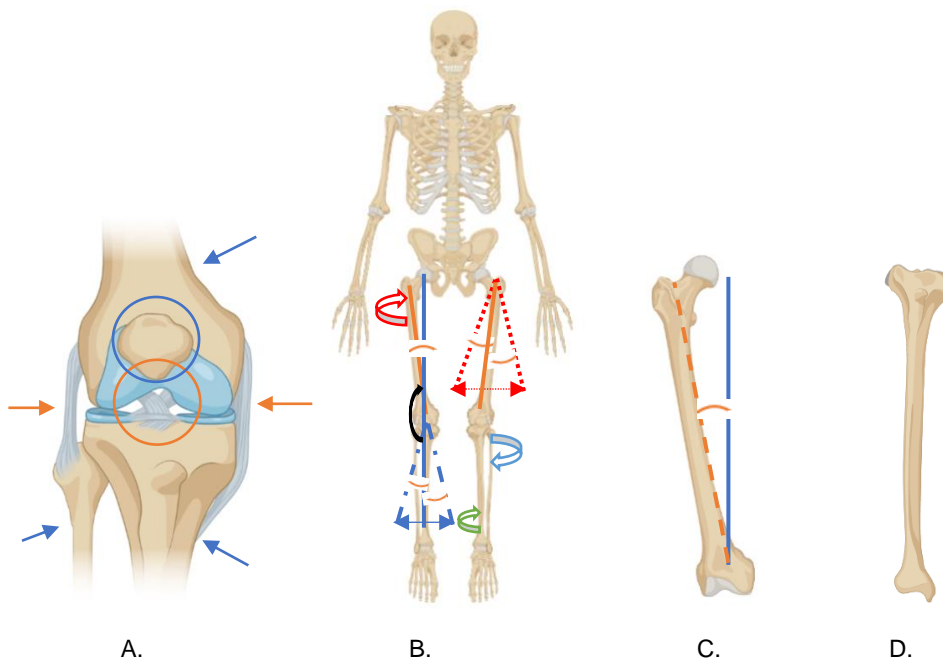


Figura 3. Anatomía de la articulación de la rodilla. A. Los huesos de la articulación de la rodilla: Fémur (Flecha azul superior), patela (rótula) (círculo azul), tibia (Flecha azul Inferior-derecha) y peroné (Inferior-izquierda), ligamento colateral medial (flecha naranja derecha), ligamento colateral lateral (flecha naranja izquierda), ligamento cruzado anterior (centro-frente, círculo naranja) y ligamento cruzado posterior (centro-fondo, círculo naranja), B. Sistema esquelético del cuerpo humano, eje mecánico femoral y tibial (línea continua azul), eje cinemático con movimientos de Abducción/Aducción, Rotación interna/externa de cadera (rojo), rodilla (azul) y tobillo (verde) y ángulo cadera, rodilla, tobillo del eje mecánico ligeramente mayor a 180° (negro), C. Fémur y ángulo que forma con el centro de articulación de la rodilla, D. Tibia. Imágenes base de BioRender®©

Ligamento Cruzado anterior. Los ligamentos son tejidos conectivos especializados tipo banda compuestos principalmente por colágeno. Es un tejido flexible, fuerte y resistente a la compresión y al estiramiento, compuesto por múltiples fibras individuales de colágeno que conectan los huesos. Su función principal es limitar la cantidad de movimiento entre huesos de forma pasiva. También puede adaptarse para desempeñar funciones complejas requeridas por cada tipo de ligamento. Las propiedades biomecánicas de este son indispensables para el movimiento y es un tejido que responde a estímulos y factores locales y sistémicos que influyen en su función.

Los ligamentos se pueden lesionar de forma parcial (discontinuidad) o total (ruptura total) y al ser reparados, no recuperan el 100% de sus propiedades biomecánicas. Las etapas de cicatrización del ligamento incluyen: hemorragia con inflamación, proliferación celular y generación de matriz extracelular, remodelación y maduración. En la última etapa se espera una recuperación completa del ligamento, sin embargo, aunque el tejido regenerado es similar al ligamento, hay diferencias de composición, arquitectura y funciones con el tejido original. Por esta razón, cuando se presenta una ruptura total, en los casos de deportistas de alto rendimiento, se recomienda una cirugía de reconstrucción. Las lesiones con mayor

incidencia en ligamentos corresponden a las articulaciones de la rodilla y tobillo porque soportan el peso del cuerpo y están sometidos a altos niveles de tensión [59].

El LCA es una banda de tejido conectivo grueso y fibras de colágeno (principalmente tipo I) [3] que conecta el fémur con la tibia, en la articulación de la rodilla. Está ubicado centralmente en la cápsula articular, fuera de la cavidad sinovial [5]; se une al fémur en la parte posterior de la pared medial (posteromedial) del cóndilo femoral lateral [3] [5] y a la tibia en la parte anterior de la espina de la tibia [5]. Desde el punto de inserción en el fémur sigue una trayectoria anterior, medial, distal hacia la tibia. El LCA está compuesto por dos fascículos (bundle) que no son isométricos, el antero medial (AMB por sus siglas en inglés) y el posterolateral (PLB). Durante la flexión, el primero presenta un alargamiento y el segundo, un acortamiento, siendo esta la principal diferencia (comportamiento no isométrico). Su compleja organización ultraestructural y su elasticidad permite soportar tensiones de tracción variable y multiaxiales [3]. De esta manera, los movimientos de la rodilla son el deslizamiento posterior o anterior del peroné y la tibia y generalmente, están acompañados por la abducción o aducción de la tibia para equilibrar las fuerzas en varo o en valgo de la rodilla [5]. La función del LCA es resistir las cargas de rotación en la rodilla y el desplazamiento antero tibial. Cuando la rodilla está totalmente extendida, el ligamento cruzado anterior tiene una longitud que oscila entre 22 y 41 mm y ancho, entre 7 y 12 mm [3].

La relación con los músculos extensores y flexores previamente mencionados es de gran importancia. Los cuádriceps y gastrocnemios tienen una función antagónica al LCA y los isquiotibiales y el sóleo, una sinérgica. Los cuádriceps generan una fuerza cizallante anterior de la tibia sobre el fémur durante la extensión total y alta tensión cuando la rodilla tiene un ángulo de flexión entre 20 y 60°. De la misma forma, los gastrocnemios generan una fuerza que desplaza la tibia hacia el frente cuando el músculo se contrae activamente. El isquiotibial contrarresta la fuerza del cuádriceps, por esta razón, se genera una fuerza cortante posterior de la tibia sobre el fémur y la fuerza aumenta proporcionalmente al ángulo de flexión de la rodilla. Por último, el sóleo puede generar una translación posterior de la tibia en situaciones donde el pie está apoyado en el suelo. De esta manera, los cuádriceps y gastrocnemios aumentan la carga mecánica sobre el LCA y los isquiotibiales y sóleos, la minimizan [5]. Asimetrías en la fuerza o dominancia de alguno de estos músculos puede aumentar el riesgo de lesión de ligamento cruzado anterior.

El LCA es uno de los cuatro ligamentos principales de la articulación y se considera una estructura clave para la estabilidad anteroposterior y rotatoria de la rodilla, en conjunto con los ligamentos colaterales (medial y lateral). Las lesiones de este ligamento son comunes porque es una articulación que soporta el peso del cuerpo en posición estática y en ejercicios dinámicos y un desplazamiento mayor de la tibia soportando una carga (peso) en ejercicios que involucren pivote, cambios de dirección y caídas de salto, aumenta la posibilidad de desgarre o ruptura total. Como se ha mencionado previamente, el LCA cumple una función principal en la estabilidad de la rodilla restringiendo la translación anterior de la tibia relativa al fémur, controla los movimientos de deslizamiento y rotación, evita la hiperextensión de la rodilla y como función secundaria, restringe la rotación interna cuando la rodilla está cerca de la extensión máxima [3]. En la rotación medial de la tibia, el

fascículo antero medial (AMB), que está tensionado durante la flexión y la extensión de la rodilla, soporta cargas altas de tensión y alcanza un máximo para ángulos de flexión entre 10 y 15°. El fascículo postero lateral (PLB) solamente está sometido a cargas de tensión durante la extensión. Cuando la rodilla tiene un ángulo de flexión de 30°, se logra el mayor desplazamiento anteroposterior de la tibia (baja tensión en AMB y PLB) [5]. Esta información puede ser útil para evidenciar factores biomecánicos de riesgo de la lesión del LCA.

Músculos. Otros componentes esenciales de la articulación de la rodilla son los músculos, que en conjunto con los ligamentos y los tendones permiten el movimiento de la articulación. Existen diferentes tipos de músculo y uno de estos es el esquelético.



Figura 4. Articulación de la rodilla enfocada en la tibia y el ligamento cruzado anterior (LCA) (izquierda). A la derecha, una gráfica del desgarro o lesión del ligamento Mayo Clinic© [21]

Este músculo, al activarlo, puede producir movimiento a través de la fuerza generada. Los músculos generan fuerza a través de la contracción y la actividad muscular se clasifica de acuerdo con el tipo de contracción realizada por el músculo. Los tres tipos (contracción muscular) son concéntrica, excéntrica e isométrica. La primera, corresponde a la actividad del músculo en la que este se contrae para vencer una resistencia o fuerza externa y, disminuye su longitud (acortamiento). La última, ocurre cuando hay actividad del músculo, pero su longitud no varía, como indica el término isométrico. Por último, la contracción excéntrica ocurre cuando el músculo está activo, produce fuerza para contrarrestar una resistencia externa y durante el proceso, la longitud del músculo aumenta [46]. En este caso, la fuerza aplicada al músculo excede la fuerza momentánea producida por el músculo resultando en un alargamiento del complejo músculo-tendón debido a la energía mecánica absorbida por el músculo y se conoce como trabajo negativo (músculo) [45].

Este tipo de contracción muscular ocurre cuando se busca desacelerar o detener el movimiento. Esta energía puede disiparse como calor y el complejo músculo-tendón funciona como un elemento para absorber el impacto (shock absorber); también, puede almacenarse temporalmente como energía potencial de retroceso elástico (elastic recoil), puede recuperarse gradualmente y es dependiente del tiempo [45]. Lo mismo ocurre en movimientos que incluyen cambios de dirección, que están asociados directamente al riesgo de lesión de ligamento cruzado anterior [46].

En un DJ en el primer aterrizaje o contacto inicial y en el aterrizaje final, los cuádriceps se contraen de forma excéntrica para desacelerar la flexión de la rodilla y, de esta manera, se logra caer controladamente y amortiguar el impacto. Por otro lado, durante el contacto inicial (primer contacto con el piso), el sistema músculo-tendón actúa como un resorte cuando el músculo se elonga mientras es activado, justo antes de su acortamiento para el salto con

altura máxima del paso siguiente. Lo anterior se conoce como complejo resorte-absorción de impacto (shock absorber-spring complex) [45].

De esta manera, el DJ es un salto que contempla primero una contracción excéntrica, la energía almacenada durante la caída o contacto inicial es utilizada para el salto inmediato (minimizando el tiempo de contacto) que se lleva a cabo con una contracción concéntrica. Posteriormente, en el aterrizaje final, los cuádriceps se contraerán excéntricamente para detener el movimiento y la energía mecánica generada se disipará en forma de calor al concluir el ejercicio. En el contacto inicial y en el aterrizaje final, la contracción excéntrica permite desacelerar la flexión de rodilla y evaluar variables cinemáticas como el ángulo de flexión de la rodilla en los dos momentos, el ángulo máximo (peak knee flexión angle), el ángulo de valgo de rodilla (knee valgus angle) y el desplazamiento medial de la rodilla [44]. De esta manera, permite evaluar el desempeño del complejo músculo tendón y el comportamiento de la articulación de la rodilla para las variables cinemáticas definidas. La información presentada en esta sección es la base para entender las características y la cinemática de la articulación de la rodilla y de la pierna.

Funcional: La rodilla funciona articuladamente con la cadera y el tobillo. Todos sus componentes son esenciales para el correcto funcionamiento.

Lesión del ligamento cruzado anterior. En la lesión de ligamento cruzado anterior se puede presentar desde un esguince leve hasta un desgarro completo del ligamento, que representa una ruptura total. Como se ha mencionado previamente, es una lesión muy común en la población general y principalmente, en atletas o deportistas de alto rendimiento. Se relaciona con cambios repentinos de dirección, aterrizajes inadecuados después de saltos, uso del pie como pivote, detenerse de manera abrupta y con golpes directos. La lesión más frecuente ocurre en ejercicios sin contacto con los movimientos mencionados previamente. Los deportes asociados con esta lesión son deportes de contacto como fútbol, baloncesto, voleibol, esquí y fútbol americano [21]. Como consecuencia de la lesión, el paciente pierde la estabilidad de la rodilla y esencialmente, el control del desplazamiento anterior de la tibia con respecto al fémur. Se pierde la amplitud del movimiento de la articulación dependiendo de la gravedad de la lesión, el paciente se puede recuperar con reposo y rehabilitación para los casos que involucren un esguince leve, hasta cirugía reconstructiva.

Sistemas de Medición:

Mecánica. La Mecánica es la rama de la física que estudia el movimiento de los objetos y las fuerzas que lo producen [60, Ch. 2]. Estudia diversas áreas en las que se incluyen cuerpos rígidos, cuerpos deformables y fluidos. En el primero, se considera que la deformación del objeto (forma) no es significativa y se puede ignorar para simplificar los cálculos matemáticos sin tener mayor incidencia en la precisión de estos. Generalmente, cuando se realizan estudios de biomecánica se utilizan modelos de cuerpo rígido en el que se representa el sistema esquelético. Estos, se pueden dividir en estáticos y dinámicos. Los primeros, corresponden a los cuerpos en estado de reposo y los últimos, a los que están acelerados por la acción de una o diferentes fuerzas. La dinámica a su vez se divide en cinemática (descripción del movimiento) y cinética (causas del movimiento) [61, Ch. 2]. En la cinemática, el movimiento se mide de forma lineal (metros) o angular (radianes, grados). La velocidad, la aceleración, la longitud y los ángulos son algunos ejemplos de las variables cinemáticas.

Unidades básicas de medición. Para la descripción de cuerpo rígidos en biomecánica se utilizan términos cualitativos para entender los conceptos. Se utilizan escalares para variables que se pueden definir con la magnitud (número) y su respectiva unidad de medición (ej. 1 metro), también se utilizan vectores, para variables más complejas que se representan con magnitud, dirección y unidad de medición (ej. 10 metros por segundo en la dirección norte).

Las variables en biomecánica son una combinación de las variables base: longitud (Ej.: metros, radianes), masa (kg) y tiempo (s) [61].

Descripción biomecánica. La cinemática es el estudio del movimiento sin tener en cuenta la causa de este; describe y cuantifica la posición lineal y angular del cuerpo y sus derivadas de tiempo [62]. Se mide y se calcula el cambio en la posición lineal, que corresponde al desplazamiento y las derivadas con respecto al tiempo del desplazamiento (velocidad) y la segunda derivada, que corresponde a la aceleración. Para describir la posición se utiliza el sistema de coordenadas cartesianas tridimensional. Se puede definir un sistema de coordenadas global (SCG) que se puede definir con uno de los ejes con orientación paralela al piso y los otros dos ejes son ortogonales (forman un ángulo de 90° entre ejes). En este estudio se utiliza el eje X paralelo al piso en la dirección del movimiento; el eje Y, forma un ángulo de 90° , atravesando el cuerpo de izquierda a derecha, y el eje Z, perpendicular al piso, como se observa en la figura (5).

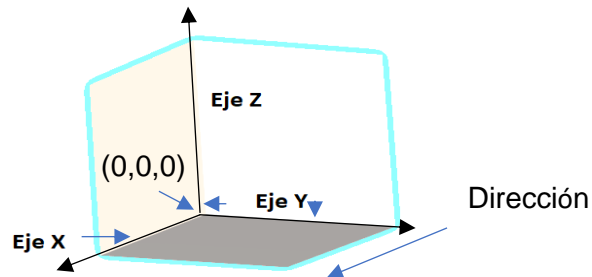


Figura 5. Eje X, Y, Z en sistema de coordenadas

Para describir un cuerpo rígido se debe ubicar el punto específico sobre o dentro del objeto, por ejemplo, el centro de masa, y su orientación con respecto al sistema de coordenadas definido como referencia. Adicional al sistema de coordenadas global, se requiere un sistema coordinado relativo o local (Cuerpo humano: Anatómico, cardinal o segmentado – por segmentos). Generalmente, el origen del sistema coordinado local (SCL) se ubica en el centro de masa por segmentos o en el centro de la articulación proximal y los ejes están alineados con el SCG cuando el sujeto en estudio está en su posición anatómica. La posición relativa del SCL con respecto al SCG define la orientación del cuerpo rígido o del segmento y se requieren al menos 3 ángulos de rotación para describir la orientación en 3 dimensiones. Estos, corresponden a la rotación sobre el eje X, Y y Z del SCG [62].

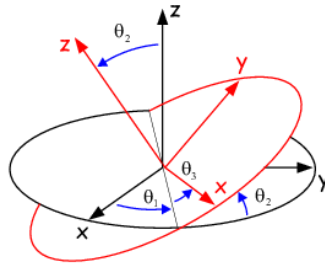
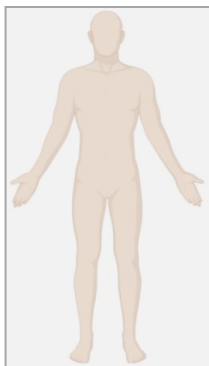


Figura 6. Eje X, Y, Z en sistema de coordenadas con ángulos de rotación (Ángulos de Euler)[63].

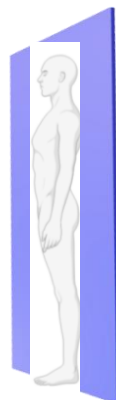
Muchos de los movimientos que se evalúan se pueden analizar en el plano que se presenta el movimiento principal, porque en los otros dos planos es menor el rango de movimiento. Lo anterior se debe a que es un movimiento planar y simplifica el análisis al reducir los grados de libertad necesarios para describir un cuerpo rígido.

El sistema de captura de movimiento utiliza luz infrarroja y cámaras optoelectrónicas para identificar la ubicación tridimensional de los marcadores. El modelo biomecánico requiere definir e identificar los planos y ejes del sistema para obtener adecuadamente los resultados de las variables definidas en cada uno de los planos. El Plano Sagital divide el cuerpo en derecha e izquierda (movimiento de flexo-extensión); el Plano Frontal, en anterior y posterior (movimiento de aducción-abducción) y el Plano Transversal, en superior e inferior (movimiento de rotación), como se puede observar en la **Figura 7**.

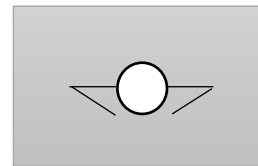
Se han realizado diversos estudios para evaluar el riesgo de lesión de LCA, principalmente con mujeres para identificar algunos riesgos con base en análisis de movimiento a través de sistemas ópticos de captura de movimiento en deportes que involucren actividades como correr, pivotar, saltar, aterrizaje y cambios de dirección. En estos, se han evaluado variables cinemáticas y cinéticas; como el enfoque de esta investigación es cinemático, se mencionan variables como el ángulo de valgo de rodilla y el ángulo de flexión de la rodilla durante el contacto inicial del DJ, el ángulo máximo de flexión de rodilla y el desplazamiento medial de la rodilla [44]. Las variables anteriores se pueden observar en el plano frontal y sagital principalmente. El DJ es muy usado para evaluar alineación y desviaciones de la rodilla en el plano frontal y flexión, en el sagital (**figura 7**).



Plano Frontal



Plano Sagital



Plano transversal

Figura 7. Plano Frontal, Sagital y Transversal del cuerpo humano. El plano frontal divide el cuerpo en anterior y posterior; el Sagital, en izquierda y derecha; el transversal, en superior e inferior.

Tipos de Salto.

Bühle clasificó los saltos deportivos en cinco grupos: Salto desde cuclillas, salto con impulso previo, salto con impacto previo después de una rápida carrera de impulso y con ayuda dinámica en el despegue, y salto con impulso previo y con ayuda mecánica grande en el despegue [6]. Estos saltos también tienen correlación con la fuerza explosiva, fuerza elástico-explosiva y reflejo elástico-explosivo, razón por la cual son importantes para el estudio [7]. Se seleccionó el DJ que hace parte del Test de Bosco, y está compuesto por 6 tipos de salto: Squat Jump (SJ), Squat Jump con carga (SJc), Countermovement Jump (CJ), Abalakov, DJ y carrera y salto. Estos saltos conforman una batería completa para medir la potencia anaeróbica del miembro inferior [6]. Cada salto se asemeja a uno de los grupos de saltos definidos (Bühle), por ejemplo, el SJ se asemeja al salto en cuclillas y a la fuerza explosiva; el CMJ y Abalakov, al salto con impulso previo (fuerza elástico-explosiva) y el DJ, al salto con impacto previo (reflejo-elástico-explosivo) [6]. Todos hacen parte de las actividades que pueden aumentar el riesgo de lesión LCA.

Biomecánica del Drop Jump (DJ). El DJ es un salto que hace parte de la batería de pruebas del test de Bosco [49]; particularmente, permite evaluar la estabilidad de la rodilla y el comportamiento del LCA durante un ejercicio de salto con caída previa. Por las características de la prueba, permite medir la capacidad de pasar rápidamente de un trabajo muscular excéntrico a uno concéntrico. Los dos, hacen parte de un ciclo conocido como de acortamiento-estiramiento. Este, está compuesto por tres fases: Preactivación, Activación y contracción muscular concéntrica. La primera fase, comprende desde el momento en el que aumenta la actividad mioeléctrica al iniciar el ejercicio y se extiende hasta que los pies entran en contacto con el suelo. En el caso particular del DJ, el sistema nervioso central ajusta la rigidez muscular de acuerdo con la altura de la caída anticipándose para lograr el estiramiento deseado. Al tener mayor altura en la caída (plataforma más alta), se requiere mayor rigidez. Esta, afecta directamente la capacidad reactiva del contra movimiento (a mayor rigidez, mayor capacidad reactiva). La segunda fase, que se conoce como activación comprende desde el contacto con el suelo hasta el alargamiento muscular. En esta etapa se presenta la contracción muscular excéntrica y se acumula energía elástica. La fuerza generada es inversamente proporcional al tiempo de transición entre la fase excéntrica y concéntrica después de un alargamiento rápido. En la última fase llamada contracción muscular, se aprovecha la energía elástica acumulada, pero debe ser una transición rápida (<200ms) para evitar que la energía se disipe en forma de calor. Por lo anterior, es importante utilizar una altura adecuada en la caída del DJ para minimizar el tiempo de transición entre la fase excéntrica y concéntrica y así, maximizar la altura del salto (contra movimiento). La altura óptima utilizada para el DJ oscila entre 30 y 40 cm [64].

De esta manera, se puede medir qué tan rápido puede hacer el cambio de movimiento de la absorción (aterrijaje) a la propulsión (salto). La altura del salto y el índice de fuerza reactiva son dos datos importantes que se pueden obtener del DJ [64].

Las fases específicas del DJ son: Drop phase, que empieza desde la estancia inicial sobre la plataforma y termina al tocar el suelo; Braking or deceleration phase: Ocurre desde el contacto con el suelo hasta que la velocidad de centro de masa se aproxima a 0. La contracción excéntrica se presenta durante la desaceleración en la que los músculos se preparan para amortiguar y desacelerar. Propulsive or acceleration phase: ocurre desde el momento en el que la velocidad es cero y está en contacto con el suelo, hasta que deja de estar apoyado en el suelo. En esta etapa los músculos tienen una contracción concéntrica. Flight phase: ocurre desde que deja de estar en contacto con el suelo y está en fase de vuelo como lo indica su nombre. Termina cuando entra en contacto nuevamente con el

suelo; Landing pase: esta fase ocurre cuando vuelve a caer, inicia al entrar en contacto con el suelo y termina cuando su velocidad es cero.

Para iniciar el DJ, el sujeto evaluado debe estar de pie sobre el cajón de madera con altura de 30 cm. La altura de 30 cm permite acortar el tiempo del ciclo estiramiento-acortamiento (excéntrico y concéntrico). Debe dejarse caer avanzando un pie, sin impulso y dejando actuar las fuerzas gravitacionales; una vez haga contacto con el piso, inmediatamente después y sin flexionar totalmente las rodillas, debe realizar un salto en dirección vertical rápidamente, generando un esfuerzo máximo que lo impulse hacia arriba (imagen 3). Es importante resaltar que el sujeto debe mantener extendidas las rodillas cuando esté en la caja para evitar un cambio en la altura de caída. Los brazos deben formar una figura en A y estar apoyados en la cintura con el fin de evitar el balanceo de los brazos.

En resumen, el DJ tiene cuatro fases generales que se pueden observar en la **Figura 8**: Excéntrica, concéntrica, de vuelo y aterrizaje. La primera fase comprende del momento inicial en el que el sujeto se ubica en la plataforma (a), inicia la caída (b) y finaliza cuando la velocidad es cero (c). La fase concéntrica incluye desde el momento de velocidad 0 (d) hasta el despegue, continúa con la fase de vuelo que inicia en este punto y finaliza en el primer contacto del aterrizaje (e). Finalmente, el aterrizaje inicia con la fuerza máxima ejercida por el cuerpo y finaliza cuando se estabiliza el peso del cuerpo (f). Durante la fase de vuelo, el sujeto debe mantener los miembros inferiores y el tronco en completa extensión y los brazos apoyados en la cintura, hasta hacer contacto con el piso. Esto permite calcular el tiempo de vuelo, la altura del centro de gravedad, el tiempo de contacto con la plataforma de fuerza antes del salto vertical.

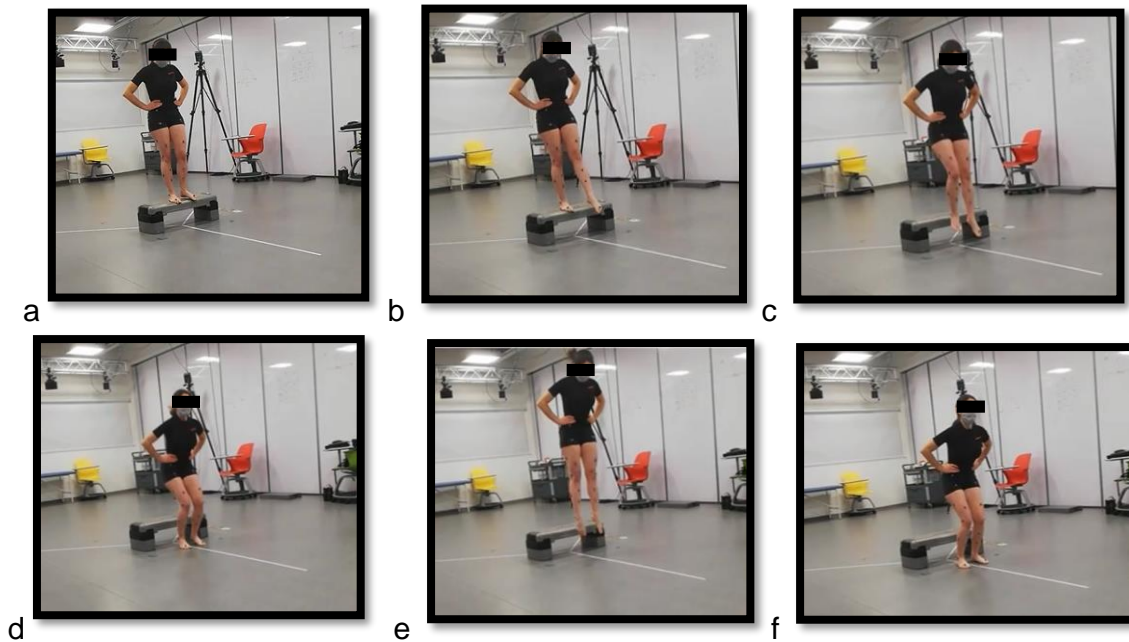


Figura 8. Etapas del DJ. a. H1, estancia sobre la plataforma de 32 cm, b. avance de pierna para iniciar la caída libre (DJ), c. inicio de fase de vuelo (caída libre), d. Fase de aterrizaje, Contacto inicial (IC), e. Altura máxima en el salto en contra movimiento (H2) y, f. Contacto inicial de la segunda fase de aterrizaje (IC2).

Algunos índices que se pueden calcular con la ayuda del software son:

1. Índice de calidad que corresponde a la relación entre el tiempo de vuelo y el tiempo de contacto.

$$IQ = \frac{T_V}{T_c}$$

2. Índice RSI que corresponde a la relación entre la altura alcanzada (h) y la fase de contacto

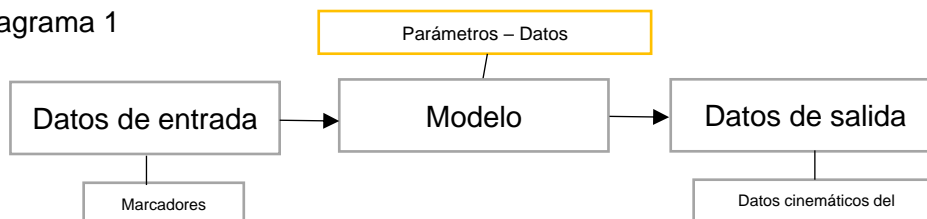
$$RSI = \frac{H_V}{T_c}$$

3. Capacidad reactiva que corresponde a la relación entre la altura alcanzada y la altura de caída

$$CR = \frac{H_V}{H_d}$$

Sistemas optoelectrónicos: La optoelectrónica hace parte de la fotónica (conjunto de tecnologías que utilizan la luz para generar, detectar, emitir, recolectar y transmitir fotones[65]. Está relacionada con el estudio y aplicación de dispositivos electrónicos que interactúan con la luz, sistemas en los que coexisten los electrones y los fotones [65]. Este tipo de dispositivos operan como transductores eléctrico-óptico u óptico-eléctrico [65]]. Parte de las ventajas que tiene la optoelectrónica es que permite generar, transportar y manipular datos a muy alta velocidad[65] ; son de gran utilidad para evaluar actividades dinámicas como la marcha, saltos como el DJ y otras que no sean fácilmente observables. El sistema óptico de captura de movimiento se basa en la optoelectrónica para transmitir en el espectro infrarrojo cercano al visible con herramientas como los marcadores reflectantes. Estos, son esenciales en el sistema y deben estar ubicados en lugares específicos del cuerpo con base en el modelo biomecánico definido. Es indispensable ubicarlos en el lugar adecuado para minimizar el error y construir el modelo biomecánico del participante más acertado. El sistema se puede utilizar en diferentes aplicaciones como medicina del deporte, aplicaciones médicas, rehabilitación, ergonomía, entre otros. Las cámaras que componen el sistema son de alta precisión, excelente resolución y están diseñadas para la captura y análisis de movimiento. Este, detecta la luz reflejada por los marcadores y permite que el seguimiento de los puntos de interés del modelo biomecánico sea más sencillo y con mayor precisión. El arreglo de las cámaras se define con base en el objetivo de cada estudio, puede variar si se está evaluando un fenómeno dinámico o estático y el tipo de captura que se busca. La ubicación de las cámaras y la cantidad utilizada permite obtener las 3 dimensiones en una actividad rápida como el salto. Al capturar el movimiento con diferentes ángulos, permite analizar en detalle actividades rápidas y obtener un modelo biomecánico más ajustado a la realidad complementando la información para los 3 planos, frontal, sagital y coronal. Las cámaras usadas y el arreglo del sistema se pueden observar en la figura 16.

Diagrama 1



Modelo Biomecánico: Existen múltiples modelos biomecánicos que se han usado en estudios anteriores relacionados con el LCA. La mayoría se basan en el Conventional Gait Model (CGM). Los más conocidos son el Plug in Gait [43], [50], [51], [66], miembro inferior, Conventional Gait model 2 (CGM2) y CAS. Cada uno busca modelar la biomecánica del cuerpo humano, tienen segmentos de interés.

El CGM es el modelo biomecánico más utilizado y comprendido en modelo singular dentro de la comunidad clínica y de investigación clínica [66]. Vicon desarrolló el Plug-in gait (PiG) y el Vicon Clinical Manager (VCM) para ser usado en el software de la estación de trabajo y el paquete (VCM), están totalmente basados en el CGM. El modelo está compuesto por segmentos (7) conectados a través de articulaciones esféricas (ball joints) que tienen 3 grados de libertad para la rotación y se asocian con un sistema de coordenadas ortogonales. Los ejes de cada segmento son 3 (matemáticamente equivalentes), sin embargo, la alineación depende del eje primario y se define por convención clínica y su rotación, con un punto de referencia que se encuentra fuera del eje. Los ejes primarios corresponden a los que unen los segmentos adyacentes o los que están ligados. Los segmentos son: pie derecho e izquierdo, tibia izquierda y derecha, fémur derecho e izquierdo y pelvis.

Algunas desventajas del modelo CGM como la falencia en el cálculo del valor de la torsión tibial ha sido mejorada en PiG con el uso de un marcador adicional (medial malleolar marker). También, una corrección en la orientación en el eje del tobillo al usar una medida de torsión tibial tomada durante el examen físico cuando se utiliza un dispositivo de alineación (KAD - knee alignment device). Finalmente, el uso del marcador del talón se puede usar para indicar una eversión/inversión (rotación) del pie, que no se tiene en cuenta en el modelo CGM. Otro desarrollo complementario de Vicon es el modelo de la parte superior del cuerpo (Upper body Plug-in Gait), aunque no se haya validado rigurosamente [67].

La precisión es una desventaja que tienen todos los modelos biomecánicos para actividades dinámicas, sin embargo, PiG se ha utilizado ampliamente en este tipo de estudios y ofrece un modelamiento cinético y cinemático confiable para el cuerpo entero, conformes con prácticas clínicas. Por esta razón, en este estudio se utiliza el PiG por ser uno de los modelos diseñados para la captura del movimiento a través de un sistema optoelectrónico. Además, porque se utiliza el software Nexus de Vicon para la adquisición de datos, el modelamiento y el procesamiento y el PiG es el predeterminado. Con el software se calcula el centro de articulación de las tres de interés (cadera, rodilla y tobillo). En Vicon se puede utilizar el modelo biomecánico de interés y se define con base en las variables e información que se busque con el estudio. Se puede utilizar un modelo de cuerpo completo o un modelo para la parte inferior o superior del cuerpo. Se recomienda el uso del modelo lower body Plug-in Gait si se requiere calcular variables cinemáticas como el ángulo entre el centro de articulación de la rodilla y del tobillo, el del tobillo con el pie, un cálculo relativo entre los ángulos entre el pie y la pierna, ángulos absolutos entre el pie y el sistema de coordenadas global, los ángulos relativos entre el muslo y la pelvis, y/o, los ángulos de la rodilla y los de la pelvis. Para este modelo se utilizó la opción de marcadores que incluyen 2 ubicados en la cresta iliaca superior posterior (PSIS) y con esta información se calcula la posición de la pelvis y ofrece una ventaja, se puede calcular el punto, aunque no estén visibles los 4 marcadores (se usa Rigid Body Fill en Nexus) [67].

Los marcadores usados son: LPSI, RPSI, THI (LTHI &RTHI), LKNEE(L&R), LTIB (R&L), LANK (R&L), LHEE (R&L), PSIS, como se puede observar en la Figura 9. A continuación, se presenta el significado de cada uno de los marcadores utilizados para el modelo PiG Lower body

LPSI/RPSI: Pelvis posterior lado izquierdo sacro ilíaca y derecho
 LTHI/RTHI: Muslo pierna izquierda y derecha
 LKNEE: Rodilla izquierda
 LTIB/RTIB: Tibia pierna izquierda y derecha
 LANK/RANK: Tobillo pierna izquierda y derecha
 LHEE/RHEE: Talón pie izquierdo y del derecho
 RASI/LASI: Pelvis anterior en cresta iliaca derecha o Izquierda

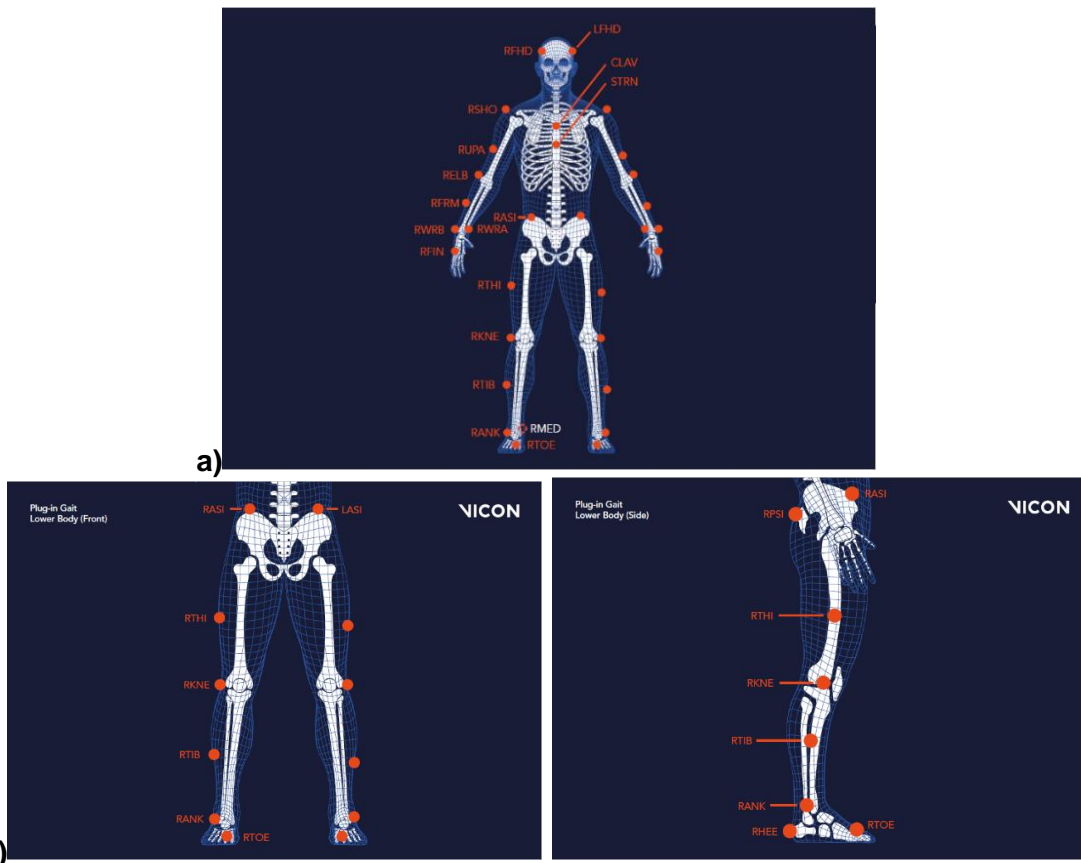


Figura 9: Marcadores utilizados en el modelo biomecánico PiG para a) Full body (Cuerpo completo), b) Lower body PiG (parte inferior del cuerpo). [Vicon ©]

El modelo biomecánico con el software Nexus de Vicon utiliza los datos antropométricos de cada uno de los participantes para que sean ajustados a la geometría del modelo que se asemeja al sistema esquelético del cuerpo humano.

Además, en este tipo de estudios es indispensable porque permiten representar el movimiento del cuerpo humano en un estado estático y dinámico. El nivel de complejidad del modelo es alto porque debe representar adecuadamente un cuerpo no rígido que se caracteriza por tener un comportamiento heterogéneo.

De esta manera, el modelo permite predecir o completar los dominios que estén incompletos por falta de datos durante la actividad y la captura. Lo anterior puede ocurrir cuando el marcador queda oculto en algún momento del salto y no queda el registro en el sistema de captura, pero, con base en el modelo, se puede reconstruir la ubicación. Esto, se realiza durante el procesamiento con el software Nexus de Vicon.

Electromiografía de superficie. La EMG es una de las herramientas más importantes para evaluar la dinámica muscular, medir la respuesta a estímulos de los músculos esqueléticos y la actividad eléctrica. También se usa como una herramienta para asistir en el entrenamiento neuromuscular y en los procesos de rehabilitación [68]. La EMG permite observar el potencial de acción, su amplitud y la forma de la onda cuando los músculos son activados. De esta manera, es posible detectar algunas anomalías neuromusculares como retrasos en la respuesta de un músculo. Los sensores inalámbricos superficiales se ubican sobre la piel y no requieren cables; pertenece a los dispositivos portátiles, más conocidos como “wearable devices” por su nombre en inglés. Es una tecnología no invasiva que logra detectar señales eléctricas de la actividad muscular a través del sensor de superficie. Los sensores Delsys que se utilizaron en esta prueba hacen parte de una tecnología patentada que captura la actividad del músculo y del movimiento de forma precisa y confiable. Su mayor ventaja es la portabilidad por ser un sistema compacto, sencillo y sin cables; se puede ajustar a diferentes bandas y tiene un software para procesamiento de las señales adquiridas compatible con el sistema óptico de captura de movimiento que se utilizó en este proyecto. El material de contacto de los sensores es 99,9% de plata, la distancia entre electrodos es de 10 mm, el rango de distancia para su correcta operación es de 40 metros para el modo inalámbrico, lo que permite una libertad de movimiento para diferentes pruebas. El ancho de banda es 10-850 Hz o 20-450 Hz y una tasa máxima de muestreo (sample rate) de 4370 Hz. El tiempo de duración de la batería es de 4 a 8 horas, lo que permite trabajo continuo durante las pruebas [69].



Figura 10. Imagen de Referencia Trigno Avanti Sensor, Delsys©

La EMG de superficie utiliza electrodos en sensores que se ubican sobre la piel. Para la adquisición correcta de la actividad muscular se debe preparar la piel, que incluye eliminar los pelos presentes en la zona y limpiar la superficie con alcohol antiséptico para asegurar que se adquiera la señal adecuadamente en el área de contacto. En este estudio, esta tecnología se utiliza principalmente para observar la actividad eléctrica muscular y detectar patrones de activación inapropiados durante el DJ y en las diferentes etapas (posición inicial, contacto inicial, vuelo y aterrizaje final). También para detectar una disfunción muscular y verificar si presenta alguna diferencia entre los tiempos de reacción y en su amplitud. Al procesar las señales de los cuádriceps e isquiotibiales se analiza la amplitud de la señal y las diferencias en la activación muscular en los momentos de interés del salto DJ como el contacto inicial (IC), el momento de flexión máxima de la rodilla (MKF) y el contacto final con el piso (TO) antes de iniciar la fase de vuelo para lograr la altura máxima (H2).

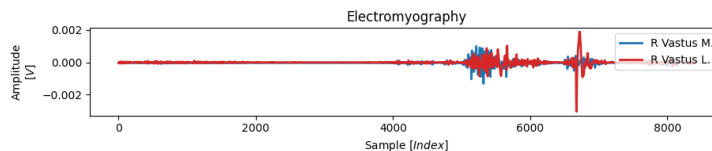


Figura 11. Gráfica señal EMG de superficie. Ejemplo de señal de EMG obtenida usando sensores superficiales inalámbricos de EMG en el vasto medial y vasto lateral.

7. METODOLOGÍA

7.1 Tipo de investigación a realizar

Este proyecto corresponde a una investigación descriptiva, explicativa y aplicada, con metodología cuantitativa en la cual se busca identificar los factores biomecánicos más relevantes asociados con la lesión del LCA en la prueba de DJ a través de un sistema óptico de captura de movimiento para desarrollar un protocolo que permita evaluar los factores más relevantes y cómo se relacionan con el riesgo de sufrir esta lesión. Con el análisis de resultados de la investigación se identifican los factores biomecánicos más relevantes que se deben evaluar en el Protocolo de la prueba del DJ.

Para responder la pregunta de investigación y cumplir con los objetivos propuestos se utiliza un estudio descriptivo con el que se busca describir y analizar las características de un fenómeno sin intervenir en este, puesto que, se midieron las variables independientes a un grupo de hombres deportistas de alto rendimiento, teniendo en cuenta que solamente se miden las variables con las herramientas, pero no se modifica o interviene a ningún participante, solamente se miden los valores obtenidos para las variables planteadas. Se considera una investigación explicativa por su profundidad, puesto que se busca determinar cómo y por qué se puede usar el protocolo de instrumentación de la prueba de DJ para identificar los factores biomecánicos más relevantes relacionados con la lesión de LCA, con base en el conocimiento de las causas más comunes de la lesión. Los datos son cuantitativos; la medición de las variables y el análisis que se lleva a cabo es matemático y se usa la estadística.

7.2 Procedimiento y técnica seguida para la recolección de información

Se utilizaron diferentes recursos para la recolección de información de la investigación entre los cuales se encuentran: encuesta o entrevista, evaluación física/antropométrica y pruebas o experimentación. Al ser un estudio con seres humanos, se presentó una solicitud al comité de ética que se encarga de verificar y avalar la investigación y el tipo de experimento que se va a realizar. Con el aval del comité de ética de la Escuela Colombiana de Ingeniería para el proyecto con título Factores Determinantes de Riesgo de Lesión de Ligamento Cruzado Anterior en Deportistas Colombianos y código de acto administrativo DII-PEX75 2021, se preparó un documento conocido como el consentimiento informado en el cual se informa a los participantes en detalle el objetivo del estudio, las etapas y el tipo de información recolectada para fines académicos, entre otros. El consentimiento informado lo leyó, revisó y aceptó cada uno de los participantes del estudio.

7.2.1 Encuesta o entrevista

Después de firmar el consentimiento informado, y previo a cada prueba, el participante debía responder un cuestionario predefinido en el cual se incluyeron diferentes preguntas relacionadas con el estudio y se registraron con un número de identificación (ID) por orden de participación. También, con hora de inicio y finalización de todas las pruebas realizadas (tiempo de evaluación fisiológica y tiempo de duración de batería de pruebas completa). La información que requería verificación era corroborada con la evaluación física (Ej. Peso Corporal, estatura) y con el documento de identificación de cada participante (ej. Identificación y nombre). Las preguntas de la encuesta que se respondieron en la entrevista y de manera presencial se presentan en el **anexo Preguntas Encuesta Preliminar**.

7.2.2 Evaluación Física

Cada participante se sometió a una valoración en la cual se registraron las características físicas del participante. Se tomaron las siguientes medidas antropométricas: masa corporal, estatura, amplitud de la pelvis, longitud de la pierna MMII real de las dos extremidades (derecha e izquierda), diámetro de la rodilla (derecha e izquierda), diámetro del tobillo (derecho e izquierdo), longitud del Fémur (derecho e izquierdo) y de la tibia (derecha e izquierda). Además, se registran datos de masa muscular y porcentaje de grasa de la pierna derecha e izquierda, los brazos (derecho e izquierdo) y el tronco; también los resultados de bioimpedancia como grasa corporal, masa de grasa libre, porcentaje de agua en el cuerpo, masa ósea, edad metabólica, entre otros.

7.2.3 Pruebas

Las pruebas se realizaron de manera presencial en el Laboratorio de Ingeniería de Rehabilitación y Análisis de Movimiento de La Escuela Colombiana de Ingeniería. Antes de iniciar la batería de pruebas se realizó un calentamiento previo y en cada prueba se dieron las instrucciones a cada participante para cumplir con las características, estándares y el objetivo de la prueba DJ. Se informó también qué se iba a observar durante la actividad realizada y lo que se consideraba una prueba exitosa. Generalmente, alguien del equipo de investigadores, realizaba la actividad como ejemplo para que el participante pudiera observar. Posteriormente, este realizaba la actividad como ensayo preliminar, con unas repeticiones para cumplir con las características requeridas por la prueba. Finalmente, se realizaba la captura del movimiento DJ con tres repeticiones que fueron nombradas en la base de datos del sistema de captura de movimiento como SubjectXX_dj_mm/dd/aa.

Las cámaras se ubicaron con 6 metros de distancia entre sí para formar un cuadrado con el punto central en el cual se encuentra la plataforma de 30 cm. La distancia del eje frontal en el que están ubicadas las cámaras es de 2.5 metros para poder capturar adecuadamente el ejercicio dinámico o movimiento. De esta manera, se ubica el punto medio en el cual se encuentra el sujeto. Fue indispensable evitar o minimizar la cantidad de obstáculos u oclusiones entre cada cámara y el lugar de medición (figura 12). Las cámaras y sus soportes no se debían tocar o mover después de su calibración ni durante la prueba. Como es un equipo electrónico, después de conectar las cámaras al equipo concentrador fue necesario realizar una calibración del sistema óptico de captura previa a la prueba. Este procedimiento se efectuó antes de la prueba y podía tardar 1 hora; lo realizaba el investigador principal y/o asociado. De esta manera, se sincronizaba la información proveniente de cada cámara y se almacenaba en el sistema. Durante las pruebas, se debía mantener la misma distribución y configuración de las cámaras para evitar posibles errores entre cada repetición de la prueba y los sujetos evaluados, razón por la cual, en el protocolo se recomienda mantener la ubicación de cada cámara y elemento señalizada en el piso. De esta manera, si las pruebas se realizaban en días diferentes, solamente se debía calibrar al iniciar cada serie. La calibración para el sistema de captura de movimiento se realiza mediante el software Nexus de Vicon.

Se debe evitar mover o tocar las cámaras y sus bases de apoyo después de ser calibradas y durante la totalidad de las pruebas.

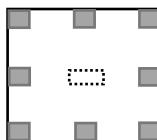


Figura 12. Distribución de las cámaras en el laboratorio.

Se utilizaron 8 cámaras VICON Vero distribuidas alrededor de un área de 6 m x 3 m en el laboratorio y se encontraban enfocando el espacio ocupado por el sujeto evaluado en el centro de la circunferencia. Estas cámaras se utilizan con una frecuencia de muestreo de 100 Hz. Para la captura de datos con el sistema de análisis óptico de movimiento se utiliza un set de 24 marcadores reflectantes (figura 13 y 14) que busca obtener la información necesaria para cada marcador etiquetado del PiG (VCM) con 3 puntos de referencia, se distribuyen así:

- 2 en pelvis anterior: 1 en la cresta ilíaca izquierda, 1 en la derecha (LASI/RASI);
- 2 en pelvis posterior: 1 en articulación sacroilíaca izquierda y 1 en derecha LPSI/RPSI;
- 2 en el tercio medio del muslo cara lateral: 1 en derecho y 1 en izquierdo LTHI/RTHI;
- 2 en el tercio inferior del muslo cara frontal: 1 en la derecha y 1 en la pierna izquierda;
- 2 en la cabeza del peroné: 1 en la izquierda y 1 en la derecha - LKNEE/RKNEE;
- 2 en la tuberosidad tibial: 1 en derecha y 1 en izquierda;
- 2 en la tibia superior: 1 en derecha y 1 en izquierda - LTIB/RTIB;
- 2 en la tibia inferior: 1 en derecha y 1 en izquierda RMED/LMED;
- 2 en el peroné: 1 en derecha y 1 en izquierda;
- 2 en el maléolo lateral: 1 en derecha y 1 en izquierda RANK/LANK;
- 2 en el antepié (metatarso): 1 en derecha y 1 en izquierda RTOE/LTOE;
- 2 en el calcáneo: 1 en derecha y 1 en izquierda RHEE/LHEE.

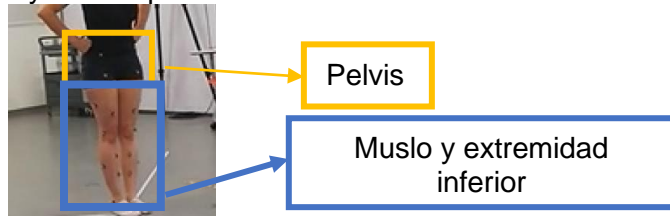


Figura 13. Sujeto con marcadores reflexivos.

Los marcadores se deben ubicar en el lugar específico para capturar la actividad de los puntos de interés para el análisis biomecánico. Estos deben ubicarse en la pelvis, cadera, rodillas, tobillo y pie de las dos extremidades inferiores con el fin de calcular los centros de las articulaciones y capturar el movimiento durante las pruebas. La ubicación de los marcadores se puede observar en la figura 14a (plano anterior) 14b (plano posterior).

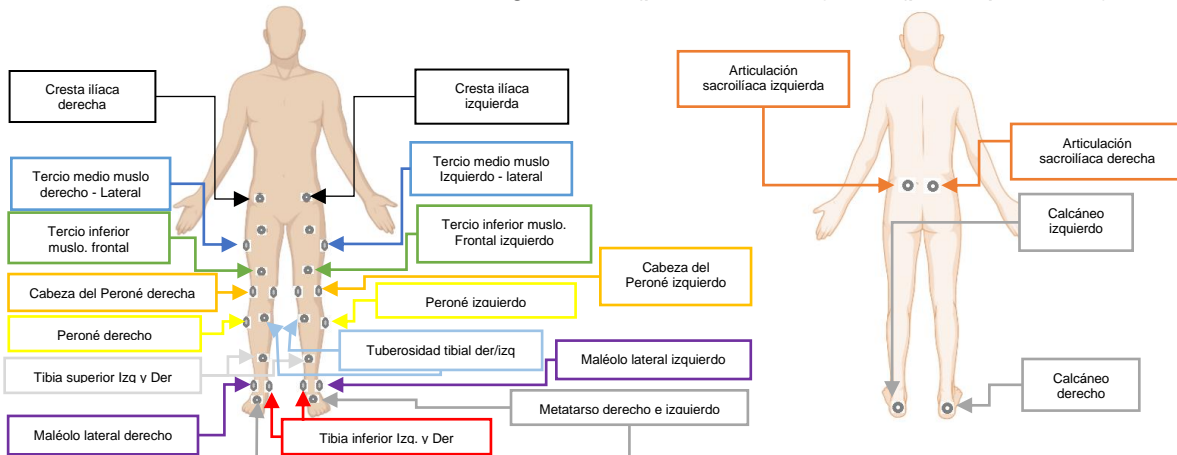


Figura 14. Ubicación de marcadores para evaluar los miembros inferiores a través del sistema óptico de movimiento. Distribución de los marcadores reflectivos del sistema. Plano anterior (11a) y plano posterior (11b). BioRender®©

Los marcadores reflectantes están adheridos a la piel del sujeto en estudio con una cinta quirúrgica 3M, la cual es hipoalergénica y libre de látex. Se utiliza esta cinta debido a que reduce la posibilidad de irritación de piel, tiene una mayor adhesión sin importar la humedad o sudor que pueda presentarse durante la ejecución de las pruebas.

El sistema de medición se calibra y normaliza según el peso de cada persona, edad, estatura y medidas antropométricas adquiridas antes de iniciar las pruebas por los investigadores asociados de la salud.

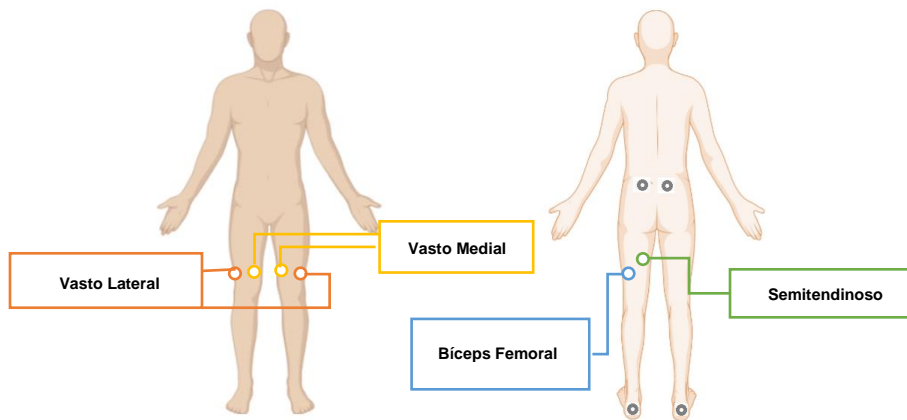


Figura 15. Ubicación de los sensores superficiales inalámbricos de EMG para evaluar los miembros inferiores a través del sistema óptico de movimiento BioRender® ©.

Posteriormente, se realiza un procesamiento de los datos capturados durante el salto en el software Nexus. Como es una prueba dinámica, la captura puede tener gaps o vacíos que deben ser completados durante este procesamiento. Inicialmente, se etiquetan todos los marcadores capturados en todos los fotogramas del tiempo total de la prueba. Al etiquetarlos correctamente, el software va creando los segmentos que componen la extremidad inferior, con base en el PiG lower body. Los fotogramas que tienen gaps se deben completar teniendo en cuenta el tipo de vacío que se encuentre; por ejemplo, si tres de los cuatro marcadores de la pelvis están registrados y solamente falta uno, se utiliza una técnica que completa el marcador no capturado con base en la construcción inicial de los cuatro marcadores. Cada segmento es independiente y debe tener al menos 3 marcadores (cada segmento). Cuando no se logra capturar uno de los 3, se puede reconstruir fácilmente. Si el gap se presenta en dos de los tres marcadores para ese fotograma (frame), se debe recurrir a uno de los segmentos adyacentes que pueda completar el segmento. Sin embargo, depende de la interacción entre los dos segmentos. Hay algunos marcadores que no son recomendables para reconstruir otro (marcador) de un segmento diferente. Por ejemplo, el marcador RHEE (talón) o RTOE (dedo del pie) para llenar el vacío de la tibia (RTIB). La distancia y ángulo entre estos varía en un salto, hay flexión, rotación o eversión del tobillo y esto ocasiona una reconstrucción imprecisa. Para poder generar el modelo biomecánico definitivo por participante, se deben llenar todos los gaps del ejercicio completo y tener mucho cuidado con utilizar marcadores de segmentos adyacentes que no son adecuados. Después de generar el modelo biomecánico, los resultados obtenidos se extraen en un archivo c3d que puede ser leído utilizando herramientas computacionales a través de lenguajes de programación (Python).

7.3 Fases de la investigación o cronograma

Para obtener la información requerida se plantearon cuatro fases en el proyecto: Estado del Arte, Selección de Sistema de Medición, Prueba de salto DJ y Modelo Biomecánico, y Protocolo de Instrumentación. Con el modelo matemático, las herramientas desarrolladas en el proyecto y el análisis estadístico de los resultados del comportamiento de las variables durante el DJ se definen las variables más relevantes que se deben analizar al aplicar el protocolo de instrumentación.

7.3.1 Estado del Arte

A través de una revisión bibliográfica del estado del arte, se investigan las causas y los factores de riesgo de la ruptura total del LCA y las variables biomecánicas asociadas al movimiento de la rodilla (cinemáticas y cinéticas). Posteriormente, se identifican las variables más relevantes que se pueden medir durante el DJ para poder analizar los resultados e identificar los factores determinantes de riesgo de lesión de LCA. Como parte de la investigación se incluye una revisión de los modelos biomecánicos más utilizados y los asociados con la tecnología de Vicon como el PiG. Se complementa con la revisión de estudios que utilicen instrumentación optoelectrónica como las cámaras de captura de movimiento, la EMG de superficie y otros elementos comúnmente utilizados durante la prueba de DJ. Se verifican los protocolos de las pruebas mencionadas como guía para poder desarrollar el protocolo específico para el DJ, aunque no utilicen la misma instrumentación ni tecnología. Los estudios realizados con estas tecnologías permiten comprender la importancia de la correcta ubicación de los marcadores para obtener el modelo biomecánico adecuado. También, adquirir datos más precisos y acertados al realizar la verificación del protocolo y las herramientas desarrolladas con los participantes definidos.

7.3.2 Prueba de Fuerza y Modelo Biomecánico

En esta fase, se plantea el diseño del experimento. Se definen los participantes, los requisitos o criterios de inclusión para participar en la prueba, los instrumentos que se usarán para la recolección de datos, el test seleccionado y sus pruebas. También el tipo de modelo biomecánico con base en el SOCM y el software que se va a utilizar para evaluarlo. Por último, la ubicación y cantidad de marcadores reflectantes y su ubicación. De esta manera, se obtiene un modelo biomecánico en 3D (*in silico*) que sea consecuente con lo definido previamente, con el apoyo del software Nexus de VICON.

7.3.3 Población

La población definida para evaluar el protocolo es de 15 hombres deportistas de alto rendimiento del fútbol profesional colombiano, con o sin lesión previa de LCA, sin embargo, es importante resaltar que los participantes totales de la batería de pruebas (otros proyectos asociados) incluyen mujeres y hombres deportistas, no deportistas, con y sin lesión previa de LCA. El grupo de participantes totales (124) pertenecen a diferentes grupos en los que se encuentran deportistas de alto rendimiento, deportistas que entrenan con frecuencia, pero no son de alto rendimiento y no deportistas. En todos los grupos se buscaron participantes con (postquirúrgico - recuperado) o sin lesión. Se hizo la convocatoria a través de la UDCA (Universidad de Ciencias Aplicadas y Ambientales) y la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito para personas que pertenecieran a la comunidad y a los que practicaran algún deporte. Por otro lado, a través de un contacto de la UDCA se tuvo acceso a un equipo del fútbol profesional colombiano y aceptaron la solicitud para participar en las pruebas con un grupo de jugadores profesionales (deportistas de alto rendimiento). La muestra de la población en la que se evalúa el protocolo únicamente incluye al grupo de

futbolistas de alto rendimiento activos que corresponden a los 15 participantes que cumplen los requisitos para la evaluación más exigente de las variables biomecánicas definidas. De la muestra, 14 pertenecían al grupo de Deportistas sin lesión y 1, a los que habían sufrido lesión LCA ya recuperados. Los criterios de inclusión para el protocolo son: participantes del sexo masculino que sean mayores de 18 años y no superen los 31 años, que estén 100% activos en el momento de la prueba, que acepten el consentimiento informado y practiquen fútbol en la liga de alto rendimiento de Colombia. Solo se incluyen participantes con índice de masa corporal (BMI) entre 21,98 y 31,6 Kg/m², edad deportiva superior a 4 años y edad entre 21 y 31 años. Como primera opción, se incluyeron los participantes que cumplieran todos los criterios de inclusión mencionados buscando que su BMI se encontrara en el rango de peso normal (18,5 a 24,9 Kg/m²), otros en el rango de sobrepeso (25 a 30 Kg/m²) y otro con obesidad (30 a 35 Kg/m²). Se incluyeron algunos participantes que se encontraran en el rango inferior de sobrepeso (25 a 29,9 Kg/m²) y otro en obesidad para evaluar factores relevantes durante las pruebas que se vieran afectados por mayor carga en el salto (sobrepeso). Los participantes que habían sufrido la lesión debían estar 100% recuperados y en etapa de adaptación posquirúrgica (reconstrucción con injerto de tendón) con aval de su médico tratante o deportólogo para el regreso a las actividades deportivas. Criterios de exclusión: No se consideran elegibles para esta prueba los participantes que tengan restricciones neuromotoras o neuromusculares, otro tipo de lesión en la extremidad inferior y alguna limitación cognitiva o cardíaca. Entre las consideraciones éticas para el grupo de los 15 participantes profesionales, la primera fue evaluar si se podía perjudicar al deportista por conocimiento previo por prejuicios o por contratación de los jugadores. Por lo anterior, se definió que la identificación de los participantes no se debe revelar, ni usar el número de la identidad del paciente/participante para el registro de los datos ni para alimentar el sistema durante la captura. De esta manera, los participantes fueron nombrados como Subjet_65, Subject_66, etc. También se evaluó el riesgo de presentar fotos de los participantes en el informe como segunda consideración, razón por la cual, en el informe se utilizan franjas que impiden ver el rostro de los participantes. Una tercera consideración ética, es el riesgo de revelar información del estudio que pueda perjudicar al participante y que esta información se utilice con fines ajenos a la investigación. De acuerdo con lo anterior, la información de cada participante quedó registrada en formato de letras y números que no son descifrables, se mantuvo la información reservada únicamente entre los estudiantes y asesores que estén vinculados al proyecto, no se presentan fotos de participantes con la cara visible.

Se pudo observar que el BMI es una variable importante para medir, así como el grupo al que pertenecen, porque se evidenció durante las pruebas que, cuando el participante tenía obesidad, en algunos casos los marcadores se perdían durante una gran parte de la prueba. Adicionalmente, no estaban sujetos a la misma carga porque su peso podía influir en la carga excesiva para la rodilla. Por esta razón, es indispensable realizar la encuesta inicial y la toma de medidas adecuadas. De esta manera, se evita procesamientos que demandan mucho tiempo y no se pueden completar porque un marcador indispensable no era visible durante la prueba y no se podía construir el modelo biomecánico o era menos preciso por ser estimado con otras herramientas. Se observó que el BMI es una variable que puede influir de una manera similar al grupo al que pertenece cada participante. Estos dos fueron indispensables para seleccionar la muestra poblacional en la que se evaluó el protocolo por el propósito del estudio.

7.3.4 Valoración Previa

Antes de iniciar las pruebas, se debe realizar una valoración médica. El propósito de la investigación es responder la pregunta de investigación y es de tipo descriptivo porque se describe y analiza el fenómeno en la prueba del protocolo. En este, se miden variables independientes y los diferentes grupos mencionados previamente. Para el grupo completo de participantes (124) se debe identificar el género y edad, si son o no deportistas recuperados de la lesión y si son o no deportistas que no hayan presentado la lesión. Para el caso particular de la población de este estudio, únicamente se definen dos categorías: 1) Deportistas de alto rendimiento sin lesión previa (grupo control) y 2) Deportistas de alto rendimiento con lesión previa que hayan tenido cirugía de reconstrucción del ligamento, que ya estén recuperados y con retorno seguro a la actividad. La valoración previa incluye la encuesta preliminar.

Algunas variables biomecánicas planteadas y evaluadas durante las pruebas son consideradas de riesgo en diversos estudios (estado del arte), por ejemplo, mayor ángulo de varo durante el contacto inicial o en la flexión máxima de la rodilla en la fase de aterrizaje. Sin embargo, al no haber consenso entre la comunidad científica sobre los resultados cinemáticos específicos y no tener un estudio preliminar con población colombiana, se hizo una valoración comparativa entre los participantes. Por lo anterior, se evaluó con base en el análisis estadístico. Por ejemplo, se evaluó la desviación con respecto a la media, si era o no un dato atípico o si estaba dentro de los bigotes en un análisis con un gráfico boxplot.

7.3.5 Recolección Datos Cuantitativos

La información de los diferentes segmentos se obtuvo con el apoyo de la UDCA (Universidad de Ciencias Aplicadas y Ambientales). Para la bioimpedancia bioeléctrica, se utilizó una balanza que tiene la capacidad de analizar la composición corporal, arrojando resultados del peso, la cantidad aproximada de grasa, músculo, agua corporal y hueso en el cuerpo del participante. También se obtuvo la tasa basal metabólica, edad metabólica y los datos para cada segmento del cuerpo (segmental data), pierna derecha, pierna izquierda, brazo derecho e izquierdo y tronco. Con esta información y la medida de la estatura que utiliza un método convencional con un metro, se calculó el BMI (body mass index) para determinar, de acuerdo con las tablas de la OMS (organización mundial de la salud), si el participante se encuentra en el rango normal, menor al índice standard o si se encuentra en obesidad. La segunda medición se hizo utilizando mediciones manuales y personalizadas para encontrar el diámetro de cadera, longitud MMI real de cada una de las piernas (derecha e izquierda), diámetro de la rodilla, del tobillo, la longitud del fémur y la longitud de la tibia para la pierna izquierda y la derecha.

Con la información antropométrica de cada sujeto que se encuentra resumida en la Tabla I y II de los Resultados, se alimentó el sistema Nexus para ajustar el modelo biomecánico del PiG (VCM) para lograr la máxima precisión del sistema. Al alimentar esta información, se pudo observar la correcta construcción del modelo Biomecánico de cada participante ajustado a las medidas y a la calibración del sistema. Uno de los hallazgos importantes durante la prueba fue el de corroborar que el software no permitía avanzar hasta incluir todos los datos antropométricos del participante para generar el modelo biomecánico *in silico*. Por esta razón, es de suma importancia que la medición sea adecuada y que este procedimiento se aplique de la manera correcta, alimentándolo al software antes de cada prueba para obtener el modelo biomecánico *in silico* más ajustado a la realidad y con mayor precisión. Un modelo biomecánico obtenido se puede observar en la Figura 21.

Para la captura de movimiento del DJ se usó un sistema óptico de captura de movimiento Vicon. Las variables físicas se capturan con los marcadores ubicados de acuerdo con el modelo biomecánico definido y aplicable al software utilizado (Nexus de Vicon), a través del sistema óptico de captura de movimiento y se adquieren las señales de la actividad muscular con los sensores superficiales de EMG inalámbricos Delsys ubicados en los músculos de interés del tren inferior. Estos están vinculados al software NEXUS de VICON. Los instrumentos de medición mencionados deben ser confiables, tener resultados que se puedan validar y que sean objetivos.

Antes de iniciar las pruebas, se realizaron ensayos para verificar que los marcadores estuvieran ubicados en los puntos de referencias anatómicas definidas en el modelo PiG modificado para el experimento, que las cámaras estuvieran calibradas y ajustadas al volumen de captura de la prueba, los sensores de sEMG correctamente ubicados y ajustados al vientre de los músculos bajo evaluación generando las señales acorde a las maniobras de prueba, y que la plataforma para el salto estuviera ubicada en el lugar apropiado durante el DJ. Durante esta etapa de verificación se identificaron marcadores que no se podían observar en el sistema de captura, algunos sensores de EMG que no estaban transmitiendo la señal y otros errores similares que se pudieron corregir antes de iniciar la prueba del salto. Por ejemplo, en uno de los casos en el que fue menos estricta la verificación, al iniciar el etiquetado de los marcadores se pudo observar que, por la ausencia de uno de los marcadores desde el principio de la captura hasta el final, el procesamiento no se podía realizar y la construcción del modelo biomecánico no era posible. Esta prueba se tuvo que descartar. Como resultado, se evidenció que esta etapa de verificación de todos los instrumentos de medición es indispensable dentro del protocolo porque de esta manera, es posible asegurar una correcta captura para un procesamiento adecuado y para lograr la obtención del modelo biomecánico personalizado a través del software.

Todos los participantes fueron registrados en una base de datos con la siguiente información: Identificación (ID), hora de inicio y finalización de la prueba (incluye la batería de pruebas realizadas en las que está incluida el salto DJ), Nombres y Apellidos, número de identificación (Cédula de ciudadanía), Edad (años cumplidos), Fecha y lugar de nacimiento, Sexo, Ocupación, Estado civil, Peso corporal, Estatura, BMI, Grupo que conformará el sujeto dentro del estudio, Edad deportiva, Tipo, mecanismo, lugar y fecha de la lesión, Tipo de reconstrucción, Lateralidad dominante e información relevante sobre antecedentes familiares y consecuencia de la lesión. Por otra parte, también se incluyó en la base de datos la información Antropométrica, longitudes de fémur, tibia, MMII real y aparente, diámetros de cadera, rodilla y tobillo, y los resultados de bioimpedancia. Con los datos anteriores se alimentó el sistema de captura de movimiento para cada participante y, de esta manera, fue posible obtener los datos ajustados a las medidas de cada sujeto.

Cada participante fue identificado en la base de datos del sistema de captura de movimiento como SubjectXX_dj_0Y (Y= {1,2,3}) para cada prueba de salto DJ. XX corresponde al número de identificación (ID) del participante (Sujeto) que fue definido por orden de programación de las pruebas. Lo anterior con el fin de garantizar la confidencialidad del participante durante el experimento y el análisis de resultados para evitar sesgos, El dj_01 corresponde al número de salto 01 de los tres saltos requeridos por participante; de esta manera, para cada sujeto obtuvimos tres (3) registros con su respectivo número de salto. Con esta información se obtuvo una base de datos robusta con la información requerida de cada participante que fue usada como soporte y base durante la prueba de cada participante, el procesamiento y el análisis de resultados del protocolo aplicado. Consecuentemente y de la misma manera que la verificación previa, la identificación

adecuada de los participantes y el registro de la información relevante y pertinente en la base de datos es esencial para un adecuado desarrollo de la prueba al aplicar el protocolo. Después de la captura es necesario realizar un procesamiento en el que se etiquetan todos los marcadores durante el DJ para construir los segmentos con el software, como se presenta en la Figura 21. Se pudo observar que en la mayoría de las capturas se presentaron gaps o momentos de la prueba en los que no se logra capturar todos los marcadores. En estos casos, es necesario reconstruir el segmento del modelo con los marcadores restantes a través del software.

7.3.6 Diseño del Experimento

El enfoque mixto del proyecto permite definir los grupos de participantes que serán estudiados y comparados a través de la recolección de datos cualitativos.

Para definir el grupo en el que se evaluó el protocolo y las herramientas, se revisaron algunas variables de la población macro. Por ejemplo, la normalidad para el BMI en este grupo se evalúa con la prueba de Shapiro-Wilk por ser una muestra menor a 50 (15 participantes). El test de Shapiro-Wilk para la variable BMI se evaluó utilizando la librería `scipy`, importando `stats` y `shapiro` en Python para la población seleccionada. El test de Shapiro-Wilk es una prueba de contraste de hipótesis en el cual la hipótesis nula (H_0) es la distribución normal y la alterna (H_a), no es una distribución normal. Alfa (α) se define como 0,05. Por consiguiente, si p -value es menor a α , H_0 se rechaza; de lo contrario, se puede asumir que la distribución es normal para esa variable.

Con el fin de evaluar el comportamiento muscular para mantener la estabilidad de la rodilla, se aplica la prueba DJ con el protocolo establecido en el test de Bosco. Se utilizan las cámaras Vero del sistema óptico de captura de movimiento de VICON, el software (Nexus de VICON) y los sensores inalámbricos superficiales de EMG Delsys. Con el apoyo del software Nexus, se construye el modelo biomecánico después de etiquetar cada uno de los marcadores en el tiempo total de la prueba de DJ y reconstruir a través del software los marcadores que no hayan sido capturados. De esta manera, con el modelo biomecánico y los marcadores identificados se corre el modelo y se obtiene la información de la captura en un archivo `c3d` para cada participante. Con la información del archivo `c3d`, se utiliza Python para identificar las etapas y variables de interés del DJ y así, extraer la información cinemática de cada marcador y factor biomecánico considerado de interés.

Para preprocesar y extraer la información de las capturas de los tres saltos de cada participante se usaron bibliotecas de Python desarrolladas para el proyecto. Se identificaron las siguientes etapas y fases de interés del salto DJ como el momento inicial de contacto o aterrizaje, la flexión máxima de rodilla, el instante de despegue hacia la fase de vuelo y la altura máxima en el salto en contra movimiento (H_2) y la altura inicial (H_1) en la plataforma. Para cada una de estas etapas se obtuvieron las variables o factores de interés por salto de cada participante para un total de 45 grupos de datos y cada grupo con 22 variables, casi todas con valores para cada extremidad. Con ayuda de bibliotecas de Python se identificaron los valores para cada etapa por participante. Con los datos obtenidos, se hizo un análisis descriptivo para cada Sujeto de los tres saltos. Se utilizó la prueba de Shapiro-Wilk para comprobar la distribución normal de los datos. Posteriormente, se utilizó la prueba de Bartlett (paramétrico) o Fligner (no paramétrico) para comprobar la homogeneidad de las varianzas de las diferentes variables (Flexión de cadera, rodilla y tobillo, Abducción de rodilla, CoM y centros de articulación de cadera, rodilla y tobillo, EMG del vasto medial, vasto lateral, bíceps femoral y semitendinoso para la extremidad derecha e izquierda

excepto en bíceps femoral y semitendinoso porque no hay datos) para los tres saltos de cada participante. No se tuvo en cuenta las variables de EMG.

Como no se utilizó la plataforma de fuerza fue necesario desarrollar una herramienta objetiva para identificar las etapas de interés del DJ para cada variable. Con este fin, se utilizó un script en Python para identificar los eventos que definen las etapas de interés del DJ como parte del protocolo. Los marcadores que se utilizaron para encontrar el fotograma (instante de tiempo) de cada etapa son: centro de masa en la componente vertical marcadores de los dedos en el eje vertical, ángulo de flexión de la rodilla en el plano sagital y valgus-varus en el plano frontal, el ángulo de flexión de la cadera y tobillo en el plano sagital, los centros de articulación de la rodilla y tobillo en el eje vertical, y las señales de EMG de las dos extremidades de los músculos vasto medial (vm), vasto lateral (vl) y de una extremidad (dominante) del bíceps femoral y el semitendinoso. El fotograma identificado a través de los valores de los marcadores durante cada prueba fue verificado y ajustado utilizando también la derivada numérica del valor del marcador de CoM en el eje vertical (y) en dos puntos críticos de las etapas de interés en las cuales la velocidad del centro de masa debe ser 0 (V0 y H2).

Las hipótesis planteadas son las siguientes: La distancia entre los centros de articulación de la rodilla y del tobillo permiten conocer si hay una tendencia del participante a acercar o alejar las rodillas en una actividad dinámica (DJ)

El centro de articulación de la rodilla y el tobillo (derecha e izquierda) deben estar muy similares en todos los momentos en el plano frontal para tener un buen ejercicio de salto y caída.

7.3.6.1 Desarrollo de Herramienta computacional para identificar etapas relevantes

Al realizar la evaluación del protocolo planteado con los 15 deportistas de alto rendimiento, se obtuvieron los valores de cada marcador en el tiempo y se graficaron utilizando la librería de Python. Las gráficas más representativas que se utilizaron para analizar el comportamiento de las articulaciones de cada sujeto son: 1) El comportamiento del centro de masa (CoM) en el eje vertical durante la fase excéntrica, concéntrica, de aterrizaje y vuelo; 2) el ángulo de extensión/flexión de la rodilla en el plano sagital para las dos rodillas; 3) el ángulo de valgus-varus (aducción/abducción) de la rodilla en el plano frontal para las dos rodillas; 4) la posición vertical en el tiempo del marcador de los pies derecho e izquierdo (RTOE, LTOE); 5) EMG de los músculos cuádriceps (Vasto medial y Vasto lateral) de las dos piernas (derecha e izquierda); 6) EMG de los músculos isquiotibiales (Biceps femoral y semitendinoso) de la pierna dominante; 7) el ángulo de flexión/extensión de la cadera derecha e izquierda; 8) el ángulo de aducción/abducción de la cadera derecha e izquierda; 9) el ángulo de flexión/extensión del tobillo derecho e izquierdo en el plano sagital, 10) la posición vertical del centro de articulación de las rodillas y los tobillos.

En la Figura 22 se puede observar que el sujeto se encuentra inicialmente sobre la plataforma (320 mm de alto). Cuando deja caer el cuerpo inicia la fase de vuelo y la fase de contracción excéntrica en la que se alargan las fibras y se acumula energía que posteriormente será utilizada en la contracción concéntrica para la fase de vuelo en la que se evaluará la fuerza reactiva (RSI) al determinar la altura máxima (H2) que alcanza el sujeto durante el salto de contra movimiento. Como se mencionó previamente, con los valores numéricos se calculó la derivada utilizando métodos numéricos en Python. Se asume que es una función continua que pertenece al conjunto de los números reales, por lo tanto, es una función derivable. Para calcular la derivada de esta función en un punto, se utiliza el polinomio que interpola la función en los puntos cercanos al que estamos buscando

para aproximar la derivada de ese polinomio [70]. De esta manera, con la ecuación (1)[71] de diferencias centrales se calculan los valores centrales, usando h de 0.000001. Los valores del punto f_0 y f_n , para n igual al número de fotogramas totales del salto analizado, se calculan con las ecuaciones 2 y 3, respectivamente.

La primera fase de interés es la de contracción excéntrica, que empieza al iniciar la fase de vuelo cuando el participante deja caer el cuerpo desde la plataforma y termina cuando la velocidad es cero, en el momento en el que el cuerpo se detiene totalmente para pasar a la fase de contracción concéntrica, identificada entre las dos líneas verdes de la gráfica de la Figura 23. Durante la fase de contracción excéntrica la energía generada durante la caída se acumula.

La fase de contracción concéntrica empieza con el punto de velocidad cero y se extiende hasta que los pies dejan de tocar el suelo. En este momento inicia la fase de vuelo en la cual alcanzarán el punto de altura máxima (H_2), que corresponde al segundo punto de la gráfica con velocidad cero (0). Este punto generalmente se asocia con la altura máxima del CoM en el eje vertical.

Después de obtener los valores y la gráfica de la derivada numérica se identificaron los puntos en los que la velocidad es cero (≈ 0) a través de un ciclo for en Python con tres condicionales para identificar el fotograma en el cual ocurría: a) el valor de la derivada igual a cero, b) el valor de la derivada en el fotograma anterior es negativo y pasa a un valor de derivada numérica positivo (fotogramas consecutivos), y c) el valor de la derivada en el fotograma anterior es positivo y pasa a un valor de derivada negativo (fotogramas consecutivos). Para el cálculo de los puntos de velocidad cero se tuvo en cuenta solamente desde el momento de la caída puesto que en el momento que el participante está sobre la plataforma, su velocidad es cero o aproximadamente 0. Es importante resaltar que la velocidad es un vector que tiene dirección y por esta razón se presentan valores de velocidad negativos y positivos, los primeros para momentos en los que el cuerpo está cayendo y los segundos, cuando el cuerpo está subiendo en la fase de vuelo. En la mayoría de los participantes, la derivada numérica no tenía un valor exacto de cero en un fotograma específico, por lo anterior, se plantearon las tres condiciones anteriores (a, b y c) para asegurar que todos los puntos en los cuales la derivada es cero se tuvieran en cuenta durante las etapas de interés. La explicación para las condiciones a y b es: Si el fotograma anterior tiene un valor negativo y el fotograma que estamos evaluando es positivo, implica que tuvo que pasar por un momento de velocidad cero en un punto intermedio que se encuentra entre los dos fotogramas evaluados, asumiendo que es una función continua. De la misma manera ocurre con el paso de un valor positivo a uno negativo entre dos fotogramas consecutivos.

El punto H_1 se calcula utilizando el marcador de CoM en el fotograma 0 (punto inicial) para todos los participantes y se resta el valor de la altura de la plataforma de salto para obtener el valor real del CoM de cada participante. La altura de la plataforma utilizada es de 320mm. Para determinar los puntos que definen la etapa de aterrizaje se calcula el punto de contacto inicial y el punto de contacto final de los pies con el piso; como en este protocolo no se incluye una plataforma de fuerza por no ser compatible con el sistema de captura que usamos, se utilizan los marcadores como herramientas para identificar el momento del contacto. Se realizaron pruebas con varios marcadores como el del tobillo, el CoM, el ángulo de flexión/extensión de la rodilla, la EMG de los cuádriceps e isquiotibiales y los de los dedos del pie. Analizando los resultados de cada salto de los participantes y de cada marcador mencionado previamente, se encontró que la forma más acertada para determinar el momento de contacto inicial de los pies con el piso es usando el marcador del pie (RTOE, LTOE) para las dos extremidades. Como los pies no caen exactamente en el

mismo fotograma (izquierdo y derecho), se hizo un ciclo para identificar el fotograma de cada extremidad con el mismo criterio. Se encontró que el marcador del dedo del pie en la primera fase de vuelo antes del primer contacto con el piso cambia significativamente de fotograma a fotograma y cuando va terminando esa fase y se acerca al piso, se empieza a disminuir hasta llegar a una diferencia menor a 1mm en la que se mantiene durante el tiempo de contacto. De la misma forma, ocurre con el momento de despegue (TO) iniciando la segunda fase de vuelo en la que logra la altura máxima. Durante la fase de contracción concéntrica se mantiene siempre en una diferencia menor a 1mm entre los fotogramas consecutivos y puede aumentar o disminuir, pero siempre se encuentra oscilando entre ± 1 . En el momento de la caída, los dedos tocan primero el piso y, aunque el DJ establece que se debe saltar inmediatamente después de tocar el piso, el cuerpo baja un poco más (CoM) mientras se logra el apoyo y se llega a la velocidad 0. Durante la caída, los dedos están apoyados, pero el talón baja un poco después de ese apoyo inicial de los dedos que genera esa diferencia menor a 1 mm durante la etapa de aterrizaje. Por lo anterior, se define que el punto IC se presenta en el primer momento en el que la diferencia entre la posición vertical del fotograma en i y el fotograma en $i+1$ es menor a 1mm. La etapa de contracción concéntrica empieza en IC, sigue durante el tiempo en el que el gradiente entre un fotograma y el siguiente es menor a 1 mm y termina en TO cuando la diferencia entre la posición vertical del marcador del pie (RTOE o LTOE) en el fotograma i es mayor a 1 mm con respecto al fotograma $i+1$. Se definió identificarlo de una manera similar porque al finalizar el contacto con el piso, el impulso genera que la velocidad aumente significativamente (+) hasta llegar a la altura máxima. El otro punto de interés se encuentra en la contracción concéntrica, en donde ocurre con frecuencia la flexión máxima para esa etapa, en algunos casos coincide con el punto en el que la velocidad es cero (0) y se corrobora con la derivada numérica explicada previamente. Este momento se llama en este estudio MKF. Se calcula utilizando el marcador del ángulo de flexión de rodilla (izquierda y derecha) en el plano sagital para el rango de la fase de aterrizaje entre IC y TO. Es importante recalcar que, el salto de cada participante varía en tiempo. A su vez, el rango definido para cada etapa varía y es necesario utilizar las gráficas que se presentan en la Figura 24 (a, b, c, etc.) para definir los rangos en el cálculo del fotograma de cada etapa/fase de interés.

Para normalizar el tiempo de cada salto por participante, se realizaron dos aproximaciones. En la primera, se tomó como tiempo 0 el fotograma del IC para cada salto. La etapa intermedia contempla la flexión máxima de la rodilla en el plano sagital (MKF) y el momento en el que la velocidad es 0 (V_0). El tiempo 100 (último momento analizado) correspondía al fotograma del TO, momento en el que finaliza la etapa de aterrizaje y empieza la etapa de vuelo del DJ. En la segunda aproximación, se tomó también como tiempo 0 el fotograma del IC para cada salto; tres etapas intermedias en la que se presenta MKF, V_0 y el fotograma del TO al finalizar la etapa de aterrizaje y empezar la etapa de vuelo del DJ. Para terminar, en el tiempo 100, el fotograma de la altura máxima del CoM en la fase de vuelo del contra movimiento. De esta manera, obtuvimos un marco de tiempo comparable en el que se puede identificar cada etapa como un avance en porcentaje de la duración de cada salto.

7.3.7 Consideraciones éticas

El proyecto cuenta con el aval del comité ético de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito para pruebas de investigación en seres humanos (Referenciado en 7.2).

Adicionalmente, como etapa preliminar, se presentó a cada participante el formato de consentimiento informado en el que se informa al participante el objetivo del estudio y el uso de los datos obtenidos durante la prueba. Si el participante estaba de acuerdo, procedía a firmar. Se solicita la autorización del uso de datos de salud relacionados a cada participante. Solo se utilizan los datos obtenidos en este estudio con el fin informado en el consentimiento y sin el nombre del participante.

7.3.8 Modelo Biomecánico *in silico*

Después del procesamiento, se obtiene el modelo biomecánico PIG (VCM) de cada participante incluyendo el centro de cada articulación. Los registros de cada captura se organizaron en un formato de archivos de dominio público que se ha establecido en los laboratorios de captura de movimiento para registrar datos analógicos y cinemáticos (trayectoria de los marcadores en 3D) sincronizados, denominado como c3d². El archivo binario pudo ser leído en Python utilizando la librería c3dTool desarrollada por el Área de Análisis del Movimiento Humano de la Escuela Colombiana de Ingeniería. La librería requiere del `wrapperezc3d` y el archivo de configuración de marcadores y sensores personalizado en formato json. Con base en los modelos biomecánicos comúnmente utilizados en el software (Nexus Vicon) ajustados con la información de cada participante y, los resultados de la prueba de salto, se obtiene un modelo biomecánico *in silico* por participante. Este, incluye los marcadores que permitan identificar los factores cinemáticos de interés para el estudio y los que son determinantes. El modelo biomecánico es ajustado antes de cada captura para que sea confiable. Durante el procesamiento de la información con el uso del software NEXUS se debe etiquetar cada marcador y llenar los gaps/vacíos para que este pueda identificar y calcular el centro de cada articulación del tren inferior (cadera, rodilla, tobillo). Asimismo, para que sea posible calcular el centro de masa en el modelo biomecánico definido. De esta manera, se genera el modelo, se extrae la información de cada segmento de interés y se obtienen los valores de las variables definidas que se quiere analizar por participante, en cada centro de articulación.

7.3.9 Análisis de Datos

En esta fase, se realiza un estudio estadístico por participante. Primero, para evaluar la repetibilidad de los saltos a través de una prueba de Friedman para pruebas repetidas. Segundo, con la prueba de Kruskal Wallis para variación entre sujetos. Por último, con un modelo matemático que permita evaluar o correlacionar los factores biomecánicos estudiados para la estabilidad de la rodilla en el grupo seleccionado. Como es una investigación que tiene como objetivo evaluar el protocolo y las herramientas desarrolladas en un grupo específico, se comparan los resultados. En algunos casos se cuenta con información que se encuentra en el rango de valores más comunes, dependiendo de la variable biomecánica (cinemática). Sin embargo, todos los estudios encontrados han evaluado población que no es colombiana, razón por la cual no se utilizan valores considerados de riesgo hallados en algunos estudios porque pueden variar significativamente en la población colombiana y no han sido repetibles. Siendo así, se compararon los dos grupos de participantes, con la limitante de tener solamente el 6,6% de la población con lesión (1 de los 15 participantes). También, se compara con la totalidad del grupo y se encontró un patrón de comportamiento en algunas de las variables seleccionadas que permitió identificar y diferenciar entre un lesionado recuperado y uno, sano.

² www.c3d.org

El análisis de datos abarca un análisis estadístico de los resultados obtenidos de la población total y de la seleccionada para realizar la prueba con el protocolo desarrollado. En este se incluyen las variables relevantes identificadas en estudios previos para definir los criterios de inclusión de la población seleccionada y evaluar los resultados de la prueba a través del protocolo desarrollado.

Al no conocer la distribución y tener solamente 3 repeticiones (Muestra menor a 5, muy pequeña), no se puede hacer un análisis estadístico adecuado con ANOVA de medidas repetidas y se debe usar la prueba de Friedman. Esta prueba es la equivalente No paramétrica de ANOVA de medidas repetidas y se utiliza cuando las variables de los grupos (2 o más) están relacionadas y se consideran dependientes. La hipótesis nula (H_0) establece que todas las varianzas son iguales y la hipótesis alterna (H_a) establece que no hay suficiente evidencia para decir que las varianzas son iguales; si su p-valor es menor a 0,05, se considera que hay al menos 2 o más grupos que tienen diferencias significativas en las varianzas. La prueba de Friedman tiene como principio revisar los rangos y no comparar las medias con las medias porque no se asume una distribución normal (por tener pocos datos y no tener una cantidad significativa que permita aumentar la confiabilidad de los datos de la media y demás variables estadísticas. Cuando se presentan diferencias significativas se usaron pruebas post-hoc para probar la diferencia entre las parejas de saltos (1-3, 2-3 y 1-2) y evaluar su repetibilidad en los diferentes factores o variables evaluadas.

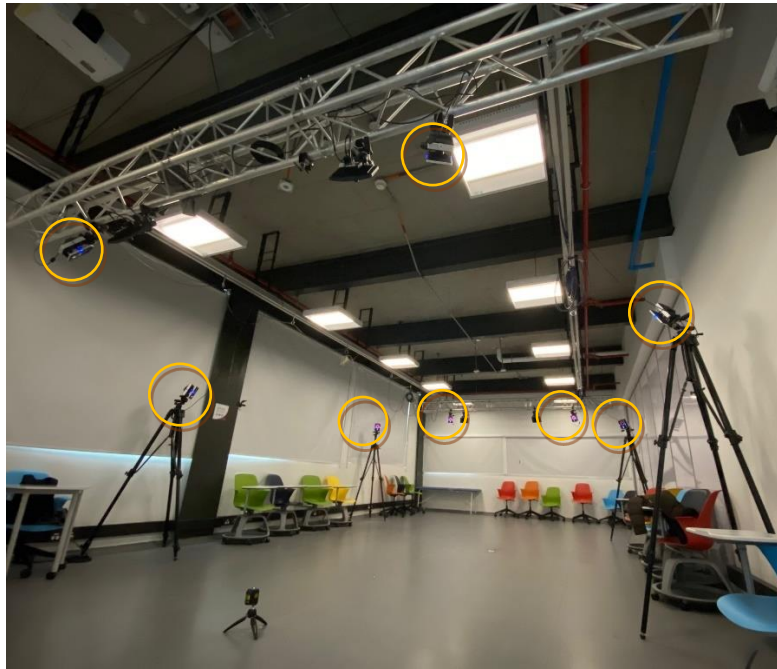
Es importante resaltar que, en este caso, no se determina el riesgo, sino que se evalúan los factores que son considerados de riesgo para verificar los resultados en un grupo de profesionales que tienen un entrenamiento constante y similar.

7.3.10 Cronograma de Actividades

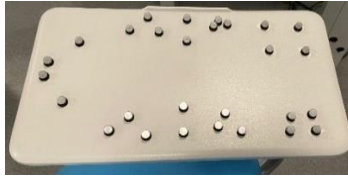
Diagrama de Gantt con actividades (Anexo Diagrama de Gantt Proyecto de Grado)

7.4 Selección de Sistema de Medición

En esta fase, se define el sistema de medición de variables biomecánicas que se utiliza para la evaluación de estabilidad de la rodilla de acuerdo con la prueba de fuerza dinámica definida ("Drop Jump"). El sistema de medición seleccionado es el sistema óptico de captura de movimiento NEXUS de VICON para las variables biomecánicas, compuesto por 8 cámaras (VICON) que están distribuidas como se puede observar en la **Figura 16 a**). El movimiento es capturado por las cámaras al usar marcadores reflectantes (**Figura 16 b**) y la actividad muscular se mide utilizando sensores superficiales de EMG ubicados en los cuádriceps e isquiotibiales del participante (**Figura 17**) que están conectados también con el software NEXUS de VICON.



a



b.



c.

Figura 16. Imagen configuración del laboratorio. a) Sistema óptico de captura de movimiento optoelectrónico, distribución de cámaras, b) Marcadores reflectantes, c) Detalle cámara VICON d) Sensores para EMG superficial.

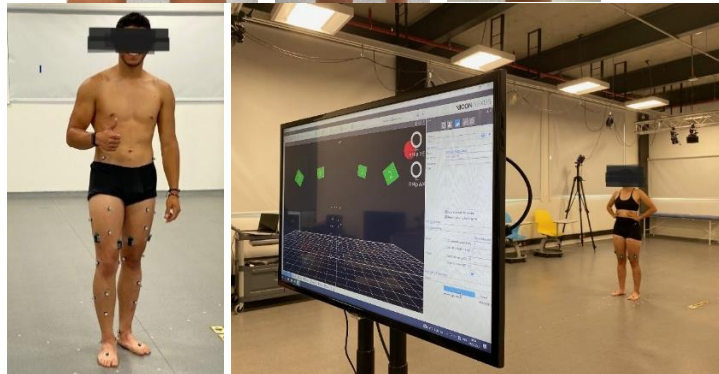
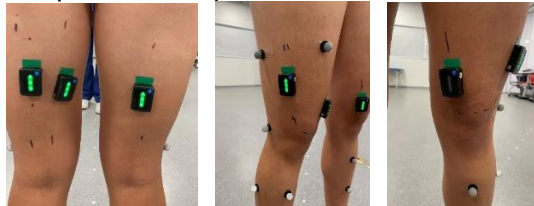


Figura 17. Detalle de la ubicación de los sensores superficiales de EMG en los cuádriceps e isquiotibiales de cada participante para la medición de la actividad muscular durante la prueba (EMG).

7.5 Prueba de salto Drop Jump y Modelo Biomecánico

Para definir el tipo de prueba de la investigación se evaluó el estado del arte en la investigación sobre factores biomecánicos y posibles causas de la lesión del ligamento cruzado anterior identificada como ruptura completa y, específicamente, la que ocurre cuando no hay contacto. Algunos de las causas identificadas, como se ha mencionado previamente, son: aterrizaje, paradas preplaneadas y repentinas, salto con una y dos piernas aterrizando con los pies y cambios de dirección [31] [72]. Se investigaron diferentes tipos de pruebas que pudieran evidenciar e identificar factores biomecánicos de riesgo al incluir alguno o varios de los movimientos relacionados con las causas más comunes de la lesión. Una de estas pruebas es el test de Bosco [40]. La prueba, está compuesta por una serie de saltos que permiten evaluar desempeño muscular, control de carga, fuerza, coordinación, alineación y estabilidad del tren inferior; se evalúa la relevancia del ciclo de acortamiento-estiramiento (stretch-shortening cycle (SSC)) al realizar una actividad que produce primero una contracción excéntrica e, inmediatamente, una contracción concéntrica. Es una prueba empleada en deportistas de alto rendimiento para evaluar la potencia e identificar las cualidades específicas de los deportistas en el salto. También la utilizan en los entrenamientos pliométricos. Los diferentes tipos de salto que incluye esta prueba son esenciales en los deportes con mayor riesgo de lesión de LCA como el fútbol, baloncesto, voleibol, entre otros. Dentro de los saltos del Test de Bosco se encuentra el DJ, que incluye el salto con una (unilateral) o las dos piernas (bilateral). El DJ se ha utilizado en valoraciones para el retorno seguro a la actividad deportiva después de una lesión de ligamento cruzado anterior y en entrenamientos pliométricos; es un salto que evalúa la fuerza explosiva del participante, la capacidad de reclutamiento nervioso, reutilización de la energía elástica y coordinación intra e intermuscular. Generalmente se mide el índice de fuerza reactiva (RSI). En este salto se utiliza una caída libre en la cual la carga del cuerpo es el peso del participante; de esta manera, se convierte en una actividad dinámica con carga en la que se evalúa la capacidad del participante de controlar el tren inferior en una caída y su capacidad de utilizar la energía elástica acumulada en la caída libre para lograr una mayor potencia en el salto de contra movimiento. Lo anterior, se puede determinar con la altura máxima lograda y el tiempo de contacto antes del salto en contramovimiento. Se definió el uso del DJ para el protocolo por su potencial para evaluar diferentes factores de interés en el aterrizaje de un salto con carga, la activación de los músculos del tren inferior (cuádriceps e isquiotibiales) durante la caída y el momento del despegue, y la capacidad para estabilizar el cuerpo con las articulaciones del tren inferior en la caída libre.

Cada salto DJ se ejecuta al menos 3 veces en el laboratorio, manteniendo las mismas condiciones para cada participante en cada captura y se registran los datos cinemáticos [7]. Todos los saltos presentan características comunes y requieren ciertas condiciones para poderlos realizar adecuadamente. Por ejemplo, la energía cinética del cuerpo es prácticamente nula si no tiene impulso y es grande, cuando se utiliza un impulso previo, el almacenamiento de energía en la superficie de apoyo durante el impulso varía según el tipo de superficie (pequeño en suelo duro), se tiene en cuenta la energía cinética de la articulación del tobillo dependiendo si está o no fijada, las piernas son el principal sistema de propulsión y la velocidad de despegue es máxima para que la altura y la distancia del salto sea máxima. De acuerdo con lo anterior, se ajusta la técnica de ejecución del salto con ángulos adecuados y las direcciones correctas.

8. RESULTADOS

8.1 Resultados al Evaluar el Protocolo con Prueba Controlada

Consentimiento informado

Todos los participantes del estudio firmaron el formato de consentimiento informado como primera medida (Anexo Consentimiento Informado), antes de empezar la toma de medidas y las pruebas. No hubo inconveniente con ningún participante.

Resultados Recolección de Datos Cuantitativos

Toma de Medidas Antropométricas y de Bioimpedancia

El análisis de resultados obtenidos en la valoración previa y en la toma de medidas Antropométricas para la totalidad de los participantes del estudio macro, fue fundamental para definir los 15 participantes seleccionados para la evaluación del protocolo. Los resultados de desviación estándar y media de los 15 participantes se presentan en las Tablas I y II. La primera, incluye la información del Peso (Kg), Estatura (cm), el diámetro de cadera, tobillo y rodilla (cm), la longitud MMII real, del fémur y de la tibia (cm).

Tabla I
TABLA MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS

| Sujeto | Peso (Kg) | Estatura (cm) | D. cadera (cm) | Longitud MMII real (cm) | Diámetro rodilla (cm) | Diámetro tobillo (cm) | Longitud fémur (cm) | Longitud tibia (cm) | | | | | |
|--------|-----------|---------------|----------------|-------------------------|-----------------------|-----------------------|---------------------|---------------------|------|-------|-------|-------|-------|
| stdv | 6.63 | 8.16 | 1.88 | 5.38 | 5.61 | 0.50 | 0.49 | 0.61 | 0.61 | 4.62 | 4.50 | 2.40 | 1.74 |
| mean | 74.64 | 176.19 | 22.19 | 94.99 | 94.84 | 9.25 | 9.32 | 7.40 | 7.34 | 52.63 | 52.41 | 39.50 | 39.82 |

Tabla II
TABLA DE RESULTADOS DE BIOIMPEDANCIA

| No | Corporal Weight (kg) | Estatura (cm) | BMI | Body fat % | Body fat mass (kg) | Fat free mass (kg) | Body water % | Body water mass (kg) | Muscle mass (kg) | Bone mass (kg) |
|------|----------------------|---------------|-------|------------|--------------------|--------------------|--------------|----------------------|------------------|----------------|
| stdv | 6.41 | 8.16 | 2.66 | 8.45 | 7.13 | 6.81 | 5.76 | 4.61 | 6.51 | 0.31 |
| mean | 74.78 | 176.19 | 24.61 | 15.11 | 11.31 | 61.97 | 59.66 | 44.61 | 58.89 | 3.10 |

| Sujeto | 65 | 66 | 67 | 68 | 69 | 70 | 71 | 72 | 73 | 74 | 75 | 79 | 80 | 81 |
|--------|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|
| LCA | NO | NO | NO | NO | NO | NO | SI | NO | NO | NO | NO | NO | NO | NO |

Por otra parte, para seleccionar la muestra poblacional (15 hombres) de la población total (124 participantes) en la que se iba a probar el protocolo se definieron 7 variables con el fin de analizar los datos de todos los participantes. Estas variables son: Sexo, Edad, Peso Corporal, Estatura, BMI (calculada), Grupo que conforma en el estudio (Grupo de control Sano, Grupo de Control LCA, Grupo deportista Sano, Grupo Deportista con lesión) y pierna dominante.

A continuación, se presentan los resultados del análisis que se llevó a cabo para seleccionar la muestra poblacional en la que se evaluaría el protocolo. Con el uso de bibliotecas de Python se realizó un análisis estadístico para las variables cuantitativas en el cual se encontró que el promedio de edad de todo el grupo evaluado es 22,3 años con una desviación estándar de 3,4 años, una edad mínima de 18 y una máxima de 38 años y el índice de masa corporal (BMI por sus siglas en inglés) promedio es de 23,8 Kg/cm² con una desviación estándar 3,2 Kg/cm², máximo de 38,6 y mínimo de 17,0 Kg/cm². Esta información se puede observar en la Tabla III.

Al agrupar por Sexo, se encontró que el 72,54% de los participantes son hombres y el 27,42% son mujeres (Figura 18 a.); predomina la dominancia de la pierna derecha en el grupo completo (84% aprox.), como se puede observar en el pie de la Figura 18 b.

Tabla III
TABLA DE ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA DE LA POBLACIÓN TOTAL

| | Edad (años cumplidos) | Peso corporal (Kg) | Estatura (cm) | BMI (Kg/cm ²) |
|---------------------|-----------------------|--------------------|---------------|---------------------------|
| Conteo (#) | 124 | 124 | 124 | 124 |
| Media | 22,28 | 69,66 | 170,61 | 23,83 |
| Desviación Estándar | 3,40 | 12,59 | 9,87 | 3,15 |
| Mínimo | 18 | 45,00 | 146,00 | 16,97 |
| 25% | 20 | 60,22 | 165,00 | 22,02 |
| 50% | 21 | 68,00 | 170,00 | 23,56 |
| 75% | 25 | 77,00 | 177,25 | 24,90 |
| Máximo | 38 | 114,20 | 194,00 | 38,60 |

Al analizar a través de un método gráfico, como el histograma, se puede observar aparentemente una tendencia de distribución normal de los datos del BMI de la población discriminada por sexo (Figura 19), sin embargo, en un gráfico de cajas y bigotes (Figura 20) discriminado por el <grupo que conformará dentro del estudio> y un comparativo clasificado por sexo, no es tan claro el comportamiento normal en todos los grupos. Por otra parte, se utiliza también un método numérico para confirmar su distribución. En este caso hay un sesgo.

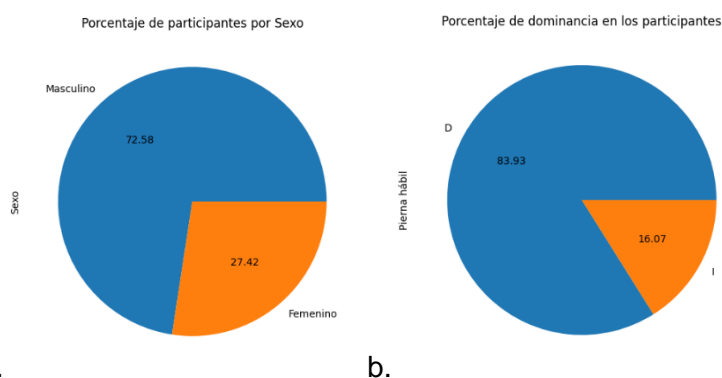


Figura 18. Gráfico Pie para el porcentaje de participantes por sexo (a) y dominancia (b) en la población global.

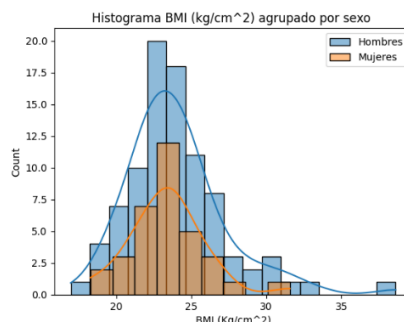


Figura 19. Histograma BMI por sexo Hombres (azul) y Mujeres (naranja).

Después de analizar diferentes muestras poblacionales eliminando algunos participantes con datos atípicos se obtuvo una distribución normal; se encontró que, para la base de datos de hombres, al filtrarla por BMI mayor a 17 y menor a 29, el p-value es mayor a alfa (Alfa=0.05. p-value = 0.6725) al usar la prueba de normalidad D'Agostino's K-squared Test

(normaltestResult) por lo tanto, se puede aceptar la hipótesis nula y se concluye que hay indicios para confirmar que la muestra tiene una distribución normal para la variable BMI.

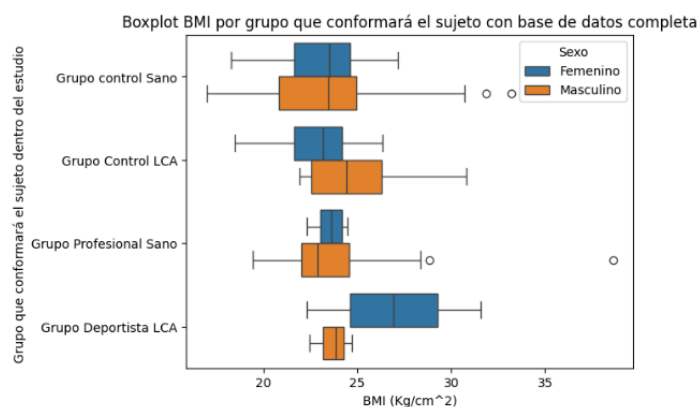


Figura 20. Cajas y Bigotes BMI por grupo que conforma en el estudio

El grupo seleccionado para evaluar el protocolo es de sexo masculino (hombres) que pertenece al grupo de Profesional Sano (Deportista de alto rendimiento) o Deportista LCA (con lesión, ya recuperado). El resultado de la prueba de Shapiro-Wilk para BMI es: el p-valor resultante fue 0.214. Como el p-valor es mayor a 0,05, H_0 no se puede rechazar y se asume que la distribución es normal. De la misma manera, se evalúa para la variable Edad, obteniendo como resultado que se puede asumir que tiene una distribución normal (p.value = 0,087).

Variables o factores biomecánicos de interés en la captura del DJ

Se realizaron diferentes pruebas que se presentan a continuación. Primero, las pruebas de Shapiro Wilk y los del Test de Bartlett y Fligner por etapa (H1, IC, MKF y H2) para cada pierna (_R y _L: de la pierna derecha e izquierda) se realizaron para todos los sujetos. Un ejemplo de los resultados para el participante 75 se presenta en el Anexo (Tabla IV y V). En algunas de las variables en cada una de las etapas, no había suficiente evidencia para concluir la distribución normal, por lo anterior, se utilizó también la prueba de Fligner. En los dos casos, la hipótesis nula (H_0) establece que todas las varianzas son iguales y la hipótesis alterna (H_a) establece que no hay suficiente evidencia para decir que las varianzas son iguales. Para valores superiores a 0,05 del p-value (bartlet_pvalue y Fligner_pvalue) que no hay una diferencia significativa en la varianza de las diferentes variables entre los 3 saltos del mismo participante.

Como se mencionó en la metodología, se usa la prueba de Friedman, equivalente a la ANOVA de medidas repetidas. Los resultados se presentan en el Anexo Resultados Friedman como un consolidado de todos los participantes. La H_0 establece que todas las varianzas son iguales y H_a , que no hay suficiente evidencia para decir que las varianzas son iguales; si su p-valor es menor a 0,05, se considera que hay al menos 2 o más grupos que tienen diferencias significativas. Como complemento, en la Tabla VI se presentan los resultados de las pruebas Dunn post-hoc al evaluar el ángulo de abducción/aducción de la rodilla en el plano frontal. Las celdas que tienen un color presentaron diferencias significativas entre varios sujetos para esta variable. Siendo así, esta puede considerarse una variable de interés para estudiar porque su comportamiento varía mucho. Por otro lado, cuando se evaluó la de la flexión de la rodilla los resultados fueron diferentes, esta presentó diferencias significativas entre los sujetos 66 y 68, 73-68 y 74-78, como se observa en la Tabla VII.

Tabla VI

TABLA DE RESULTADOS POST-HOC ángulo de abducción/aducción de la rodilla

| alfa (a) | Subject65 | Subject66 | Subject67 | Subject68 | Subject69 | Subject70 | Subject71 | Subject72 | Subject73 | Subject74 | Subject75 | Subject77 | Subject79 | Subject80 | Subject81 |
|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| Subject65 | 1.00E+00 | 7.73E-02 | 7.35E-08 | 1.69E-01 | 3.12E-02 | 3.25E-01 | 1.29E-01 | 8.42E-01 | 3.02E-01 | 4.46E-04 | 4.62E-02 | 6.46E-08 | 1.00E-01 | 1.23E-04 | 1.04E-03 |
| Subject66 | 7.73E-02 | 1.00E+00 | 4.88E-13 | 7.38E-01 | 4.15E-05 | 4.32E-03 | 8.38E-01 | 1.25E-01 | 5.08E-01 | 1.13E-01 | 8.42E-01 | 4.55E-13 | 9.34E-01 | 9.67E-09 | 1.79E-07 |
| Subject67 | 7.35E-08 | 4.88E-13 | 1.00E+00 | 6.14E-12 | 2.30E-03 | 1.78E-05 | 2.34E-12 | 2.19E-08 | 6.90E-11 | 4.24E-19 | 1.23E-13 | 9.77E-01 | 1.99E-12 | 1.59E-01 | 5.38E-02 |
| Subject68 | 1.69E-01 | 7.38E-01 | 6.14E-12 | 1.00E+00 | 2.36E-04 | 1.55E-02 | 8.87E-01 | 2.53E-01 | 7.87E-01 | 4.62E-02 | 5.75E-01 | 5.35E-12 | 7.95E-01 | 8.85E-08 | 1.61E-06 |
| Subject69 | 3.12E-02 | 4.15E-05 | 2.30E-03 | 2.36E-04 | 1.00E+00 | 2.64E-01 | 1.23E-04 | 1.67E-02 | 9.13E-04 | 6.21E-09 | 1.43E-05 | 2.12E-03 | 8.21E-05 | 1.29E-01 | 3.19E-01 |
| Subject70 | 3.25E-01 | 4.32E-03 | 1.78E-05 | 1.55E-02 | 2.64E-01 | 1.00E+00 | 9.62E-03 | 2.29E-01 | 3.87E-02 | 4.10E-06 | 1.95E-03 | 1.59E-05 | 6.67E-03 | 6.31E-03 | 3.00E-02 |
| Subject71 | 1.29E-01 | 8.38E-01 | 2.34E-12 | 8.87E-01 | 1.23E-04 | 9.62E-03 | 1.00E+00 | 1.92E-01 | 6.79E-01 | 6.63E-02 | 6.79E-01 | 2.07E-12 | 8.87E-01 | 3.99E-08 | 6.99E-07 |
| Subject72 | 8.42E-01 | 1.25E-01 | 2.19E-08 | 2.53E-01 | 1.67E-02 | 2.29E-01 | 1.92E-01 | 1.00E+00 | 4.21E-01 | 1.06E-03 | 7.73E-02 | 1.93E-08 | 1.53E-01 | 4.58E-05 | 4.37E-04 |
| Subject73 | 3.02E-01 | 5.08E-01 | 6.90E-11 | 7.87E-01 | 9.13E-04 | 3.87E-02 | 6.79E-01 | 4.21E-01 | 1.00E+00 | 1.90E-02 | 3.63E-01 | 6.02E-11 | 5.75E-01 | 5.90E-07 | 9.26E-06 |
| Subject74 | 4.46E-04 | 1.13E-01 | 4.24E-19 | 4.62E-02 | 6.21E-09 | 4.10E-06 | 6.63E-02 | 1.06E-03 | 1.90E-02 | 1.00E+00 | 1.69E-01 | 4.24E-19 | 1.00E-01 | 1.40E-13 | 4.21E-12 |
| Subject75 | 4.62E-02 | 8.42E-01 | 1.23E-13 | 5.75E-01 | 1.43E-05 | 1.95E-03 | 6.79E-01 | 7.73E-02 | 3.63E-01 | 1.69E-01 | 1.00E+00 | 1.23E-13 | 7.95E-01 | 2.28E-09 | 5.05E-08 |
| Subject77 | 6.46E-08 | 4.55E-13 | 9.77E-01 | 5.35E-12 | 2.12E-03 | 1.59E-05 | 2.07E-12 | 1.93E-08 | 6.02E-11 | 4.24E-19 | 1.23E-13 | 1.00E+00 | 1.80E-12 | 1.53E-01 | 5.09E-02 |
| Subject79 | 1.00E-01 | 9.34E-01 | 1.99E-12 | 7.95E-01 | 8.21E-05 | 6.67E-03 | 8.87E-01 | 1.53E-01 | 5.75E-01 | 1.00E-01 | 7.95E-01 | 1.80E-12 | 1.00E+00 | 2.69E-08 | 4.76E-07 |
| Subject80 | 1.23E-04 | 9.67E-09 | 1.59E-01 | 8.85E-08 | 1.29E-01 | 6.31E-03 | 3.99E-08 | 4.58E-05 | 5.90E-07 | 1.40E-13 | 2.28E-09 | 1.53E-01 | 2.69E-08 | 1.00E+00 | 6.57E-01 |
| Subject81 | 1.04E-03 | 1.79E-07 | 5.38E-02 | 1.61E-06 | 3.19E-01 | 3.00E-02 | 6.99E-07 | 4.37E-04 | 9.26E-06 | 4.21E-12 | 5.05E-08 | 5.09E-02 | 4.76E-07 | 6.57E-01 | 1.00E+00 |

Tabla VII

TABLA RESULTADOS POST-HOC Variable Ángulo de Flexión de la Rodilla

| alfa (a) | Subject65 | Subject66 | Subject67 | Subject68 | Subject69 | Subject70 | Subject71 | Subject72 | Subject73 | Subject74 | Subject75 | Subject77 | Subject79 | Subject80 | Subject81 |
|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| Subject65 | 1.000 | 0.832 | 0.519 | 0.107 | 0.428 | 0.678 | 0.696 | 0.428 | 0.519 | 0.678 | 0.832 | 0.832 | 0.428 | 0.846 | 0.683 |
| Subject66 | 0.832 | 1.000 | 0.678 | 0.048 | 0.289 | 0.519 | 0.552 | 0.289 | 0.678 | 0.832 | 0.696 | 0.696 | 0.310 | 0.705 | 0.519 |
| Subject67 | 0.519 | 0.678 | 1.000 | 0.006 | 0.107 | 0.289 | 0.304 | 0.107 | 0.993 | 0.832 | 0.428 | 0.428 | 0.107 | 0.429 | 0.293 |
| Subject68 | 0.107 | 0.048 | 0.006 | 1.000 | 0.490 | 0.234 | 0.196 | 0.489 | 0.006 | 0.014 | 0.107 | 0.107 | 0.443 | 0.107 | 0.210 |
| Subject69 | 0.428 | 0.289 | 0.107 | 0.490 | 1.000 | 0.678 | 0.661 | 0.993 | 0.107 | 0.156 | 0.508 | 0.508 | 0.993 | 0.508 | 0.678 |
| Subject70 | 0.678 | 0.519 | 0.289 | 0.234 | 0.678 | 1.000 | 0.992 | 0.681 | 0.289 | 0.428 | 0.832 | 0.832 | 0.705 | 0.827 | 0.993 |
| Subject71 | 0.696 | 0.552 | 0.304 | 0.196 | 0.661 | 0.992 | 1.000 | 0.664 | 0.304 | 0.428 | 0.832 | 0.832 | 0.678 | 0.832 | 0.993 |
| Subject72 | 0.428 | 0.289 | 0.107 | 0.489 | 0.993 | 0.681 | 0.664 | 1.000 | 0.107 | 0.156 | 0.508 | 0.508 | 0.993 | 0.508 | 0.678 |
| Subject73 | 0.519 | 0.678 | 0.993 | 0.006 | 0.107 | 0.289 | 0.304 | 0.107 | 1.000 | 0.832 | 0.428 | 0.428 | 0.107 | 0.428 | 0.293 |
| Subject74 | 0.678 | 0.832 | 0.832 | 0.014 | 0.156 | 0.428 | 0.428 | 0.156 | 0.832 | 1.000 | 0.519 | 0.519 | 0.196 | 0.519 | 0.428 |
| Subject75 | 0.832 | 0.696 | 0.428 | 0.107 | 0.508 | 0.832 | 0.832 | 0.508 | 0.428 | 0.519 | 1.000 | 0.993 | 0.519 | 0.993 | 0.832 |
| Subject77 | 0.832 | 0.696 | 0.428 | 0.107 | 0.508 | 0.832 | 0.832 | 0.508 | 0.428 | 0.519 | 0.993 | 1.000 | 0.519 | 0.993 | 0.832 |
| Subject79 | 0.428 | 0.310 | 0.107 | 0.443 | 0.993 | 0.705 | 0.678 | 0.993 | 0.107 | 0.196 | 0.519 | 0.519 | 1.000 | 0.519 | 0.694 |
| Subject80 | 0.846 | 0.705 | 0.429 | 0.107 | 0.508 | 0.827 | 0.832 | 0.508 | 0.428 | 0.519 | 0.993 | 0.993 | 0.519 | 1.000 | 0.832 |
| Subject81 | 0.683 | 0.519 | 0.293 | 0.210 | 0.678 | 0.993 | 0.993 | 0.678 | 0.293 | 0.428 | 0.832 | 0.832 | 0.694 | 0.832 | 1.000 |

En la mayoría de los casos de los 15 participantes en los que se evaluó el protocolo, la variación en los resultados de las variables/factores entre saltos no es significativa. Cuando era significativa, se realizaba una prueba post-hoc con el fin de saber cuál era la variación entre las parejas de salto (1-2, 1-3 y 2-3). Si la variable evaluada presentaba este comportamiento en la mayoría de los sujetos, no se tenía en cuenta por tener una diferencia significativa entre saltos puesto que bajaría la repetibilidad y la confiabilidad de la medición. Por lo anterior, se descartaron algunas de las variables que se habían planteado para el estudio o de los datos obtenidos con los marcadores que fueron extraídos. De esta manera, se podría decir que el uso de los tres saltos es importante en el protocolo para evaluar la repetibilidad durante la prueba de cada participante y como herramienta para seleccionar las variables más representativas y que se puedan evaluar a través del DJ con resultados confiables. La evaluación estadística ofrece mayor certeza sobre la repetibilidad y el desempeño del participante en el salto. Algunos de los participantes del proyecto macro fueron descartados para la evaluación del protocolo porque los saltos presentaban diferencias significativas. Consecuentemente, para encontrar la diferencia significativa entre participantes, el análisis estadístico también permite verificar si hay una diferencia significativa, como se puede observar en los resultados de la prueba de Kruskal Wallis del Anexo V.

| | RAbduKnee_R | W | ddf01 (grados de Libertad) | F (friedman) | p-unc (P-valor unc) |
|------------|-------------|----------|----------------------------|--------------|---------------------|
| Subject 65 | Friedman | 0.142857 | 1.714286 | 1 | 0.388435 |
| Subject 66 | Friedman | 0.734694 | 1.714286 | 16.615385 | 0.000798 |
| Subject 67 | Friedman | 0.265306 | 1.714286 | 2.166667 | 0.166918 |
| Subject 68 | Friedman | 0.265306 | 1.714286 | 2.166667 | 0.166918 |
| Subject 69 | Friedman | 0.020408 | 1.714286 | 0.125 | 0.85473 |
| Subject 70 | Friedman | 0.061224 | 1.714286 | 0.391304 | 0.655284 |
| Subject 71 | Friedman | 0.265306 | 1.714286 | 2.166667 | 0.166918 |
| Subject 72 | Friedman | 0.265306 | 1.714286 | 2.166667 | 0.166918 |
| Subject 73 | Friedman | 0.183673 | 1.714286 | 1.35 | 0.29629 |
| Subject 74 | Friedman | 0.183673 | 1.714286 | 1.35 | 0.29629 |
| Subject 75 | Friedman | 0.387755 | 1.714286 | 3.8 | 0.063012 |
| Subject 77 | Friedman | 0.265306 | 1.714286 | 2.166667 | 0.166918 |
| Subject 79 | Friedman | 0.387755 | 1.714286 | 3.8 | 0.063012 |
| Subject 80 | Friedman | 0.877551 | 1.714286 | 43 | 0.000015 |
| Subject 81 | Friedman | 0.142857 | 1.714286 | 1 | 0.388435 |

Se encontró en el estado del arte que uno de los inconvenientes del sistema óptico de captura de movimiento es que no es fácilmente repetible, lo que lo convierte en una evaluación relevante dentro del análisis de datos y estadístico. En este estudio se utilizó un sistema que tiene amplio respaldo, experiencia en biomecánica y es uno de los más usados. Al comparar los resultados obtenidos entre los 15 deportistas de alto rendimiento seleccionados después de evaluar el protocolo propuesto, se pudo observar que las variables como el centro de las articulaciones (Rodilla, tobillo y cadera) tienen menor variación entre sujetos y uno de los que más presenta variación es la variable de Abducción/aducción de la rodilla. Por esta razón, es interesante analizar tanto el que presenta variación entre sujetos como el que presenta mínima variación. Con base en lo anterior, se definieron las variables o factores biomecánicos más representativos para estudiar diferencias o similitudes entre los participantes al realizar el DJ.

Sistema de Medición de Variables Biomecánicas

Durante la medición, la presencia de gaps es común entre los participantes. Esto puede ocurrir por ser una prueba dinámica y por la forma en la que realiza el DJ el participante. Este puede cambiar su ubicación frente a las cámaras de una manera imperceptible, impidiendo la captura de algún marcador. También, puede ubicar el dedo u otra parte del cuerpo impidiendo la captura del marcador por parte del sistema optoelectrónico. Como los gaps están presentes en casi todos los sujetos evaluados durante el DJ, en el procesamiento se pudo observar que para la construcción del modelo en estos momentos (gaps) es indispensable contar con los otros marcadores definidos por segmentos (al menos 3) para que se pueda reconstruir con mayor precisión el centro de articulación. Por ejemplo, cuando se presentaban los gaps en los marcadores de la pelvis (4), generalmente ocurrían durante la flexión de la cadera y la inclinación de la pelvis (coronal). Es posible que, en ese momento, los marcadores ubicados en la cresta ilíaca anterior no estén visibles para las cámaras por la posición natural del cuerpo. Pero, al contar con los marcadores posteriores visibles en ese instante y con el segmento previo en la posición estática al iniciar la captura, es posible reconstruir el modelo del segmento con el apoyo del software. En este caso, las medidas de cada participante que se registran en el sistema previo a la captura también permiten completar estos gaps con mayor precisión y obtener un modelo biomecánico adecuado y más preciso para la extracción de los datos de las variables biomecánicas definidas y el análisis de estos resultados.

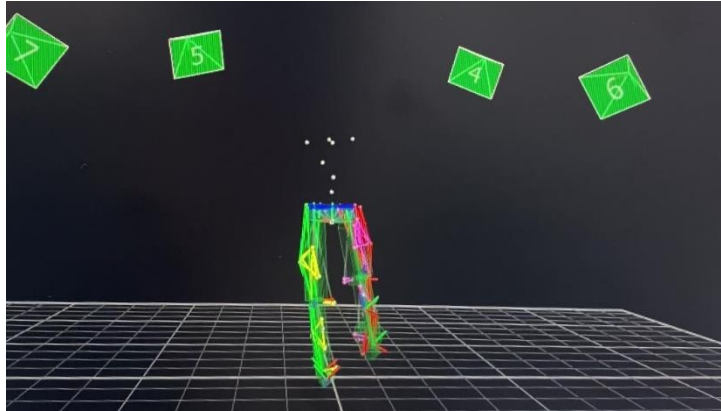


Figura 21. Marcadores etiquetados y centros de articulaciones calculados

VARIABLES BIOMECÁNICAS POR EVALUAR EN LAS PRUEBAS DE DJ

Con los resultados presentados, se pudo observar que, al utilizar el sistema de medición de las variables biomecánicas planteado en el protocolo (aplicado en el DJ) en conjunto con el script de Python, fue posible obtener el valor de cada marcador e identificar las variables biomecánicas que se podían evaluar en cada etapa o fase definida del DJ.

Al realizar la evaluación del protocolo planteado con los 15 deportistas de alto rendimiento, se obtuvieron los valores de cada marcador en el tiempo y se graficaron utilizando la librería de Python. En la Figura 24 se presenta un ejemplo de las gráficas más representativas que se utilizaron para analizar el comportamiento de las articulaciones de cada sujeto. Se puede observar el comportamiento en el eje vertical del CoM del sujeto durante el DJ (a), la flexión/extensión de la rodilla en el plano sagital para la extremidad derecha (azul) e izquierda (rojo) (b) y la posición en el eje vertical del marcador de los dedos (derecho/azul, izquierdo/rojo). En la Figura 22 se presenta la gráfica de la posición vertical del CoM en milímetros (mm) con respecto al fotograma (sin normalizar) en milisegundos del tercer (3) salto DJ del sujeto 69. En esta gráfica se pueden identificar las etapas del salto. Los resultados de la primera derivada numérica de la posición del centro de masa (CoM) que corresponde al cambio de posición respecto al tiempo dx/dt se pueden observar en la Figura 22. Los puntos de velocidad cero ≈ 0 delimitan etapas de interés SSC del DJ. El primer punto de velocidad cero desde la caída coincide en algunos participantes con el momento en el que se presenta la máxima flexión de la rodilla, sin embargo, esto solo se analizó después de obtener los resultados de todos los participantes y hace parte del análisis de resultados. De forma similar, ocurre con el segundo punto de la gráfica con velocidad cero (0) que coincide generalmente con el fotograma de la altura máxima alcanzada y se explica en el análisis de resultados.

Se encontró que la derivada numérica no era cero (0) en un fotograma específico para la mayoría de los participantes, pero con las tres condiciones planteadas en la metodología, se tuvieron en cuenta todos los puntos con valor 0.

$$f'_i = \frac{(f_{x_{i+1}}) - (f_{x_{i-1}})}{2 \cdot h} \quad (1)$$

$$f'_0 = \frac{(f_{x_1}) - (f_{x_0})}{h} \quad (2)$$

$$f'_n = \frac{(f_{x_n}) - (f_{x_{n-1}})}{h} \quad (3)$$

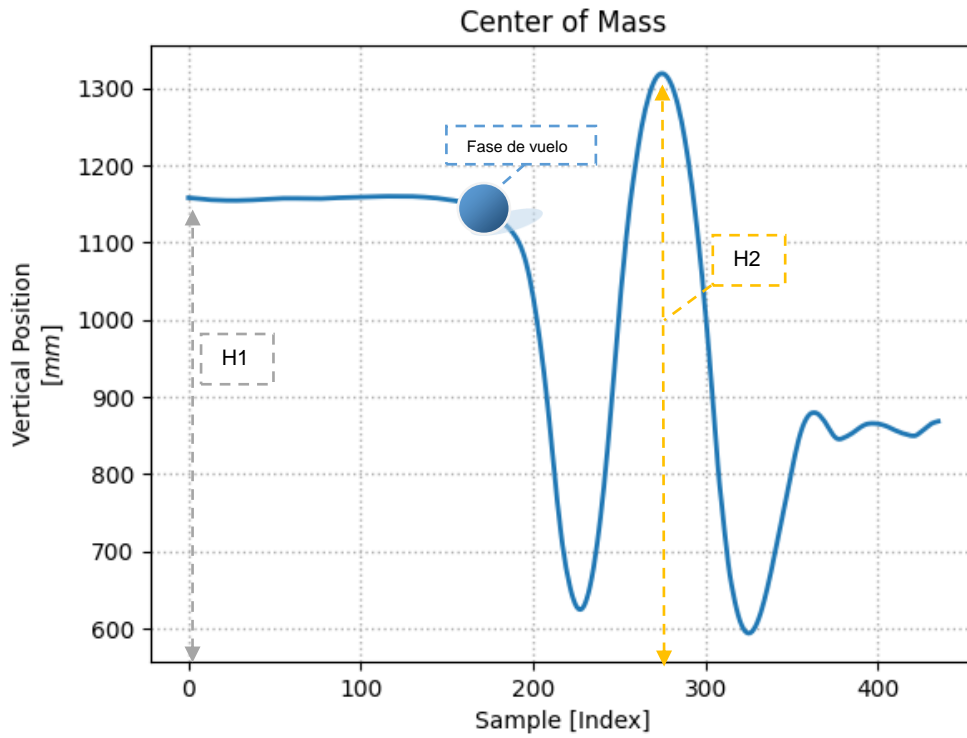


Figura 22. Posición vertical del CoM (mm) con respecto al tiempo (ms)

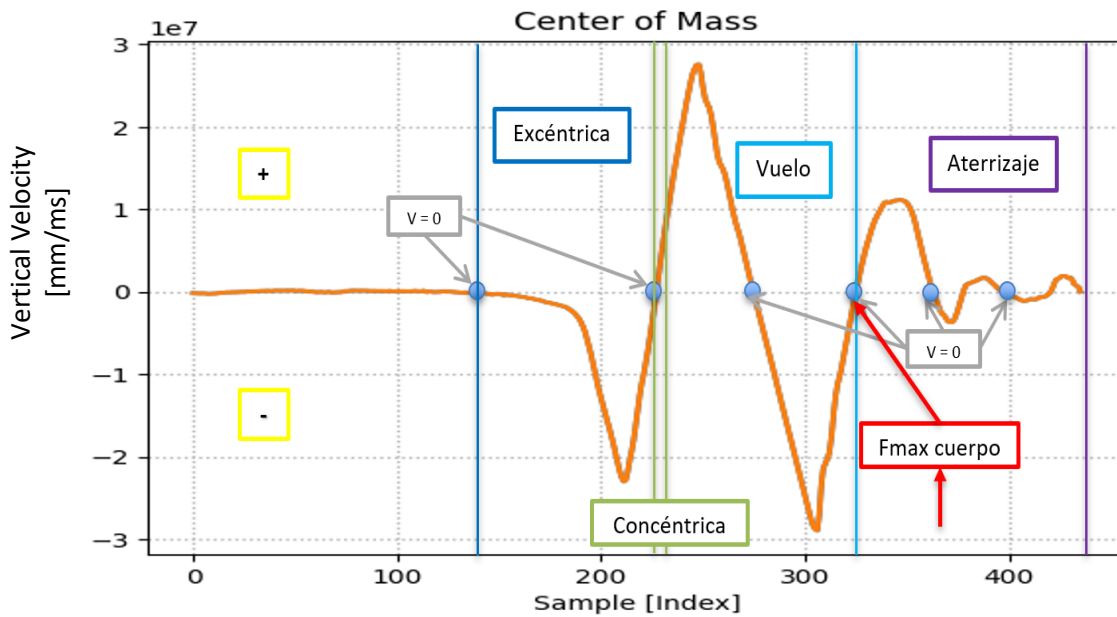


Figura 23. Derivada de la Posición vertical del CoM (mm) con respecto al tiempo (ms) que corresponde a la Velocidad en el eje vertical. Se presentan las principales fases de interés del DJ y los puntos de la gráfica en los que la velocidad es cero (0). Las fases de interés son: a) Fase de contracción Excéntrica (azul oscuro), fase Concéntrica (verde) y fase de vuelo (morado).

El resultado obtenido con el ciclo para la Figura 23 y para la posición en el eje vertical de la Figura 22, se puede observar a continuación:

Cálculo de los puntos de la gráfica de velocidad (derivada de la distancia vertical con respecto al tiempo) que cero (0)

La velocidad (primera derivada de la distancia con respecto al tiempo) es cero en el frame o tiempo 26

La velocidad (primera derivada de la distancia con respecto al tiempo) es cero en el frame o tiempo 126

La velocidad puede ser cero en el frame intermedio (cambio de velocidad de - a +) 227

La velocidad puede ser cero en el frame intermedio (cambio de velocidad de - a +) 325

La velocidad puede ser cero en el frame intermedio (cambio de velocidad de - a +) 377

La velocidad puede ser cero en el frame intermedio (cambio de velocidad de - a +) 420

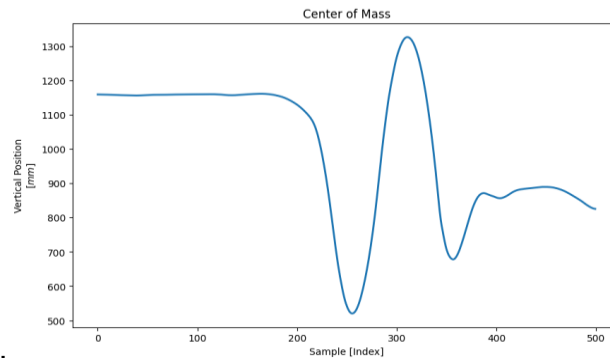
La velocidad puede ser cero en el frame intermedio (cambio de velocidad de + a -) 274

La velocidad puede ser cero en el frame intermedio (cambio de velocidad de + a -) 362

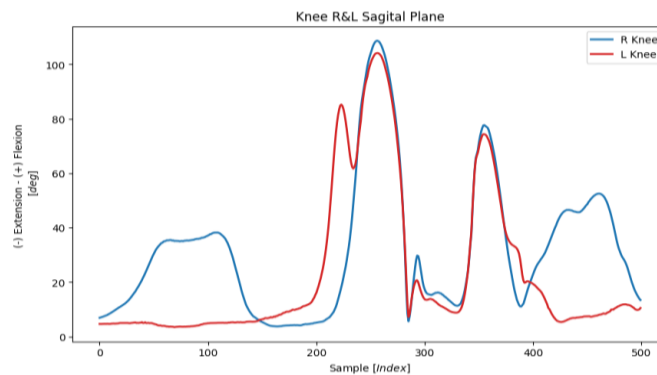
La velocidad puede ser cero en el frame intermedio (cambio de velocidad de + a -) 396

Posteriormente, se verifica el fotograma correspondiente a la H2 de la Figura 22 que corresponde a la altura máxima del CoM y es corroborado por el análisis anterior en el cual se obtiene el primer cambio de un valor positivo de velocidad (subida) a un valor negativo de la derivada (velocidad) en el fotograma 274.

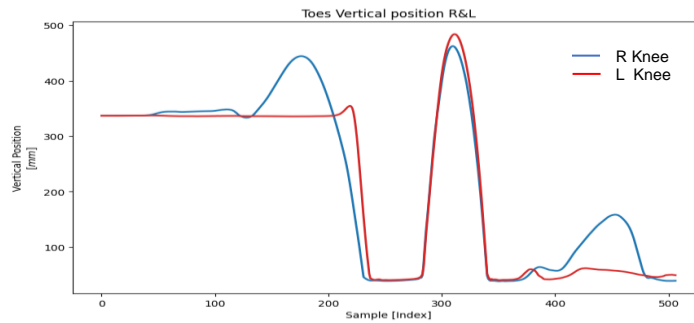
Siguiendo la metodología durante la prueba se confirmó que, en todos los casos, la diferencia de 1mm estaba asociada con el inicio de la fase de contacto con el piso (IC) y la finalización (TO) del contacto para empezar la fase de vuelo.



a.



b.



C.

Figura 24. Diferentes gráficas obtenidas para uno de los participantes (Sujeto 67).

Se pudo observar que en los tres saltos (dj_01, dj_02, dj_03) de cada sujeto el tiempo de la prueba variaba, razón por la cual fue necesario normalizar el tiempo de cada salto para obtener resultados comparables para todos los sujetos. Como se mencionó en la metodología, los resultados obtenidos son comparables entre sujetos al normalizar el marco de tiempo y se identifica con el avance en porcentaje. Observando los resultados, se definió usar únicamente la normalización de IC a TO, etapas de máximo interés durante el DJ para las variables diferentes a la altura máxima e inicial, H1 y H2, respectivamente.

Teniendo en cuenta que es una prueba bilateral, se definió que, cuando existe una diferencia en el fotograma de cada pierna en el que ocurren las diferentes etapas de interés (IC, MKF, V0, TO), se debía usar el promedio de los dos fotogramas, es decir, de la extremidad derecha e izquierda (ej. fotograma IC derecha = 354 y fotograma IC izquierda = 355, fotograma general IC = 354,5), si el resultado no era un número entero se tomaba el fotograma redondeado al número entero más cercano. Esto se realiza en todas las etapas. Con estos fotogramas definitivos se calculan las variables (ej. Ángulos, CoM, etc.) para analizar por salto y sujeto.

Para evaluar la repetibilidad de los saltos de cada sujeto, se verifica el comportamiento de cada una de las variables entre las etapas IC y TO. Se evalúan los resultados puntuales por etapa de cada variable para analizar la repetibilidad y los resultados obtenidos se presentan en el anexo "Análisis del 24 de abril 2024".

Cuando se obtienen todos los resultados de las variables para las 7 etapas definidas (H1, IC, V0, MKF, TO, H2 e IC2) se crea la base de datos para todos los sujetos. En este caso, por ser 3 repeticiones de saltos para cada sujeto, se evalúa la repetibilidad de la prueba por cada uno (Friedman para medidas repetidas). Como se definieron etapas en las que el participante debe tener diferentes posiciones, se evaluó primero si había una diferencia significativa en el resultado de cada una de las variables entre estas etapas (Tabla con base en las repeticiones o saltos (Dj_1, Dj_2 y Dj_3)). El resultado fue el esperado, todos los sujetos presentaron una diferencia significativa entre etapas al obtener un p-valor menor a 0,05 en todos los casos. Adicionalmente, el valor de W (Kendall) es mayor a 0,9 y cercano a 1.0. En este caso se puede decir que hay una variación estadísticamente significativa entre etapas para todas las variables en cada repetición con un gran efecto con base en la etapa. Posteriormente, se hizo una evaluación similar, para cada sujeto entre las 3 repeticiones (DJ_1, DJ_2 y DJ_3). Se utiliza la misma prueba por ser un estudio no paramétrico y con pocos datos. A diferencia de las etapas, en este caso se esperaba que las medidas entre repeticiones no variaran tanto o que su diferencia no fuera estadísticamente significativa. En los resultados con el método de Chi cuadrado, ninguna de las variables de los participantes 65 y 71, tiene una diferencia significativa ($p\text{-unc} < 0.05$)

al evaluarlas entre saltos con base en las etapas (#) de 0 a 14, como se puede observar en los resultados de la prueba de Friedman (2) presentados en el Anexo “Análisis del 24 de abril 2024”. Los sujetos 66 y 80 presentaron una diferencia significativa en 3 de las 20 variables evaluadas. Los sujetos 67, 68, 70, 74, 75 solamente en 1; los sujetos 69 y 73, en 5; el sujeto 72 en 4; los participantes 77, 79 y 81, en 2.

Posterior al análisis de todas las variables para cada repetición, se realiza un análisis detallado de cada una de las variables que presentó un p-unc menor a 0.05, en los cuales se rechaza la hipótesis nula y se puede decir que no hay suficiente evidencia para afirmar que no hay una diferencia significativa entre los saltos. Esto se realiza por cada sujeto, con el fin de identificar cuáles de los saltos tienen diferencia. Si hay al menos 1 grupo de saltos que no presenta una diferencia estadísticamente significativa, para la siguiente etapa del análisis se utiliza el promedio de los dos saltos que no presentan diferencias significativas. Lo anterior, con el fin de minimizar el error de las lecturas. En los resultados de la prueba post-hoc para cada variable con variación significativa, se pudo observar que solamente en 3 de 32 (9,3%) variables evaluadas con post-hoc presentaron diferencia significativa entre los 3 saltos. Del total de los participantes y variables evaluadas, solamente el 1% (de las variables) presentaron esta diferencia significativa. Para estas, se evalúa si alguno o varios de los resultados están entre los valores promedio de esa variable en los demás sujetos. Para los que tenían al menos un par de saltos sin una diferencia significativa, se puede utilizar el promedio de uno de los pares de saltos o evaluar si los tres saltos se encuentran entre los valores promedio de los demás participantes en las gráficas que incluyen el comportamiento entre etapas. Con el fin de verificar el método ‘f’, al realizar el análisis con Friedman (diferente a Chi-cuadrado), se obtienen resultados más ajustados para comparar las medidas repetidas por el tipo de muestra con pocas repeticiones. En esta ocasión, los resultados se agruparon por variable, con el fin de evaluar si presentaba una variación estadísticamente significativa entre todos los participantes y si es importante mantener cada variable en el protocolo. A su vez, los resultados de la prueba estadística se utilizaron para identificar diferencias entre los saltos de cada sujeto por cada variable con base en las etapas definidas. Si la diferencia es estadísticamente significativa, el paso siguiente es identificar cual o cuales grupos de saltos presentaban esta diferencia a través de la prueba post-hoc. De esta manera, se identificaron los saltos por participante semejantes y de los que se tenía suficiente información para aceptar la hipótesis nula que establece que los dos saltos son de una misma muestra o participante. Los resultados se presentan en el anexo Friedman_final_All_Subject.xlsx. El centro de masa no presentó variaciones significativas entre los saltos de cada participante entre las diferentes etapas, igual que la variable del ángulo de flexión en la rodilla derecha, el ángulo de abducción de la rodilla izquierda, ni el centro de la articulación de la cadera (L & R). En las otras variables, oscilaba entre 1 y 4 participantes que presentaban una diferencia estadísticamente significativa en algunas variables entre los saltos. Al evaluar cada uno con la prueba post-hoc, es posible identificar cuáles son los grupos con la diferencia y con este resultado, se define si se utilizará el promedio de los tres saltos del participante para esa variable o si se utiliza el grupo de saltos que no presentó diferencias.

Con el resultado de cada salto por sujeto se obtuvo el promedio de cada variable para los tres saltos por extremidad y para el fotograma general. Como se puede observar en la Figura 25, cambian para cada tipo de normalización de tiempo. En la general, se obtiene el tiempo en el que ocurre la flexión máxima en este caso, corresponde al 50.5 % del tiempo total en los tres saltos.

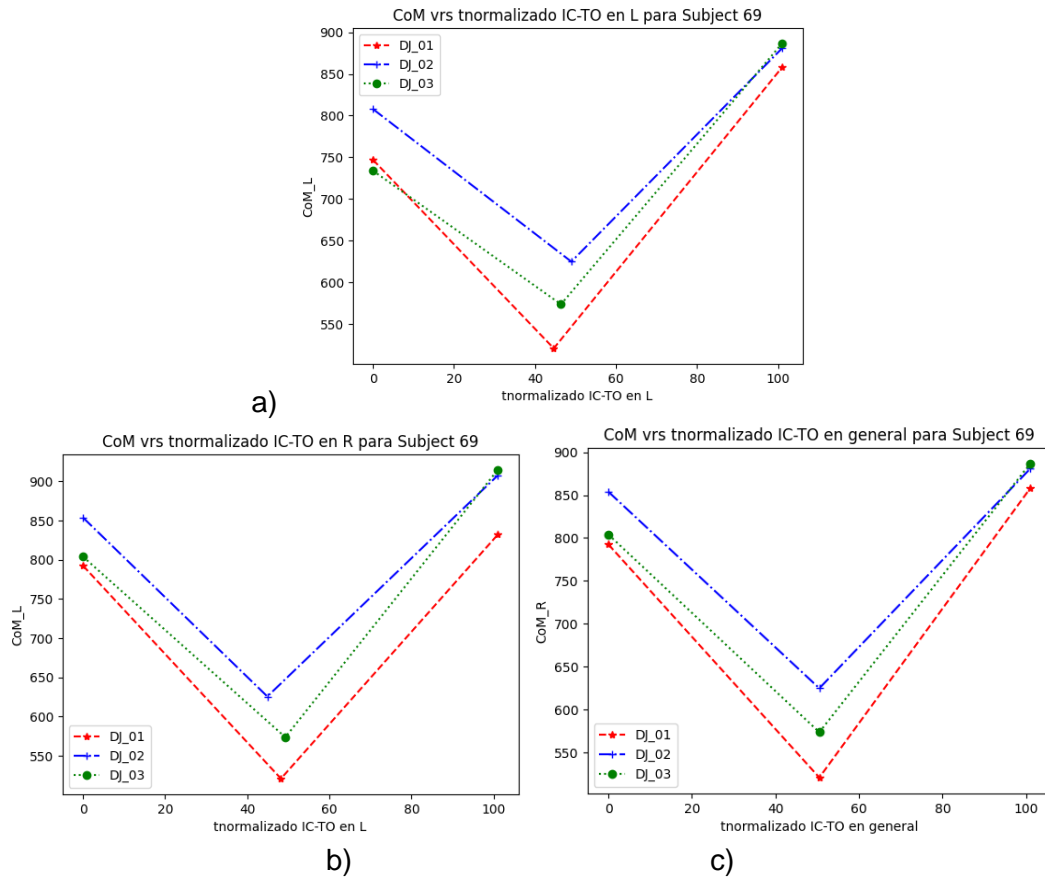


Figura 25. a) Gráfica del CoM con el tiempo normalizado para la extremidad derecha entre IC y TO, b) gráfica del CoM con el tiempo normalizado para la extremidad izquierda entre IC y TO, c) gráfica del CoM con el tiempo normalizado con criterio general (prueba bilateral) entre IC y TO, para el Sujeto 69. Las líneas de unión no representan el comportamiento entre etapas y se usan solo para facilitar la visualización.

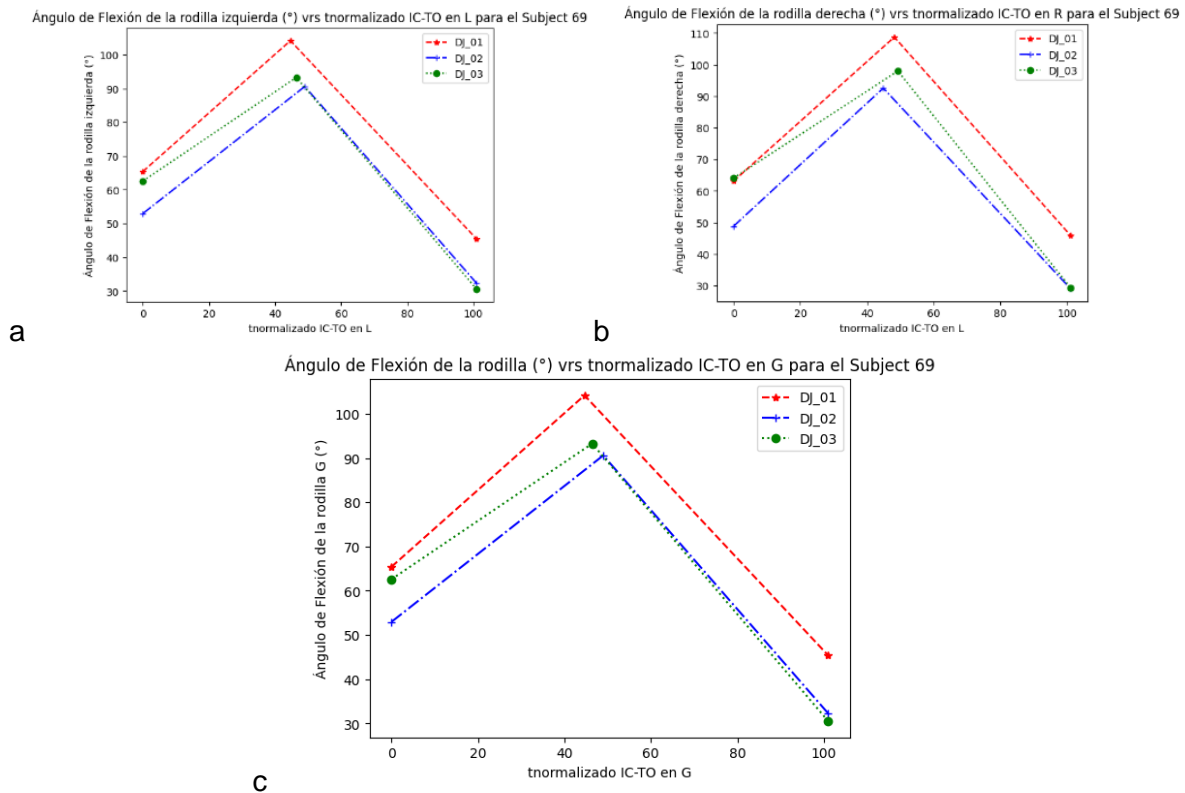


Figura 26. a) Ángulo de flexión de la rodilla con el tiempo normalizado para la extremidad derecha entre IC y TO, b) gráfica del ángulo de flexión de la rodilla con el tiempo normalizado para extremidad izquierda entre IC y TO, c) gráfica del ángulo de flexión de la rodilla con el tiempo normalizado con criterio general (prueba bilateral) entre IC y TO, para el Sujeto 69. Las líneas de unión no representan el comportamiento entre etapas y se usan solo para facilitar la visualización.

Con cada variable se encontró el promedio de los tres saltos por sujeto, la desviación estándar, la varianza y el rango. Los resultados para todos los participantes se presentan en el Anexo Excel sample_data22. Para todas las fases y etapas de interés se calcularon las diferentes variables previamente establecidas y se consolidaron en una base de datos con la que se realizó el análisis estadístico. Como consecuencia, se generaron diferentes gráficas y se hicieron tres tipos de estas, una para cada extremidad con el tiempo normalizado. En la Figura 27 (a) se puede observar el resultado del promedio de los tres saltos para la variable ángulo de Flexión de la rodilla para todos los participantes (15), unidos por una línea para facilitar la identificación de los puntos en las etapas definidas. Esto no significa que esta gráfica represente el comportamiento de la variable entre etapas, pero cada punto corresponde a una etapa. Para evaluar todo el comportamiento, se grafica el tiempo normalizado y la variable, sin discriminar por etapa. Resultado que se puede observar en la Figura 27 b. En la mayoría de los casos, la velocidad 0 ocurre primero que el máximo de flexión (MFK) o al mismo tiempo y solamente está invertido en 6,6% de los saltos. Todas las variables se evalúan de la misma manera, primero utilizando las etapas de interés y posteriormente, se revisa el comportamiento completo. Las gráficas completas de los valores continuos se pueden encontrar en el anexo Gráficas tiempo normalizado (Archivo Grafica t_norm all subjects_All.xlsx). Se identificó que cada variable tiene un comportamiento muy diferente al de la otra tanto intra como inter sujetos.

En las gráficas continuas, se observa una tendencia en la mayoría de las variables. En casos particulares donde esta tiene diferencias significativas entre los saltos, se puede identificar la desviación a través de estas gráficas (entre saltos) que son un complemento para el análisis. Cuando se realiza la comparación entre sujetos, en algunos casos como en el ángulo de valgus/varus (abducción/aducción) de la rodilla (dos extremidades), la tendencia de comportamiento no es tan clara y presenta diferencias entre sujetos; siendo diferente a la que observamos en la Figura 27 para el ángulo de flexión, tendencia que corrobora las diferencias significativas presentadas en la Tabla VI. Cuando los resultados son similares entre sujetos y hay una tendencia clara, se pueden identificar las desviaciones y evaluar si corresponde a una variable relevante que pueda incrementar el riesgo de sufrir una lesión de LCA. El complemento de las dos gráficas es de gran utilidad para las variables que presentan variaciones inter e intra-sujetos como el ángulo de abducción/aducción de la rodilla, que no tiene un patrón claro de comportamiento. La Figura 29 a) permite identificar los sujetos que tienen abducción o aducción en cada etapa y la b) confirmar el comportamiento continuo.

Por otra parte, se grafica la correlación y simetría de las dos extremidades, utilizando diagramas de dispersión, Q-Q y Bland-Altman por factor y etapa. En la Figura 28 a) se puede observar la correlación lineal para el ángulo de flexión de la rodilla derecha e izquierda y en b), para el mismo factor (flexión) en la etapa MKF, la simetría en los datos. En MKF y V0, con Bland-Altman (b), se identificó una concordancia entre las mediciones,

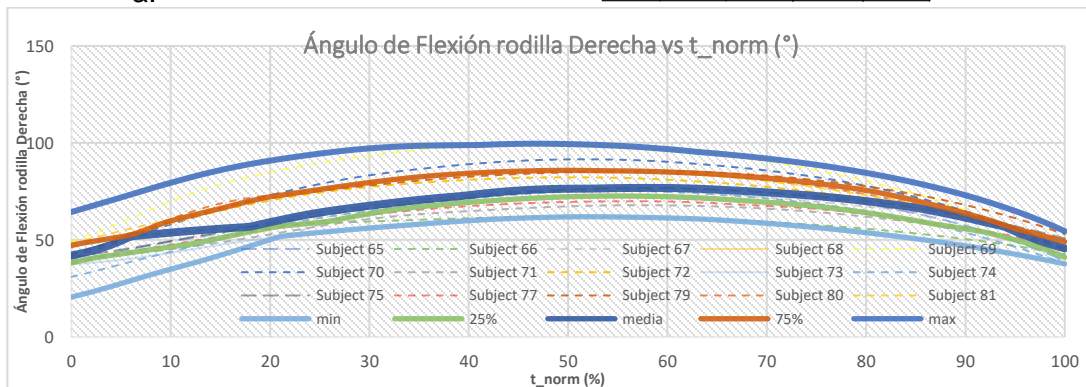
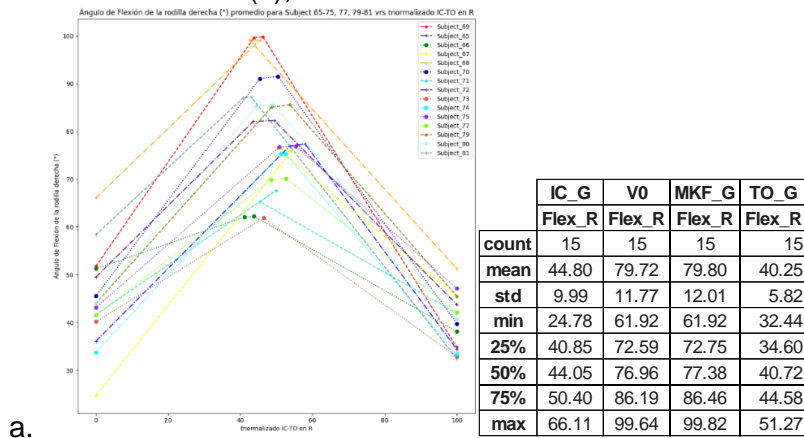


Figura 27. a) Ángulo de flexión de la rodilla con el tiempo normalizado para la extremidad derecha entre IC y TO en cada etapa para todos los participantes y saltos (Las líneas de unión no representan el comportamiento entre etapas y se usan solo para facilitar la visualización), b) Ángulo de flexión de la rodilla con el tiempo normalizado para extremidad derecha entre IC y TO para todos los participantes en la pierna derecha con datos continuos.

la dispersión de los datos es menor que la desviación estándar y no presenta error aleatorio ni valores atípicos. En las otras etapas (IC y TO), el gráfico para el ángulo de flexión obtuvo resultados similares. Aunque se encontró una concordancia en las mediciones de rodilla derecha e izquierda y la dispersión de los datos es menor que la desviación estándar, sí se presentaron valores atípicos con posible error aleatorio. Al realizar el mismo análisis para el factor Abducción/aducción, en todas las etapas se encuentran entre 1 y 2 datos por fuera de la desviación estándar que pueden ser considerados datos atípicos, tienen ángulos negativos y positivos (abducción, aducción) y tienen mayor dispersión, sin embargo, hay concordancia entre los datos de la rodilla derecha e izquierda.

Adicional a la gráfica de correlación, se calcula el coeficiente de correlación entre variables del grupo completo de participantes (15 sujetos). Se utiliza Spearman en el cual no se requiere un supuesto de normalidad. La correlación obtenida para el IC entre la variable CoM y el ángulo de flexión de la rodilla derecha (Flex_R) es negativa con rho igual a -0.6964 y la correlación es estadísticamente significativa (p-value = 0.0039). De la misma manera, se calculó la correlación entre el ángulo de flexión y abducción/aducción para las diferentes etapas. Como resultado, se encontró que la correlación es positiva para todas las etapas, sin embargo, solamente para V0, es estadísticamente significativa.

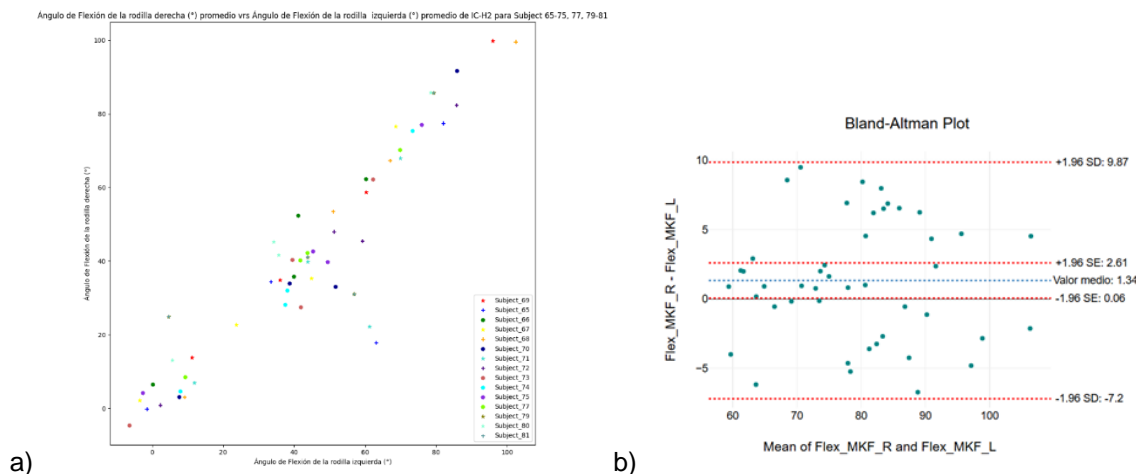
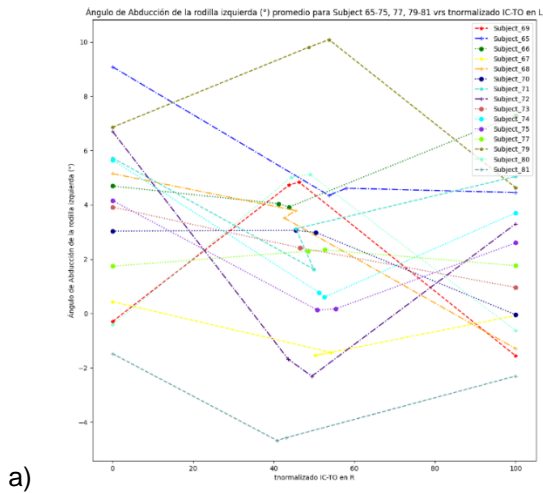
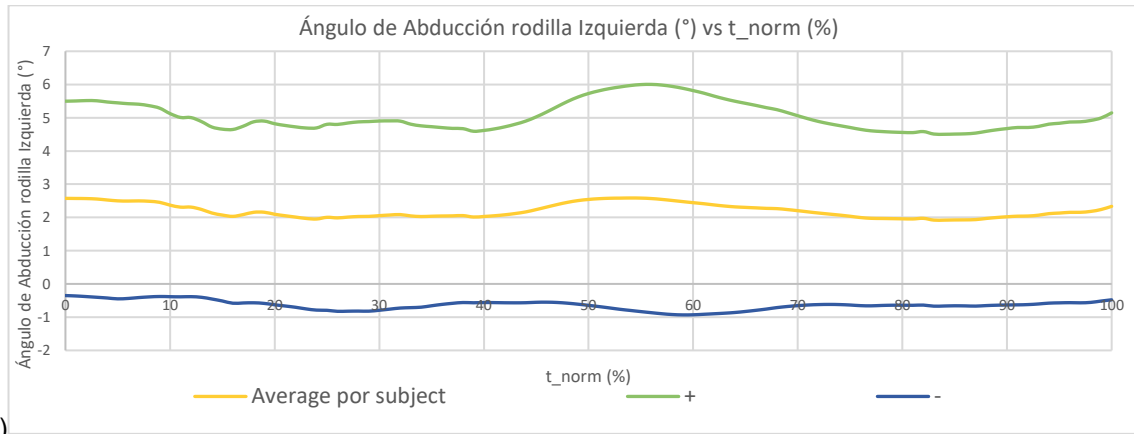


Figura 28. a. Gráfica del ángulo de flexión de la rodilla derecha vs izquierda para todos los participantes; b. Gráfico de Bland-Altman rodillas (D e I) en la etapa MKF.

La gráfica de dispersión para datos categóricos (swarmplot en la cual los puntos no se traslapan y que se agrupa por etapa para todos los participantes), es útil para identificar el comportamiento de cada variable entre los participantes. En la Figura 30 se presenta esta gráfica para la variable del ángulo de flexión de la rodilla izquierda. Como se puede observar, su comportamiento no parece tener una distribución normal. En la Figura 31, se presenta el gráfico boxplot para el ángulo de flexión de la rodilla derecha (a), izquierda (b) y del centro de articulación de la rodilla derecha (c). Las etapas IC, V0, MKF y TO presentan la menor cantidad de datos atípicos. También se puede observar que los datos de las etapas MKF y V0 tienen un comportamiento similar, con medias iguales para la rodilla izquierda (b) y similar para la derecha (a), además de un rango Inter cuartil igual en todos los casos. Estas gráficas se obtienen para todas las variables definidas. A diferencia de la Figura 31 a y b, V0 y MKF en c tienen la mayoría de los valores atípicos, lo que puede asociarse con el tipo de factor que se puede ver afectado por la altura del participante.



a)



b)

Figura 29. Gráfica del ángulo de abducción de la rodilla izquierda en el plano frontal para todos los participantes, a) Por etapas, b) continuo

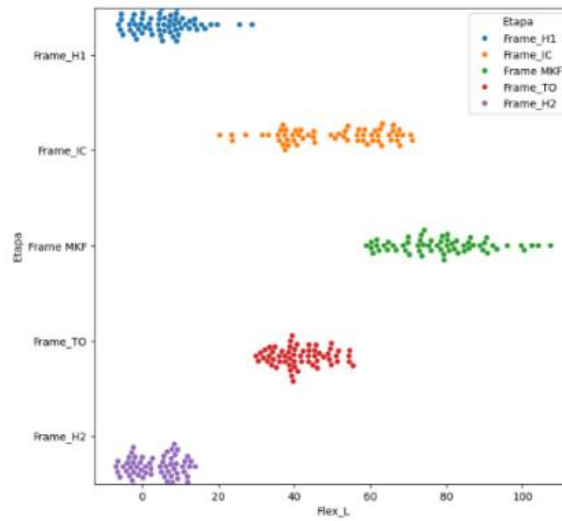


Figura 30. Gráfica Swarmplot por etapas de la variable ángulo de flexión de la rodilla izquierda para todos los participantes.

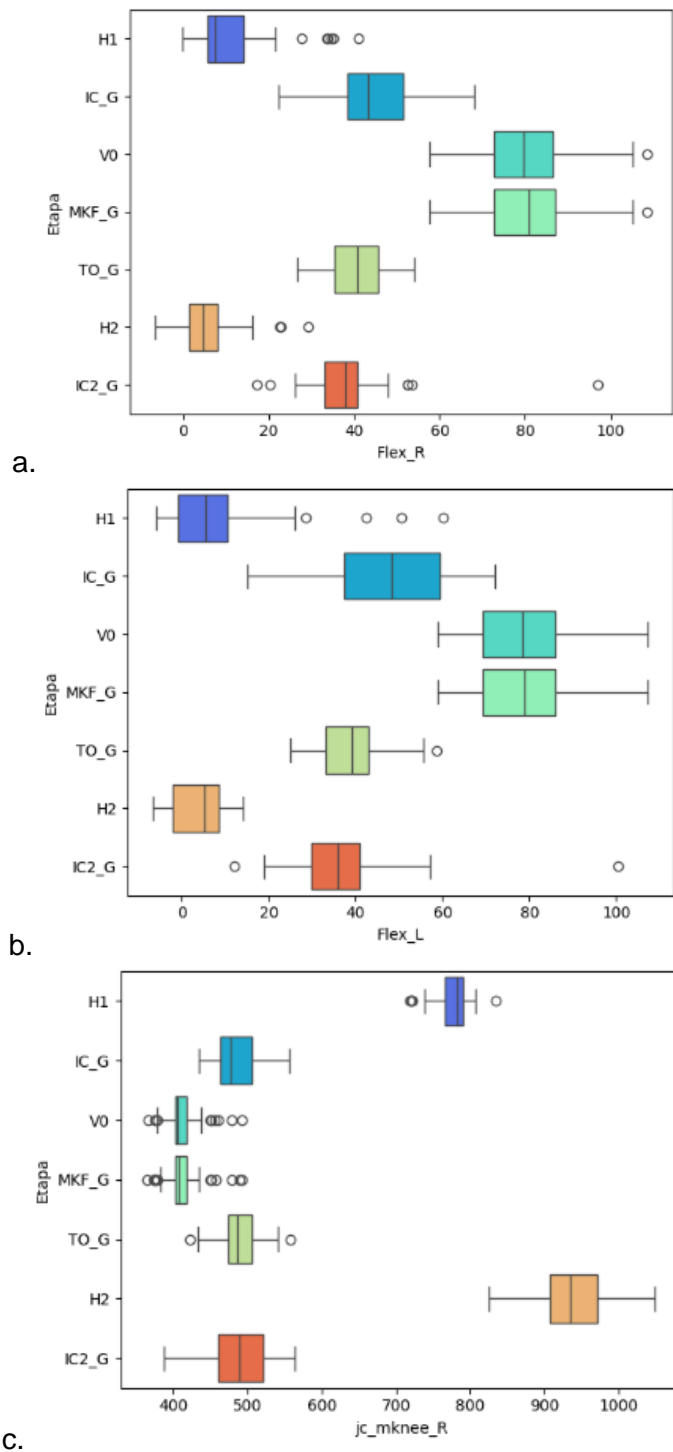


Figura 31. Boxplot agrupada por etapa a. Ángulo de flexión de la rodilla derecha que incluye todos los sujetos, b. ángulo de flexión de la rodilla izquierda, c. Centro de articulación de la rodilla derecha

Procesamiento y análisis de la información para identificar Factores relevantes

Boxplot Subject para las variables de interés. Se utiliza un gráfico de Cajas y Bigotes (Boxplot) para comparar los participantes que tuvieron lesión de ligamento cruzado anterior dentro del grupo de deportistas de alto rendimiento evaluados con el protocolo (15), que se identifica como LCA SI (naranja) y los que no habían tenido la lesión (LCA NO - azul). Se hizo el análisis para cada variable de interés. La primera evaluada, fue el ángulo de flexión de la rodilla izquierda (Flex_L) y derecha (Flex_R) en el plano sagital para el momento de contacto inicial (IC), el de máxima flexión de rodilla (MKF), la velocidad 0 (V0) y el despegue (TO). Los resultados se presentan en la Figura 32 y la Figura 33 para la extremidad derecha e izquierda, respectivamente. Se puede observar que la media de los tres saltos del ángulo de flexión para la rodilla que tuvo la lesión (derecha) del participante recuperado (LCA SI, Naranja), es cercana a la media de los demás participantes en los momentos de contacto inicial (IC) y despegue (TO), pero varía en el momento MKF y en V0, en el que se observa una disminución del ángulo de flexión con respecto a la media de los otros participantes. Por otro lado, se hizo el mismo ejercicio en la rodilla izquierda para evaluar si hay alguna diferencia en el comportamiento de esta. Los resultados de la Figura 33, muestran una tendencia similar en los momentos MKF y V0, pero en los momentos de contacto inicial y despegue, el ángulo de flexión de la rodilla izquierda tiende a incrementar con respecto a los demás participantes. En los sujetos que no han sufrido la lesión, las gráficas de bigotes son aparentemente simétricas, solo hay un dato atípico y la media está ubicada cerca de la mitad del rango Inter cuartil. Lo anterior aparentemente indica que los datos podrían tener una distribución normal para esta variable. Continuando con los resultados, el rango Inter cuartil de flexión de la rodilla derecha e izquierda para el IC oscila entre 37 y 59°, siendo un poco menor el rango de la rodilla derecha (38,5 a 51°). Tal como se identificó con el análisis descriptivo y la prueba de Friedman, hay una diferencia estadísticamente significativa entre las diferentes etapas del DJ. Consecuentemente, se puede observar que el rango del ángulo de flexión cambia para MKF, el cuál oscila entre 73 y 89° para las dos rodillas. Al revisar los resultados del participante que sufrió la lesión, se observa una disminución del rango, que oscila entre 65 y 70°. Se encontró mayor diferencia entre saltos evaluados en la rodilla derecha (lesión). Los rangos en los que oscila el ángulo de flexión (Flex_R y Flex_L) son muy similares entre etapas, como se puede observar en la Figura 38 en la que están los ángulos de derecha e izquierda sobrepuestos. En la Figura 36 se puede observar que las etapas en las que más varía el ángulo de flexión al agrupar por LCA son MKF y V0 y se presenta una desviación de la media en los dos contactos iniciales (IC, IC2). El momento TO parecería estar entre el rango para la rodilla derecha, pero al revisar el comportamiento de la izquierda, se observa también una desviación (Figura 40). También se presenta un gráfico stripplot y boxplot mezclado por etapas que incluye todos los saltos realizados por los 15 participantes para visualizar como se distribuyen los datos (Figura 39). Sumado a lo anterior, se realizó un gráfico y el respectivo análisis del comportamiento de la variable en los saltos de los participantes con el tiempo normalizado, para que sea comparable. En este, se encontró que la flexión máxima de la rodilla ocurre después de llegar a la velocidad 0 en el 97% y 93% de los casos para la rodilla derecha e izquierda, respectivamente. A pesar de tener como hipótesis que la flexión máxima ocurre en el mismo tiempo en el que el cuerpo tiene velocidad cero, en la gráfica y análisis se puede observar que en algunos casos no sucede. MKF ocurre primero en el 20% de los casos (promedio de los 3 saltos de cada participante), en el 73,3% sucede primero V0 y en 6,7%, al tiempo. La diferencia es mínima y oscila entre 1 y 3 fotogramas. Sin embargo, sería interesante evaluar si esta diferencia (fotogramas) se puede considerar simetría en un ejercicio rápido como el DJ o si el fotograma promedio (G) genera una diferencia al evaluarlo. El contacto inicial (IC), que

corresponde al punto 0 del tiempo normalizado, presenta mayor variación que el TO, esto puede ocurrir debido a la naturaleza del salto; en el IC busca la estabilidad al aterrizar y en el TO, el cuerpo busca la estabilidad para despegar, pero ya ha logrado una estabilidad inicial en la fase de aterrizaje. Los resultados se deben corroborar con una muestra mayor de participantes que presenten la lesión, sin embargo, se podría considerar relevante por presentar una variación inicial. La variable ángulo de flexión de la rodilla (Flex_R y Flex_L) es relevante para ser evaluada en el protocolo en las etapas IC, MKF, V0 y TO.

Otro análisis interesante con los resultados de la variable (flexión) es el momento en el que ocurre la flexión máxima de la rodilla; la hipótesis inicial planteada era que esta ocurría en el punto medio o cercano al 50% del tiempo entre IC y TO. En este caso, la flexión máxima y la velocidad 0 ocurren en el 95,5% de los casos (45 saltos) entre el 40 y el 60% del tiempo (normalizado) para las dos rodillas, es decir, en la parte intermedia de la fase de aterrizaje entre IC y TO. Probando que la hipótesis, aunque no se obtiene en el 50% exacto, sí está comprendida en un rango de 50% +/- 10% del avance del tiempo en la fase de aterrizaje. En las gráficas obtenidas para cada sujeto por salto, se puede observar en detalle esta condición.

Tabla VIII

TABLA ANÁLISIS DESCRIPTIVO PARA LAS VARIABLES CENTRO DE MASA (COM), ÁNGULO DE FLEXIÓN DE LA RODILLA DERECHA E IZQUIERDA (FLEX_R Y FLEX_L) Y ÁNGULO DE ABDUCCIÓN DE LA RODILLA DERECHA E IZQUIERDA (RABDUKNEE_R, RABDUKNEE_L).

| index | Etapa IC_G | | | | | Etapa MKF_G | | | | |
|-------|------------|--------|--------|-------------|-------------|-------------|--------|--------|-------------|-------------|
| | CoM | Flex_R | Flex_L | RAbduKnee_R | RAbduKnee_L | CoM | Flex_R | Flex_L | RAbduKnee_R | RAbduKnee_L |
| count | 15 | 15 | 15 | 15 | 15 | 15 | 15 | 15 | 15 | 15 |
| mean | 868.80 | 44.80 | 47.86 | 3.50 | 3.66 | 724.46 | 79.80 | 78.46 | 1.90 | 2.35 |
| std | 51.38 | 9.99 | 13.22 | 3.79 | 3.09 | 74.42 | 12.01 | 12.12 | 3.48 | 3.55 |
| min | 793.46 | 24.78 | 18.99 | -2.80 | -1.48 | 572.93 | 61.92 | 60.28 | -4.49 | -4.58 |
| 25% | 832.14 | 40.85 | 40.54 | 1.37 | 1.09 | 681.50 | 72.75 | 69.00 | -0.41 | 0.38 |
| 50% | 855.39 | 44.05 | 44.80 | 3.23 | 4.16 | 727.92 | 77.38 | 78.50 | 0.94 | 2.98 |
| 75% | 914.96 | 50.40 | 58.78 | 5.91 | 5.69 | 792.80 | 86.46 | 85.80 | 3.52 | 4.27 |
| max | 947.15 | 66.11 | 68.51 | 9.30 | 9.08 | 838.33 | 99.82 | 102.40 | 9.62 | 10.09 |

| index | Etapa V0_G | | | | | Etapa TO_G | | | | |
|-------|------------|--------|--------|-------------|-------------|------------|--------|--------|-------------|-------------|
| | CoM | Flex_R | Flex_L | RAbduKnee_R | RAbduKnee_L | CoM | Flex_R | Flex_L | RAbduKnee_R | RAbduKnee_L |
| count | 15 | 15 | 15 | 15 | 15 | 15 | 15 | 15 | 15 | 15 |
| mean | 722.89 | 79.72 | 78.27 | 1.97 | 2.28 | 904.15 | 40.25 | 39.46 | 3.28 | 1.85 |
| std | 73.94 | 11.77 | 12.12 | 3.43 | 3.44 | 38.94 | 5.82 | 6.55 | 3.79 | 2.85 |
| min | 572.16 | 61.92 | 60.05 | -4.51 | -4.68 | 830.58 | 32.44 | 32.84 | -5.07 | -2.31 |
| 25% | 680.56 | 72.59 | 68.84 | -0.51 | 0.45 | 879.21 | 34.60 | 35.12 | 0.97 | -0.35 |
| 50% | 725.44 | 76.96 | 77.87 | 1.81 | 2.42 | 907.06 | 40.72 | 36.67 | 3.44 | 1.76 |
| 75% | 787.41 | 86.19 | 85.30 | 3.54 | 4.19 | 924.04 | 44.58 | 42.85 | 5.44 | 4.08 |
| max | 838.68 | 99.64 | 102.45 | 9.25 | 9.80 | 977.02 | 51.27 | 55.90 | 9.61 | 7.29 |

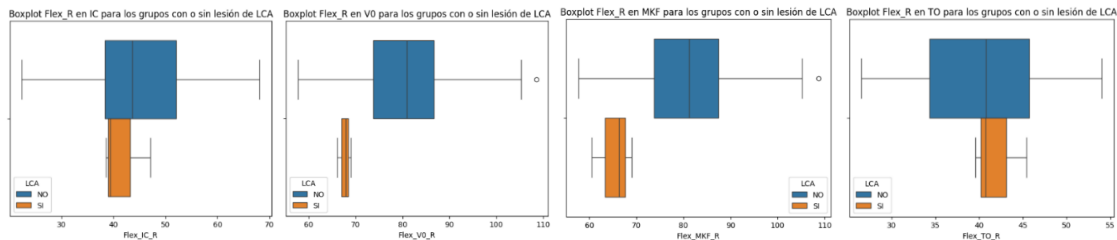


Figura 32. Boxplot del ángulo de flexión de la rodilla derecha en IC, MKF, V0 y TO para los grupos con o sin lesión de LCA

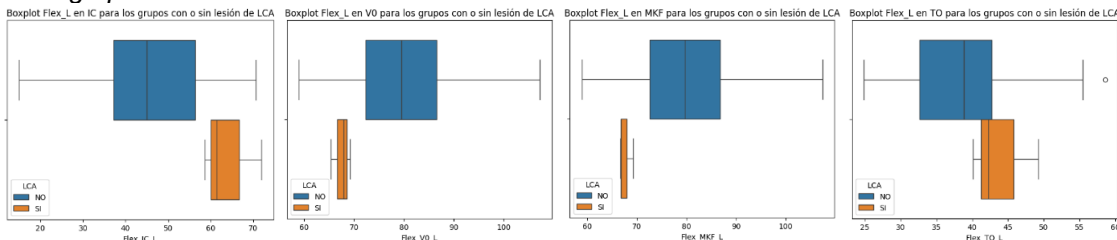


Figura 33. Boxplot del ángulo de flexión de la rodilla izquierda en IC, MKF, V0 y TO para los grupos con o sin lesión de LCA

De una forma similar, se analizaron los resultados para las variables de varo/valgo (RAbduKnee) en la rodilla derecha e izquierda (R, L) que corresponde al ángulo de abducción de la rodilla y se mide en el plano frontal. En las Figuras 33 y 34 se presentan los resultados de la rodilla derecha y la izquierda, respectivamente. Al comparar los resultados obtenidos en las 4 etapas para las dos rodillas, se puede observar que, en la rodilla derecha, el participante que tuvo la lesión obtuvo valores que se encuentran en el rango Inter cuartil de los demás participantes, incluso, en TO, obtuvo casi el valor de la media de la población. Sabiendo que la mayoría de los participantes (86,6%) consideran la pierna derecha como dominante y pertenecen a un grupo de deportistas de alto rendimiento, es posible creer que no tiene relevancia al evaluar la derecha, sin embargo, al analizar los resultados de la rodilla izquierda, se puede observar que ya no se encuentra en el rango Inter cuartil en IC y TO. Teniendo en cuenta que la abducción de la rodilla puede presentarse solamente en una de las extremidades y que, con una sola rodilla que presente un ángulo de abducción/aducción se puede aumentar el riesgo de sufrir una lesión al aterrizar. Esto se debe a que el peso del cuerpo se distribuye de forma diferente al no estar alineado con la vertical y puede generar esfuerzos o sobrecargas en la articulación que no son adecuados. Aunque esta variable puede parecer menos relevante en los resultados por estar dentro del rango o no estar tan alejada de la población, puede ser un factor importante y decisivo en personas que no sean deportistas de alto rendimiento. También, cuando hay una dominancia de tronco. Como este protocolo se plantea para cualquier tipo de población, incluyendo hombres, mujeres, deportistas de alto rendimiento u ocasionales y no deportistas, al presentar esta variación entre las rodillas en un grupo con alto entrenamiento neuromotor, se considera una variable que debe ser analizada y se debe incluir en el protocolo y en el análisis realizado con las herramientas desarrolladas como un factor biomecánico relevante. Es importante recordar que esta variable presenta dispersión y datos atípicos que pueden afectar la media y los rangos inter-cuartiles, además de tener datos negativos y positivos (varo/valgo).

Para complementar el análisis, de la misma manera en la que se analizó la Flexión de la rodilla, se consideró el gráfico de cajas y bigotes del ángulo de abducción/aducción sobre puesto para las dos rodillas. También se evidencia una similitud entre los rangos de las dos rodillas (RAbduKnee_R y RAbduKnee_L), pero en este caso, sí hay una variación mayor entre los dos, principalmente en la etapa de contacto inicial (IC, IC2), en la máxima flexión de rodilla (MKF) y el momento de despegue (TO). Asimismo, también es importante resaltar que el ángulo tiene un valor negativo cuando se presenta valgo o abducción de la tibia, es decir, que la rodilla tiende a acercarse al centro del cuerpo y a la otra rodilla, mientras que el ángulo positivo, representa lo contrario, que se conoce como varo, cuando la rodilla tiende a alejarse de la otra y la tibia está en aducción. El cuerpo busca que la articulación esté alineada en la caída (cerca de cero en esta variable), sin embargo, esto varía con entrenamiento neuromotor y depende de algunas características físicas del desarrollo de la persona (Valgo o varo). En esta población, se encontró que la media de todos los participantes presenta un ángulo de aducción de la tibia o de varo (+) en las etapas IC y TO, tanto para la rodilla derecha como para la izquierda, es decir, tienden a alejar las rodillas en el momento del primer contacto y del despegue. En el momento de máxima flexión (MKF) y velocidad 0 (V0) tienden a estar más alineados (positivo, pero más cerca de cero). Como se mencionó previamente, esto puede estar relacionado con las características de este grupo deportista de alto rendimiento. El participante que sufrió la lesión de la rodilla derecha presenta una mayor aducción en la rodilla izquierda que está fuera del rango Inter cuartil, en IC y TO. Para la derecha, aunque está en el rango, sí presenta mayor varo que la media en el IC. En la etapa MKF, el ángulo está más cercano a cero (más alineado) en la rodilla

derecha y la izquierda, está con la media de todos los demás participantes. El rango de variación en IC y TO es mayor con respecto a MKF y V0, pero en general tienen una distribución relativamente simétrica (bigotes), aunque la media se encuentra más cercana a uno de los límites del rango, como se puede observar en la figura 34 y 42.

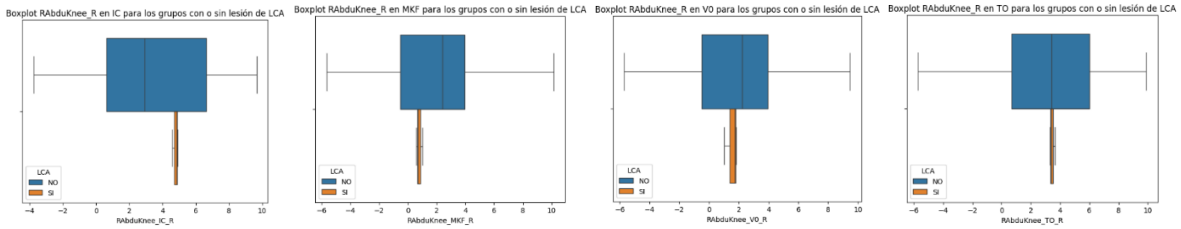


Figura 34. Boxplot del ángulo de Abducción de la rodilla derecha en IC, MKF, V0 y TO para los grupos con o sin lesión de LCA

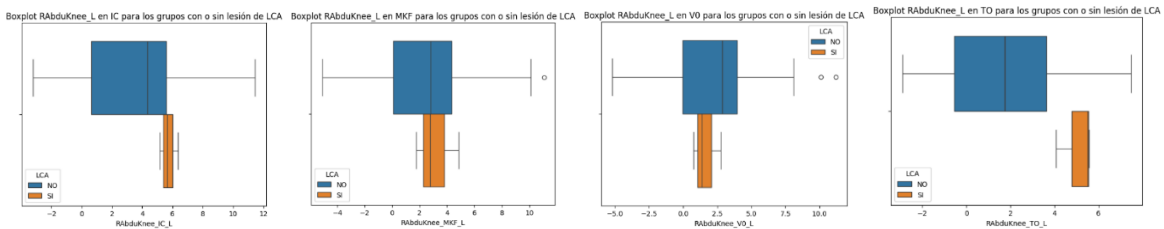


Figura 35. Boxplot del ángulo de Abducción de la rodilla izquierda en IC, MKF, V0 y TO para los grupos con o sin lesión de LCA

En la Figura 43 se presentan todos los puntos en una gráfica que combina un stripplot con un gráfico de cajas y bigotes (boxplot). Se puede observar que en las diferentes etapas de interés para esta variable se presentan resultados menores a cero (valgo) y mayores a cero (varo). Los valores más negativos y los más positivos del ángulo se presentan en las etapas MKF y V0, indicando una posible tendencia de no alineación de las articulaciones en la etapa de aterrizaje. Esto podría ser evaluado para verificar si existe o no una tendencia particular del participante durante la caída que lo haga más propenso a sufrir una lesión de LCA. En la mayoría de los casos, los participantes siguen una tendencia similar en todos los saltos, aunque pueden variar los valores de la variable, la tendencia sí es la misma, como se observa en la Figura 44 (3 por cada color), para la rodilla derecha como para la izquierda de cada sujeto. Esta gráfica corresponde al resultado de la captura óptica de la variable del ángulo de abducción/aducción con respecto al tiempo normalizado para todos los saltos de los 15 participantes. En la gráfica, a diferencia de la anterior variable de flexión, no hay homogeneidad en el comportamiento del ángulo entre todos los participantes, la variación que presenta cada participante debe ser parte del análisis que se realice después de seguir el protocolo de la prueba. Por ejemplo, el sujeto 77 tiene una característica particular, es el único que presenta una tendencia diferente en la rodilla derecha (entre saltos), pero se mantiene en un ángulo negativo (valgo), en el que tiende a acercar la rodilla del punto en el que está alineado, pero en la rodilla izquierda, tiene un ángulo positivo, en el que se aleja a la otra rodilla. Este análisis es interesante porque se puede evaluar caso por caso la tendencia, que será la parte preliminar del análisis de las siguientes variables, el centro de articulación de la rodilla y del tobillo.

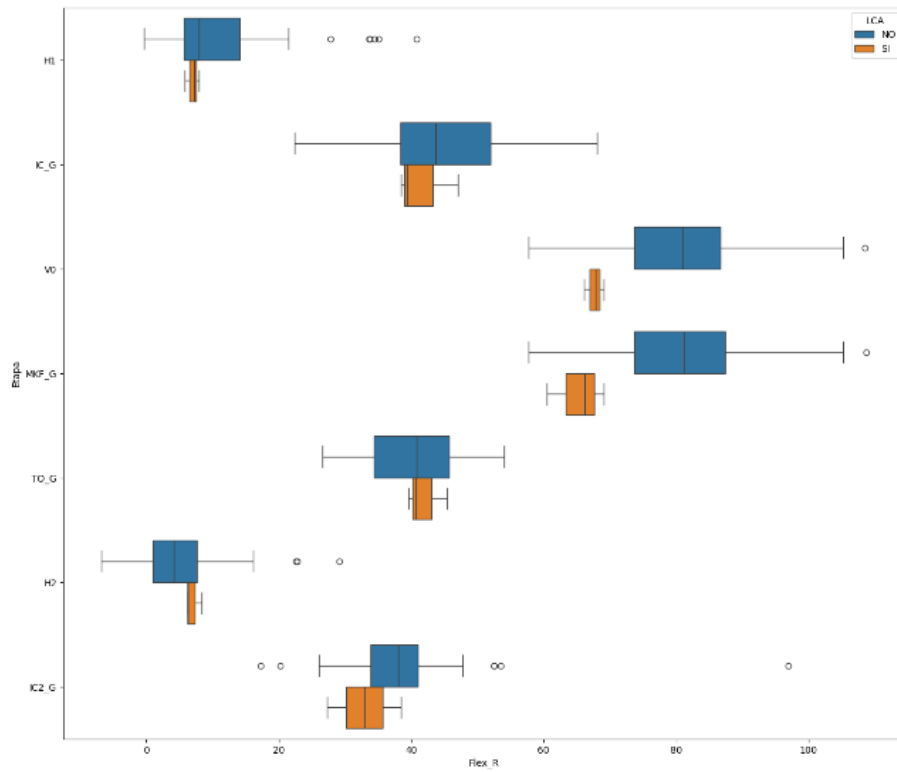


Figura 36. Boxplot por etapas del ángulo de Flexión de la rodilla derecha comparando entre grupo con y sin lesión (azul – NO LCA)

| Rodilla | Promedio Pico de Ángulo de Abducción de Rodilla (°) | Desviación estándar (°) |
|-----------|---|-------------------------|
| Derecha | 0.39 | 3.34 |
| Izquierda | 0.11 | 2.73 |

| Rodilla | Promedio Ángulo de Flexión máxima de la rodilla Rodilla (°) | Desviación estándar (°) |
|-----------|---|-------------------------|
| Derecha | 80.06 | 11.98 |
| Izquierda | 78.72 | 12.11 |

Figura 37. Promedio y desviación estándar del ángulo de abducción en el pico de abducción y en la flexión máxima.

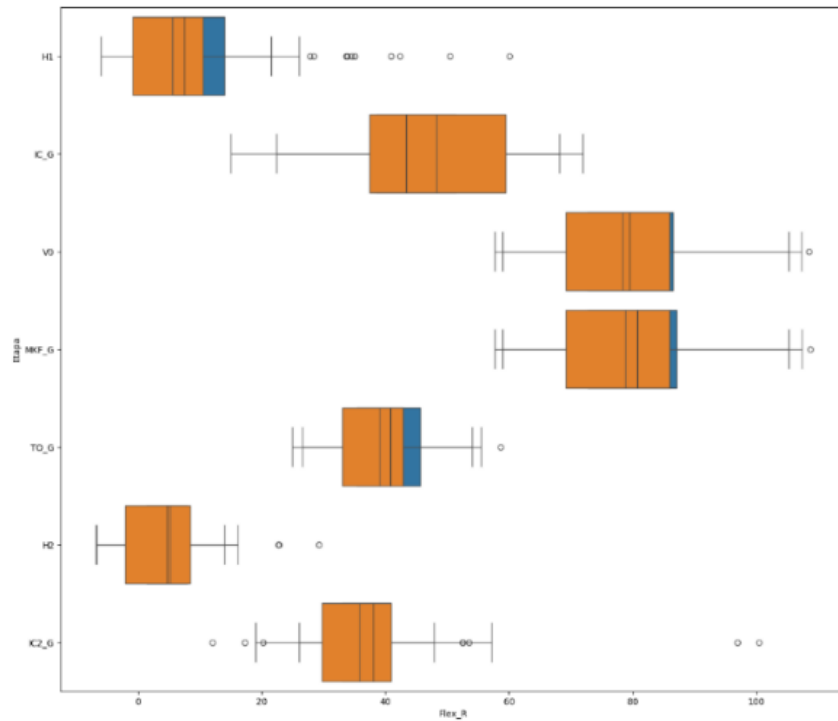


Figura 38. Gráfica Boxplot por etapas del ángulo de Flexión de la rodilla derecha e izquierda sobre puestas.

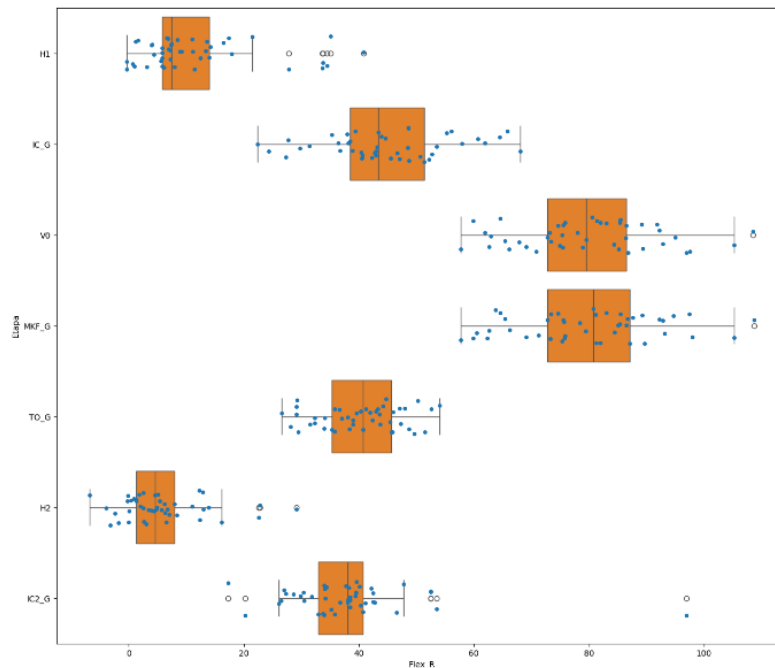


Figura 39. Stripplot y boxplot del ángulo de flexión de la rodilla derecha por etapas

Continuando con las variables, se evaluaron el centro de articulación de la rodilla y del tobillo para la extremidad derecha e izquierda. La distancia entre los centros de articulación de la rodilla y del tobillo se deben evaluar para conocer si hay una tendencia del participante

a acercar o alejar las rodillas en una actividad dinámica como es el aterrizaje en un salto de caída libre (hipótesis planteada). Este centro de articulación es el complemento del análisis de la variable del ángulo de Abducción/Aducción; también se evalúa en el plano frontal. Los resultados para los centros de articulación derecho e izquierdo de la rodilla y del tobillo están en un rango similar para cada etapa como se puede observar en la Figura 45 (a y b). En este caso, se deben analizar los resultados del centro de articulación de la rodilla (jc_mknee) en IC y TO para saber si hay una asimetría significativa al caer o despegar porque esta variable captura la posición vertical del centro de articulación en las diferentes etapas. Como hipótesis se planteó que el centro de articulación derecha e izquierda de la rodilla y el tobillo debían ser muy similares en todos los momentos, para saber si estaban alineadas las dos rodillas y los dos tobillos en el plano frontal. Las etapas de contacto inicial (IC) y de despegue (TO), son críticas porque son puntos de apoyo. En las etapas V0 y MKF, se evidencia una gran cantidad de datos atípicos, razón por la cual se debe evaluar en este punto también. De forma similar, el centro de articulación del tobillo tiene diferencias en el rango de los momentos IC, V0, MKF y TO. Con el fin de saber la repetibilidad del ensayo, se analizaron los valores del centro de articulación que servirá para evaluar posteriormente las distancias entre los centros de articulación (calculado).

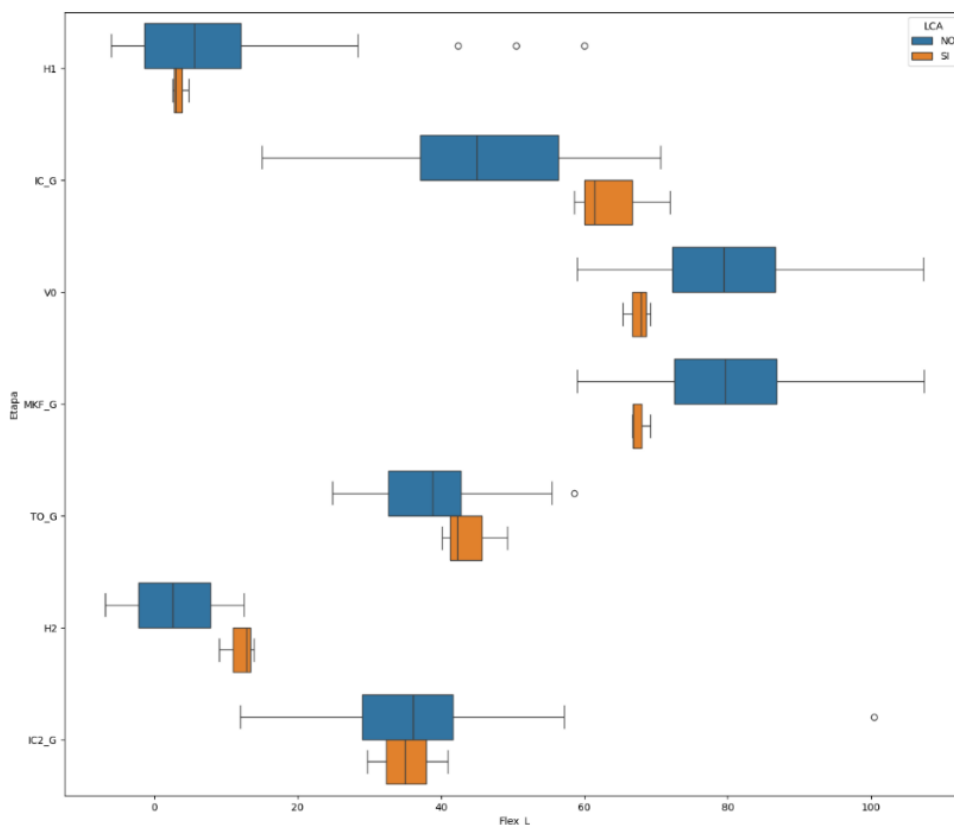


Figura 40. Boxplot por etapas del ángulo de Flexión de la rodilla izquierda agrupado por participantes con y sin lesión (azul, LCA NO).

Por último, se evaluó la variable del centro de masa (CoM) en los puntos de interés H1 y H2 para el cálculo del índice de fuerza reactiva RSI. Asimismo, se evaluó también en el punto de flexión máxima (MKF) y velocidad cero (V0) porque otra de las hipótesis planteadas era que el CoM en la flexión máxima correspondía a la posición vertical mínima del CoM. Como se puede observar, en este caso no hay lateralidad porque se evalúa la posición vertical del centro de masa, que es única. En la Figura 46, se encontró que la posición vertical más baja del CoM se encuentra en la etapa MKF o V0. Cuando se evalúan los valores de la media de la población por etapa y el cambio entre etapas contiguas para el participante recuperado (LCA Sí) y los demás, se evidencia que este sujeto está por fuera del promedio, pero no es adecuado comparar los valores porque estos pueden estar afectados por la estatura de la persona. Aunque no sea adecuado revisar los valores, sí se puede comparar con el mismo sujeto. En este caso, la posición vertical de CoM para el participante varía en menor medida que la media entre las etapas de IC y V0 y la velocidad 0, corresponde al punto más bajo del CoM para este participante. También se grafica el comportamiento de esta variable para todos los sujetos y para los tres saltos de cada uno. Todos los saltos de los sujetos tienen una tendencia similar. Solamente 3 de los 45 datos se encuentran fuera del rango entre 40 y 60% de avance del tiempo.

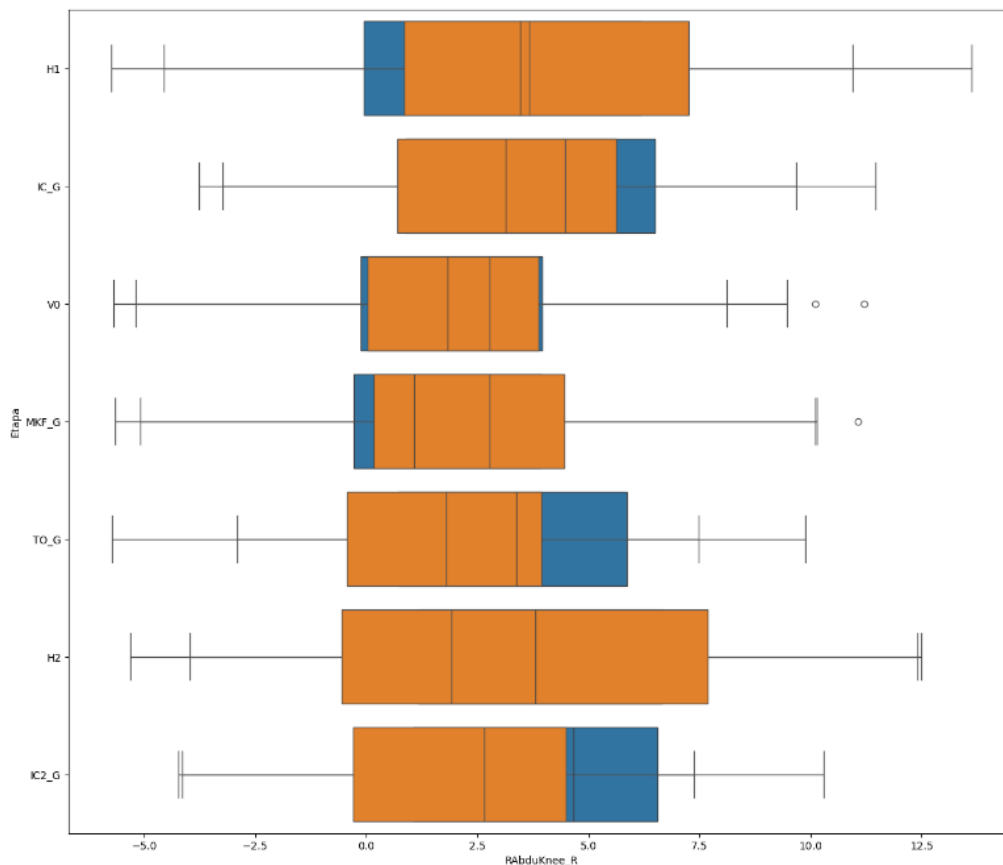


Figura 41. Boxplot por etapas del ángulo de Abducción/Aducción de la rodilla derecha e izquierda sobre puestas.

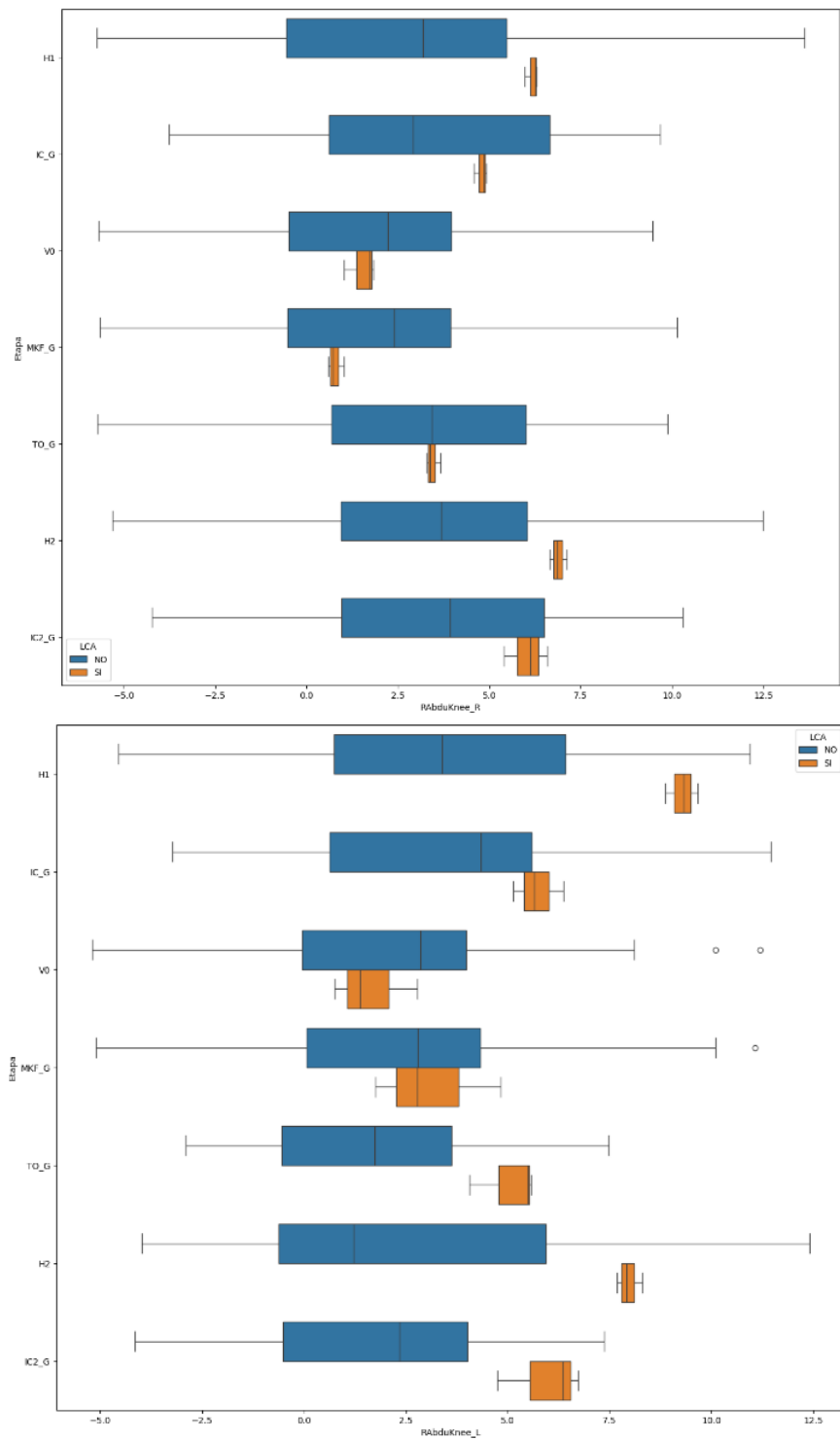


Figura 42. Boxplot por etapas del ángulo de Abducción/aducción de la rodilla derecha comparando entre grupo con y sin lesión (azul – NO LCA)

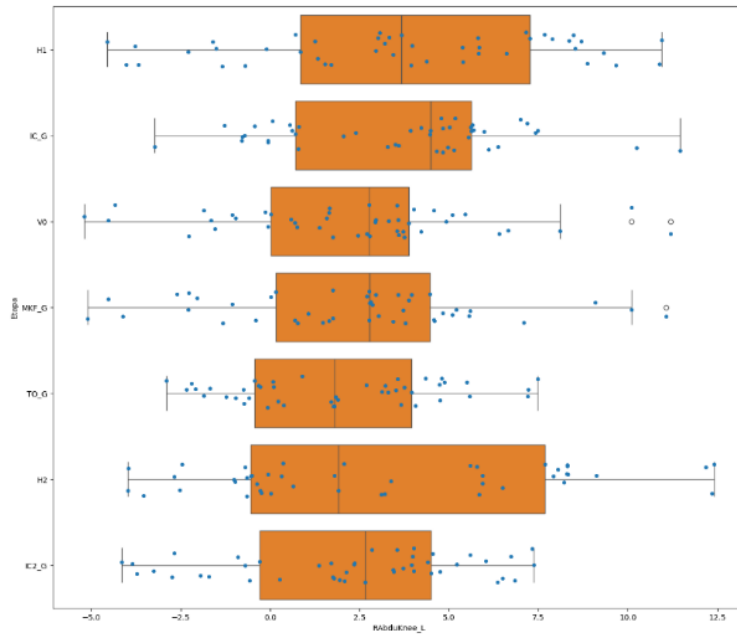


Figura 43. Stripplot y boxplot del ángulo de abducción/Aducción (varo/valgo) de la rodilla izquierda por etapas para todos los sujetos.

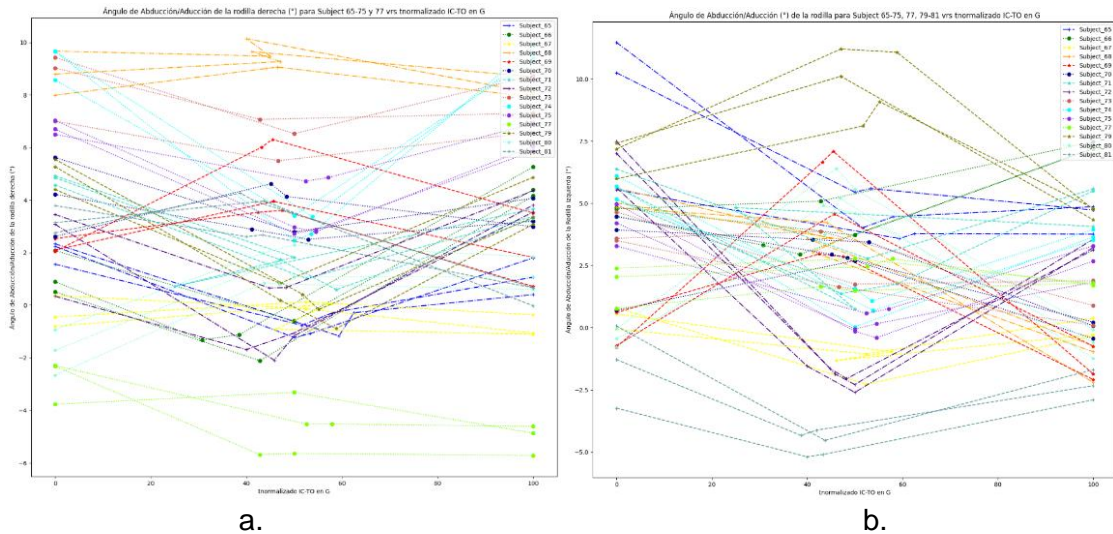
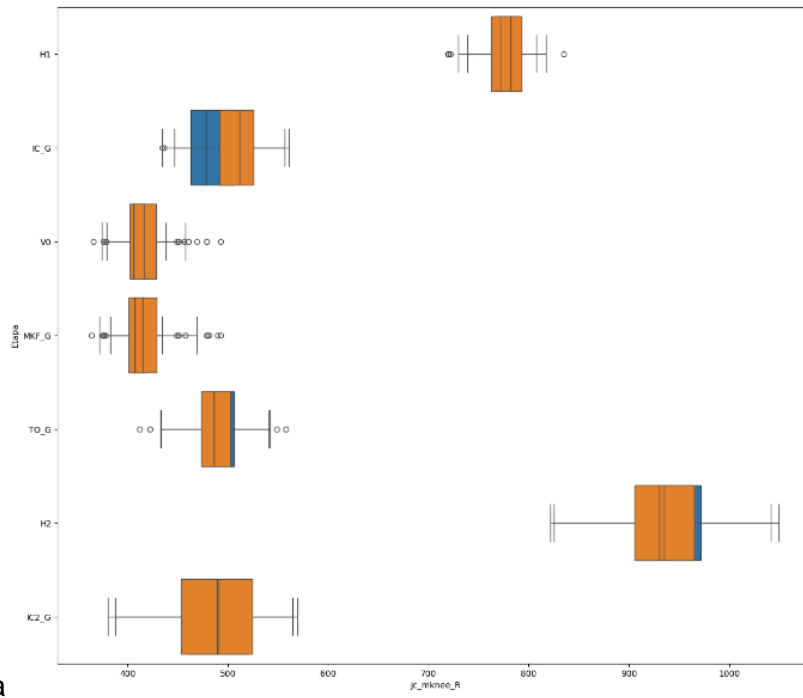
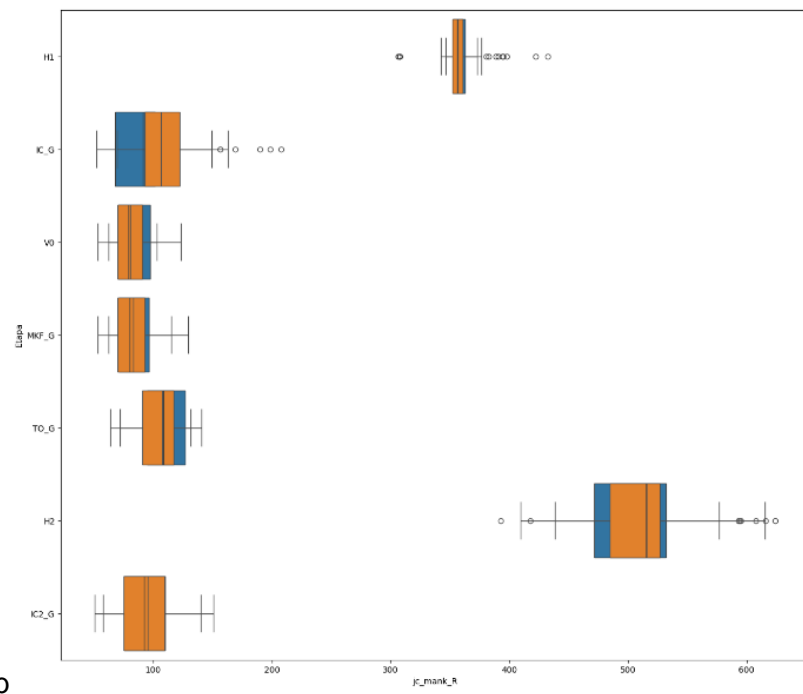


Figura 44. Gráfica de etapas definidas IC, MKF, V0 y TO para las variables RABduKnee_R (a) y RABduKnee_L (b) con tiempo normalizado. Cada sujeto corresponde a un color y son 3 saltos. Nota: Las uniones no corresponden al comportamiento de la variable entre etapas, solo se usa para visualizar de manera sencilla los puntos asociados a cada sujeto.



a



b

Figura 45. Boxplot por etapas del centro de articulación de la rodilla derecha e izquierda sobre puestas (a) y del centro de articulación del tobillo derecho e izquierdo (b).

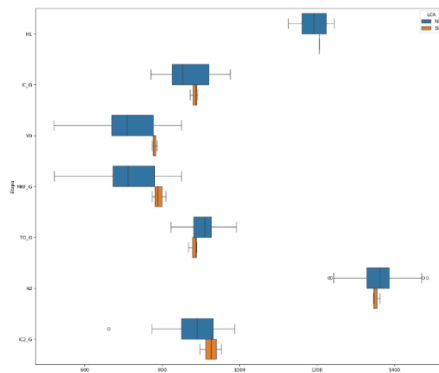


Figura 46. Boxplot por etapas del CoM comparando entre grupo con y sin lesión (azul – NO LCA)

Otra variable importante en estas etapas es la activación muscular que se captura utilizando electromiografía de superficie. Una de las condiciones asociadas al aumento del riesgo de lesión de LCA es la dominancia de cuádriceps, por esta razón, la primera hipótesis es que la activación del vasto medial y vasto lateral ocurre antes que la del Bíceps femoral y semitendinoso para la etapa de IC en el participante que presentó la lesión. La segunda, que la activación de una de las dos extremidades en IC es anterior a la otra. La última, estaría evaluando la dominancia de una de las piernas en el aterrizaje. Como se puede observar en la Figura 48, el participante que sufrió la lesión de LCA presenta actividad en los cuádriceps (vasto medial y vasto lateral) de la pierna derecha y después se activan los isquiotibiales de la misma pierna (bíceps femoral y semitendinoso). Esta diferencia se presenta en los tres saltos. Al compararla con otro de los participantes, el sujeto 81 presenta una actividad simultánea en los cuádriceps e isquiotibiales, como se observa en la Figura 47. Los participantes que tienen la activación del cuádriceps primero, como el Sujeto 70, podrían tener un riesgo mayor de sufrir en un futuro lesión de LCA por la dominancia de los cuádriceps cuya contracción ocasiona que la tibia avance sin contrarrestar la fuerza ejercida a través de los isquiotibiales, generando así un esfuerzo adicional sobre el LCA. En este estudio, se encontró que los cuádriceps y los isquiotibiales se activan al tiempo en el 39,2% de los saltos, en el 35,3% se activan primero los isquiotibiales y en el 25,5%, los cuádriceps. En la mayoría de los casos, la amplitud de la señal eléctrica de los cuádriceps es mayor que la de los isquiotibiales. Esta condición se podría evaluar con mayor cantidad de participantes que hayan sufrido la lesión, utilizando el protocolo y comparándolo con un grupo control. En estas mismas Figuras, se encuentra que los cuádriceps de la pierna derecha se activan antes que, en la pierna izquierda, generando también una diferencia entre la dominancia de la pierna derecha sobre la izquierda. Se puede observar también en otros sujetos que tienen la pierna izquierda como dominante, los músculos de esta se activan antes que los de la derecha. Esto puede deberse a la naturaleza de la prueba y a la pierna que se levanta en la caída del DJ, sin embargo, es una variable que puede ser de interés para definir la importancia de la dominancia de una de las piernas y qué tan relevante puede ser en el riesgo de sufrir una lesión en el futuro.

Adicionalmente, se evalúa la correlación entre diferentes variables para las cuatro etapas definidas. Se utiliza Pearson en Python, en el que la correlación es estadísticamente significativa si el p-valor es menor a 0.05. Al evaluar la correlación entre la flexión y la abducción de la rodilla en el momento IC, en MKF y en TO, se obtuvo que la correlación es positiva, pero no es estadísticamente significativa, sin embargo, en el momento de V0, la correlación sí es estadísticamente significativa y es positiva, es decir, cuando el ángulo de flexión aumenta, la abducción también lo hace en esa etapa.

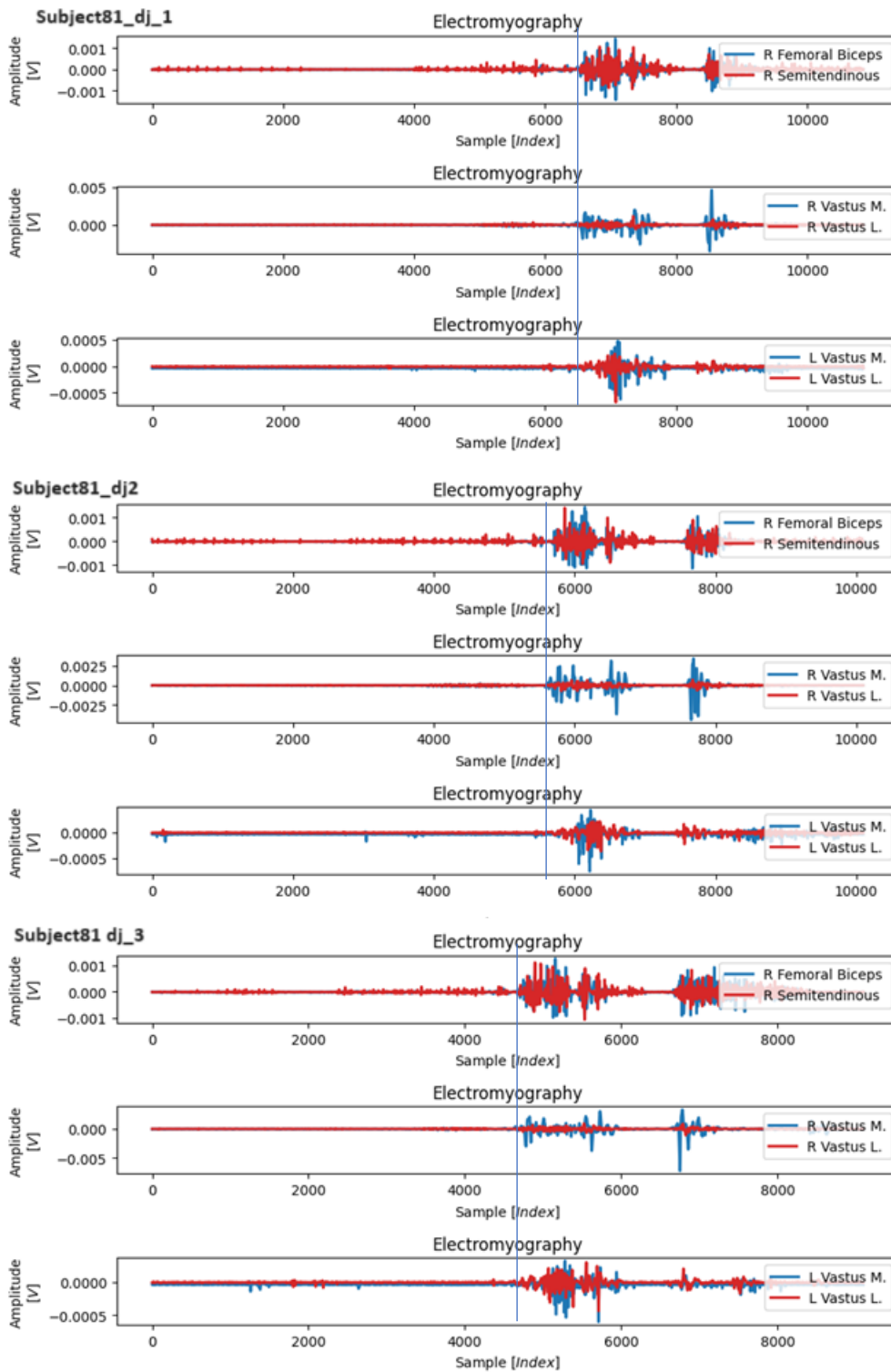


Figura 47. Resultados de EMG para el Sujeto 81. Grafica de Amplitud con respecto al tiempo los tres saltos.

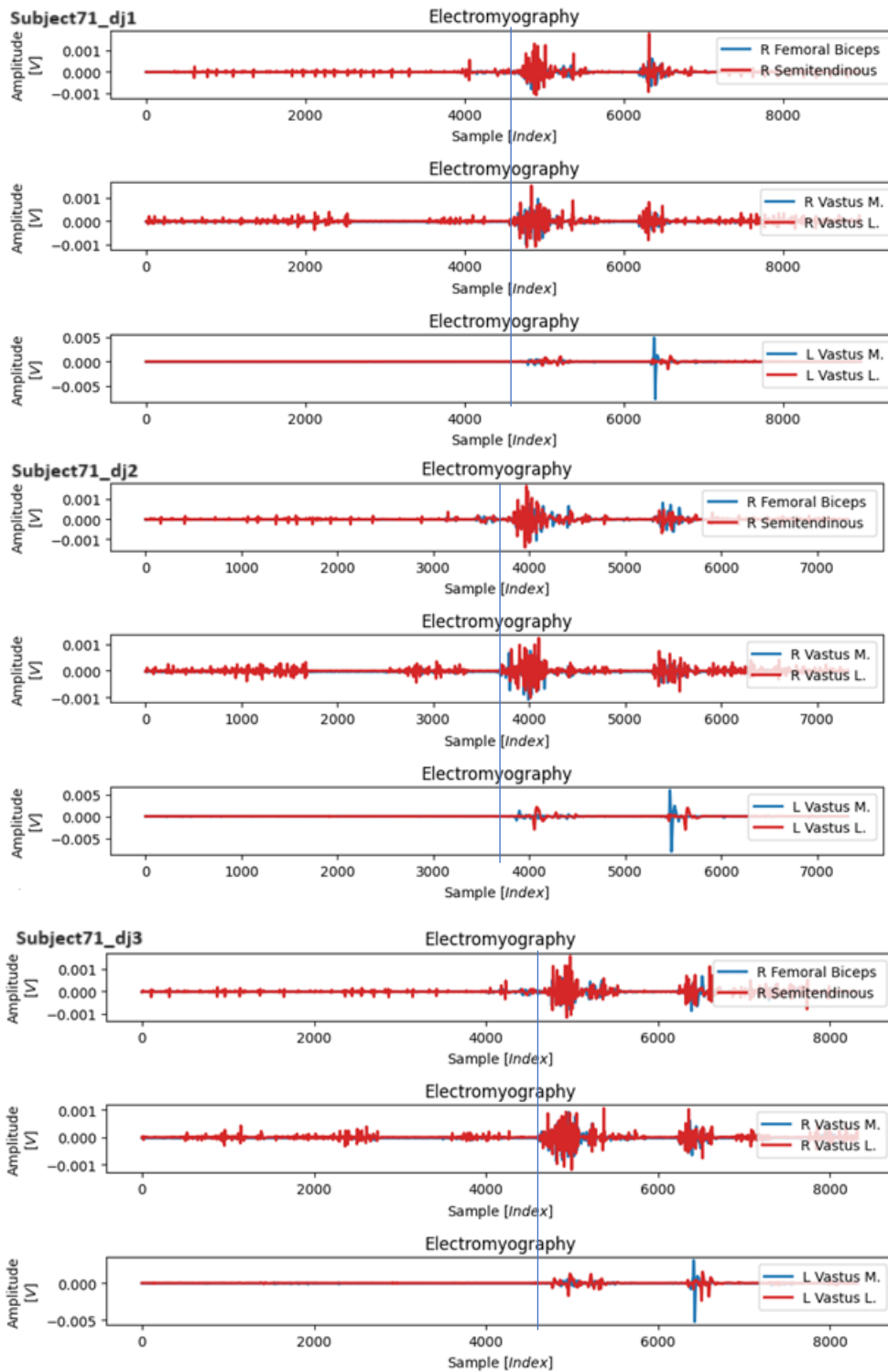


Figura 48. EMG vasto medial, vasto lateral, bíceps femoral y semitendinoso para la pierna derecha en el participante Subject71 que tuvo lesión ACL.

Este estudio se enfoca en las etapas de interés IC, MKF, V0, TO, H1 y H2, IC2, sin embargo, para tener una idea clara del comportamiento de las variables en el tiempo se obtiene el resultado para cada variable con el tiempo normalizado. Esto permite graficar primero los resultados de los tres saltos por cada variable y evidenciar si hay un patrón o similitud en el comportamiento de cada sujeto. Asimismo, se graficaron las 19 variables evaluadas con el tiempo continuo para todos los participantes. Las gráficas correspondientes se pueden encontrar en el Anexo 1.

Se pudo observar en todos los participantes tendencias similares en el comportamiento de todas las variables Inter saltos; en las gráficas que incluyen todos los sujetos y sus tres saltos, se evidenció una tendencia similar y algunas desviaciones en los participantes para variables clave que pueden determinar factores de riesgo (Anexo 1). Una de las hipótesis planteadas es que las personas que han sufrido una lesión de LCA tienen menor rango de flexión de la rodilla lesionada como consecuencia. En este caso, lo esperado es que el ángulo de flexión para la rodilla que sufrió la lesión del Sujeto 71 (derecha R) tenga un rango menor o de los menores del grupo. A pesar de estar en el rango Inter cuartil de la flexión para el IC, se encuentra entre los que tiene menor ángulo en IC y TO y menor rango de movimiento de flexión (ROM – range of movement). Para IC el rango inter-cuartil es 34,78° y 50,26° con media 41°, en el cual estaría incluido, pero se encuentra entre el 28,8% más bajo (por salto). Con respecto al ROM de la flexión de la rodilla derecha durante el DJ, el promedio de los tres saltos de este participante está en 27,8°, pero el rango inter-cuartil de la población oscila entre 33,26 y 49,18°, donde la media de la población (flexión máxima) es 80,79° (derecha) y su flexión máxima no supera los 60°. Esto también se puede estudiar como un potencial riesgo o una falla en la forma de realizar el salto porque debe tener el mínimo tiempo de contacto posible y una flexión moderada sobre todo en la primera fase de aterrizaje. El sujeto 66 tiene un rango menor durante el salto, su rango de movimiento tiende a ser más plano que los demás participantes y su comportamiento dista un poco del de los demás participantes. Se verifica el comportamiento de las demás variables para este sujeto.

El sujeto 71, también tiene una flexión de cadera baja con respecto a los demás participantes y un rango del ángulo muy pequeño. En la activación muscular, presenta una activación mayor a la de la población restante en el vasto medial derecho e izquierdo y en el vasto lateral derecho.

9. DISCUSIÓN

En primer lugar, se seleccionaron jugadores profesionales de fútbol que estuvieran vinculados y activos en la liga colombiana porque son deportistas con entrenamiento neuromuscular constante. El entrenamiento, ayuda a mejorar condiciones que podrían ser consideradas de riesgo para minimizarlo y genera una población más uniforme, con nivel de complejidad alto para evaluar el protocolo, logrando robustez. Como se mencionó en el estado del arte, en algunos estudios se ha encontrado que los deportistas de alto rendimiento tienen ángulos de flexión característicos que no se catalogan como condición de riesgo para sufrir la lesión [45]. Lo anterior se traduce en un nivel de complejidad mayor de las condiciones del grupo para evaluar la efectividad del protocolo planteado. Siendo así, si el protocolo y uso de las herramientas desarrolladas logra encontrar variables relevantes para identificar el riesgo en una población más exigente, se espera que sea exitoso para poblaciones que permitan identificar más fácilmente los factores de riesgo evaluados a través del DJ. Consecuentemente, la población definida puede ser adecuada para desarrollar un protocolo de instrumentación más robusto y mejores herramientas. Los datos obtenidos de cada variable para esta población pueden ser utilizados como punto de partida para conocer factores cinemáticos de la población colombiana y se podrían utilizar como referencia para comparar con nuevos estudios realizados en Colombia.

Considerando que el DJ se utiliza con frecuencia en pruebas para autorizar el retorno seguro a la actividad deportiva después de una lesión LCA y su respectiva cirugía, se utilizó para este estudio. Con las pruebas realizadas usando el protocolo de instrumentación y las herramientas desarrolladas para el DJ, se obtuvo información de factores biomecánicos que pueden ser relevantes para identificar riesgo de lesión. Adicionalmente, se encontraron algunas diferencias entre grupos que se asemejan a resultados obtenidos en algunos estudios incluidos en el Estado del Arte, diferencias entre participantes y entre saltos que ofrecen una guía para continuar investigando estos factores a través de este salto (DJ). Revisando los resultados obtenidos con el grupo evaluado, se podría decir que el DJ podría ser incluido en una batería de pruebas para evaluar posibles riesgos en los factores identificados, sin embargo, se recomienda utilizar el protocolo y las herramientas en un grupo más numeroso y con más personas recuperadas de la lesión para corroborar los resultados obtenidos en este estudio.

Para el desarrollo de un protocolo que permita evaluar variables y factores de interés asociados con la lesión de LCA en el DJ utilizando un sistema optoelectrónico de captura de movimiento, EMG y herramientas computacionales se requiere definir primero las variables biomecánicas que se podrían evaluar con el protocolo. En esa búsqueda se investigaron las variables más estudiadas que se pueden evaluar a través de una actividad como el DJ que involucre una caída, fase de vuelo y de aterrizaje [73], [74], [75], [76], [77], [78], [79], [80], [81], [82], [83], [84], [85]. En esta búsqueda se encontraron variables cinemáticas como el ángulo de flexión en IC, MKF y TO, el ángulo de abducción de la rodilla en las mismas etapas, la distancia en el plano frontal entre rodillas en los mismos momentos, la dominancia en pierna, cuádriceps, tronco o ligamento, entre otros. Todas estas variables se han estudiado, están asociadas a la lesión de LCA y, a su vez, a la inestabilidad de la rodilla durante algunas actividades (aterrizaje bilateral). Incluirlas enriqueció el estudio, se pudieron evaluar con el protocolo planteado y fue posible obtener los datos con las herramientas desarrolladas con lo cual, se encontraron algunas correlaciones entre factores, se identificaron diferencias entre grupos, entre sujetos y entre

saltos. Por esto, se consideran relevantes en el estudio y pueden ser fuente de información en un futuro para trabajar en los programas de entrenamiento que buscan minimizar el riesgo de sufrir la lesión.

Se pudo observar que, utilizando el protocolo de instrumentación y las herramientas desarrolladas en el estudio, se obtuvieron resultados repetibles, confiables, objetivos y válidos para las diferentes etapas del DJ. A pesar de ser una prueba dinámica con diferencias en tiempo y variabilidad en algunos factores y las dudas planteadas sobre la repetibilidad de los SOCM, se encontraron factores con resultados repetibles y otros con diferencias significativas para el mismo sujeto. Esto indica que los factores identificados como relevantes en la prueba sí pueden ser repetibles. También se encontraron factores con datos confiables que podían ser comparados entre sujetos e incluidos en el análisis al no tener diferencias significativas entre participantes, como es el caso del ángulo de flexión.

Con los factores preliminares seleccionados, se pudo definir el modelo biomecánico más apropiado para obtener los datos de las variables. En este caso, se utilizó el software Nexus que tiene como modelo predeterminado el VCM basado en el modelo PiG, desarrollado con base en el modelo biomecánico convencional y diseñado exclusivamente por Vicon © [67], fabricante de las cámaras utilizadas en el sistema de captura. Como es un estudio sobre el LCA, se utiliza el modelo que involucra la parte inferior del cuerpo, porque se busca obtener ángulos que se forman entre centros de articulación de la extremidad inferior, adicionalmente, Vicon sugiere el uso de este modelo para los centros de articulación y ángulos de interés.

La cantidad y ubicación de los marcadores reflectantes, el tipo y arreglo de las cámaras en el laboratorio definidos en el diseño del experimento permitió construir los segmentos del modelo y llenar los “gaps” de cada participante en la etapa de procesamiento. Los marcadores definidos en el modelo PiG-VCM (lower body) permitieron calcular los centros de articulación de la cadera, rodilla y tobillo, además del CoM. Si bien el modelo de cuerpo completo podría ofrecer otros datos y herramientas para el estudio, el modelo VCM desarrollado por Vicon para la parte superior del cuerpo (complemento para cuerpo entero) no ha sido validado con otros estudios como sí ha ocurrido con el modelo de la parte inferior del cuerpo (lower body PiG). Consecuentemente, el modelo utilizado es el que ha sido validado en múltiples estudios y ofrece más respaldo [43], [62], [66], [67]. Los resultados del comportamiento de los centros de articulación y el CoM con este modelo (lower body) en los diferentes planos fueron la base para identificar la información relevante de los factores cinemáticos como el ángulo de flexión de la rodilla en el plano sagital, el de varo/valgo en el plano frontal y el comportamiento del CoM en el eje vertical.

Con la información extraída a través del software en el archivo c3d se pudo desarrollar un script en Python que hace parte del protocolo para encontrar los valores requeridos de las variables y posteriormente, hacer el análisis de datos.

La herramienta desarrollada (script - Python) y el protocolo de instrumentación permitieron identificar las etapas relevantes del DJ (IC, MKF, V0, TO, H2) sin el uso de la plataforma de fuerza y fueron claves para extraer la información de interés de los factores en cada uno de los momentos. Con la aplicación del protocolo desarrollado en el grupo de 15 deportistas de alto rendimiento, se logró obtener el modelo biomecánico personalizado para cada participante y definir los factores biomecánicos que pueden ser evaluadas a través del DJ. Sumado a lo anterior, con el script, el procesamiento y el análisis de los resultados de la información extraída (también hacen parte del protocolo planteado y evaluado), se encontraron y compararon resultados de participantes sin lesión y uno, recuperado de la lesión. Solamente se pudo incluir uno debido a la dificultad de encontrar más participantes

recuperados de la lesión que aún estuvieran activos en un entorno profesional (deportista de alto rendimiento) y que cumplieran con todos los criterios de inclusión definidos. A pesar de ser solo 1 entre 15, este presentó diferencias en varios factores que podrían indicar la relevancia del factor biomecánico asociado al riesgo. Por ejemplo, al compararlo con los participantes que no han sufrido la lesión, el ángulo de flexión de la rodilla izquierda en IC y TO es mayor al límite superior del rango inter-cuartil del grupo evaluado, como se observó en la Figura 33. Además, el ROM de flexión de la rodilla derecha para este participante es menor al límite inferior del rango inter-cuartil del grupo de participantes no lesionados, como se esperaba con base en estudios que hacen parte del Estado del Arte. Lo anterior podría estar relacionado con la forma en que se adaptó el participante al realizar ejercicios de aterrizaje y despegue con carga, posterior a su lesión o puede estar relacionado con una diferencia de rango en el ángulo de la rodilla posterior a la cirugía de reconstrucción del LCA con el rango del ángulo de flexión de la rodilla sin lesión ni reconstrucción (izquierda). Sin embargo, para corroborar los resultados obtenidos en la comparación de grupos de este estudio para los factores biomecánicos identificados, se recomienda evaluarlo en una población con un porcentaje mayor de participantes deportistas de alto rendimiento colombiano que hayan presentado la lesión y con un grupo diverso que estén recuperados de la cirugía de reconstrucción. El protocolo permitió obtener los datos requeridos para analizar y evaluar los factores en el grupo de participantes.

Definir bien el modelo biomecánico que se ajuste mejor al objetivo del estudio permite obtener información requerida. En este caso, se pudo observar que es posible obtener datos de las variables definidas y que al evaluar el protocolo en 15 deportistas hubo hallazgos que fueron presentados en los Resultados. Para poder obtener el modelo con el apoyo del software Nexus se encontró que las medidas antropométricas que se registran antes de iniciar la prueba de cada participante permiten que el modelo sea más ajustado a la realidad y que una correcta ubicación de los marcadores puede ser la garantía para minimizar los gaps de la prueba y lograr la correcta construcción de los segmentos definidos por PiG. Así mismo, el registro de la información de cada participante en una base de datos que se puede consultar con fines de la investigación es indispensable.

Durante el procesamiento, al etiquetar los marcadores se puede observar cómo se construyen los segmentos del modelo y la forma en la que se pueden llenar los gaps a través de los otros marcadores que se necesitan en este modelo. Es común que se presenten gaps por ser una prueba dinámica que requiere un cambio de altura en el salto, también, una inclinación de la cadera que puede ocultar los marcadores y otras condiciones que pueden afectar. Lo importante es que se logró reconstruir todos los segmentos que presentaron gaps por haber ubicado correctamente los marcadores, usado al menos 3 marcadores por segmento, calibrado el sistema y tomado las medidas requeridas para alimentar al software. Lo ideal es que se minimice la cantidad de gaps porque estos pueden generar menor precisión en los datos y una variación, sin embargo, si se cuenta con los 3 marcadores y la calibración estática previa, es posible completar los gaps con mayor precisión (ubicación real). A pesar de presentar gaps en todos los participantes evaluados, fue posible reconstruir el segmento y obtener el modelo biomecánico *in silico* para cada uno.

El script de Python y las herramientas computacionales permitieron la correcta identificación de las etapas a evaluar en cada una de las fases, sin usar una plataforma de fuerza. Los datos extraídos de la captura, almacenados en c3d permiten extraer la información de interés para cada variable planteada.

Con el protocolo planteado también se pudo observar que este salto (DJ) está compuesto por fases de vuelo y de aterrizaje y, cómo varía el comportamiento de las diferentes variables elegidas por cada participante en cada grupo (lesión o sin lesión previa). El DJ se ha utilizado también para valoraciones en la fase final de la recuperación postquirúrgica después de la reconstrucción del LCA [12], [31], [77], [86]. y podría ser útil como herramienta para identificar los factores relevantes a través del protocolo planteado después de validarlo con los diferentes grupos.

Al utilizar el protocolo de instrumentación planteado se logra obtener información relevante para el análisis de diferentes variables biomecánicas de interés a través del sistema óptico de captura de movimiento, la señal EMG de superficie y las herramientas computacionales. La información obtenida sobre los ángulos de abducción/aducción y flexión/extensión de la rodilla permiten verificar si los participantes presentan resultados que estén comprendidos entre los valores de riesgo. Por ejemplo, en el estudio de *Dalos et al* [87], encontraron que la alineación dinámica promedio para los sujetos (16) sin lesiones y con alineación normal en varo ($< 6^\circ$) es de $5,1^\circ \pm 2,6^\circ$ en varo. La alineación en varo severa en estado estático corresponde a ángulos de aducción (+) mayores a 6° y esto puede aumentar el riesgo de sufrir una lesión; sin embargo, es una característica anatómica. El promedio del ángulo dinámico de abducción/aducción de la rodilla en los sujetos del estudio en IC fue de $3,57 \pm 3,77^\circ$. En este caso, el promedio no supera el límite normal de varo para hombres. Sin embargo, los sujetos 68, 73 y 74 presentaron ángulos mayores de varo y por fuera del rango inferior, los sujetos 66, 67, 77 y 80. Es probable que pueda aumentar el riesgo de sufrir una lesión en estos participantes. El sujeto que tuvo la lesión tuvo valores dentro del rango normal. Se pudo observar que estos ángulos no cumplían un patrón o una tendencia como ocurre en el caso del centro de masa (CoM), que, al graficar los resultados de todos los sujetos, el comportamiento es similar en todos los participantes. En el caso del ángulo de abducción/aducción de la rodilla, se puede observar el comportamiento de cada sujeto en el aterrizaje (IC), en las etapas MKF, V0 y TO, también cómo es el comportamiento completo de la variable. Esta información permite identificar tendencias de valgo que pueden incrementar el riesgo de sufrir la lesión. Para la variable del ángulo de abducción (-) /aducción (+) de la rodilla derecha e izquierda, en IC, el menor valor es $-4,09$ y $3,85^\circ$, respectivamente. El sujeto 79, tiene el mayor ángulo de aducción (varo) en la rodilla izquierda, pero no en la derecha, en la última se encuentra dentro del rango del grupo; el participante tiende a alejar la rodilla izquierda del centro del cuerpo y la derecha, la mantiene alineada. Este resultado puede generar alguna alerta porque ángulos de aducción muy altos, también pueden generar tensiones adicionales en los ligamentos de la rodilla que está alineada aumentando así el riesgo de una lesión o puede tener una condición anatómica de varo de rodilla. El ángulo más negativo (valgo) en los resultados continuos (no por etapas), lo tiene el sujeto 77 para la rodilla derecha y el 81, para la izquierda. Cada uno tiende a acercar la rodilla, derecha e izquierda, respectivamente, al centro del cuerpo. Los dos superan los valores normales en IC para los hombres; durante la fase de aterrizaje (IC a TO) presentan valores superiores al ángulo mencionado, entre el 0 y 20% de avance en el tiempo normalizado (t_{norm}), antes de llegar a V0 y MKF para el 81 en uno de los saltos y cerca del 40%, en el otro. Por otro lado, el valor más negativo (valgo-abducción) de la rodilla derecha fue el del sujeto 77. El valor del ángulo es $-4,09^\circ$ (abducción) en la rodilla derecha para el IC, valor que se podría considerar de riesgo y en el análisis continuo de las fases, presenta en dos de sus tres saltos, valores que superan el ángulo de riesgo ($-4,7^\circ$) y se ubican fuera del rango de los demás participantes. En uno de los saltos, se mantiene en estos valores desde el 31 hasta 100% del t_{norm} y en el otro, ocurre del 26 al 40 y del 69

al 89% del t_{norm} . En el análisis de la gráfica continua, también se presentó una oscilación de durante la fase de aterrizaje (IC-TO) en uno de los saltos y en los otros dos, su tendencia fue la de mantener el ángulo de abducción más alto (valor más negativo) durante todo el tiempo, desde el 13% de avance de t_{norm} . Lo anterior, puede ser un indicativo de inestabilidad de la rodilla y el resultado de la prueba podría enviar una señal para tener mayor cuidado. Esta variable no tiene un patrón entre todos los participantes cuando se evalúa de manera continua, como se puede observar en el Anexo 1, pero sí se puede observar mayor oscilación durante la fase de aterrizaje en algunos participantes como el sujeto 71, quien sufrió la lesión, el 80, 67, 72 y 73. El rango de esta variable de IC a TO está entre 2 y 7°. Para la rodilla izquierda, los sujetos 69, 80 y 81 tienen un ángulo negativo (abducción), los demás, positivo (aducción) en el IC. En el TO, los que tienen ángulo de abducción son los sujetos 67, 68, 69, 80 y 81. Como se explicó previamente, estos sujetos tienden a acercar la rodilla hacia el centro del cuerpo en estos dos momentos. Con la variable del centro de articulación de la rodilla (jc_mrknee) derecha e izquierda, se puede revisar la alineación entre las dos rodillas en el plano frontal sobre el eje vertical para cada etapa. Se evalúa principalmente en IC y MKF que son las que pueden tener un riesgo, los resultados para estas etapas se revisaron por marco de tiempo identificado para cada extremidad (R y L) y su promedio. Para cada sujeto se tuvo en cuenta la alineación promedio mínima, que en la mayoría de los casos fue en el fotograma de la última extremidad que alcanzaba el IC y, en la mayoría de los casos, estaba representada con el fotograma general. Lo anterior indica que estuvo bien seleccionado el uso del marco de tiempo (fotograma) general (G). Para este caso, se encontró que 66,66% de los sujetos obtuvieron un valor menor a 30 mm, siendo 40% menor a 15 mm, 26,6% entre 15 y 30 mm y 33,33%, mayor a este. Considerando los resultados, se podría decir que una diferencia en la alineación durante el IC menor a 15 mm se puede considerar como normal y los que se encuentran en valores superiores a 30 probablemente tengan un riesgo mayor porque no distribuyen equitativamente las fuerzas durante el IC. Los otros momentos críticos para evaluar la alineación son MKF y TO. En el primero, se observó que los sujetos 69 y 71 (LCA), presentaron una alineación con una diferencia en la altura del centro de articulación de las dos rodillas, de 27 y 22 mm, respectivamente, siendo la mayor diferencia para el sujeto que tuvo la lesión LCA (71). El 60% de los sujetos presentaron una diferencia menor a 10 mm (1cm). Sumado a lo anterior, el centro de articulación tiene un comportamiento muy homogéneo entre todos los participantes. Teniendo en cuenta los resultados, se podría decir que una diferencia superior a 10 mm podría estar asociado a un riesgo y hace parte de las variables de interés para el protocolo. Siguiendo con otra variable relacionada, encontramos que el pico de abducción de rodilla derecha ocurre en TO para los sujetos 67, 77 y 81, en MKF, ocurre en el 66 y 79; en V0 72 y 66. Los restantes, no presentaron pico de abducción, sin embargo, el máximo ángulo de aducción (positivo) ocurre en IC, MKF y TO para la rodilla derecha y para la izquierda, en el 66, 71, 74 y 79. El sujeto 71, se encuentra en este grupo en el que se presenta el pico del ángulo de aducción, para las dos rodillas. Los sujetos 65, 66, 67, 72, 77, 79, 80 y 81, tienen resultados de ángulo de abducción/aducción que están comprendidos en el rango de riesgo ($>5,3 \pm 2,6^\circ$) para las etapas de MKF, TO, IC y V0 [87]. Al revisar los resultados en la totalidad de la fase de aterrizaje sin discriminar por etapa (IC a TO), se observa que el pico de abducción, que corresponde al menor valor del ángulo para cada salto y sujeto, tiene un promedio de $0.386 \pm 3.337^\circ$ en la rodilla derecha y $0,114 \pm 2.733^\circ$ en la izquierda, datos similares a los encontrados en el estudio de *Monteiro et al* para los hombres en el DJ ($1,0 \pm 3,2^\circ$)[12]. Se esperaba que el ángulo de abducción de la rodilla tuviera importancia y fuera una de las variables relevantes. Se puede observar que sí se identificaron algunas condiciones de

riesgo asociadas con esta variable, como se mencionó previamente y hace parte de las más relevantes.

La asimetría en el ángulo de flexión durante la etapa de flexión máxima (MKF) es una característica que presentan generalmente los pacientes que han sufrido la lesión de LCA, se espera que el sujeto 71 presente una menor simetría. Otra de las hipótesis planteadas es que la flexión máxima debe ocurrir en un punto intermedio entre IC y TO, como se puede observar, tanto en los resultados por etapas como en los de tiempo continuo, la flexión máxima para la rodilla derecha e izquierda ocurre en todos los casos (todos los saltos) entre el 40 y el 60% de t_{norm} . Para esta misma variable (Flexión de rodilla), se esperaba obtener un rango menor en las etapas de aterrizaje para el sujeto que presentó la lesión. Realizando un análisis de la gráfica con tiempo continuo para la flexión de la rodilla derecha, se puede observar un comportamiento más plano o con menor rango que la mayoría de los participantes. En el tiempo normalizado continuo se calculó el rango desde IC a TO para todos los sujetos. Con un rango de 27,85 en promedio, el sujeto 71 tiene el segundo menor de los 15 participantes. El sujeto 66 y el 73, tienen rangos similares, pero el 66 es el menor. En este caso, se podría decir que se confirma la hipótesis de ser uno de los de menor rango en el que oscila la flexión de la rodilla, porque se ve disminuida después de la lesión, sin embargo, es importante indagar si el rango normal previo a la lesión era mayor. Sumado a lo anterior, en estudios previos se han reportado tensiones superiores en el LCA cuando la carga se aplica con flexiones menores a 40° comparado con las flexiones máximas [29], incrementando el riesgo para este rango. Para este caso, se evaluó este rango en 3 momentos, IC, MKF y TO. El promedio para los 3 saltos de los 15 participantes en IC fue $42,56 \pm 11,87^\circ$, para MKF, $45,64 \pm 6,84^\circ$ y para TO, $80,06 \pm 11,98^\circ$ en la rodilla derecha. En todos los casos el promedio supera los 40° , sin embargo, para el sujeto 71, en dos de sus saltos en IC, este ángulo es menor a 40° . Esto puede estar relacionado a su lesión de LCA. Aunque solamente pudimos evaluar un participante con la lesión, se pudo observar que la hipótesis se cumple cuando se evalúa al sujeto 71. Por consiguiente, podemos tomar como relevante las variables de flexión de rodilla derecha e izquierda para evaluar con el protocolo del DJ e identificar características biomecánicas de los pacientes lesionados y los que pueden presentar algún riesgo.

Otras de las variables evaluadas en el estudio es la flexión de la cadera. La hipótesis es que, para menores flexiones de cadera, el riesgo se incrementa al estar asociadas con la articulación de la rodilla y están involucrados todos los músculos agonistas y antagonistas que participan en las actividades con carga que involucran la rodilla [29]. Se encontró que el sujeto 71 es el que presenta los tres resultados con menor ángulo de flexión de la cadera. Lo anterior, puede indicar que este participante que sufrió la lesión pudo tener esa tendencia antes o después de la lesión y, en este caso, esta variable sería relevante para valorar pacientes en recuperación de la lesión.

En el estudio de Powers *et al* [29] se encontró que el valgo dinámico es más común en las mujeres que en los hombres, incrementando el riesgo de lesión de LCA para las primeras. Es más común el ángulo de varo [29]. Otra de las hipótesis buscaba encontrar la diferencia entre los dos sexos, sin embargo, al realizar el protocolo utilizando solamente hombres, se esperaba que el ángulo de aducción fuera más común que el de abducción. En este caso, se observa que la mayoría de los participantes, presentan ángulo de aducción o varo en las etapas evaluadas durante el aterrizaje del DJ.

Este protocolo permite identificar algunas de las variables biomecánicas consideradas relevantes y asociadas con el incremento del riesgo de sufrir una lesión de LCA.

10. RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS

Este estudio hace parte de una batería de pruebas que se deben utilizar como complemento, las cuales incluyen otros tipos de salto como el hop jump unilateral en tres versiones, el Y-balance test y valoraciones genéticas, entre otros. Su complemento permitirá comprender el comportamiento de las variables para cada participante e identificar variaciones o desviaciones que se presenten en valores normales de cada variable.

Se debe continuar el análisis de los más de 100 participantes restantes en los que se encuentran mujeres deportistas, no deportistas, con o sin lesión y un grupo control de hombres control. La valoración de todos los participantes permitirá identificar otras variables relevantes para mujeres y hombres, identificar las diferencias entre las poblaciones y determinar si el protocolo permite ampliar las variables biomecánicas para que puedan identificar variaciones, riesgos potenciales y que se pueda aplicar en futuros estudios.

Sería interesante evaluar más variables como la flexión del tronco, para identificar dominancia del tronco, teniendo en cuenta que las caídas con el tronco flexionado tienen 28% menor activación de cuádriceps comparado con la caída con el tronco recto y podría reducir el riesgo. Utilizar marcadores en músculos adicionales como los glúteos, que pueden influir en el aterrizaje y salto.

Esta batería de pruebas se podría repetir para todos o la mayoría de los participantes para hacer un seguimiento e identificar nuevos patrones o cambios en las variables biomecánicas. También, se podría complementar el estudio con la medición de la fuerza para calcular la asimetría de los músculos antagonistas, los cuádriceps y los isquiotibiales. Teniendo la programación para obtener los resultados de manera más manejable, los tiempos de obtención y análisis de resultados, serán más cortos.

11. CONCLUSIONES

En conclusión, se definieron los equipos, el tipo de instrumentación utilizada para las variables biomecánicas seleccionadas y se especificó el sistema de medición para el protocolo. Se pudo desarrollar un modelo biomecánico que representó el comportamiento de los segmentos definidos utilizando el PIG lower body para el DJ y se pudo aplicar en el grupo de 15 hombres deportistas de alto rendimiento a través de una prueba controlada. El protocolo desarrollado permite identificar diferencias en factores biomecánicos asociados al riesgo de sufrir la lesión de LCA, resultados que deben ser corroborados aplicando el protocolo a un grupo con mayor cantidad de deportistas de alto rendimiento que estén recuperados de la lesión. Las variables o factores biomecánicos que se identificaron en el estudio a través de la prueba de los 15 participantes han sido objeto de estudios y se han identificado como de interés, tal como se presentó en el estado del arte.

En el protocolo se pudo especificar el sistema de medición para las variables cinemáticas (biomecánicas) que se consideran relevantes para evaluar la estabilidad de la rodilla, identificadas en estudios previos y que se pueden evaluar a través del DJ.

Con los resultados de la prueba con los 15 deportistas de alto rendimiento se evaluó el protocolo y se identificaron variables biomecánicas que podrían ser relevantes para identificar el riesgo, sin embargo, se recomienda evaluar el protocolo con los participantes completos y, en lo posible, con mayor cantidad de participantes que se hayan recuperado de la lesión para poder corroborar los hallazgos de este estudio.

Con las herramientas desarrolladas en este estudio, fue posible identificar las diferentes etapas del DJ sin el uso de la plataforma de fuerza.

Al evaluar el protocolo se pudo identificar características que se habían encontrado en estudios previos sobre los pacientes que se han sometido a una cirugía de reconstrucción del LCA y vuelven a su actividad deportiva. Se encontraron diferencias en los resultados de variables biomecánicas relevantes al comparar el participante recuperado con el grupo sin lesión. Y aunque no es posible concluir con un solo participante, se traza un camino para evaluar el protocolo en un grupo mayor de recuperados y no lesionados.

En algunas variables el grupo presentó una variación significativa y no había un comportamiento similar entre el grupo (15 participantes) como en la variable ángulo varo/valgo o abducción/aducción, lo cual genera un interés por explorar esta variable. En otras, se obtuvo un resultado muy homogéneo y permitió descartarla como una variable a evaluar en trabajos futuros con el DJ.

Este protocolo es una herramienta que puede ser utilizada por profesionales de la salud y puede ser complementaria a otras pruebas de la batería mencionada en las recomendaciones y trabajos futuros.

Con la captura, el procesamiento y el respectivo análisis se pudieron identificar algunas variables biomecánicas de interés. El protocolo debe evaluar las siguientes variables: Primero, el ángulo de flexión de la rodilla derecha e izquierda en las cuatro etapas de la fase aterrizaje (IC, MKF, V0 y TO) para conocer diferencias en la flexión de las dos extremidades, si hay o no simetría en los momentos críticos como el MKF y V0, identificar el momento de flexión máxima y los rangos en los que oscila cada extremidad. La segunda, es la abducción de la rodilla derecha e izquierda que se complementa con la posición vertical de la articulación de la rodilla y el tobillo. La abducción permite identificar patrones

de caída de cada uno de los participantes, tendencias como acercar las rodillas y alejar los tobillos o al revés, durante las cuatro etapas de la fase de aterrizaje (IC, V0, MKF y TO). Esta evaluación permite identificar si están recibiendo mayor carga en alguna de las rodillas, generando sobre carga en alguna de las dos extremidades, alejándose de la posición alineada y distribuyendo inadecuadamente la carga, aumentando así el riesgo de una lesión. La tercera, es el ángulo de flexión de la cadera, por estar asociada directamente con la actividad muscular de la articulación de la rodilla. La cuarta, es el centro de articulación de la rodilla, para identificar la alineación en el plano vertical durante las etapas identificadas como críticas. La quinta, es el CoM para lograr identificar los puntos de interés durante el ejercicio. La sexta, la EMG de superficie de los músculos cuádriceps (vasto medial y vasto femoral) e isquiotibiales (bíceps femoral y semitendinoso) con la cual se puede identificar la dominancia del grupo muscular cuádriceps. Si este se presenta, se identifica como dominancia en cuádriceps, que al tener una activación inicial anterior a la de los isquiotibiales (bíceps femoral y semitendinoso), se genera una carga mayor sobre el ACL que no es contrarrestada por los isquiotibiales y aumenta el riesgo de lesión. Este protocolo usa herramientas tecnológicas objetivas como el sistema optoelectrónico de captura de movimiento y la EMG de superficie en una prueba de DJ para obtener resultados de variables biomecánicas relevantes asociadas con la ruptura de LCA, (no contacto) y puede ser utilizado en grupos de deportistas colombianos de alto rendimiento. Como parte del proceso, se logró especificar el sistema de medición requerido para las variables biomecánicas de interés vinculadas al DJ e identificar las variables cinemáticas o factores biomecánicos asociadas a la lesión como los ángulos de flexión y abducción/aducción (varo/valgo) de la rodilla, el de flexión de la cadera, el centro de articulación de la rodilla, el centro de masa y la señal EMG de los grupos musculares cuádriceps e isquiotibiales, que se pueden evaluar en la prueba de DJ. En conclusión, se logró evaluar el protocolo en una muestra poblacional de deportistas colombianos de alto rendimiento y así, determinar los factores mencionados, a través del modelamiento biomecánico, el análisis de resultados y la asociación con los riesgos identificados en estudios relacionados con LCA realizados previamente (estado del arte).

12. REFERENCIAS

- [1] A. Isaac Valderrama-Treviño *et al.*, “www.medigraphic.org.mx Lesión del ligamento cruzado anterior,” vol. 13, Accessed: May 05, 2022. [Online]. Available: <http://www.medigraphic.com/orthotips>
- [2] M. M. Herzog, S. W. Marshall, J. L. Lund, V. Pate, C. D. Mack, and J. T. Spang, “Trends in Incidence of ACL Reconstruction and Concomitant Procedures Among Commercially Insured Individuals in the United States, 2002-2014,” *Sports Health*, vol. 10, no. 6, pp. 523–531, Nov. 2018, doi: 10.1177/1941738118803616.
- [3] V. B. Duthon, C. Barea, S. Abrassart, J. H. Fasel, D. Fritschy, and J. Ménétrey, “Anatomy of the anterior cruciate ligament,” *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 14, no. 3, pp. 204–213, Mar. 2006, doi: 10.1007/S00167-005-0679-9.
- [4] “Factores asociados al diámetro del autoinjerto de isquiotibiales en la reconstrucción del ligamento cruzado anterior en la población de Santander, Colombia.” Accessed: Mar.04, 2025. [Online]. Available: <https://repository.unab.edu.co/handle/20.500.12749/23485>
- [5] I. A. Tolosa-Guzmán, M. C. Trillos-Chacón, M. C. Pannesso Natera, L. V. Rivera Amezcuit, and E. Beltrán Torralba, “Biomecánica de la rodilla para fisioterapeutas,” *Biomecánica de la rodilla para fisioterapeutas*, Feb. 2018, doi: 10.12804/IM9789587840353.
- [6] V. B. Duthon, C. Barea, S. Abrassart, J. H. Fasel, D. Fritschy, and J. Ménétrey, “Anatomy of the anterior cruciate ligament,” *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 14, no. 3, pp. 204–213, Mar. 2006, doi: 10.1007/S00167-005-0679-9.
- [7] “Lesión del ligamento cruzado anterior - Síntomas y causas - Mayo Clinic.” Accessed: May 05, 2022. [Online]. Available: <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/acl-injury/symptoms-causes/syc-20350738>
- [8] I. Gans, J. S. Retzky, L. C. Jones, and M. J. Tanaka, “Epidemiology of Recurrent Anterior Cruciate Ligament Injuries in National Collegiate Athletic Association Sports: The Injury Surveillance Program, 2004-2014,” *Orthop J Sports Med*, vol. 6, no. 6, Jun. 2018, doi: 10.1177/2325967118777823.
- [9] “Lesiones del ligamento cruzado anterior (Anterior Cruciate Ligament (ACL) Injuries) - OrthoInfo - AAOS.” Accessed: May 05, 2022. [Online]. Available: <https://orthoinfo.aaos.org/es/diseases--conditions/anterior-cruciate-ligament-acl-injuries/>
- [10] C. L. Ardern, K. E. Webster, N. F. Taylor, and J. A. Feller, “Return to the preinjury level of competitive sport after anterior cruciate ligament reconstruction surgery: two-thirds of patients have not returned by 12 months after surgery,” *Am J Sports Med*, vol. 39, no. 3, pp. 538–543, Mar. 2011, doi: 10.1177/0363546510384798.
- [11] I. Gans, J. S. Retzky, L. C. Jones, and M. J. Tanaka, “Epidemiology of Recurrent Anterior Cruciate Ligament Injuries in National Collegiate Athletic Association Sports,” 2004, doi: 10.1177/2325967118777823.
- [12] J. E. Earl, S. K. Monteiro, and K. R. Snyder, “Differences in Lower Extremity Kinematics Between a Bilateral Drop-Vertical Jump and A Single-Leg Step-down,” <https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2202>, vol. 37, no. 5, pp. 245–252, May 2007, doi: 10.2519/JOSPT.2007.2202.
- [13] B. W. Willis *et al.*, “JUMP LANDING MECHANICS OF ADOLESCENT ATHLETES DURING AGES OF PEAK ACL INJURY RISK: IDENTIFYING SEX DIFFERENCES

- WITH A PORTABLE MOTION SENSOR,”
<https://doi.org/10.1177/2325967119S00025>, vol. 7, no. 3_suppl, p. 2325967119S0002, Mar. 2019, doi: 10.1177/2325967119S00025.
- [14] A. Kotsifaki *et al.*, “Single leg vertical jump performance identifies knee function deficits at return to sport after ACL reconstruction in male athletes,” *Br J Sports Med*, vol. 0, pp. 1–10, 2022, doi: 10.1136/bjsports-2021-104692.
- [15] T. N. Brown, S. G. McLean, and R. M. Palmieri-Smith, “Associations between lower limb muscle activation strategies and resultant multi-planar knee kinetics during single leg landings,” *J Sci Med Sport. Sports Medicine Australia*, vol. 17, no. 4, pp. 408–413, 2014, doi: 10.1016/j.jsams.2013.05.010.
- [16] K. Sinsurin, R. Vachalathiti, W. Jalayondeja, and W. Limroongreungrat, “Altered Peak Knee Valgus during Jump-Landing among Various Directions in Basketball and Volleyball Athletes,” *Asian J Sports Med*, vol. 4, no. 3, p. 195, 2013, doi: 10.5812/ASJSM.34258.
- [17] P. S. P. Teng, K. F. Leong, and P. W. Kong, “Influence of Foot-Landing Positions at Initial Contact on Knee Flexion Angles for Single-Leg Drop Landings,” *Res Q Exerc Sport*, vol. 91, no. 2, pp. 316–325, Apr. 2020, doi: 10.1080/02701367.2019.1669765.
- [18] “Anterior Cruciate Ligament (ACL) - Structure and Biomechanical Properties - Physiopedia.” Accessed: May 21, 2022. [Online]. Available: [https://www.physio-pedia.com/Anterior_Cruciate_Ligament_\(ACL\)_-_Structure_and_Biomechanical_Properties](https://www.physio-pedia.com/Anterior_Cruciate_Ligament_(ACL)_-_Structure_and_Biomechanical_Properties)
- [19] M. Magaña-Ramírez, D. Gallardo-Gómez, F. Álvarez-Barbosa, and J. A. Corral-Pernía, “What exercise programme is the most appropriate to mitigate anterior cruciate ligament injury risk in football (soccer) players? A systematic review and network meta-analysis,” 2024. doi: 10.1016/j.jsams.2024.02.001.
- [20] United State Census, “United States Census,” <https://www2.census.gov/programs-surveys/popest/tables/2020-2023/national/totals/>.
- [21] “Lesión del ligamento cruzado anterior - Síntomas y causas - Mayo Clinic.” Accessed: May 21, 2022. [Online]. Available: <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/acl-injury/symptoms-causes/syc-20350738>
- [22] T. E. Hewett *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,” *American Journal of Sports Medicine*, vol. 33, no. 4, pp. 492–501, Apr. 2005, doi: 10.1177/0363546504269591.
- [23] G. D. Myer, J. L. Brent, K. R. Ford, and T. E. Hewett, “Real-time assessment and neuromuscular training feedback techniques to prevent anterior cruciate ligament injury in female athletes,” *Strength Cond J*, vol. 33, no. 3, pp. 21–35, Jun. 2011, doi: 10.1519/SSC.0B013E318213AFA8.
- [24] A. Gokeler, B. Dingenen, and T. E. Hewett, “Rehabilitation and Return to Sport Testing After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Where Are We in 2022?,” *Arthrosc Sports Med Rehabil*, vol. 4, no. 1, pp. e77–e82, Jan. 2022, doi: 10.1016/J.ASMR.2021.10.025.
- [25] E. K. Arhos, J. J. Capin, T. S. Buchanan, and L. Snyder-Mackler, “Quadriceps Strength Symmetry Does Not Modify Gait Mechanics After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction, Rehabilitation, and Return-to-Sport Training,” *American Journal of Sports Medicine*, vol. 49, no. 2, pp. 417–425, Feb. 2021, doi: 10.1177/0363546520980079.
- [26] C. M. Powers, “The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: A biomechanical perspective,” *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*,

- vol. 40, no. 2, pp. 42–51, Feb. 2010, doi: 10.2519/JOSPT.2010.3337/ASSET/IMAGES/LARGE/JOSPT-42-FIG004.JPEG.
- [27] D. Amraee, M. H. Alizadeh, H. Minoonejhad, M. Razi, and G. H. Amraee, “Predictor factors for lower extremity malalignment and non-contact anterior cruciate ligament injuries in male athletes,” *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2015 25:5, vol. 25, no. 5, pp. 1625–1631, Dec. 2015, doi: 10.1007/S00167-015-3926-8.
- [28] J. A. Thompson *et al.*, “Biomechanical Effects of an Injury Prevention Program in Preadolescent Female Soccer Athletes,” *American Journal of Sports Medicine*, vol. 45, no. 2, pp. 294–301, Feb. 2017, doi: 10.1177/0363546516669326.
- [29] C. M. Powers, “The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective,” *J Orthop Sports Phys Ther*, vol. 40, no. 2, pp. 42–51, 2010, doi: 10.2519/JOSPT.2010.3337.
- [30] J. B. Taylor, K. R. Ford, R. J. Schmitz, S. E. Ross, T. A. Ackerman, and S. J. Shultz, “Biomechanical Differences of Multidirectional Jump Landings Among Female Basketball and Soccer Players,” *J Strength Cond Res*, vol. 31, no. 11, pp. 3034–3045, 2017, doi: 10.1519/JSC.0000000000001785.
- [31] E. Kristianslund and T. Krosshaug, “Comparison of drop jumps and sport-specific sidestep cutting: Implications for anterior cruciate ligament injury risk screening,” *American Journal of Sports Medicine*, vol. 41, no. 3, pp. 684–688, Mar. 2013, doi: 10.1177/0363546512472043.
- [32] R. Ueno *et al.*, “Quadriceps force and anterior tibial force occur obviously later than vertical ground reaction force: A simulation study,” *BMC Musculoskelet Disord*, vol. 18, no. 1, pp. 1–8, Nov. 2017, doi: 10.1186/S12891-017-1832-6/FIGURES/7.
- [33] D. P. Bien, T. J. Dubuque, and D. Bien, “CONSIDERATIONS FOR LATE-STAGE ACL REHABILITATION AND RETURN TO SPORT TO LIMIT RE-INJURY RISK AND MAXIMIZE ATHLETIC PERFORMANCE,” 2015.
- [34] R. M. Palmieri-Smith and L. K. Lepley, “Quadriceps strength asymmetry after anterior cruciate ligament reconstruction alters knee joint biomechanics and functional performance at time of return to activity,” *American Journal of Sports Medicine*, vol. 43, no. 7, pp. 1662–1669, Jul. 2015, doi: 10.1177/0363546515578252.
- [35] R. Ueno *et al.*, “Quadriceps force and anterior tibial force occur obviously later than vertical ground reaction force: A simulation study,” *BMC Musculoskelet Disord*, vol. 18, no. 1, pp. 1–8, Nov. 2017, doi: 10.1186/S12891-017-1832-6/FIGURES/7.
- [36] E. Alentorn-Geli *et al.*, “Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors,” *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2009 17:7, vol. 17, no. 7, pp. 705–729, May 2009, doi: 10.1007/S00167-009-0813-1.
- [37] G. D. Myer, J. L. Brent, K. R. Ford, and T. E. Hewett, “Real-time assessment and neuromuscular training feedback techniques to prevent anterior cruciate ligament injury in female athletes,” *Strength Cond J*, vol. 33, no. 3, pp. 21–35, Jun. 2011, doi: 10.1519/SSC.0B013E318213AFA8.
- [38] T. E. Hewett, K. R. Ford, B. J. Hoogenboom, G. D. Myer, and C. E. Timothy Hewett, “UNDERSTANDING AND PREVENTING ACL INJURIES: CURRENT BIOMECHANICAL AND EPIDEMIOLOGIC CONSIDERATIONS - UPDATE 2010,” *N Am J Sports Phys Ther*, vol. 5, no. 4, p. 234, Dec. 2010, Accessed: May 30, 2023. [Online]. Available: /pmc/articles/PMC3096145/
- [39] Z. Tong, F. Zhai, H. Xu, W. Chen, and J. Cui, “Variable Heights Influence Lower Extremity Biomechanics and Reactive Strength Index during Drop Jump: An

- Experimental Study of Male High Jumpers,” *J Healthc Eng*, vol. 2021, 2021, doi: 10.1155/2021/5185758.
- [40] C. Bosco, P. Luhtanen, and P. V. Komi, “A simple method for measurement of mechanical power in jumping,” *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, vol. 50, no. 2, 1983, doi: 10.1007/BF00422166.
- [41] B. W. Willis *et al.*, “JUMP LANDING MECHANICS OF ADOLESCENT ATHLETES DURING AGES OF PEAK ACL INJURY RISK: IDENTIFYING SEX DIFFERENCES WITH A PORTABLE MOTION SENSOR,” *Orthop J Sports Med*, vol. 7, no. 3_suppl, p. 2325967119S0002, Mar. 2019, doi: 10.1177/2325967119s00025.
- [42] M. J. Decker, M. R. Torry, D. J. Wyland, W. I. Sterett, and J. R. Steadman, “Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing,” *Clinical Biomechanics*, vol. 18, no. 7, pp. 662–669, 2003, doi: 10.1016/S0268-0033(03)00090-1.
- [43] X. Zhao, G. Ross, B. Dowling, and R. B. Graham, “Three-Dimensional Motion Capture Data of a Movement Screen from 183 Athletes,” *Sci Data*, vol. 10, no. 1, Dec. 2023, doi: 10.1038/s41597-023-02082-6.
- [44] A. Cronström, M. W. Creaby, and E. Ageberg, “Do knee abduction kinematics and kinetics predict future anterior cruciate ligament injury risk? A systematic review and meta-analysis of prospective studies,” *BMC Musculoskelet Disord*, vol. 21, no. 1, Aug. 2020, doi: 10.1186/S12891-020-03552-3.
- [45] A. Cronström, M. W. Creaby, and E. Ageberg, “Do knee abduction kinematics and kinetics predict future anterior cruciate ligament injury risk? A systematic review and meta-analysis of prospective studies”, doi: 10.1186/s12891-020-03552-3.
- [46] R. Coffey and B. Bordoni, “Lachman Test,” *Rheumatology and Immunology Therapy*, pp. 517–517, May 2022, doi: 10.1007/3-540-29662-x_1589.
- [47] J. A. Ostrowski, “Accuracy of 3 Diagnostic Tests for Anterior Cruciate Ligament Tears,” *J Athl Train*, vol. 41, no. 1, p. 120, 2006, Accessed: May 12, 2022. [Online]. Available: /pmc/articles/PMC1421494/
- [48] M. P. Ithurnburn, M. v. Paterno, K. R. Ford, T. E. Hewett, and L. C. Schmitt, “Young athletes with quadriceps femoris strength asymmetry at return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction demonstrate asymmetric single-leg drop-landing mechanics,” *American Journal of Sports Medicine*, vol. 43, no. 11, pp. 2727–2737, Nov. 2015, doi: 10.1177/0363546515602016.
- [49] J. G. Villa and J. Garcia-Lopez, “<http://www.rendimientodeportivo.com/N006/artic029.htm>.” [Online]. Available: <https://www.researchgate.net/publication/301960181>
- [50] M. Kok, J. D. Hol, and T. B. Schön, “An optimization-based approach to human body motion capture using inertial sensors,” *IFAC Proceedings Volumes*, vol. 47, no. 3, pp. 79–85, Jan. 2014, doi: 10.3182/20140824-6-ZA-1003.02252.
- [51] P. Eichelberger *et al.*, “Analysis of accuracy in optical motion capture – A protocol for laboratory setup evaluation,” *J Biomech*, vol. 49, no. 10, pp. 2085–2088, Jul. 2016, doi: 10.1016/J.JBIOMECH.2016.05.007.
- [52] D. C. Herman and J. T. Barth, “Drop-jump landing varies with baseline neurocognition: Implications for anterior cruciate ligament injury risk and prevention,” *American Journal of Sports Medicine*, vol. 44, no. 9, pp. 2347–2353, Sep. 2016, doi: 10.1177/0363546516657338.
- [53] A. Arumugam, J. L. Markström, and C. K. Häger, “A novel test reliably captures hip and knee kinematics and kinetics during unanticipated/anticipated diagonal hops in

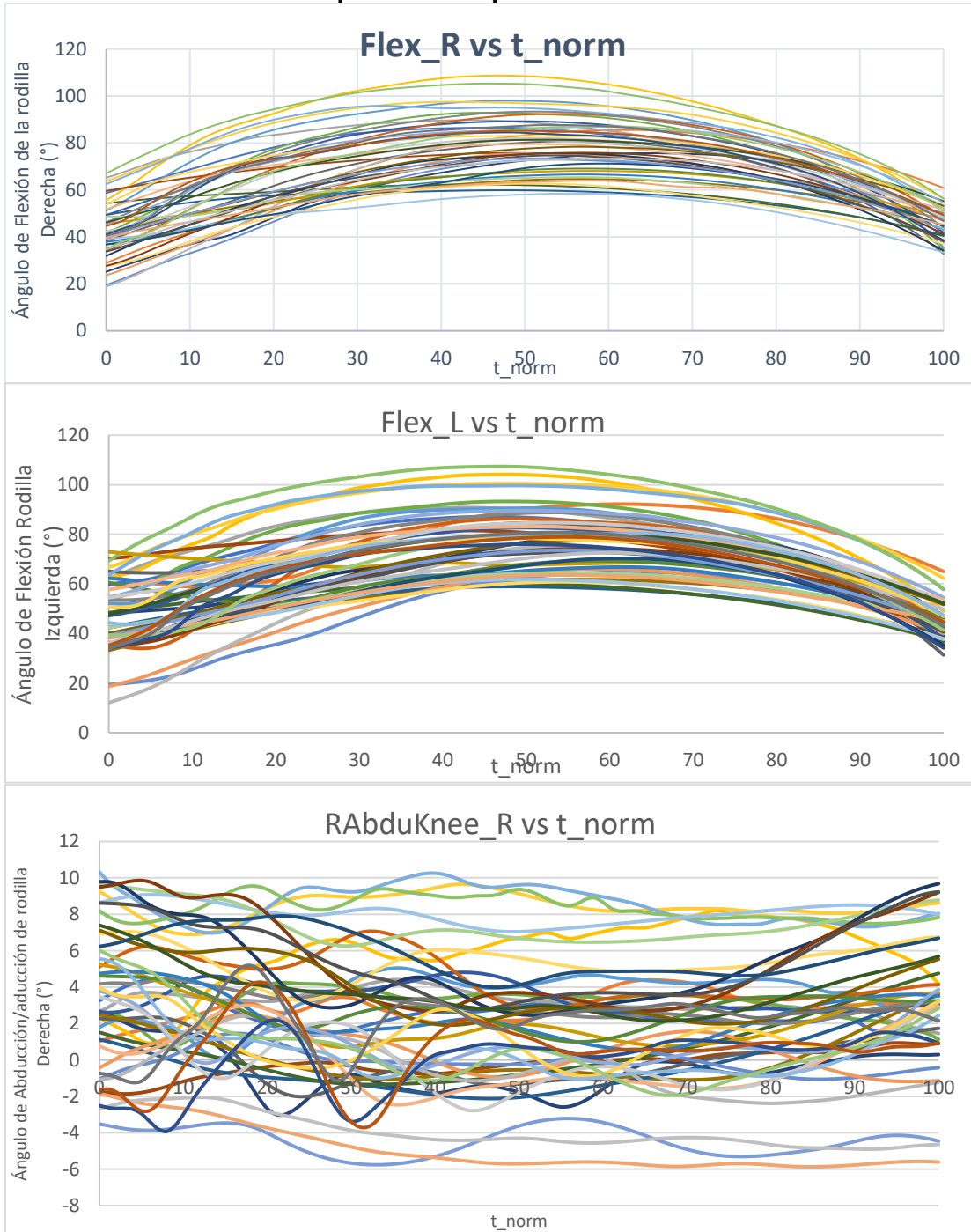
- individuals with anterior cruciate ligament reconstruction,” *J Biomech*, vol. 99, p. 109480, Jan. 2020, doi: 10.1016/J.JBIOMECH.2019.109480.
- [54] L. Chia, J. T. Andersen, M. J. McKay, J. Sullivan, T. Megalaa, and E. Pappas, “Evaluating the validity and reliability of inertial measurement units for determining knee and trunk kinematics during athletic landing and cutting movements,” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 60, Oct. 2021, doi: 10.1016/J.JELEKIN.2021.102589.
- [55] T. E. Hewett *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,” *American Journal of Sports Medicine*, vol. 33, no. 4, pp. 492–501, Apr. 2005, doi: 10.1177/0363546504269591.
- [56] “Fémur: Anatomía, partes, músculos | Kenhub.” Accessed: May 21, 2022. [Online]. Available: <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/femur-anatomia>
- [57] J. J. Cherian, B. H. Kapadia, S. Banerjee, J. J. Jauregui, K. Issa, and M. A. Mont, “Mechanical, Anatomical, and Kinematic Axis in TKA: Concepts and Practical Applications”, doi: 10.1007/s12178-014-9218-y.
- [58] MBLEXGUIDE, “Muscles of the lower limb.”
- [59] “Ligament - Physiopedia.” Accessed: May 23, 2022. [Online]. Available: <https://www.physio-pedia.com/Ligament>
- [60] D. Knudson, *Fundamentals of Biomechanics*, vol. Second Edition. Springer US, 2007. doi: 10.1007/978-0-387-49312-1.
- [61] D. Knudson, *Fundamentals of Biomechanics*, vol. Second Edition. Springer US, 2007. doi: 10.1007/978-0-387-49312-1.
- [62] D. G. E. Robertson, G. E. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, and S. N. Whittlesey, *Research methods in biomechanics*.
- [63] Armando Martínez Téllez, “La mecánica Cúantica,” La matriz generadora de Rotación.
- [64] J. J. McMahon, J. P. Lake, C. Stratford, and P. Comfort, “A Proposed Method for Evaluating Drop Jump Performance with One Force Platform,” *Biomechanics 2021, Vol. 1, Pages 178-189*, vol. 1, no. 2, pp. 178–189, Jul. 2021, doi: 10.3390/BIOMECHANICS1020015.
- [65] S. Silvestre, “OPTOELECTRÓNICA, FOTÓNICA Y SENSORES.” [Online]. Available: <http://www.techpedia.eu>
- [66] R. Baker, F. Leboeuf, J. Reay, and M. Sangeux, “The Conventional Gait Model- Success and limitations Author’ s name and affiliation.”
- [67] VICON, “VICON .” Accessed: Aug. 13, 2024. [Online]. Available: <https://help.vicon.com/space/Nexus216/11608132/About+the+Plug-in+Gait+model>
- [68] S. Shenoy, “27 EMG IN SPORTS REHABILITATION,” *Br J Sports Med*, vol. 44, pp. 1–82, 2010, doi: 10.1136/bjism.2010.078725.27.
- [69] S. Pizzolato, L. Tagliapietra, M. Cognolato, M. Reggiani, H. Müller, and M. Atzori, “Comparison of six electromyography acquisition setups on hand movement classification tasks,” *PLoS One*, vol. 12, no. 10, 2017, doi: 10.1371/journal.pone.0186132.
- [70] C. Beltrán Álvarez, “Capítulo 3. Derivación e integración numérica aproximada de funciones Métodos Numéricos Este tema se publica bajo Licencia: Crea.ve Commons BY--NC--SA 4.0.”
- [71] A. Quarteroni, R. Sacco, and F. Saleri, *Numerical Mathematics Texts in Applied Mathematics*. 2007.

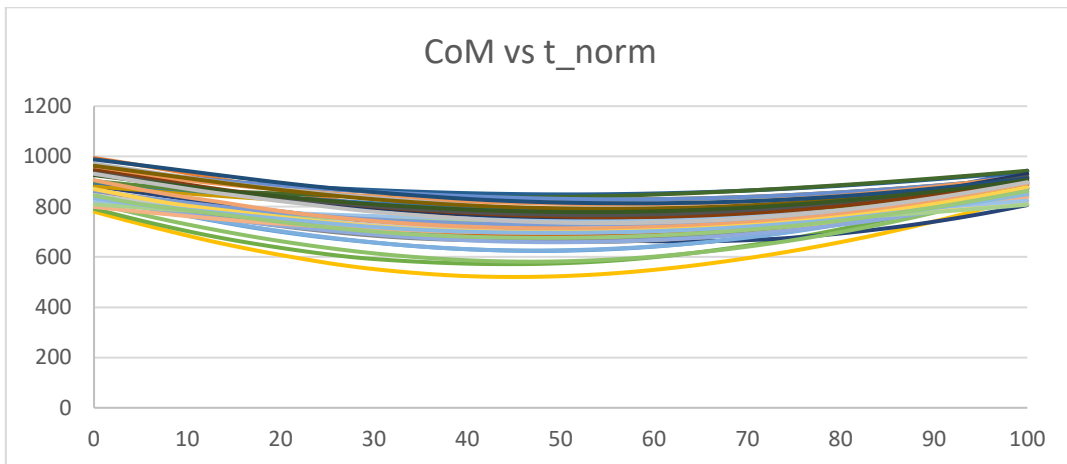
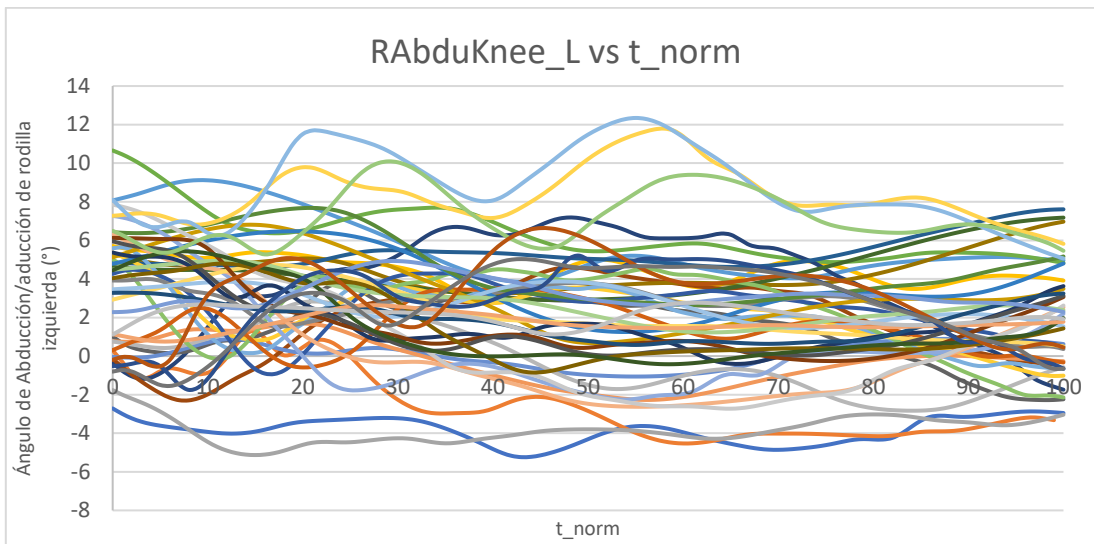
- [72] N. Schweizer, G. Strutzenberger, M. V Franchi, M. Farshad, J. Scherr, and J. Spörri, "Screening Tests for Assessing Athletes at Risk of ACL Injury or Reinjury-A Scoping Review," 2022, doi: 10.3390/ijerph19052864.
- [73] R. Shultz *et al.*, "Landing on an Unstable Surface Decreases ACL Biomechanical Risk Factors:," <https://doi.org/10.1177/2325967113S00065>, vol. 1, no. 4, Jan. 2013, doi: 10.1177/2325967113S00065.
- [74] M. Leppänen *et al.*, "Sagittal Plane Hip, Knee, and Ankle Biomechanics and the Risk of Anterior Cruciate Ligament Injury: A Prospective Study," *Orthop J Sports Med*, vol. 5, no. 12, Dec. 2017, doi: 10.1177/2325967117745487.
- [75] J. B. Taylor, K. R. Ford, A. D. Nguyen, and S. J. Shultz, "Biomechanical Comparison of Single- and Double-Leg Jump Landings in the Sagittal and Frontal Plane," *Orthop J Sports Med*, vol. 4, no. 6, Jun. 2016, doi: 10.1177/2325967116655158.
- [76] "Landing on an Unstable Surface Decreases ACL Biomechanical Risk Factors - Rebecca Shultz, Maria Malone, Kat Swank, Rob Andrews, Hillary J. Braun, Amy Slider, Jason L. Dragoo, 2013." Accessed: Apr. 20, 2022. [Online]. Available: <https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/2325967113S00065>
- [77] G. M. Cesar, C. L. Tomasevicz, and J. M. Burnfield, "Frontal plane comparison between drop jump and vertical jump: implications for the assessment of ACL risk of injury," <http://dx.doi.org/10.1080/14763141.2016.1174286>, vol. 15, no. 4, pp. 440–449, Oct. 2016, doi: 10.1080/14763141.2016.1174286.
- [78] "Fatigue Increases Dynamic Knee Valgus in Youth Athletes: Results From a Field-Based Drop-Jump Test - ScienceDirect." Accessed: Apr. 20, 2022. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0749806319306619>
- [79] M. S. Fidai *et al.*, "Fatigue Increases Dynamic Knee Valgus in Youth Athletes: Results From a Field-Based Drop-Jump Test," *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, vol. 36, no. 1, pp. 214-222.e2, Jan. 2020, doi: 10.1016/J.ARTHRO.2019.07.018.
- [80] M. A. García-Luna, J. M. Cortell-Tormo, M. García-Jaén, M. Ortega-Navarro, and J. Tortosa-Martínez, "Acute effects of ACL injury-prevention warm-up and soccer-specific fatigue protocol on dynamic knee valgus in youth male soccer players," *Int J Environ Res Public Health*, vol. 17, no. 15, pp. 1–14, Aug. 2020, doi: 10.3390/IJERPH17155608.
- [81] "The Drop-Jump Screening Test - Sportsmetrics." Accessed: Apr. 20, 2022. [Online]. Available: <https://sportsmetrics.org/drop-jump-screening-test/>
- [82] F. Alenezi, L. Herrington, P. Jones, and R. Jones, "The reliability of biomechanical variables collected during single leg squat and landing tasks," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 24, no. 5, pp. 718–721, Oct. 2014, doi: 10.1016/J.JELEKIN.2014.07.007.
- [83] T. E. Hewett *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*, vol. 33, no. 4, pp. 492–501, Apr. 2005, doi: 10.1177/0363546504269591.
- [84] E. Alentorn-Geli *et al.*, "Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: mechanisms of injury and underlying risk factors," *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 17, no. 7, pp. 705–729, Jul. 2009, doi: 10.1007/s00167-009-0813-1.

- [85] L. Y. Griffin *et al.*, “Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies,” *J Am Acad Orthop Surg*, vol. 8, no. 3, pp. 141–150, 2000, doi: 10.5435/00124635-200005000-00001.
- [86] K. Hébert-Losier, L. Schelin, E. Tengman, A. Strong, and C. K. Häger, “Curve analyses reveal altered knee, hip, and trunk kinematics during drop–jumps long after anterior cruciate ligament rupture,” *Knee*, vol. 25, no. 2, pp. 226–239, Mar. 2018, doi: 10.1016/J.KNEE.2017.12.005.
- [87] D. Dalos *et al.*, “Influence of leg axis alignment on MRI T2* mapping of the knee in young professional soccer players,” *BMC Musculoskelet Disord*, vol. 25, no. 1, 2024, doi: 10.1186/s12891-024-07233-3.

ANEXO

Anexo 1. Gráficas con tiempo continuo para las variables de interés





Anexo 2. Preguntas Encuesta Preliminar

Las preguntas de la encuesta que se respondieron como entrevista, de manera presencial son las siguientes:

Todos

1. Nombres y apellidos completos
2. Número de identificación (ej. Cédula de Ciudadanía)
3. Número de contacto
4. Edad (años cumplidos en el momento de la prueba)
5. Fecha de nacimiento
6. Lugar de nacimiento (municipio/departamento)
7. Sexo
8. Ocupación (Profesión)
9. Estado Civil
10. Peso Corporal (Kilogramos)
11. Estatura (Centímetros)
12. ¿Qué edad deportiva tiene? (años de práctica cómo deportista)
13. ¿Cuáles han sido los principales resultados que ha obtenido como deportista? (Refiera los 3 mejores resultados)
14. Pierna hábil (Dominante)
15. ¿Ha sufrido lesión de Ligamento Cruzado Anterior?
16. ¿Antecedentes de otras lesiones? (Fracturas, esguinces, desgarros, miositis osificante)
17. Antecedentes personales (enfermedades NO ortopédicas)
18. Antecedentes familiares (Familia de Padre y Madre)
19. ¿Alguna vez su médico le ha indicado que usted tiene un problema cardiovascular, que solamente puede llevar a cabo ejercicios o actividad física si lo refiere un médico?
20. ¿Sufre de dolores frecuentes en el pecho cuando realiza algún tipo de actividad física?
21. ¿En el último mes, le ha dolido el pecho cuando no estaba haciendo actividad física?
22. ¿Con frecuencia pierde el equilibrio debido a mareos, o alguna vez ha perdido el conocimiento?
23. ¿Tiene problemas en los huesos o articulaciones (por ejemplo, en la espalda, rodillas o cadera) que pudiera agravarse al aumentar la actividad física?
24. En la actualidad ¿Le receta su médico medicamentos (por ejemplo, pastillas) para la presión arterial o problemas con el corazón?
25. ¿Existe alguna otra razón por la cual no debería participar en un programa de actividad física?
26. Durante los últimos 7 días, ¿en cuántos realizó actividades físicas intensas como levantar pesos pesados, cavar, hacer ejercicios aeróbicos o andar rápido en bicicleta? (número de días)
27. Habitualmente, ¿Cuánto tiempo en total dedicó a una actividad física intensa en uno de esos días? (número de minutos)
28. Durante los últimos 7 días, ¿En cuántos días hizo actividades físicas moderadas como transportar pesos livianos, andar en bicicleta a velocidad regular o jugar dobles de tenis? No incluya caminar.
29. Habitualmente, ¿Cuánto tiempo en total dedicó a una actividad física moderada en uno de esos días? (número de minutos)
30. Durante los últimos 7 días, ¿En cuántos días caminó por lo menos 10 minutos seguidos? (número de días)
31. Habitualmente, ¿Cuánto tiempo en total dedicó a caminar en uno de esos días? (número de minutos)
32. Durante los últimos 7 días, ¿Cuánto tiempo pasó sentado durante un día hábil? (número de minutos)

Solo si presenta lesión

33. Mecanismo de lesión
34. Edad de lesión
35. Fecha en que presento la lesión de LCA
36. ¿Tuvo lesiones asociadas a la lesión de LCA?
37. Fecha en que se realizó la artroscopia de LCA
38. Injerto realizado en la cirugía de LCA
39. Realizo rehabilitación/terapia física?
40. Cuanto tiempo en que realizo rehabilitación/ terapia física
41. ¿Posterior a la lesión, se considera físicamente activo? (realiza ejercicio físico, participa en partidos, entrenamientos)
42. ¿Cuánto tiempo lleva siendo físicamente activo posterior a la lesión LCA?
43. ¿Presenta algunos de estos síntomas posterior al tratamiento de la lesión de LCA (reposo o en actividad física)?

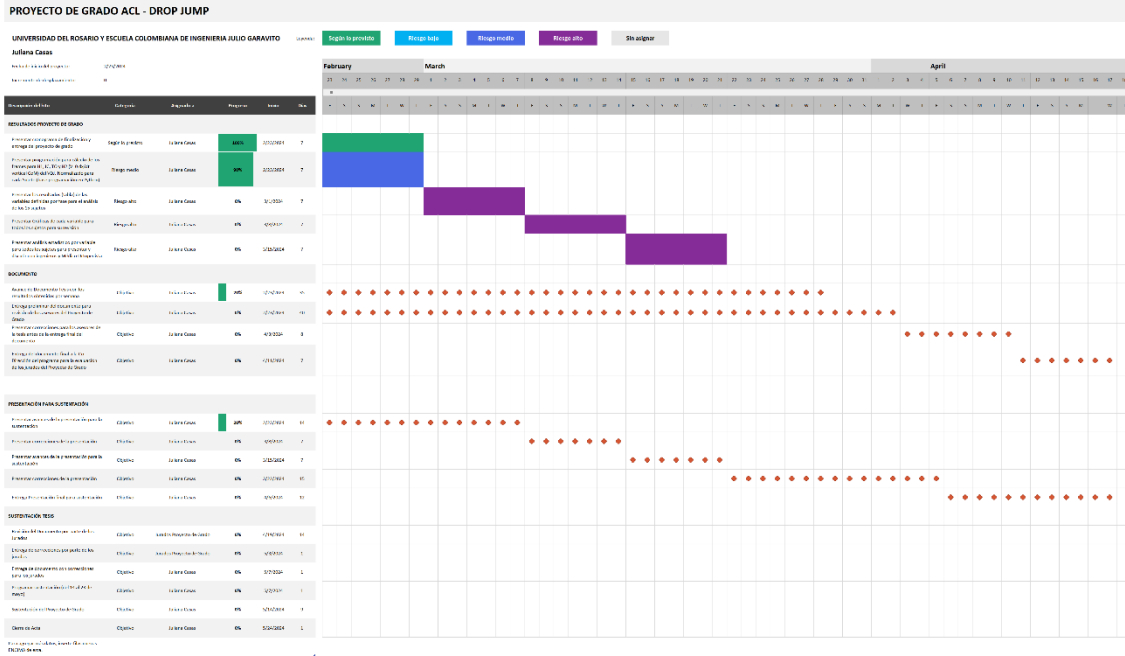
Anexo 3. Resultados Friedman

| Subje | Variable | F | Source | W | ddof | ddof2 | pvalu |
|-------|-----------|-----------|--------------|----------|----------|-----------|----------|
| 65 | CoM | 0.238095 | Repeticiones | 0.015625 | 1.875 | 28.125 | 0.775763 |
| | Flex | 0.802469 | Repeticiones | 0.050781 | 1.875 | 28.125 | 0.450946 |
| | RAbduKnee | 3.028169 | Repeticiones | 0.167969 | 1.875 | 28.125 | 0.067386 |
| | Flex_hip | 2.695853 | Repeticiones | 0.152344 | 1.875 | 28.125 | 0.087933 |
| | jc_mknee | 1.842105 | Repeticiones | 0.109375 | 1.875 | 28.125 | 0.178834 |
| | jc_mank | 5.983607 | Repeticiones | 0.285156 | 1.875 | 28.125 | 0.007766 |
| | jc_mhip | 0.177866 | Repeticiones | 0.011719 | 1.875 | 28.125 | 0.82459 |
| 66 | Flex_ank | 2.066667 | Repeticiones | 0.121094 | 1.875 | 28.125 | 0.1478 |
| | CoM | 0.737705 | Repeticiones | 0.046875 | 1.875 | 28.125 | 0.479007 |
| | Flex | 0.177866 | Repeticiones | 0.011719 | 1.875 | 28.125 | 0.82459 |
| | RAbduKnee | 1.842105 | Repeticiones | 0.109375 | 1.875 | 28.125 | 0.178834 |
| | Flex_hip | 12.625899 | Repeticiones | 0.457031 | 1.875 | 28.125 | 0.000158 |
| | jc_mknee | 1.623377 | Repeticiones | 0.097656 | 1.875 | 28.125 | 0.215935 |
| | jc_mank | 2.695853 | Repeticiones | 0.152344 | 1.875 | 28.125 | 0.087933 |
| 67 | jc_mhip | 0.802469 | Repeticiones | 0.050781 | 1.875 | 28.125 | 0.450946 |
| | Flex_ank | 0.421687 | Repeticiones | 0.027344 | 1.875 | 28.125 | 0.647177 |
| | CoM | 0.737705 | Repeticiones | 0.046875 | 1.875 | 28.125 | 0.479007 |
| | Flex | 3.550725 | Repeticiones | 0.191406 | 1.875 | 28.125 | 0.044812 |
| | RAbduKnee | 2.534247 | Repeticiones | 0.144531 | 1.875 | 28.125 | 0.10028 |
| | Flex_hip | 4.296482 | Repeticiones | 0.222656 | 1.875 | 28.125 | 0.025556 |
| | jc_mknee | 3.550725 | Repeticiones | 0.191406 | 1.875 | 28.125 | 0.044812 |
| 68 | jc_mank | 2.066667 | Repeticiones | 0.121094 | 1.875 | 28.125 | 0.1478 |
| | jc_mhip | 1 | Repeticiones | 0.0625 | 1.875 | 28.125 | 0.375973 |
| | Flex_ank | 0.421687 | Repeticiones | 0.027344 | 1.875 | 28.125 | 0.647177 |
| | CoM | 22.388889 | Repeticiones | 0.632653 | 1.857143 | 24.142857 | 0.000005 |
| | Flex | 2.695853 | Repeticiones | 0.152344 | 1.857143 | 28.125 | 0.087933 |
| | RAbduKnee | 1.340426 | Repeticiones | 0.082031 | 1.857143 | 28.125 | 0.276811 |
| | Flex_hip | 9.615385 | Repeticiones | 0.390625 | 1.857143 | 28.125 | 0.000809 |
| 69 | jc_mknee | 4.896373 | Repeticiones | 0.246094 | 1.857143 | 28.125 | 0.016534 |
| | jc_mank | 10.098039 | Repeticiones | 0.402344 | 1.857143 | 28.125 | 0.000615 |
| | jc_mhip | 12.625899 | Repeticiones | 0.457031 | 1.857143 | 28.125 | 0.000158 |
| | Flex_ank | 8.558282 | Repeticiones | 0.363281 | 1.857143 | 28.125 | 0.001506 |
| | CoM | 6.333333 | Repeticiones | 0.296875 | 1.875 | 28.125 | 0.006143 |
| | Flex | 17.820513 | Repeticiones | 0.542969 | 1.875 | 28.125 | 0.000014 |
| | RAbduKnee | 1.623377 | Repeticiones | 0.097656 | 1.875 | 28.125 | 0.215935 |
| 69 | Flex_hip | 8.272727 | Repeticiones | 0.355469 | 1.875 | 28.125 | 0.00179 |
| | jc_mknee | 12.625899 | Repeticiones | 0.457031 | 1.875 | 28.125 | 0.000158 |
| | jc_mank | 3.550725 | Repeticiones | 0.191406 | 1.875 | 28.125 | 0.044812 |
| | jc_mhip | 8.272727 | Repeticiones | 0.355469 | 1.875 | 28.125 | 0.00179 |
| | Flex_ank | 2.534247 | Repeticiones | 0.144531 | 1.875 | 28.125 | 0.10028 |

| | | | | | | | |
|----|-----------|-----------|--------------|----------|----------|-----------|----------|
| 70 | CoM | 6.333333 | Repeticiones | 0.296875 | 1.875 | 28.125 | 0.006143 |
| | Flex | 0.421687 | Repeticiones | 0.027344 | 1.875 | 28.125 | 0.647177 |
| | RAbduKnee | 0.737705 | Repeticiones | 0.046875 | 1.875 | 28.125 | 0.479007 |
| | Flex_hip | 4.896373 | Repeticiones | 0.246094 | 1.875 | 28.125 | 0.016534 |
| | jc_mknee | 0.421687 | Repeticiones | 0.027344 | 1.875 | 28.125 | 0.647177 |
| | jc_mank | 2.695853 | Repeticiones | 0.152344 | 1.875 | 28.125 | 0.087933 |
| | jc_mhip | 1.623377 | Repeticiones | 0.097656 | 1.875 | 28.125 | 0.215935 |
| | Flex_ank | 0.177866 | Repeticiones | 0.011719 | 1.875 | 28.125 | 0.82459 |
| 71 | CoM | 0.238095 | Repeticiones | 0.015625 | 1.875 | 28.125 | 0.775763 |
| | Flex | 4.296482 | Repeticiones | 0.222656 | 1.875 | 28.125 | 0.025556 |
| | RAbduKnee | 1.842105 | Repeticiones | 0.109375 | 1.875 | 28.125 | 0.178834 |
| | Flex_hip | 1.202532 | Repeticiones | 0.074219 | 1.875 | 28.125 | 0.313041 |
| | jc_mknee | 0.238095 | Repeticiones | 0.015625 | 1.875 | 28.125 | 0.775763 |
| | jc_mank | 8.558282 | Repeticiones | 0.363281 | 1.875 | 28.125 | 0.001506 |
| | jc_mhip | 0.058824 | Repeticiones | 0.003906 | 1.875 | 28.125 | 0.934246 |
| | Flex_ank | 0 | Repeticiones | 0 | 1.875 | 28.125 | 1 |
| 72 | CoM | 0.737705 | Repeticiones | 0.046875 | 1.875 | 28.125 | 0.479007 |
| | Flex | 2.534247 | Repeticiones | 0.144531 | 1.875 | 28.125 | 0.10028 |
| | RAbduKnee | 1.623377 | Repeticiones | 0.097656 | 1.875 | 28.125 | 0.215935 |
| | Flex_hip | 16.219512 | Repeticiones | 0.519531 | 1.875 | 28.125 | 0.000028 |
| | jc_mknee | 4.692308 | Repeticiones | 0.238281 | 1.875 | 28.125 | 0.019144 |
| | jc_mank | 8.272727 | Repeticiones | 0.355469 | 1.875 | 28.125 | 0.00179 |
| | jc_mhip | 1.768559 | Repeticiones | 0.105469 | 1.875 | 28.125 | 0.190475 |
| | Flex_ank | 2.695853 | Repeticiones | 0.152344 | 1.875 | 28.125 | 0.087933 |
| 73 | CoM | 0.737705 | Repeticiones | 0.046875 | 1.875 | 28.125 | 0.479007 |
| | Flex | 4.296482 | Repeticiones | 0.222656 | 1.875 | 28.125 | 0.025556 |
| | RAbduKnee | 8.272727 | Repeticiones | 0.355469 | 1.875 | 28.125 | 0.00179 |
| | Flex_hip | 8.272727 | Repeticiones | 0.355469 | 1.875 | 28.125 | 0.00179 |
| | jc_mknee | 4.896373 | Repeticiones | 0.246094 | 1.875 | 28.125 | 0.016534 |
| | jc_mank | 6.333333 | Repeticiones | 0.296875 | 1.875 | 28.125 | 0.006143 |
| | jc_mhip | 1.340426 | Repeticiones | 0.082031 | 1.875 | 28.125 | 0.276811 |
| | Flex_ank | 3.028169 | Repeticiones | 0.167969 | 1.875 | 28.125 | 0.067386 |
| 74 | CoM | 1.842105 | Repeticiones | 0.109375 | 1.875 | 28.125 | 0.178834 |
| | Flex | 4.296482 | Repeticiones | 0.222656 | 1.875 | 28.125 | 0.025556 |
| | RAbduKnee | 1.340426 | Repeticiones | 0.082031 | 1.875 | 28.125 | 0.276811 |
| | Flex_hip | 0.546559 | Repeticiones | 0.035156 | 1.875 | 28.125 | 0.573831 |
| | jc_mknee | 0.802469 | Repeticiones | 0.050781 | 1.875 | 28.125 | 0.450946 |
| | jc_mank | 2.534247 | Repeticiones | 0.144531 | 1.875 | 28.125 | 0.10028 |
| | jc_mhip | 4.296482 | Repeticiones | 0.222656 | 1.875 | 28.125 | 0.025556 |
| | Flex_ank | 4.896373 | Repeticiones | 0.246094 | 1.875 | 28.125 | 0.016534 |
| 75 | CoM | 7.325581 | Repeticiones | 0.328125 | 1.875 | 28.125 | 0.003224 |
| | Flex | 9.615385 | Repeticiones | 0.390625 | 1.875 | 28.125 | 0.000809 |
| | RAbduKnee | 1.842105 | Repeticiones | 0.109375 | 1.875 | 28.125 | 0.178834 |
| | Flex_hip | 3.823529 | Repeticiones | 0.203125 | 1.875 | 28.125 | 0.036391 |
| | jc_mknee | 1.842105 | Repeticiones | 0.109375 | 1.875 | 28.125 | 0.178834 |
| | jc_mank | 5.983607 | Repeticiones | 0.285156 | 1.875 | 28.125 | 0.007766 |
| | jc_mhip | 3.550725 | Repeticiones | 0.191406 | 1.875 | 28.125 | 0.044812 |
| | Flex_ank | 1.202532 | Repeticiones | 0.074219 | 1.875 | 28.125 | 0.313041 |
| 76 | CoM | 5 | Repeticiones | 0.25 | 1.875 | 28.125 | 0.015357 |
| | Flex | 1.202532 | Repeticiones | 0.074219 | 1.875 | 28.125 | 0.313041 |
| | RAbduKnee | 3.550725 | Repeticiones | 0.191406 | 1.875 | 28.125 | 0.044812 |
| | Flex_hip | 6.21547 | Repeticiones | 0.292969 | 1.875 | 28.125 | 0.006645 |
| | jc_mknee | 2.454545 | Repeticiones | 0.140625 | 1.875 | 28.125 | 0.107047 |
| | jc_mank | 11.666667 | Repeticiones | 0.4375 | 1.875 | 28.125 | 0.000261 |
| | jc_mhip | 3.550725 | Repeticiones | 0.191406 | 1.875 | 28.125 | 0.044812 |
| | Flex_ank | 1.340426 | Repeticiones | 0.082031 | 1.875 | 28.125 | 0.276811 |
| 77 | CoM | 1.842105 | Repeticiones | 0.109375 | 1.875 | 28.125 | 0.178834 |
| | Flex | 6.21547 | Repeticiones | 0.292969 | 1.875 | 28.125 | 0.006645 |
| | RAbduKnee | 0.737705 | Repeticiones | 0.046875 | 1.875 | 28.125 | 0.479007 |
| | Flex_hip | 12.625899 | Repeticiones | 0.457031 | 1.875 | 28.125 | 0.000158 |
| | jc_mknee | 0.177866 | Repeticiones | 0.011719 | 1.875 | 28.125 | 0.82459 |
| | jc_mank | 8.272727 | Repeticiones | 0.355469 | 1.875 | 28.125 | 0.00179 |
| | jc_mhip | 0.737705 | Repeticiones | 0.046875 | 1.875 | 28.125 | 0.479007 |
| | Flex_ank | 1.340426 | Repeticiones | 0.082031 | 1.875 | 28.125 | 0.276811 |
| 78 | CoM | 1.842105 | Repeticiones | 0.109375 | 1.875 | 28.125 | 0.178834 |
| | Flex | 6.21547 | Repeticiones | 0.292969 | 1.875 | 28.125 | 0.006645 |
| | RAbduKnee | 0.737705 | Repeticiones | 0.046875 | 1.875 | 28.125 | 0.479007 |
| | Flex_hip | 12.625899 | Repeticiones | 0.457031 | 1.875 | 28.125 | 0.000158 |
| | jc_mknee | 0.177866 | Repeticiones | 0.011719 | 1.875 | 28.125 | 0.82459 |
| | jc_mank | 8.272727 | Repeticiones | 0.355469 | 1.875 | 28.125 | 0.00179 |
| | jc_mhip | 0.737705 | Repeticiones | 0.046875 | 1.875 | 28.125 | 0.479007 |
| | Flex_ank | 1.340426 | Repeticiones | 0.082031 | 1.875 | 28.125 | 0.276811 |
| 79 | CoM | 2.166667 | Repeticiones | 0.142857 | 1.857143 | 24.142857 | 0.139137 |
| | Flex | 0.202073 | Repeticiones | 0.015306 | 1.857143 | 24.142857 | 0.802693 |
| | RAbduKnee | 3.025157 | Repeticiones | 0.188776 | 1.857143 | 24.142857 | 0.070568 |
| | Flex_hip | 6.157895 | Repeticiones | 0.321429 | 1.857143 | 24.142857 | 0.007938 |
| | jc_mknee | 0.270833 | Repeticiones | 0.020408 | 1.857143 | 24.142857 | 0.749026 |
| | jc_mank | 6.157895 | Repeticiones | 0.321429 | 1.857143 | 24.142857 | 0.007938 |
| | jc_mhip | 1.39548 | Repeticiones | 0.096939 | 1.857143 | 24.142857 | 0.266035 |
| | Flex_ank | 0.923497 | Repeticiones | 0.066327 | 1.857143 | 24.142857 | 0.404223 |
| 80 | CoM | 1.842105 | Repeticiones | 0.109375 | 1.875 | 28.125 | 0.178834 |
| | Flex | 6.21547 | Repeticiones | 0.292969 | 1.875 | 28.125 | 0.006645 |
| | RAbduKnee | 0.737705 | Repeticiones | 0.046875 | 1.875 | 28.125 | 0.479007 |
| | Flex_hip | 12.625899 | Repeticiones | 0.457031 | 1.875 | 28.125 | 0.000158 |
| | jc_mknee | 0.177866 | Repeticiones | 0.011719 | 1.875 | 28.125 | 0.82459 |
| | jc_mank | 8.272727 | Repeticiones | 0.355469 | 1.875 | 28.125 | 0.00179 |
| | jc_mhip | 0.737705 | Repeticiones | 0.046875 | 1.875 | 28.125 | 0.479007 |
| | Flex_ank | 1.340426 | Repeticiones | 0.082031 | 1.875 | 28.125 | 0.276811 |
| 81 | CoM | 2.166667 | Repeticiones | 0.142857 | 1.857143 | 24.142857 | 0.139137 |
| | Flex | 0.202073 | Repeticiones | 0.015306 | 1.857143 | 24.142857 | 0.802693 |
| | RAbduKnee | 3.025157 | Repeticiones | 0.188776 | 1.857143 | 24.142857 | 0.070568 |
| | Flex_hip | 6.157895 | Repeticiones | 0.321429 | 1.857143 | 24.142857 | 0.007938 |
| | jc_mknee | 0.270833 | Repeticiones | 0.020408 | 1.857143 | 24.142857 | 0.749026 |
| | jc_mank | 6.157895 | Repeticiones | 0.321429 | 1.857143 | 24.142857 | 0.007938 |
| | jc_mhip | 1.39548 | Repeticiones | 0.096939 | 1.857143 | 24.142857 | 0.266035 |
| | Flex_ank | 0.923497 | Repeticiones | 0.066327 | 1.857143 | 24.142857 | 0.404223 |

Anexo 4. Diagrama de Gantt Proyecto de Grado

| Actividad | Jan-21 | Feb-21 | Mar-21 | Apr-21 | May-21 | Jun-21 | Jul-21 | Aug-21 | Sep-21 | Oct-21 | Nov-21 | Dec-21 | Jan-22 | Feb-22 | Mar-22 | Apr-22 | May-22 | Jun-22 | |
|---|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--|
| Revisión Bibliográfica | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Identificar Pruebas estandarizadas | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Definir instrumentos de evaluación y factores Biomecánicos | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Test preliminar con prueba e instrumentos definidos | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Preparación de instrumentos y organizar grupos de participantes | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Test definitivo con participantes del proyecto | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Modelamiento | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Análisis de resultados | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |



Anexo 5. Consentimiento informado

CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPACIÓN EN EL ESTUDIO TITULADO:

Factores determinantes de riesgo de lesión de ligamento cruzado anterior en deportistas colombianos

Investigadores: Jorge Enrique Buitrago Espitia Dr. C., Laura del Pilar Prieto Mondragón MSc., Alonso Rodríguez Buitrago MSc., Diego Alonso Sánchez Rodríguez MSc., Wilson Alexander Sierra Arévalo MSc.

Introducción

La lesión de ligamento cruzado anterior LCA, tiene consecuencias negativas para la calidad de vida y el rendimiento de los deportistas. Es importante comprender los factores de riesgo de lesión de LCA para el desarrollo de estrategias de prevención e intervención que contribuyan a proteger la salud de los deportistas. Por tal motivo, este estudio tiene por objetivo. Determinar las características genéticas, antropométricas, biomecánicas y de rendimiento que constituyen factor de riesgo de lesión de ligamento cruzado anterior en deportistas colombianos en comparación con sujetos no deportistas.

Le invitamos a participar de este estudio. Si en este documento encuentra palabras que usted no comprenda, es conveniente que pida su explicación a los investigadores. Usted es libre de aceptar la participación, puede llevar una copia del presente documento a su casa para leer con atención o tomar la decisión consultando con su familia antes de contestar.

Para el presente estudio se seleccionan a deportistas de origen colombiano que compiten en los deportes de fútbol, baloncesto, voleibol, en eventos nacionales federados, campeonatos profesionales de su deporte en el contexto nacional o internacional. Con el fin de realizar procesos de comparación, se escoge un segundo grupo poblacional de control, los cuales son sujetos potencialmente sanos, pero no deportistas. En ambos casos los sujetos deben ser mayores de 18 años. Para la inclusión en el estudio se requiere que aceptación para la toma de muestra sanguínea, firmar el consentimiento informado para la participación en el estudio y estar exento del diagnóstico de enfermedad o lesión que impida realizar las pruebas físicas propuestas en la investigación.

Si usted tiene alguna duda al respecto, por favor consulte con los investigadores antes de firmar este consentimiento.

Métodos de estudio

En esta investigación se analiza las siguientes variables:
Las características genéticas relacionadas con los cambios del gen COL5A1, el cual interviene en la formación de los ligamentos, se determinan a partir del ADN que se obtiene de una muestra de sangre (una única extracción sanguínea en la vena antecubital), utilizando el método de laboratorio denominado Reacción en Cadena de la Polimerasa (PCR).
Las características antropométricas incluyen la toma de la estatura en la posición de pie, peso, composición corporal mediante bioimpedancia y diámetros del muslo y pierna.

confidencial, de manera que solamente usted, sus médicos tratantes y el equipo de investigación tendrán acceso a estos datos. Por ningún motivo se divulgará esta información sin su consentimiento, y si es requerido reportar los resultados de este estudio en revistas médicas o en congresos científicos los nombres de los sujetos investigados serán omitidos.

Usted puede retirarse de esta investigación de forma voluntaria en el momento en que lo considere. Esto no afectará la relación con el grupo investigador ni tendrá ninguna sanción para usted que afecte su ocupación. Cualquier información adicional que usted solicite le será explicada por el grupo investigador antes de la firma de este consentimiento.

Si usted requiere aclaración adicional sobre sus derechos como participante en esta investigación o cree que alguno de sus derechos ha sido vulnerado puede escribir al Comité de Ética en Investigación en Humanos de la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad de Ciencias Aplicadas y Ambientales, U.D.C.A., al correo comiteeticasalud@udca.edu.co.

Mediante las pruebas **Drop Jump**, **Y-Balance** empleando el sistema de análisis de movimiento de alta velocidad y pruebas biomecánicas se determina la estabilidad postural, la fuerza reactiva y el control neuromuscular con Electromiografía.

Se evalúa la capacidad aeróbica mediante la prueba Yo-Yo de recuperación intermitente que permite determinar el VCO₂ máx. de forma indirecta de acuerdo con el nivel logrado en la prueba.

Las mediciones se realizan en el laboratorio de análisis biomecánico de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garzón, el laboratorio de Biología Celular y Molecular de la Universidad de Ciencias Aplicadas y Ambientales U.D.C.A. o en las instalaciones de entrenamiento de los clubes o equipos seleccionados cuando sea factible.

Riesgos

Las pruebas prácticas establecidas no representan riesgo para los sujetos investigados. La toma de muestras de sangre no constituye un riesgo grave para su salud. Los riesgos que podrían derivar de ella se relacionan con la punción venosa, y son en general dolor en el sitio de punción, equimosis o hematoma, y en casos raras infección local. La muestra de sangre obtenida será utilizada únicamente para la prueba necesaria para el estudio. En ningún caso se permitirá su uso para fines distintos a la identificación del cambio en el gen COL5A1 que es de nuestro interés. El procesamiento de las muestras no tiene costo alguno para los sujetos incluidos en el estudio.

Beneficios

Ninguna persona involucrada en este estudio recibirá beneficios económicos como pago por su participación, de la misma manera que no tiene ningún interés económico por parte de las instituciones financiadoras.

Usted puede no recibir ningún beneficio adicional directo, pero los resultados de este estudio permitirán conocer los factores determinantes de riesgo de lesión de ligamento cruzado anterior en deportistas de fútbol, voleibol y baloncesto investigados, a partir de sus características antropométricas, biomecánicas, genéticas y de rendimiento. Estos resultados contribuyen a mejorar los procesos de prevención de lesiones, el diseño de programas de preparación más específicos aportando información valiosa que permita perfeccionar los conocimientos acerca del entrenamiento de estos deportes.

Confidencialidad

En atención a la normatividad vigente en términos de investigación, este estudio se acoge a lo establecido en la resolución 8430 de 1993 emitida por el Ministerio de Salud de la República de Colombia y la establecido en la declaración de Helsinki 1964 acerca de los principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos. Por lo tanto, su identidad y datos de contacto no serán revelados. Si usted acepta participar sus datos permanecerán en el anonimato. No se entregarán resultados individuales, pues las pruebas a realizar NO constituyen en ningún momento un test diagnóstico de rendimiento. El registro de información de los individuos participantes en este estudio permanecerá archivado de forma anónima en una base de datos a la que solamente los investigadores tendrán acceso. Las historias médicas, los resultados de exámenes y la información que usted nos ha dado son de carácter absolutamente

2

Consentimiento

Declaro que he leído este consentimiento informado y todas las preguntas referentes a mi participación en este estudio de investigación fueron contestadas. He leído y entiendo las implicaciones y riesgos que conlleva mi participación en este estudio.

Autorizo la divulgación de los registros médicos a los investigadores. Recibiré una copia de este formulario de consentimiento firmado y fechado:

Acepto mi participación en el estudio.

Nombre y apellidos completos del sujeto de investigación:

Identificación: _____

Dirección: _____

Teléfono: _____ Fecha: _____

Firma: _____

Nombre y apellidos completos del Testigo 1:

Identificación: _____

Dirección: _____

Teléfono: _____ Fecha: _____

Firma: _____

Nombre y apellidos completos del Testigo 2:

Identificación: _____

Dirección: _____

Teléfono: _____ Fecha: _____

Firma: _____

4

Título del Proyecto: Factores Determinantes de Riesgo de Lesión de Ligamento Cruzado Anterior en Deportistas Colombianos

Línea de investigación: Preparación deportiva

Temática: Prevención de lesiones

Duración: 18 meses

Fecha de Inicio: enero 25 de 2021

Fecha de fin: julio 29 de 2022

Investigador Principal – Coinvestigador

El Proyecto es Financiado con Fuente de financiación interna

Institución: UEscola

Código de acto administrativo: DII-PEX75 2021

Fecha de Acto administrativo: 7 de diciembre de 2020

Anexo 6. Resultados Shapiro Wilk y Bartlet Subject 75

Tabla IV
TABLA DE RESULTADOS SHAPIRO WILK PARA VARIABLE CoM

| Subject | Etapa | Variable | Test_Shapiro_Wilk_pvalue |
|------------|---------------|----------|--------------------------|
| Subject75 | Frame_H1_R | CoM | 0.31 |
| Subject75 | Frame_IC_R_L | CoM | 0.19 |
| Subject75 | Frame_IC_L_R | CoM | 0.87 |
| Subject75 | Frame MKF_R_L | CoM | 0.75 |
| Subject75 | Frame MKF_L_R | CoM | 0.71 |
| Subject75 | Frame_TO_R_L | CoM | 0.92 |
| Subject75 | Frame_TO_L_R | CoM | 0.32 |
| \Subject75 | Frame_H2_R | CoM | 0.07 |

Tabla V
TABLA DE RESULTADOS TEST DE BARTLET SUBJECT 75

| Etapa | Test de bartlet_stat | Test de bartlet_pvalue | Test de Fligner_stat | Test de Fligner_pvalue |
|---------------|----------------------|------------------------|----------------------|------------------------|
| Frame_H1_R | 2.95 | 0.89 | 2.95 | 0.89 |
| Frame_IC_R_R | 15.76 | 0.03 | 3.96 | 0.78 |
| Frame_IC_R_L | 24.85 | 0.0008 | 4.31 | 0.74 |
| Frame_IC_L_R | 24.54 | 0.0009 | 6.41 | 0.49 |
| Frame_IC_L_L | 18.55 | 0.01 | 6.38 | 0.50 |
| Frame MKF_R_R | 18.07 | 0.01 | 5.81 | 0.56 |
| Frame MKF_R_L | 20.391 | 0.005 | 5.87 | 0.55 |
| Frame MKF_L_R | 17.40 | 0.015 | 5.69 | 0.58 |
| Frame MKF_L_L | 18.85 | 0.009 | 5.73 | 0.57 |
| Frame_TO_R_R | 18.07 | 0.012 | 5.81 | 0.56 |
| Frame_TO_R_L | 20.39 | 0.005 | 5.87 | 0.55 |
| Frame_TO_L_R | 17.40 | 0.015 | 5.69 | 0.58 |
| Frame_TO_L_L | 18.85 | 0.009 | 5.73 | 0.57 |
| Frame_H2_R | 3.78 | 0.44 | 0.54 | 0.97 |
| Frame_H2_L | 0.0019 | 0.99 | 0.64 | 0.89 |