

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Ciencias e Ingenierías

Más allá del gol: Análisis biomecánico en futbolistas durante ejercicios de potenciación

Julián Fernández Ribadeneira

José Tomás Castillo Puente

Rafaela Doménica Bucheli Donoso

Ingeniería Industrial

Trabajo de fin de carrera presentado como requisito

para la obtención del título de

Ingeniero Industrial

Quito, 14 de mayo de 2024

Universidad San Francisco de Quito USFQ

Colegio de Ciencias e Ingenierías

**HOJA DE CALIFICACIÓN
DE TRABAJO DE FIN DE CARRERA**

Más allá del gol: Análisis biomecánico en futbolistas durante ejercicios de potenciación

Julián Fernández Ribadeneira

José Tomás Castillo Puente

Rafaela Doménica Bucheli Donoso

María Gabriela García, Dr.Sc.

Quito, 14 de mayo de 2024

© DERECHOS DE AUTOR

Por medio del presente documento certifico que he leído todas las Políticas y Manuales de la Universidad San Francisco de Quito USFQ, incluyendo la Política de Propiedad Intelectual USFQ, y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo quedan sujetos a lo dispuesto en esas Políticas.

Asimismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en la Ley Orgánica de Educación Superior del Ecuador.

Nombres y apellidos: Julián Fernández Ribadeneira
 José Tomás Castillo Puente
 Rafaela Doménica Bucheli Donoso

Código: 00212881
 00211431
 00212966

Cédula de identidad: 1803802303
 1720745841
 1721745949

Lugar y fecha: Quito, 14 de mayo de 2024

ACLARACIÓN PARA PUBLICACIÓN

Nota: El presente trabajo, en su totalidad o cualquiera de sus partes, no debe ser considerado como una publicación, incluso a pesar de estar disponible sin restricciones a través de un repositorio institucional. Esta declaración se alinea con las prácticas y recomendaciones presentadas por el Committee on Publication Ethics COPE descritas por Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing, disponible en <http://bit.ly/COPETHeses>.

UNPUBLISHED DOCUMENT

Note: The following capstone project is available through Universidad San Francisco de Quito USFQ institutional repository. Nonetheless, this project – in whole or in part – should not be considered a publication. This statement follows the recommendations presented by the Committee on Publication Ethics COPE described by Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing available on <http://bit.ly/COPETHeses>.

RESUMEN

El estudio se centra en un análisis biomecánico detallado de futbolistas profesionales y semiprofesionales durante la ejecución de ejercicios de saltos y tiros. En el transcurso de estos ejercicios, se realizaron mediciones precisas de los ángulos de las articulaciones del tren inferior, la activación muscular y la fuerza ejercida por cada participante. Los datos recopilados permitieron una evaluación exhaustiva de las diferencias biomecánicas entre las distintas categorías y géneros presentes en el estudio.

El objetivo principal de la investigación es comprender cómo las variables biomecánicas difieren entre jugadores de diferentes categorías y géneros, y cómo estas diferencias pueden influir en el rendimiento. Para ello, se utilizó tecnología de captura de movimiento y electromiografía para registrar los patrones de movimiento y la actividad muscular durante los ejercicios. Además, se usaron platos de fuerza para medir la fuerza de cada movimiento.

En conclusión, los resultados del estudio indicaron diferencias significativas en la cinemática y la activación muscular entre futbolistas profesionales y semiprofesionales, así como entre géneros. Este estudio aporta una comprensión más profunda de los factores biomecánicos que influyen en el desempeño de los futbolistas, destacando la necesidad de enfoques personalizados en el entrenamiento y la prevención de lesiones para optimizar el rendimiento y la seguridad de los jugadores.

Palabras clave: Biomecánica, Fútbol, EMG, Platos de fuerza, Activación muscular, VICON, Bíceps femoral, Recto Femoral, Vasto Medial, Gastrocnemius medial

ABSTRACT

The study focuses on a detailed biomechanical analysis of professional and semi-professional soccer players during the execution of jumping and shooting exercises. During these exercises, precise measurements were made of the angles of the lower body joints, muscle activation and the force exerted by each participant. The data collected allowed a comprehensive evaluation of the biomechanical differences between the different categories and genders present in the study.

The main objective of the research is to understand how biomechanical variables differ between players of different categories and genders, and how these differences can influence performance. To do this, motion capture and electromyography technology was used to record movement patterns and muscle activity during the exercises. Additionally, force plates were used to measure the strength of each movement.

In conclusion, the results of the study indicated significant differences in kinematics and muscle activation between professional and semi-professional soccer players, as well as between genders. This study provides a deeper understanding of the biomechanical factors that influence footballer performance, highlighting the need for personalized approaches in training and injury prevention to optimize player performance and safety.

Key words: Biomechanics, Soccer, EMG, Force plates, Muscle activation, VICON, Biceps Femoris, Rectus Femoris, Vastus Medialis, Medial Gastrocnemius

TABLA DE CONTENIDO

<i>Introducción</i>	10
<i>Metodología</i>	12
Participantes.....	12
Diseño experimental.....	12
Instrumentos.....	12
Protocolo Experimental.....	15
Procesamiento.....	17
<i>Resultados</i>	21
Rango de movimiento en Flexión-Extensión.....	22
Activación máxima EMG.....	25
Activación media EMG.....	29
Métricas de fuerza y tiempo.....	34
<i>Discusión</i>	36
Rango de movimiento en Flexión-Extensión.....	36
Activación máxima y media EMG.....	37
Métricas de fuerza y tiempo.....	38
<i>Conclusiones</i>	38
<i>Referencias bibliográficas</i>	40

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Métricas del salto.....	21
Tabla 2: Test de tipo 3 de efectos fijos para el ROM en Flexión-Extensión de las rodillas....	22
Tabla 3: Test de tipo 3 de efectos fijos para el ROM en Flexión-Extensión de las caderas...	23
Tabla 4: Test de tipo 3 de efectos fijos para el ROM en Flexión-Extensión de los tobillos...	24
Tabla 5: Test de tipo 3 de efectos fijos para el ROM en Flexión-Extensión de la pelvis.....	24
Tabla 6: Test de tipo 3 de efectos fijos para el ROM en Flexión-Extensión del tórax.....	24
Tabla 7: Tabla de Diferencia de mínimos cuadrados del ROM.....	25
Tabla 8: Test de tipo 3 de efectos fijos para la activación máxima EMG	28
Tabla 9: Tabla de Diferencia de mínimos cuadrados del EMG.....	29
Tabla 10: Test de tipo 3 de efectos fijos para la activación media EMG	32
Tabla 11: Tabla de Diferencia de mínimos cuadrados del EMG.....	34
Tabla 12: Test de tipo 3 de efectos fijos de las métricas de fuerza.....	34
Tabla 13: Test de tipo 3 de efectos fijos de las métricas de fuerza.....	34
Tabla 14: Test de tipo 3 de efectos fijos de las métricas de fuerza.....	34
Tabla 15: Diferencias de medias y medias de mínimos cuadrados de las métricas de fuerza.	35
Tabla 16: Diferencias de medias y medias de mínimos cuadrados de las métricas de fuerza.	36

ÍNDICE DE FIGURAS

Imagen 1: Software EMG.....	13
Imagen 2: Software VICON	14
Imagen 3: Software Platos de Fuerza	15
Imagen 4: Etapas del Salto	20

INTRODUCCIÓN

El fútbol, un deporte de diversas posiciones como arquero, defensa, mediocampista y delantero, requiere movimientos clave como el salto y el pase para el rendimiento óptimo de los jugadores (Fílder et al., 2021). El salto se utiliza en todas las posiciones, desde el arquero que lo emplea para defender ataques rivales hasta los delanteros que lo utilizan tanto en defensa como en ataque (Fílder et al., 2021). Los mediocampistas lo aprovechan para ganar el balón en pases largos. Por otro lado, el pase es esencial para la cohesión del equipo y su efectividad en el campo; problemas en su ejecución pueden afectar la fluidez del juego (Alejandro et al., 2022).

En este deporte, las lesiones en los jugadores se han vuelto algo común debido al desgaste muscular, desbalances musculares, sobrecarga en articulaciones, malos movimientos que tienen por la cantidad de partidos que juegan por temporada y en el Ecuador no se han realizado estudios a profundidad sobre el tema (Duque-Arias et al., 2023). Por eso, por la falta de análisis biomecánicos en deportistas en el Ecuador y para poder buscar opciones para reducir estos problemas que se le presentan al jugador se decidió hacer este análisis del cuál mediante las métricas vamos a lograr entender la biomecánica de los futbolistas profesionales y semi profesionales diferenciadas por sexo en los ejercicios de salto y pase (Di Paolo et al., 2021). Las métricas para analizar son los ángulos de articulación en los saltos y el pase, y la activación muscular enfocado en el tren inferior que es donde están los músculos que más impacto tienen en los futbolistas a la hora del partido (Bastiaansen et al., 2022). De esta manera los músculos a analizar en base a estudios en donde hay más activación muscular, se encuentran asimetrías y se pueden generar lesiones son el Bíceps Femoris (Fabok, Leontijević, Tomić, & Dopsaj,

2019), Gastrocnemius Medial (Rabello et al., 2021), Rectus Femoris (Olmo et al., 2018) y Vastus Medialis (Rabello et al., 2021).

El estudio tiene como objetivo analizar la biomecánica en 40 futbolistas profesionales y semi profesionales durante el salto con contra movimiento, salto con aproximación y gesto técnico de pase (Katushabe et al., 2020). Se usarán platos de fuerza para medir diversas métricas de fuerza de reacción de los jugadores en dichos ejercicios (Ayyadurai et al., 2021). También se utilizarán sensores de electromiografía que han servido en diferentes estudios con ejercicios de salto para entender el uso de los músculos en el movimiento (Delsys, 2024). Además, con un sistema de captura de movimiento se obtendrá información específica del rango de movimiento de las articulaciones durante los ejercicios mencionados. Por este motivo, se han obtenido las siguientes preguntas a resolver en la investigación:

1. ¿Hay diferencias en el rango de movimiento de las articulaciones del tren inferior de los futbolistas profesionales y semi profesionales en los ejercicios de potenciación?
2. ¿Hay diferencias en la activación muscular máxima y media entre los futbolistas profesionales y semi profesionales en los saltos?
3. ¿Hay diferencias en las métricas de fuerza entre los jugadores profesionales y semi profesionales en los saltos?
4. ¿Hay diferencias entre los hombres y las mujeres durante los ejercicios de potenciación?

METODOLOGÍA

Participantes

Para realizar el estudio se contó con la ayuda de 40 futbolistas en total, conformados por 10 hombres profesionales, 10 hombres semiprofesionales, 10 mujeres profesionales y 10 mujeres semiprofesionales. Para que los participantes puedan formar parte del estudio firmaron un consentimiento informado el cual indica que acceden a realizar las pruebas de forma voluntaria. Para esto, los futbolistas tienen que estar en óptimas condiciones de salud para realizar los ejercicios adecuadamente y no sobre exigirse. Al ser un estudio enfocado en personas se contó con la aprobación del Comité de Ética de Investigación de Seres Humanos (CEISH).

Diseño experimental

Se realizó un estudio observacional de corte transversal para poder determinar la variabilidad entre los futbolistas y analizar los resultados de los ejercicios realizados. Los factores por considerar son categoría, sexo y lado. Este último para evaluar asimetrías en el movimiento.

Instrumentos

EMG

Durante el estudio se utilizaron sensores de electromiografía para medir la activación muscular del tren inferior de los futbolistas. Como resultado de esto, se escogieron el Bíceps Femoris, Vastus Medialis, Rectus Femoris y Gastrocnemius Medial como los músculos de interés para este estudio.

Para esto, se registró la actividad muscular del Gastrocnemius Medial derecho e izquierdo mediante dos sensores Trigno a una frecuencia de 1926 Hz. Para el Bíceps Femoris, Vastus Medialis y Rectus Femoris tanto izquierdo como derecho, se utilizaron sensores Avanti los cuales registraron los datos a 1260 Hz (Delsys, 2024). Todos estos sensores fueron bipolares, de superficie e inalámbricos con 10 mm entre electrodos. Se ubicaron en medio de cada músculo mencionado y en dirección de las fibras para obtener la señal lo más clara posible.

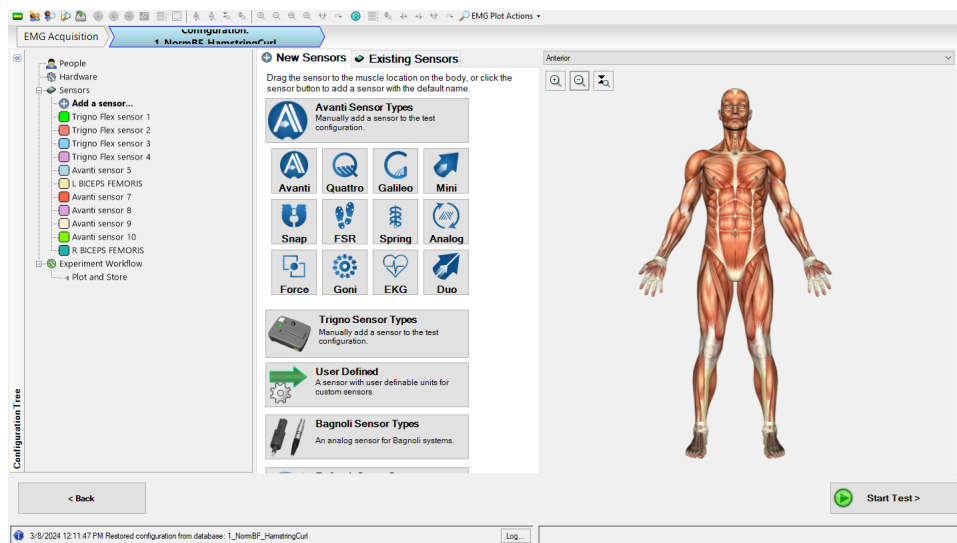


Imagen 1: Software EMG

VICON

Para medir los ángulos de las articulaciones al realizar los ejercicios se utilizó el software y equipos de VICON, el cual cuenta con 10 cámaras de captura de movimiento y 2 de video, el cual estas cámaras graban a una frecuencia de 100Hz y con una precisión de 0.5 mm. (Arauz et al., 2021) En cada sujeto de estudio se debe poner 36 marcadores en total, que son conformados por 6 grupos de cuatro (quads) y 12 marcadores individuales.

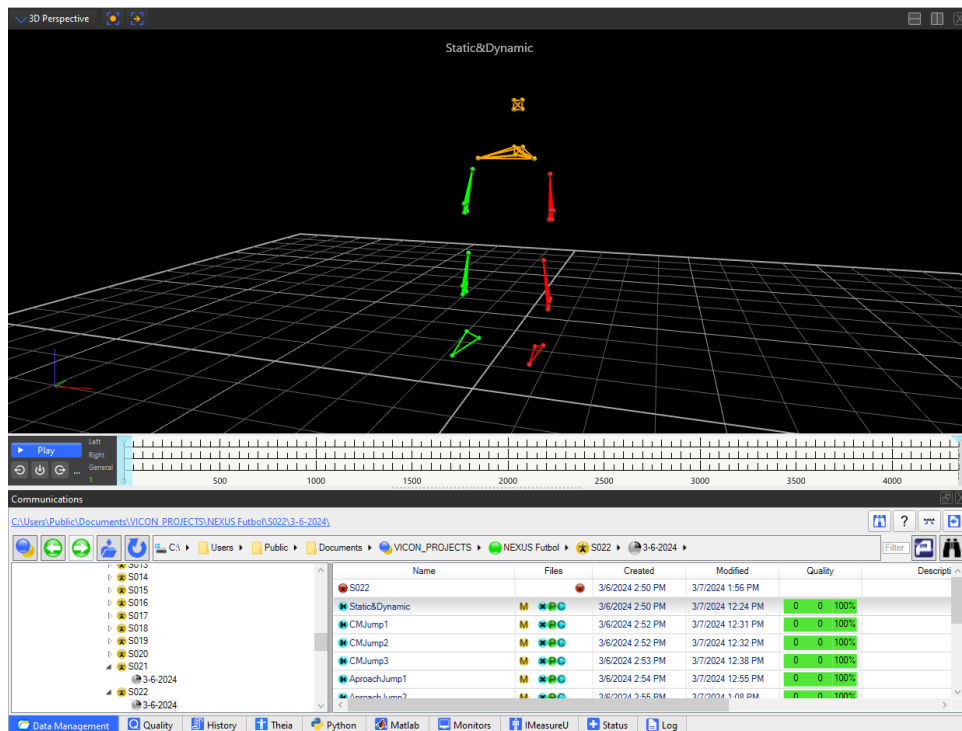


Imagen 2: Software VICON

Platos de fuerza

Otra herramienta utilizada en esta investigación, fueron dos platos de fuerza Kistler 9286BA (frecuencia de grabación: 280Hz) que permiten medir la fuerza que ejercen los deportistas en el suelo al realizar los ejercicios. Dichos platos, cuentan con un software (MR 3.18) que graba el ejercicio y registra la fuerza de cada movimiento en tiempo real. En este estudio, se recopilaron los datos de cada fase durante el salto, y la fuerza de reacción de movimiento durante el pase.



Imagen 3: Software Platos de Fuerza

Protocolo Experimental

Para poder realizar el estudio con los futbolistas, es necesario primero ejecutar los programas VICON, NEXUS, MR 3.18 y EMGworks Acquisition. Estos son los softwares que tomarán las medidas necesarias. Una vez que los programas estén abiertos, se deben preparar todos los materiales requeridos, incluyendo la balanza, marcadores reflectivos, el dispositivo de calibración para las cámaras, cinta métrica, tijeras, papel, alcohol, short deportivo, cinta doble faz y gel exfoliante. Esto se realiza antes de la llegada de cada participante.

Cuando el participante llega al laboratorio, se le explica el propósito de la investigación, los riesgos de este, las actividades que se llevarán a cabo y se le solicita que firme el consentimiento informado del estudio. Una vez firmado, se recopilan los datos antropométricos y demográficos de cada persona, incluyendo fecha de nacimiento, edad, peso, altura, posición y categoría de juego, así como su pierna dominante.

Luego de tomar estos datos, el futbolista se acuesta y se le realizan las mediciones de los músculos, los cuales se marcarán para luego colocarles los sensores EMG. Para esto, se ubica cada músculo mediante el tacto y con una cinta métrica que permita encontrar el punto donde se desea medir la activación muscular. Luego, se procede a desinfectar el área con alcohol y se aplica un gel exfoliante que ayuda a percibir mejor las señales eléctricas de los músculos en los sensores. Después, el futbolista realiza un calentamiento del tren inferior y trota aproximadamente durante 5 minutos. Cuando el participante haya terminado el calentamiento, se le colocan los sensores EMG en los músculos de interés.

Después de esto, se realizan los ejercicios isométricos de normalización de los músculos, para obtener una referencia de la activación submáxima, donde se deben realizar 3 repeticiones de cada ejercicio. En caso del Bíceps Femoris, se realiza una Flexión de Isquiotibiales con 40 kg como ejercicio de normalización (Pedersen et al., 2020). Para el Gastrocnemio Medial, el participante debe realizar una elevación de pantorrillas con 30.5 kg (Kudo, Sato, Miyashita, 2020) y para el recto femoral y el vastus medialis deben hacer una flexión de cuádriceps con 40 kg (Hasan et al., 2022). Con este fin, primero se realizan 3 sets de 10 repeticiones cada uno con carga progresiva para que el participante caliente. Luego, en cada prueba isométrica, el participante debe mantenerse estático 10 segundos en la posición y con el peso descrito anteriormente. Una vez finalizado esto y almacenadas todas las mediciones, se procede a colocar los marcadores reflectivos en el cuerpo del participante. Estos se colocan en puntos clave del tren inferior que permitirán al software VICON identificar cada parte del cuerpo. Después, se debe aislar al participante en un cuarto cerrado y calibrar el sistema de las cámaras de captura de movimiento. Luego de esto, el participante entra al laboratorio y se graban movimientos estándares, que se denominan “Static & Dynamic” en la

investigación, los cuales permitirán calibrar a ese participante específico a una postura en posición neutral de pie y a movimientos lentos de referencia.

Una vez concluidos los movimientos anteriores, el participante empezará con los ejercicios que se analizarán los cuales son el salto con contra movimiento (CMJ), salto con aproximación, pase con la pierna derecha y con la pierna izquierda. Estos deben realizarse 3 veces por cada ejercicio y tras haber realizado todas las mediciones, se toman fotos del participante y se le toman medidas antropométricas de su cuerpo, como el largo del pie y la circunferencia de la cadera, entre otras.

Cuando se tienen todas las mediciones, se retiran todos los sensores EMG y los marcadores reflectivos de la persona. Luego de asegurarse de que no le quede nada sobre su cuerpo, la toma de datos finaliza.

Procesamiento

Para el procesamiento de las mediciones obtenidas, se utilizó la herramienta de MATLAB. Este es una plataforma de programación y cálculo (*MATLAB - el Lenguaje del Cálculo Técnico*, s. f.) en la cual se realizaron los procedimientos estándares de análisis de señales.

EMG

Para los valores de electromiografía, primero se graficó la señal de las pruebas isométricas de normalización de cada músculo y se tomó al menos 5 segundos de activación muscular estable. Una vez hecho esto, se sacó un promedio de esta activación en las tres pruebas realizadas para cada músculo y este valor se utilizó para normalizar la activación muscular durante las pruebas dinámicas. Todos los datos de EMG fueron filtrados con un filtro

de banda Butterworth de cuarto orden, luego se aplicó una transformación de Fourier para evaluar la calidad de la señal visualmente. Se calculó la raíz media cuadrática con 250ms de ventana y un 50% de sobreposición. Se normalizó con el valor mencionado arriba y se calculó la media y pico (90 percentil) de las señales.

VICON

Para realizar el procesamiento de los datos de VICON se utiliza Nexus. En el software se le asignó un nombre determinado a cada marcador reflectivo colocado en el cuerpo de los participantes. Tomados los datos del participante se revisa que el sistema identificara correctamente los marcadores y que aparezcan todos durante el ejercicio. De lo contrario, se interpretaron los marcadores con ayuda del software y se elimina cualquier otro elemento que haya sido identificado por el software como un marcador de manera errónea. Se debe verificar constantemente que los marcadores no se hayan intercambiado de lugar al estar procesando, y en caso de que exista este problema la aplicación nos da la herramienta de fitting que permite identificar correctamente cada marcador.

Luego de esto, se procede a interpretar los datos utilizando Matlab. En este, definimos los puntos de interés en el cuerpo como las articulaciones de la pelvis, los pies, fémures, las tibias y el tronco a través de los datos obtenidos en los movimientos de “Static & Dynamic”. Además, se definen los ejes X, Y y Z para orientar cada parte del cuerpo en el espacio, se calculan los ángulos articulares que se generan durante los saltos y pases, y se grafican cada uno de ellos.

Platos de fuerza

Para esta herramienta, el procesamiento consistió en representar los componentes de fuerza en el eje X, Y y Z, y calcular las coordenadas de aplicación de la fuerza. Finalmente,

gráfica los datos obtenidos y suaviza las curvas para disminuir el ruido que pueda estar presente.

Fases del salto de contra movimiento

En caso de los saltos, se dividió el análisis por fases las cuales son: Descarga, Excéntrico, Concéntrico, Vuelo y Aterrizaje (Fleeton et al., 2022). La fase de Descarga se refiere al momento en el que el sujeto de estudio está bajando para prepararse para saltar. Ahora, la activación muscular disminuye porque los músculos se están alargando para el movimiento. La etapa Excéntrica se divide en dos etapas las cuales son Flexión y Frenado. La primera es cuando el jugador aún se encuentra bajando, pero comienza a disminuir gradualmente su velocidad y la segunda fase mencionada es cuando la velocidad vertical alcanza su punto más bajo y el sujeto frena. Lo que lo distingue de la etapa de Descarga es que, en las fases Excéntrica, la activación muscular empieza a aumentar. La siguiente es la etapa Concéntrico que describe el momento en el cual el participante genera fuerza en sus músculos para poder impulsarse hacia arriba y lo hace. La siguiente es el Vuelo que es cuando el jugador se encuentra en el aire y no tiene contacto con el suelo y, finalmente, está la fase de Aterrizaje que se refiere al momento en el que la persona vuelve a tener contacto con el suelo. En la siguiente imagen se puede ver cada etapa del movimiento de manera más visual:

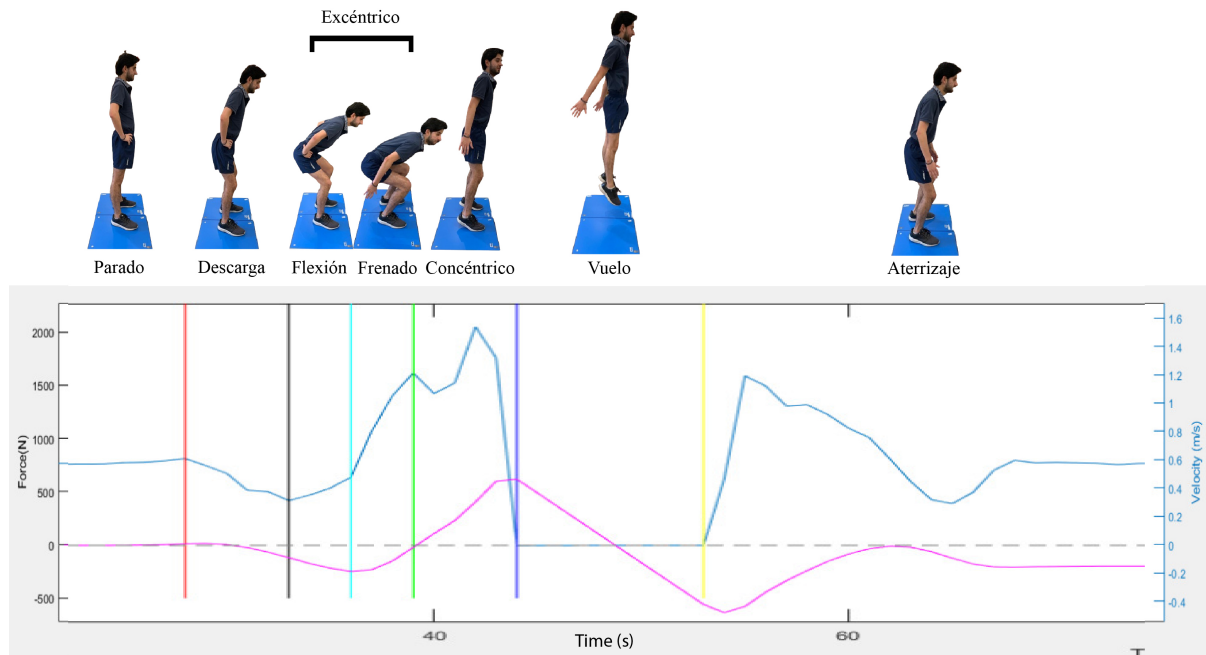


Imagen 4: Etapas del Salto

Variables de Respuesta

Para cada una de las etapas del salto de contra movimiento, se evaluarán las siguientes métricas:

Fase	Métricas
Descarga	<ul style="list-style-type: none"> • Tiempo de descarga (s) • Porcentaje de descarga (PC)¹ • Tasa de desarrollo de fuerza (PC/s) • ROM Flexión-Extensión, Abducción-Aducción, Rotación Interna-Externa • RMS EMG media y pico
Excéntrica	<ul style="list-style-type: none"> • Pico de fuerza (N) • Fuerza media (N) • Tiempo de flexión (s) • Tiempo de frenado (s) • Tiempo excéntrico (s) • Porcentaje de descarga en la flexión (PC) • Porcentaje de descarga en el frenado (PC)

¹ PC = Peso Corporal

	<ul style="list-style-type: none"> • Tasa de desarrollo de fuerza en el frenado (PC/s) • Profundidad (m) • ROM Flexión-Extensión, Abducción-Aducción, Rotación Interna-Externa • RMS EMG media y pico
Concéntrica	<ul style="list-style-type: none"> • Pico de fuerza (N) • Fuerza media (N) • Índice de fuerza reactiva (RSI) • Tiempo concéntrico (s) • Porcentaje de descarga (PC) • Tasa de desarrollo de fuerza (PC/s) • Distancia de impulso (m) • ROM Flexión-Extensión, Abducción-Aducción, Rotación Interna-Externa • RMS EMG media y pico
Vuelo	<ul style="list-style-type: none"> • Altura del salto (m) • Momentum (kg*m/s) • ROM Flexión-Extensión, Abducción-Aducción, Rotación Interna-Externa • RMS EMG media y pico
Aterrizaje	<ul style="list-style-type: none"> • Tiempo de aterrizaje (s) • Momentum (kg*m/s) • Pico de fuerza del impacto (PC) • Media fuerza del impacto (PC) • Tasa (PC/s) • ROM Flexión-Extensión, Abducción-Aducción, Rotación Interna-Externa • RMS EMG media y pico
General	<ul style="list-style-type: none"> • Tiempo de salto (s)

(Anicic et al., 2023)

Tabla# 1: Métricas del salto

RESULTADOS

En el presente estudio, se presentarán solo los resultados para el salto de contra movimiento. Para evaluar la significancia de los resultados entre las diferentes categorías, se realizaron análisis estadísticos con modelos mixtos utilizando un nivel de significancia de $\alpha = 0.05$. Se plantearon las siguientes hipótesis nulas:

Ho: Existe una diferencia significativa en el efecto/interacción entre los factores

Ha: No existe una diferencia significativa en el efecto/interacción entre los factores

Rango de movimiento en Flexión-Extensión

Rodillas

Tras realizar el análisis estadístico se encontró una diferencia significativa en el rango de movimiento de las rodillas en el efecto sexo en las fases dos, tres y cuatro. En la tabla donde se ven los valores de rango de movimiento se sacó que en la Fase tres con un valor p de 0.02 los jugadores masculinos tuvieron un rango de movimiento 80.32 grados, mientras que las mujeres son de 74.07 grados, esto quiere decir que los hombres realizaban el salto con las piernas más dobladas que las mujeres. Igualmente se encontró que el rango de movimiento es significativo en las fases uno y dos de la interacción entre sexo x categoría, donde en la Fase 2 con un valor p 0.03 los jugadores masculinos semi profesionales tienen un rango de movimiento de 65.52 grados y las mujeres de 46.58 grados, por lo que en esta fase los hombres semi profesionales realizaban el salto con un mayor rango de movimiento.

RODILLAS	Valor P				
EFECTO	F1	F2	F3	F4	F5
Sexo	0.69	≤0.001	0.02	≤0.001	0.55
Categoría	0.93	0.18	0.22	0.08	0.25
Lado	0.56	0.33	0.87	0.07	0.79
Sexo x Categoría	0.02	0.03	0.07	0.13	0.73
Sexo x Lado	0.62	0.71	0.76	0.13	0.56
Categoría x Lado	0.84	0.8	0.36	0.09	0.14
	0.95	0.73	0.73	0.97	0.97

Tabla 2: Test de tipo 3 de efectos fijos para el ROM en Flexión-Extensión de las rodillas

Caderas

Tras realizar el análisis estadístico para las caderas se encontró una diferencia significativa en el rango de movimiento en el efecto categoría en las fases tres y cinco. En la Fase 3 con valor p 0.04, los jugadores masculinos semiprofesionales median 70.96 grados de rango de movimiento y los profesionales 60.73 grados, lo que indica que los jugadores hombres semiprofesionales realizan este salto con más rango de movimiento que los profesionales. En la Tabla #7 están los demás resultados obtenidos.

CADERAS	Valor P				
EFEECTO	F1	F2	F3	F4	F5
Sexo	0.06	0.19	0.56	0.38	0.06
Categoría	0.21	0.09	0.01	0.56	0.04
Lado	0.8	0.67	0.37	0.97	0.78
Sexo x Categoría	<0.001	0.02	0.04	0.14	0.53
Sexo x Lado	0.80	0.88	0.7	0.65	0.94
Categoría x Lado	0.85	0.88	0.72	0.99	0.4
Sexo x Categoría x Lado	0.99	0.91	0.83	0.68	0.85

Tabla 3: Test de tipo 3 de efectos fijos para el ROM en Flexión-Extensión de las caderas

Tobillos

Tras realizar el análisis estadístico para los tobillos se encontró una diferencia significativa en el rango de movimiento en el efecto sexo en la Fase 4, en el efecto categoría en las Fases 3, 4 y 5, en la interacción de sexo x categoría en la Fase 1, y en la interacción de sexo x lado en la Fase 5. En la Fase 5 con valor p 0.04, los jugadores semiprofesionales izquierdos mostraron un rango de movimiento de los tobillos de 54.63 grados, mientras que los profesionales izquierdos obtuvieron un valor de 45.80 grados, esto muestra que los jugadores semiprofesionales izquierdos realizan este salto con más rango de movimiento que los profesionales izquierdos. En la Tabla #7 están los demás resultados obtenidos.

TOBILLOS	Valor P				
EFEECTO	F1	F2	F3	F4	F5
Sexo	0.57	0.06	0.23	0.02	0.52
Categoría	0.22	0.12	0.03	0.02	<0.001
Lado	0.39	0.10	0.64	0.94	0.91

Sexo x Categoría	0.03	0.39	0.91	0.80	0.77
Sexo x Lado	0.86	0.46	0.65	0.66	0.04
Categoría x Lado	0.13	0.55	0.34	0.25	0.80
Sexo x Categoría x Lado	0.94	0.48	0.27	0.72	0.62

Tabla 4: Test de tipo 3 de efectos fijos para el ROM en Flexión-Extensión de los tobillos

Pelvis

Tras realizar el análisis estadístico para la pelvis se encontró una diferencia significativa en el rango de movimiento en el efecto sexo, esta se produce en la Fase 5 con valor p 0.04, donde los jugadores masculinos mostraron un rango de movimiento de la pelvis de 4.48 grados, mientras que las mujeres obtuvieron un valor de 5.97 grados, esto muestra que las mujeres realizan esta Fase más rango de movimiento que los hombres. En la Tabla #7 están los demás resultados obtenidos.

PELVIS	Valor P				
EFEECTO	F1	F2	F3	F4	F5
Sexo	0.55	0.74	0.73	0.26	0.04
Categoría	0.07	0.59	0.51	0.81	0.27
Sexo x Categoría	0.82	0.60	0.84	0.13	0.98

Tabla 5: Test de tipo 3 de efectos fijos para el ROM en Flexión-Extensión de la pelvis

Tórax

Tras realizar el análisis estadístico para el tórax se encontró una diferencia significativa en el rango de movimiento en el efecto sexo en las Fases 1, 2, 3 y 5, e igualmente en la Fase 5 de categoría. En la Fase 3 los hombres obtuvieron valor de 43.39 grados, mientras que las mujeres fue de 32.67 grados. Esto muestra que los hombres realizan esta Fase más rango de movimiento que las mujeres. En la Tabla #7 están los demás resultados obtenidos.

TÓRAX	Valor P				
EFEECTO	F1	F2	F3	F4	F5
Sexo	<0.001	<0.001	<0.001	0.08	<0.001
Categoría	0.33	0.65	0.64	0.15	<0.001
Sexo x Categoría	0.21	0.69	0.56	0.64	0.54

Tabla 6: Test de tipo 3 de efectos fijos para el ROM en Flexión-Extensión del tórax

La siguiente tabla presenta los resultados post-hoc del análisis estadístico del movimiento de flexión-extensión para las rodillas, cadera, tobillos, pelvis y tórax donde se observa la significancia de cada efecto o interacción en las fases del salto con contra movimiento (CMJ).

Rango de Movimiento							
Rodillas							
Efecto Significativo	Sexo	Categoría	Lado	Fase	P Ajustada	Media	Error Estándar
Sexo x Categoría	Masculino	Semi		Fase 2	0.03	65.52	3.33
	Femenino	Semi				46.58	3.33
Sexo	Masculino			Fase 3	0.02	80.32	1.91
	Femenino					74.07	1.95
Caderas							
Sexo x Categoría	Masculino	Semi		Fase 3	0.04	70.92	2.21
	Masculino	Pro				60.73	2.21
Sexo x Categoría	Masculino	Semi		Fase 1	0.01	16.14	1.93
	Masculino	Pro				24.70	1.93
Sexo x Categoría	Masculino	Semi		Fase 1	<0.001	16.14	1.93
	Femenino	Semi				25.88	1.95
Tobillos							
Categoría		Semi		Fase 3	0.03	59.06	2.06
		Pro				52.82	2.06
Sexo	Masculino			Fase 4	0.02	15.23	1.75
	Femenino					21.23	1.80
Categoría x Lado		Semi	Izquierdo	Fase 5	0.02	54.63	2.17
		Pro	Izquierdo			45.80	2.18
Pelvis							
Sexo	Masculino			Fase 5	0.04	4.48	0.44
	Femenino					5.97	0.44
Tórax							
Sexo	Masculino			Fase 3	<0.001	43.39	1.81
	Femenino					32.67	1.81
Categoría		Semi		Fase 5	<0.001	24.09	2.03
		Pro				32.12	2.04

Tabla #7: Tabla de Diferencia de mínimos cuadrados del ROM

Activación máxima EMG

Se realizó un análisis estadístico para la activación máxima de los músculos que son el Bíceps Femoris, Rectus Femoris, Vastus Medialis y Gastrocnemius Medial.

Bíceps Femoris

En cuanto al Bíceps Femoris se puede observar en la Tabla #8 que hay una diferencia significativa en la activación muscular de la Fase 1 que es de descarga en los hombres semi profesionales y profesionales. Con un valor P de 0,02 los hombres profesionales presentaron una mayor activación muscular con una media de 10,97% y un error estándar de 1,18%. En cambio, los hombres semi profesionales presentaron una menor activación muscular con una media de 6,23% y un error estándar de 1,15%. Por otro lado, se encontró una asimetría para la Fase 4 y 5 que sería la fase de vuelo y aterrizaje respectivamente. Para la Fase 4 la asimetría se dio en mujeres semi profesionales y profesionales, donde con un valor p de 0,01 la pierna derecha tuvo una mayor activación muscular con una media de 61,51% y un error estándar de 10,60%. En cambio, la pierna izquierda tuvo una menor activación muscular con una media de 32,96% y un error estándar de 10,60%. En cuanto a la Fase 5 la asimetría se encontró en las mujeres en general, donde con un valor $p < 0,001$ la pierna derecha tuvo una mayor activación muscular con una media de 266,75% y un error estándar de 27,65%. En cambio, la pierna izquierda tuvo una menor activación muscular con una media de 139,05% y un error estándar de 27,27%.

Rectus Femoris

En cuanto al Rectus Femoris se puede observar en la Tabla #8 que hay una asimetría en las Fases 1, 2 y 5 que sería las fases de descarga, excéntrico y aterrizaje respectivamente. Para la Fase 1 se presentó una asimetría en los jugadores semi profesionales, donde con un valor $p < 0,001$ la pierna izquierda tuvo una mayor activación muscular con una media de 12,28% y un error estándar de 1,24%. En cambio, la pierna derecha tuvo una menor activación muscular con una media de 8,08% y un error estándar de 1,26%. En cuanto a la Fase 2 ocurrió lo mismo solo cambió la activación y el error, donde la pierna izquierda tuvo una mayor activación

muscular con una media de 17,29% y un error estándar de 1,75% y la pierna derecha tuvo una menor activación muscular con una media de 11,96% y un error estándar de 1,71%. Por otro lado, en la Fase 5 la asimetría se encontró en los hombres y mujeres profesionales. En los hombres profesionales con un valor $p < 0,001$ la pierna izquierda tuvo una mayor activación muscular con una media de 803,27% y un error estándar de 93,69%. En cambio, la pierna derecha tuvo una menor activación muscular con una media de 601,77% y un error estándar de 93,69%. Por el otro lado, las mujeres profesionales fueron al revés, donde con un valor $p < 0,001$ la pierna derecha tuvo una mayor activación muscular con una media de 799,59% y un error estándar de 93,69%. En cambio, la pierna izquierda tuvo una menor activación muscular con una media de 609,07% y un error estándar de 93,69%.

Vastus Medialis

Finalmente, para el Vastus Medialis se puede observar en la Tabla #8 que solo hay una asimetría en los hombres en la Fase 3 que vendría a ser la concéntrica. Con un valor p de 0,01 la pierna izquierda tuvo una mayor activación muscular con una media de 42,01% y un error estándar de 4,96%. En cambio, la pierna derecha tuvo una menor activación muscular con una media de 32,62% y un error estándar de 5,03%.

<u>BICEPS FEMORIS</u>	Valor P				
EFECTO	F1	F2	F3	F4	F5
Sexo	0,23	0,75	0,24	<u><.001</u>	0,41
Categoría	0,40	0,47	0,14	0,61	0,57
Lado	0,62	0,56	0,63	<u>0,02</u>	<u><.001</u>
Sexo x Categoría	<u><.001</u>	<u>0,02</u>	0,36	0,69	0,53
Sexo x Lado	0,18	0,24	0,54	<u><.001</u>	<u><.001</u>
Categoría x Lado	0,22	0,51	0,89	0,71	0,67
Sexo x Categoría x Lado	0,47	0,34	0,55	<u>0,04</u>	<u>0,01</u>
<u>RECTUS FEMORIS</u>	Valor P				
EFECTO	F1	F2	F3	F4	F5

Sexo	0,67	0,82	0,27	0,91	0,40
Categoría	0,32	0,10	0,56	0,04	0,87
Lado	<.001	<.001	0,02	0,78	0,49
Sexo x Categoría	0,72	0,88	0,30	0,97	0,36
Sexo x Lado	0,22	0,99	0,92	<.001	<.001
Categoría x Lado	0,01	0,01	0,70	0,36	0,84
Sexo x Categoría x Lado	0,55	0,29	0,83	0,83	<.001
<u>VASTUS MEDIALIS</u>	Valor P				
EFECTO	F1	F2	F3	F4	F5
Sexo	0,90	0,32	0,02	0,26	0,25
Categoría	0,92	0,74	0,01	0,87	0,45
Lado	0,14	0,69	0,01	0,37	0,27
Sexo x Categoría	0,59	0,51	0,27	0,85	0,57
Sexo x Lado	0,09	0,91	0,04	0,87	0,29
Categoría x Lado	0,09	0,04	0,76	0,06	0,01
Sexo x Categoría x Lado	0,08	0,01	0,18	0,07	0,16
<u>GASTROCNEMIUS</u>	Valor P				
EFECTO	F1	F2	F3	F4	F5
Sexo	0,04	0,06	0,07	0,02	0,11
Categoría	0,37	0,09	0,35	0,71	0,19
Lado	<.001	<.001	<.001	0,04	<.001
Sexo x Categoría	0,21	0,40	0,69	0,65	0,83
Sexo x Lado	0,55	0,21	0,79	0,61	0,65
Categoría x Lado	0,12	0,06	0,26	0,80	0,12
Sexo x Categoría x Lado	0,16	0,27	0,12	0,84	0,76

Tabla 8: Test de tipo 3 de efectos fijos para la activación máxima EMG

En la Tabla #9 se pueden encontrar los resultados del post-hoc de los músculos que tuvieron una diferencia significativa de algún efecto o interacción en cada fase del salto con contra movimiento (CMJ).

Activación muscular máxima							
Bíceps Femoris							
Efecto Significativo	Sexo	Categoría	Lado	Fase	P Ajustada	Media	Error Estándar
Sexo x Categoría		Semi		Fase 1	0,02	6,23	1,15
	Masculino	Profesionales				10,97	1,18
	Femenino	Semi	Izquierda	Fase 4	0,01	32,96	10,60

Sexo x Categoría x lado			Derecha			61,51	10,60
Sexo x Lado	Femenino		Izquierda	Fase 5	< 0,001	139,05	27,27
			Derecha			266,75	27,65
Rectus Femoris							
Categoría x Lado		Semi	Izquierda	Fase 1	< 0,001	12,28	1,24
			Derecha			8,08	1,26
Categoría x Lado		Semi	Izquierda	Fase 2	< 0,001	17,29	1,75
			Derecha			11,96	1,71
Sexo x Categoría x lado			Izquierda	Fase 5	< 0,001	803,27	93,69
	Masculino	Profesionales	Derecha			601,77	93,69
Sexo x Categoría x lado	Femenino		Izquierda	Fase 5	< 0,001	609,07	93,69
		Profesionales	Derecha			799,59	93,69
Vastus Medialis							
Sexo x Lado			Izquierda	Fase 3	0,01	42,01	4,96
	Masculino		Derecha			32,62	5,03

Tabla 9: Tabla de Diferencia de mínimos cuadrados del EMG

Activación media EMG

Se realizó un análisis estadístico para la activación media de los músculos que son el Bíceps Femoris, Rectus Femoris, Vastus Medialis y Gastrocnemius Medial.

Bíceps Femoris

En la activación media del Bíceps Femoris podemos observar en la Tabla #11 que hay una asimetría en la Fase 2,3,4 y 5. Para la Fase 2 la asimetría se dio en mujeres semi profesionales, donde con un valor p de 0,01 la pierna derecha tuvo una mayor activación muscular con una media de 9,39% y un error estándar de 1,12%. En cambio, la pierna izquierda tuvo una menor activación muscular con una media de 4,89% y un error estándar de 1,17%. Por otro lado, en la Fase 3 con un p de 0,04 la asimetría se encontró en los profesionales. La pierna derecha tuvo una mayor activación muscular con una media de 6,64% y un error estándar de 0,80%. En cambio, la pierna izquierda tuvo una menor activación muscular con una media de 4,70% y un error estándar de 0,80%. La Fase 4 es igual a la Fase 2 solo cambia

la magnitud de la activación muscular. Con un valor $p < 0,001$ la pierna derecha tuvo una mayor activación muscular con una media de 31,73% y un error estándar de 4,40%. En cambio, la pierna izquierda tuvo una menor activación muscular con una media de 15,04% y un error estándar de 4,38%. Luego tenemos la última Fase del Bíceps Femoris donde se encuentra una asimetría en las mujeres en general. En este caso con un valor $p < 0,001$ la pierna derecha tuvo una mayor activación muscular con una media de 69,85% y un error estándar de 7,31%. En cambio, la pierna izquierda tuvo una menor activación muscular con una media de 45,17% y un error estándar de 7,23%.

Rectus Femoris

En cuanto al Rectus Femoris encontramos en la Tabla #10 que en todas las fases hay una asimetría en los hombres en general, solo en la Fase 4 que es la de vuelo donde se da en hombres semi profesionales. En todas las Fases excepto la Fase 4 obtuvieron una mayor activación muscular en la pierna izquierda que en la pierna derecha con un valor $p < 0,001$. Por otro lado, con un valor $p < 0,001$ los hombres semi profesionales en la Fase 4 presentan una mayor activación muscular en la pierna derecha con una media de 131,19% y un error estándar de 20,50%. En cambio, la pierna izquierda presentó una menor activación muscular con una media de 92,26% y un error estándar de 20,50%.

Vastus Medialis

En este músculo se puede observar en la Tabla #10 que hay una diferencia significativa en la activación muscular de la Fase 3 que es la concéntrica en los hombres y mujeres. Con un valor P de 0,03 los hombres presentaron una mayor activación muscular con una media de 20,94% y un error estándar de 2,52%. En cambio, las mujeres presentaron una menor activación muscular con una media de 13,10% y un error estándar de 2,46%. De igual manera

se encontró una asimetría en jugadores profesionales, donde con un valor $p < 0,001$ la pierna izquierda tuvo una mayor activación muscular con una media de 200,54% y un error estándar de 14,47%. En cambio, la pierna derecha tuvo una menor activación muscular con una media de 165,78% y un error estándar de 14,47%.

Gastrocnemius Medialis

Finalmente, en este músculo encontramos en la Tabla #10 diferencias significativas en las Fases 1,2 y 3. En la Fase 1 encontramos una asimetría en jugadores profesionales, donde con un valor $p < 0,001$ la pierna izquierda tuvo una mayor activación muscular con una media de 16,25% y un error estándar de 1,81%. En cambio, la pierna derecha tuvo una menor activación muscular con una media de 11,02% y un error estándar de 1,81%. Por otro lado, en la Fase 2 se presentó una asimetría en mujeres profesionales, donde con un valor $p < 0,001$ la pierna izquierda tuvo una mayor activación muscular con una media de 22,44% y un error estándar de 2,82%. En cambio, la pierna derecha tuvo una menor activación muscular con una media de 13,06% y un error estándar de 2,82%. Para la Fase 3 encontramos una asimetría en general donde con un valor $p < 0,001$ la pierna izquierda tuvo una mayor activación muscular con una media de 16,55% y un error estándar de 1,34%. En cambio, la pierna derecha tuvo una menor activación muscular con una media de 13,73% y un error estándar de 1,34%. También en esta fase encontramos una diferencia significativa en la activación muscular en hombres y mujeres, donde con un valor P de 0,02 las mujeres presentaron una mayor activación muscular con una media de 18,12% y un error estándar de 1,77%. En cambio, las mujeres presentaron una menor activación muscular con una media de 12,16% y un error estándar de 1,76%

<u>BICEPS FEMORIS</u>	Valor P				
EFEECTO	F1	F2	F3	F4	F5
Sexo	0,33	0,68	0,11	0,1	0,94

Categoría	0,49	0,67	0,13	0,22	0,73
Lado	0,41	0,04	0,03	<.001	<.001
Sexo x Categoría	0,03	0,02	0,59	0,46	0,62
Sexo x Lado	0,54	0,15	0,49	<.001	0,01
Categoría x Lado	0,95	0,07	0,13	0,42	0,81
Sexo x Categoría x Lado	0,62	0,05	0,23	<.001	0,08
<u>RECTUS FEMORIS</u>	Valor P				
EFECTO	F1	F2	F3	F4	F5
Sexo	0,36	0,6	0,13	0,32	0,85
Categoría	0,38	0,26	0,28	0,83	0,48
Lado	<.001	<.001	<.001	0,02	0,02
Sexo x Categoría	0,84	0,99	0,16	0,74	0,48
Sexo x Lado	0,04	<.001	0,79	0,02	<.001
Categoría x Lado	0,08	0,03	0,85	0,48	0,72
Sexo x Categoría x Lado	0,08	0,56	0,43	0,09	0,39
<u>VASTUS MEDIALIS</u>	Valor P				
EFECTO	F1	F2	F3	F4	F5
Sexo	0,98	0,48	0,03	0,31	0,09
Categoría	0,8	0,89	0,07	0,27	0,66
Lado	0,27	0,97	0,06	0,81	<.001
Sexo x Categoría	0,53	0,6	0,55	0,91	0,49
Sexo x Lado	0,33	0,86	0,26	0,16	0,28
Categoría x Lado	0,11	<.001	0,65	0,92	<.001
Sexo x Categoría x Lado	0,13	<.001	0,13	0,23	0,74
<u>GASTROCNEMIUS</u>	Valor P				
EFECTO	F1	F2	F3	F4	F5
Sexo	0,02	0,02	0,02	0,27	0,16
Categoría	0,36	0,26	0,6	0,67	0,11
Lado	<.001	<.001	<.001	0,25	0,27
Sexo x Categoría	0,14	0,52	0,56	0,47	0,23
Sexo x Lado	0,34	0,11	0,84	0,18	0,03
Categoría x Lado	0,08	0,04	0,11	0,35	0,97
Sexo x Categoría x Lado	0,08	0,07	0,24	0,35	0,96

Tabla 10: Test de tipo 3 de efectos fijos para la activación media EMG

En la Tabla #11 se pueden encontrar los resultados post-hoc de músculos que tuvieron una diferencia significativa de algún efecto o interacción en cada Fase del salto con contra movimiento (CMJ).

Activación muscular media							
Bíceps Femoris							
Efecto Significativo	Sexo	Categoría	Lado	Fase	P Ajustada	Media	Error Estándar
Sexo x Categoría x lado	Femenino	Semi	Izquierda	Fase 2	0,01	4,89	1,17
			Derecha			9,39	1,12
Categoría x Lado			Izquierda	Fase 3	0,04	4,70	0,80
		Profesionales	Derecha			6,64	0,80
Sexo x Categoría x lado	Femenino	Semi	Izquierda	Fase 4	< 0,001	15,04	4,38
			Derecha			31,73	4,40
Sexo x Lado	Femenino		Izquierda	Fase 5	< 0,001	45,17	7,23
			Derecha			69,85	7,31
Rectus Femoris							
Sexo x Lado			Izquierda	Fase 1	< 0,001	9,74	1,29
	Masculino		Derecha			6,78	1,29
Sexo x Lado			Izquierda	Fase 2	< 0,001	16,09	1,80
	Masculino		Derecha			8,16	1,80
Sexo x Categoría x lado		Semi	Izquierda	Fase 4	< 0,001	131,19	20,50
	Masculino		Derecha			92,26	20,50
Sexo x Lado			Izquierda	Fase 5	< 0,001	200,54	15,85
	Masculino		Derecha			162,14	15,81
Vastus Medialis							
Sexo	Femenino			Fase 3	0,03	13,10	2,46
	Masculino					20,94	2,52
Categoría x Lado			Izquierda	Fase 5	< 0,001	200,54	14,47
		Profesionales	Derecha			165,78	14,47
Gastrocnemius							
Categoría x Lado			Izquierda	Fase 1	< 0,001	16,25	1,81
		Profesionales	Derecha			11,02	1,81
Sexo x Categoría x lado	Femenino		Izquierda	Fase 2	< 0,001	22,44	2,82
		Profesionales	Derecha			13,06	2,82
Lado			Izquierda	Fase 3	< 0,001	16,55	1,34
			Derecha			13,73	1,34
Sexo	Femenino			Fase 3	0,02	18,12	1,77
	Masculino					12,16	1,76

Tabla 11: Tabla de Diferencia de mínimos cuadrados del EMG

Métricas de fuerza y tiempo

Para los análisis de los platos de fuerza, se analizaron las métricas de salto detalladas en la Tabla #1 que se relacionan con fuerza y tiempo. En cada una de estas se consideraron los efectos de sexo y categoría, ya que dichas métricas no se analizan por lado, sino en conjunto.

Efecto	Altura de salto (m)	Fuerza Excéntrica Media (N)	Pico Fuerza Excéntrica (N)	Fuerza Concéntrica Media (N)	Pico Fuerza Concéntrica (N)	Momentum de vuelo (kg*m/s)	RSI	Tiempo de salto (s)	Tiempo de descarga (s)
Sexo	<.001	<.001	.002	<.001	<.001	<.001	<.001	.04	.17
Categoría	.003	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	.05	.40	.02
Sexo x Categoría	.21	.05	.02	.05	.16	.29	.31	.93	.53

Tabla 12: Test de tipo 3 de efectos fijos de las métricas de fuerza

Efecto	Tiempo de Flexión (s)	Tiempo de Frenado (s)	Tiempo Excéntrico (s)	Tiempo Concéntrico (s)	Tiempo de aterrizaje (s)	Descarga Fz ² (PC)	Descarga a RFD ³ (PC/s)	Flexión RFD (PC/s)	Frenado Fz (PC)
Sexo	.14	.03	.01	.75	.11	.56	.33	.19	.72
Categoría	.02	.01	<.001	.002	.28	<.001	.004	<.001	<.001
Sexo x Categoría	.22	.08	.03	.88	.41	.35	.56	.12	.15

Tabla 13: Test de tipo 3 de efectos fijos de las métricas de fuerza

Efecto	Frenado RFD (PC/s)	Concéntrica Fz (PC)	Concéntrica RFD (PC/s)	Profundidad (m)	Distancia de impulso (m)	Momentum Aterrizaje (kg*m/s)	Pico de Impacto (PC)	Media de Impacto Fz (PC)	Tasa de aterrizaje (PC/s)
Sex	.10	<.001	.48	<.001	<.001	<.001	.94	.12	.54
Categoría	<.001	<.001	<.001	.79	.28	.003	.51	.35	.07
Sex x Categoría	.08	.78	.33	.76	.95	.25	.002	.02	.04

Tabla 14: Test de tipo 3 de efectos fijos de las métricas de fuerza

A partir de la prueba de tipo 3 de efectos fijos, se puede decir que el tiempo de aterrizaje no es una métrica con una diferencia significativa entre los grupos estudiados. Por otro lado, también se puede ver que la mayor diferenciación existe en el efecto de “categorías” por lo que los jugadores profesionales y semiprofesionales muestran mayor diferencia en las métricas

² Fz = Porcentaje de descarga

³ RFD = Tasa de desarrollo de fuerza

evaluadas. A partir de esto, en las siguientes tablas se muestra a mayor detalle los valores obtenidos de cada uno de los grupos con su error estándar correspondiente para cada una de las métricas:

Métricas	Valor P	Media (Error Estándar)		Valor P	Media (Error Estándar)		Valor P	Media (Error Estándar)		Valor P	Media (Error Estándar)	
		Hombres			Mujeres			Semi			Pro	
		Semi	Pro		Semi	Pro		Hombres	Mujeres		Hombres	Mujeres
Altura de salto (m)				.01	.23 (.02)	.30 (.02)	<.001	.37 (.02)	.23 (.02)	<.001	.41 (.02)	.30 (.02)
Fuerza Media Excéntrica (N)	<.001	1224.51 1 (47.06)	1504.93 3 (47.06)				.01	1224.51 (47.06)	1005.27 (47.06)	<.001	1504.93 (47.06)	1099.25 (47.06)
Pico de Fuerza Excéntrica (N)	<.001	1158.99 (68.57)	1564.36 (68.57)							<.001	1564.36 (68.57)	1180.01 (68.57)
Fuerza Media Concéntrica (N)	<.001	1224.51 1 (47.06)	1504.93 3 (47.06)				.01	1224.51 (47.06)	1005.27 (47.06)	<.001	1504.93 (47.06)	1099.25 (47.06)
Pico de Fuerza Concéntrica	.003	1581.49 9 (58.76)	1879.12 2 (58.76)				.002	1581.49 (58.76)	1264.92 (58.76)	<.001	1879.12 (58.76)	1396.66 (58.76)
Momentum de vuelo (kg*m/s)	.01	181.35 (6.74)	212.06 (6.74)				<.001	181.35 (6.74)	127.05 (6.74)	<.001	212.06 (6.74)	143.44 (6.74)
RSI							<.001	.10 (.01)	.07 (.01)	.02	.11 (.01)	.08 (.01)
Tiempo de Frenado (s)	.02	.35 (.03)	.02 (.03)				.03	.35 (.03)	.21 (.03)			
Tiempo Excéntrico (s)	<.001	.60 (.04)	.34 (.04)				.006	.60 (.04)	.39 (.04)			
Descarga Fz (PC)	.001	31.79 (4.36)	55.86 (4.36)									

Tabla 15: Diferencias de medias y medias de mínimos cuadrados de las métricas de fuerza

Métricas	Valor p	Media (Error Estándar)		Valor p	Media (Error Estándar)		Valor p	Media (Error Estándar)		Valor p	Media (Error Estándar)	
		Hombre			Mujeres			Semi			Pro	
		Semi	Pro		Semi	Pro		Hombres	Mujeres		Hombres	Mujeres
Flexión RFD (PC/s)	.003	1.56 (.49)	4.03 (.49)									
Frenado Fz (PC)	<.001	1.74 (.06)	2.09 (.06)									
Frenado RFD (PC/s)	.002	2.99 (.57)	5.98 (.57)									
Concéntrico Fz (PC)	.01	1.86 (.04)	2.03 (.04)	.004	1.71 (.04)	1.90 (.04)	.04	1.86 (.04)	1.71 (.04)			

Concéntrico RFD (PC/s)	.003	-5.48 (.41)	-7.61 (.41)									
Profundidad (m)							.03	-.33 (.01)	-.27 (.01)			
Distancia de Impulso (m)							.02	.47 (.01)	.40 (.01)	.03	.44 (.01)	.39 (.01)
Momento Aterrizaje (kg*m/s)	.02	-190.58 (8.52)	226.23 (8.52)				<.001	-190.58 (8.52)	-131.96 (8.52)	<.001	-226.23 (8.52)	-148.04 (8.52)
Pico de fuerza del Impacto (PC)				.04	3.39 (.16)	4.00 (.16)						
Fuerza media de Impacto (PC)							.04	1.99 (.08)	1.65 (.08)			
Tasa de aterrizaje (PC/s)										.04	43.29 (5.91)	66.30 (5.91)

Tabla 16: Diferencias de medias y medias de mínimos cuadrados de las métricas de fuerza

Las tablas anteriores muestran que la principal diferencia entre los jugadores profesionales y los semi profesionales se da entre los hombres ya que cuentan con diferencias significativas en 14 métricas mientras que las mujeres únicamente tienen tres que las diferencian siendo estas: la altura del salto, el Porcentaje de descarga Concéntrica y el Pico de Fuerza del Impacto.

No hay diferencias con la mayoría de las métricas de tiempo (tiempo de salto, de descarga, de flexión, tiempo concéntrico, tiempo de aterrizaje) y en la Tasa de desarrollo de la fuerza de descarga.

DISCUSIÓN

Rango de movimiento en Flexión-Extensión

Los resultados del rango de movimiento de flexión-extensión de las articulaciones muestran un efecto significativo en al menos una de las fases en todas las categorías estudiadas.

Esto resalta la importancia de este movimiento para el rendimiento de los jugadores y señala una diferencia significativa en cada categoría analizada, posiblemente por las formas de entrenamiento empleadas por cada club. Además, la diferencia entre los sexos evidencia que el género ejerce una influencia notable en la flexibilidad y el rango de movimiento, siendo más pronunciada en hombres que en mujeres. De igual forma, la diferencia entre jugadores profesionales y semiprofesionales indica que el rango de movimiento está más desarrollado en los primeros debido al entrenamiento específico dado por los clubes, lo que supone una mayor flexibilidad y amplitud de movimiento. En el estudio realizado por Antonio Cejudo, donde se analizó a jugadores de básquet entre hombres y mujeres, este indica que los hombres tienen un mayor ROM comparado a las mujeres, lo cual sustenta los resultados encontrados en este estudio (Cejudo, 2021). Esto demuestra que la forma de entrenar entre hombres y mujeres influye en el rango de movimiento de la flexión-extensión de las articulaciones analizadas.

Activación máxima y media EMG

Analizando los resultados presentados en el ejercicio de salto con contra movimiento (CMJ) se observaron similitudes de asimetría en algunas interacciones de cada fase. En la activación máxima observamos que hay una mayor activación muscular en la pierna izquierda en el Rectus Femoris y el Vastus Medialis. También se pudo encontrar una similitud en la fase 5 que es la de aterrizaje donde en el Bíceps Femoris y el Rectus Femoris se presenta una mayor activación muscular en la pierna derecha de las mujeres. Por otro lado, en la activación media observamos una asimetría más marcada donde existe una mayor activación muscular en la pierna izquierda en el Rectus Femoris, Vastus Medialis y Gastrocnemius.

Los resultados obtenidos explican que hay una asimetría bien marcada en los jugadores, donde presentan una mayor activación muscular en la pierna izquierda. Por otro lado, no se observó un patrón o una diferencia significativa en sexo y categoría, solo encontrando en el

efecto de lado. También explican que al tener este efecto significativo pueden demostrar que se genera un desequilibrio cuando se realiza el salto con contra movimiento en las diferentes fases (Souza et al., 2023).

Métricas de fuerza y tiempo

Los resultados del estudio sugieren que los jugadores de fútbol profesionales tienen una serie de ventajas físicas sobre sus los semiprofesionales. Estas ventajas pueden ser fruto de varios factores, incluyendo entrenamiento específico para el deporte, genética y experiencia previa en fútbol. Sin embargo, se puede notar que no existe mucha diferencia en estas métricas con respecto a las mujeres de ambas categorías. Esto podría deberse a la falta de desarrollo en el fútbol femenino en el país ya que las alturas de salto obtenidas en las participantes ecuatorianas son menores a las del estudio de Laffaye et al. (2014).

Por otro lado, podemos ver que la media de salto de los futbolistas profesionales ecuatorianos es menor a la de los del estudio de Laffaye et al. (2014) en el cual tienen una media de salto de 0.43 m para las mujeres, 0.57 m en hombres y en los jugadores en general es de 0.53 m.

CONCLUSIONES

Para finalizar, tras analizar los resultados de flexión y extensión, se puede concluir que el sexo tiene el efecto más significativo en el rango de movimiento de las partes del cuerpo estudiadas. Además, se observa una diferencia significativa en el rango de movimiento de las articulaciones entre futbolistas profesionales y semiprofesionales, siendo mayor en los profesionales. Estos hallazgos sugieren que los jugadores hombres y los profesionales ejecuten saltos más adecuados para las demandas del deporte y de manera más eficaz. En la activación

muscular máxima se puede concluir que los hombres profesionales tienen una mayor activación muscular del Bíceps Femoris en la Fase 1 que los hombres semi profesionales. También que existe una asimetría en los jugadores semi profesionales en el Bíceps Femoris y Rectus Femoris. En cuanto a la activación muscular media se puede concluir que los jugadores profesionales presentan una asimetría en el Bíceps Femoris, Vastus Medialis y el Gastrocnemius. Se puede evidenciar una diferencia en las métricas de salto, especialmente entre hombres profesionales y semiprofesionales. En cuanto a las mujeres, solo existe diferencia en tres métricas entre ambas categorías las cuales son: la altura del salto, el Porcentaje de descarga Concéntrica y el Pico de Fuerza del Impacto. Por otro lado, se encontró que no existe diferencias significativas entre ninguno de los grupos evaluados en las métricas de tiempo de salto, tiempo de descarga, tiempo de flexión, tiempo concéntrico, tiempo de aterrizaje y en la tasa de desarrollo de la fuerza de descarga. Finalmente se puede concluir que se encontró una diferencia significativa entre los hombres y mujeres en la activación muscular media. Se puede evidenciar que en la Fase 3 en el Vastus Medialis los hombres tienen una mayor activación muscular que las mujeres, en cambio, en el Gastrocnemius de la Fase 3 las mujeres presentan una mayor activación muscular que los hombres. Además, se puede concluir que hay una asimetría marcada en las mujeres en el Bíceps Femoris y Gastrocnemius; en cambio en los hombres la asimetría se encuentra más marcada en el Rectus Femoris.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Akbari, H., Shimokochi, Y., & Sheikhi, B. (2023). Ankle dorsiflexion range of motion and landing postures during a soccer-specific task. *PLoS ONE*, 18(3 March).
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0283150>
- Alejandro, H. L. D., Alexander, S. C. R., Carlos, C. R. J., Alejandro, H. L. D., Alexander, S. C. R., & Carlos, C. R. J. (2022). *Biomecánica del pase con borde interno entre futbolistas prejuveniles y juveniles de Formativas y Academia*. http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S1996-24522022000200527&script=sci_arttext
- Anicic, Z., Janicijevic, D., Knezevic, O. M., García-Ramos, A., Petrovic, M. R., Cabarkapa, D., & Mirkov, D. M. (2023). Assessment of Countermovement Jump: What Should We Report? *Life*, 13(1). <https://doi.org/10.3390/life13010190>
- Arauz, P., Garcia, M., Velez, M., León, C., Velez, F., & Martin, B. J. (2021). Does treadmill workstation use affect user's kinematic gait symmetry? *PloS One*, 16(12), e0261140.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0261140>
- Ayyadurai, P., Perumal, S., Sivaraman, A., Gopalakrishnan, J., Thiagarajan, K., & Singh, U. (2020). A Review of Football Injuries and the Role of 3D Biomechanical Analysis in Injury Prevention. *Journal of Postgraduate Medicine, Education and Research*.
<https://doi.org/10.5005/jp-journals-10028-1420>.
- Badby, A. J., Mundy, P. D., Comfort, P., Lake, J. P., & McMahon, J. J. (2023). The Validity of Hawkin Dynamics Wireless Dual Force Plates for Measuring Countermovement

Jump and Drop Jump Variables. *Sensors*, 23(10), 4820.

<https://doi.org/10.3390/s23104820>

Baggen, R. J., Van Diën, J. H., Verschueren, S., Van Roie, E., & Delecluse, C. (2019).

Differences in Maximum Voluntary Excitation Between Isometric and Dynamic Contractions are Age-Dependent. *Journal Of Applied Biomechanics*, 35(3), 196-201.

<https://doi.org/10.1123/jab.2018-0215>

Bastiaansen, B. J. C., Vegter, R. J. K., Wilmes, E., De Ruiter, C., Lemmink, K., & Brink, M.

(2022). Biomechanical Load Quantification Using a Lower Extremity Inertial Sensor Setup During Football Specific Activities. *Sports Biomechanics*, 1-

16. <https://doi.org/10.1080/14763141.2022.2051596>

Cejudo, A. (2021). Lower Extremity Flexibility Profile in Basketball Players: Gender

Differences and Injury Risk Identification. *International Journal of Environmental*

Research and Public Health, 18(22), 11956. <https://doi.org/10.3390/ijerph182211956>

Çilli, M., Yasar, M., & Cakir, O. (2021). Electromyographic responses to Nordic curl and prone leg curl exercises in football players. *Physical education of students*.

<https://doi.org/10.15561/20755279.2021.0505>.

Delsys (2024, 5 marzo). *Delsys – Wearable Sensors for Movement Sciences - Delsys*. Delsys.

<https://delsys.com/>

Diermeier, T., Tisherman, R., Hughes, J. D., Tulman, M., Coffey, E. B., Fink, C., Lynch, A.

D., Fu, F. H., & Musahl, V. (2020). Quadriceps tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 28(8), 2644-2656.

<https://doi.org/10.1007/s00167-020-05902-z>

Duque-Arias, M., Agreda-Sossa, J., Méndez-Galvis, E. A., Estrada-Castrillón, M., Franco, J.

F. S., & Gallo-Villegas, J. (2023). Incidencia de lesiones musculares en futbolistas de

- un equipo profesional: un análisis antes y durante la pandemia de COVID-19. *Iatreia*. <https://doi.org/10.17533/udea.iatreia.238>
- Fabok, M., Leontijević, B., Tomić, L., & Dopsaj, M. (2019). NEUROMUSCULAR CHARACTERISTIC OF BICEPSS FEMORIS MUSCLE IN THE TOP SERBIAN SOCCER PLAYERS MEASURED BY TENSIOMYOGRAPHY METHOD: QUANTITATIVE MODEL. *Facta Universitatis. Series Physical Education And Sport*, 167. <https://doi.org/10.22190/fupes190530018f>
- Fílder, A., Jabalera, J., Molina-Molina, A., Suárez-Arrones, L., Robles-Rodríguez, J., Dos'Santos, T., Loturco, I., Requena, B., & Santalla, A. (2021). Effect of ball inclusion on jump performance in soccer players: a biomechanical approach. *Science and Medicine in Football*, 6, 241 - 247.
<https://doi.org/10.1080/24733938.2021.1915495>.
- Fleeton, J. R. M., Sanders, R., & Fornusek, C. (2022). Impact of maximal strength training on countermovement jump phase characteristics in athletes with cerebral palsy. *Journal Of Sports Sciences*, 40(19), 2118-2127.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2022.2137303>
- Frontani, F., Prenassi, M., Paolini, V., Formicola, G., Marceglia, S., & Policastro, F. (2023). Dominant and Nondominant Leg Kinematics During Kicking in Young Soccer Players: A Cross-Sectional Study. *Motor Control*, 27(2), 327-337.
<https://doi.org/10.1123/mc.2022-0017>
- Harry, J. R. (2021). MATLAB Guide for Analyzing Countermovement Jump Strategies and Performance Over Time. *Strength And Conditioning Journal*, 43(5), 44-53.
<https://doi.org/10.1519/ssc.0000000000000624>

Harry, J. R., Simms, A., & Hite, M. (2023). Establishing Phase Definitions for Jump and Drop Landings and an Exploratory Assessment of Performance-Related Metrics to Monitor During Testing. *Journal Of Strength And Conditioning Research*.

<https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000004700>

Hasan, S., Alonazi, A., Anwer, S., Jamal, A., Parvez, S., Alfaiz, F. A., & Li, H. (2022). Efficacy of patellar taping and electromyographic biofeedback training at various knee angles on quadriceps strength and functional performance in young adult male athletes with patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled trial. *Pain Research & Management*, 1-13. <https://doi.org/10.1155/2022/8717932>

Jokela, A., Mechó, S., Pasta, G., Pleshkov, P., García-Romero-Pérez, Á., Mazzoni, S., Kosola, J., Vittadini, F., Yanguas, J., Pruna, R., Valle, X., & Lempainen, L. (2023). Indirect Rectus Femoris Injury Mechanisms in Professional Soccer Players: Video Analysis and Magnetic Resonance Imaging Findings. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 33, 475 - 482. <https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000001131>.

Katushabe, E., & Kramer, M. (2020). Effects of Combined Power Band Resistance Training on Sprint Speed, Agility, Vertical Jump Height, and Strength in Collegiate Soccer Players.. *International journal of exercise science*, 13 4, 950-963 .

Kolodziej, M., Willwacher, S., Nolte, K., Schmidt, M., & Jaitner, T. (2022). Biomechanical Risk Factors of Injury-Related Single-Leg Movements in Male Elite Youth Soccer Players. *Biomechanics*. <https://doi.org/10.3390/biomechanics2020022>.

Kudo, S., Sato, T., Miyashita, T. (2020). Effect of plyometric training on the fascicle length of the gastrocnemius medialis muscle. *Journal of Physical Therapy Science*, 32, 277 - 280. <https://doi.org/10.1589/jpts.32.277>.

Laffaye, G., Wagner, P. P., & Tombleson, T. I. L. (2014). Countermovement jump height.

Journal Of Strength And Conditioning Research, 28(4), 1096-1105.

<https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e3182a1db03>

Liu, S., Yan, H., Wang, Z., Zhang, Y., Johnson, R. S., Wei, S., & Pan, J. (2023). Effects of shoe collar types on ankle and knee biomechanics characteristics when performing the side-step cutting task. *Sports Biomechanics*.

<https://doi.org/10.1080/14763141.2023.2249860>

Marotta, N., Demeco, A., de Scorpio, G., Indino, A., Iona, T., & Ammendolia, A. (2020).

Late activation of the vastus medialis in determining the risk of anterior cruciate ligament injury in soccer players. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29(7).

<https://doi.org/10.1123/JSR.2019-0026>

MATLAB - El lenguaje del cálculo técnico. (s. f.).

<https://la.mathworks.com/products/matlab.html>

McMahon, J. J., Suchomel, T. J., Lake, J. P., & Comfort, P. (2018). Understanding the Key

Phases of the Countermovement Jump Force-Time Curve. *Strength And Conditioning Journal*, 40(4), 96-106. <https://doi.org/10.1519/ssc.0000000000000375>

Moissenet, F., Tabard-Fougère, A., Genevay, S., & Armand, S. (2021). Normalisation of a biarticular muscle EMG signal using a submaximal voluntary contraction: choice of the standardised isometric task for the Rectus femoris, a pilot study. *Gait & Posture*, 91, 161-164.

Olmo, J., Aramberri, M., Almaraz, C., Nayler, J., & Requena, B. (2018). Successful conservative treatment for a subtotal proximal avulsion of the rectus femoris in an elite soccer player. *Physical Therapy In Sport*, 33, 62-69.

<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.07.004>

- Paolo, S., Zaffagnini, S., Pizza, N., Grassi, A., & Bragonzoni, L. (2021). Poor Motor Coordination Elicits Altered Lower Limb Biomechanics in Young Football (Soccer) Players: Implications for Injury Prevention through Wearable Sensors. *Sensors* (Basel, Switzerland), 21. <https://doi.org/10.3390/s21134371>.
- Pedersen, H., Saeterbakken, A., Vagle, M., Fimland, M., & Andersen, V. (2020). Electromyographic Comparison of Flywheel Inertial Leg Curl and Nordic Hamstring Exercise Among Soccer Players. *International journal of sports physiology and performance*, 1-6. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2019-0921>.
- Phinyomark, A., Campbell, E., & Scheme, E. (2019). Surface Electromyography (EMG) Signal Processing, Classification, and Practical Considerations. *Series in BioEngineering*. https://doi.org/10.1007/978-981-13-9097-5_1.
- Pleša, J., Kozinc, Ž., & Šarabon, N. (2021). The Association Between Force-Velocity Relationship in Countermovement Jump and Sprint With Approach Jump, Linear Acceleration and Change of Direction Ability in Volleyball Players. *Frontiers In Physiology*, 12. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.763711>
- Rabello, R., Bertozzi, F., Galli, M., Zago, M., & Sforza, C. (2021). Lower limbs muscle activation during instep kick in soccer: effects of dominance and ball condition.
- Read, P., Turner, A., Clarke, R., Applebee, S., & Hughes, J. (2019). Knee Angle Affects Posterior Chain Muscle Activation During an Isometric Test Used in Soccer Players. *Sports*, 7. <https://doi.org/10.3390/sports7010013>. *Science and Medicine in Football*, 6, 40 - 48. <https://doi.org/10.1080/24733938.2021.1884283>.
- Souza, R. L. M., Aidar, F. J., Villar, R., Greco, G., Santos, L. D. T., Poli, L., De Santana, J. L., Carvutto, R., De Matos, D. G., Bădicu, G., Silva, A. F., Clemente, F. M., Nobari, H., Fischetti, F., & Cataldi, S. (2023). Assessment of asymmetry at different

- intensities between conventional and paralympic powerlifting athletes. *Heliyon*, 9(5), e16211. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2023.e16211>
- Sorenson, S. C., Arya, S., Souza, R. B., Pollard, C. D., Salem, G. J., & Kulig, K. (2010). Knee Extensor Dynamics in the Volleyball Approach Jump: The Influence of Patellar Tendinopathy. *The Journal Of Orthopaedic And Sports Physical Therapy/Journal Of Orthopaedic And Sports Physical Therapy*, 40(9), 568-576.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3313>
- Torres, G., Armada-Cortés, E., Rueda, J., San Juan, A. F., & Navarro, E. (2021). Comparison of hamstrings and quadriceps muscle activation in male and female professional soccer players. *Applied Sciences (Switzerland)*, 11(2).
<https://doi.org/10.3390/app11020738>
- Wagner, H., Tilp, M., Von Duvillard, S. P., & Mueller, E. (2009). Kinematic Analysis of Volleyball Spike Jump. *International Journal Of Sports Medicine*, 30(10), 760-765.
<https://doi.org/10.1055/s-0029-1224177>
- Westbrook, A. E., Taylor, J. B., Nguyen, A. D., Paterno, M. v., & Ford, K. R. (2020). Effects of maturation on knee biomechanics during cutting and landing in young female soccer players. *PLoS ONE*, 15(5).
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0233701>
- Yanci, J., Arcos, A. L., Mendiguchía, J., & Brughelli, M. (2014). Relationships between sprinting, agility, one- and two-leg vertical and horizontal jump in soccer players. *Kinesiology*, 46(2), 194-201.
https://www.researchgate.net/profile/Yanci_Javier/publication/263807762_RELATIONSHIPS_BETWEEN_SPRINTING_AGILITY_ONE_AND_TWO_LEG_VERTICAL_AND_HORIZONTAL_JUMP_IN_SOCCER_PLAYERS

[L_AND_HORIZONTAL_JUMP_IN_SOCCER_PLAYERS/links/54a586670cf256bf8bb4d56e.pdf](#)