

**UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ**

**Colegio de Ciencias e Ingenierías**

**Evaluación biomecánica de voleibolistas amateur y profesionales,  
Ecuador 2023 - 2024**

**Bryan Alexander Ayala Zúñiga  
Andrea Michelle Castellanos Revelo  
Katherynn Michelle Polo Sandoval**

**Ingeniería Industrial**

Trabajo de fin de carrera presentado como requisito  
para la obtención del título de  
Ingeniero Industrial

Quito, 6 de diciembre de 2023

**UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ**  
**Colegio de Ciencias e Ingenierías**

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

**Evaluación biomecánica de voleibolistas amateur y profesionales,**  
**Ecuador 2023 - 2024**

**Bryan Alexander Ayala Zúñiga**  
**Andrea Michelle Castellanos Revelo**  
**Katherynn Michelle Polo Sandoval**

**María Gabriela García, Dr.Sc.**

Quito, 11 de diciembre de 2023

## © 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:	Bryan Alexander Ayala Zúñiga Andrea Michelle Castellanos Revelo Katherynn Michelle Polo Sandoval
Códigos:	00212655 00213495 00212875
Cédula de identidad:	1725525916 1719595132 1719950790
Lugar y fecha:	Quito, 11 de diciembre de 2023

## 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## UNPUBLISHED DOCUMENT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

### **Objetivo**

El estudio se enfoca en el análisis biomecánico de jugadores de voleibol amateurs y profesionales, evaluando movimientos de remate y bloqueo. Se investigan los ángulos articulares, la fuerza máxima y la activación muscular, considerando diferencias de género y categoría.

### **Método**

Se utilizó un sistema de captura de movimiento para medir los ángulos articulares, platos de fuerza para medir la fuerza máxima de salto y electromiografía para evaluar la activación muscular en cuarenta jugadores de voleibol, divididos por categoría y género.

### **Resultados**

Se encontraron diferencias significativas en la simetría del movimiento articular y en la interacción entre género y categoría competitiva, destacando la necesidad de programas de entrenamiento personalizados.

### **Conclusión**

Este estudio resalta la importancia del análisis biomecánico para entender la variabilidad en el rendimiento en el voleibol.

**Palabras clave:** Biomecánica, Voleibol, Activación Muscular, Fuerza de Reacción del Suelo, Ángulos Articulares, Electromiografía, Rendimiento Deportivo, EMG, VICON, Platos de Fuerza.

## **ABSTRACT**

### **Objective:**

The study focuses on the biomechanical analysis of amateur and professional volleyball players, evaluating spiking and blocking movements. Joint angles, maximum force, and muscle activation are investigated, considering gender and competitive category differences.

### **Method:**

A motion capture system was used to measure joint angles, force plates were employed to measure maximum jump force, and electromyography was used to assess muscle activation in forty volleyball players, categorized by gender and competitive level.

### **Results:**

Significant differences were found in joint movement symmetry and the interaction between gender and competitive category, emphasizing the need for personalized training programs.

### **Conclusion:**

This study highlights the importance of biomechanical analysis in understanding variability in volleyball performance.

### **Keywords:**

Biomechanics, Volleyball, Muscle Activation, Ground Reaction Force, Joint Angles, Electromyography

## Tabla de Contenido

Introducción .....	9
Metodología .....	11
Participantes .....	11
Diseño experimental.....	11
Instrumentos y Variables de Respuesta.....	12
Protocolo experimental .....	15
Procesamiento de Data EMG .....	16
Procesamiento de Data VICON .....	17
Procesamiento de Data de Force Plates.....	18
Resultados .....	19
Rango de movimiento en Flexión-Extensión.....	19
Activación máxima EMG.....	22
Activación media EMG.....	25
Fuerza máxima .....	27
Discusión.....	28
Conclusiones .....	31
Referencias.....	32

## Índice de tablas

Tabla #1: <i>Test de tipo 3 de efectos fijos para el rango de movimiento en Flexión-Extensión</i>	21
Tabla #2: <i>Tabla de Diferencia de mínimos cuadrados</i>	21
Tabla #3: <i>Test de tipo 3 de efectos fijos para la activación máxima EMG</i>	24
Tabla #4: <i>Tabla de Diferencia de mínimos cuadrados</i>	24
Tabla #5: <i>Test de tipo 3 de efectos fijos para la activación media EMG</i>	27
Tabla #6: <i>Tabla de Diferencia de mínimos cuadrados</i>	27
Tabla #7: <i>Test de tipo 3 de efectos fijos para la fuerza máxima</i>	28
Tabla #8: <i>Tabla de Diferencia de mínimos cuadrados</i>	28

## Índice de figuras

<i>Figura 1: Sistema EMG</i>	13
<i>Figura 2: Sistema de captura de movimiento VICON</i>	14
<i>Figura 3: Platos de fuerza y software MR 3.18</i>	15

## **Introducción**

El voleibol es un deporte multifacético de ataque y defensa en el cual se requiere de múltiples movimientos de salto, reacción y golpe de balón para su desarrollo (Fabiero 2018). Existen múltiples movimientos comunes como el saque, bloqueo, recepción, defensa y remate que dictaminan el balance de juego. Específicamente el remate está dado por jugadores delanteros que deben ejecutar diferentes actividades rápidas o múltiples evitando facilitar el juego de defensa contrario (Clemente et al., 2005). En cambio, el bloqueo se realiza por jugadores delanteros con el fin de interceptar balones adversarios diseñando el eje del sistema defensivo en la cancha y estableciendo un eje de orientación para los jugadores de defensa (Palao & Hernández, 2007).

Dentro de la disciplina deportiva del voleibol, un rendimiento deportivo adecuado y la prevención de lesiones dependen de la ejecución de movimientos precisos, controlados y complejos (Plesa et al. 2022). Ecuador carece de estudios que evalúen la biomecánica del atleta junto a la función neuromuscular en movimientos comunes del voleibol como el remate y el bloqueo. De estos ejercicios físicos se pueden obtener métricas de interés para medir el desempeño individual de cada atleta; las métricas más relevantes que pueden ser obtenidas son los ángulos articulares de salto, la activación muscular y la fuerza de reacción del suelo (Callupe et al., 2022). Estas métricas comprenden el tren inferior del cuerpo compuesto por músculos altamente involucrados en los movimientos más relevantes del voleibol, los músculos en los cuales se enfocará el estudio son Rectus Femoris, Vastus Medialis y Bíceps Femoris dado que son los músculos de tren inferior más enfocados en movimientos de extensión de salto junto a Gastrocnemius Medialis (Rodriguez et al., 2014), y Gluteus Maximus dado que es el músculo con mayor activación en movimientos de extensión de cadera (Padulo et al., 2013).

El objetivo principal de la investigación es analizar la biomecánica de cuarenta voleibolistas profesionales y amateurs, evaluando remate y bloqueo. Para obtener el mejor rendimiento y disminuir las posibilidades de sufrir lesiones en este deporte, la biomecánica es importante para tales fines (Tilp, 2017). En estudios externos encontrados, se ha visualizado una correlación entre los niveles de competencia y el desempeño del salto de cada jugador (Sattler et al., 2015). Por tal razón, los movimientos escogidos son remate y salto de bloqueo. Debido a que saltos como el remate y el salto de bloqueo siguen un patrón muscular de activación, el modelo diseñado para su análisis es más preciso y enfocado (Reeser, 2017). En el remate, dependiendo de la técnica, fuerza y coordinación de cada voleibolista, se realiza un salto complejo y específico (Fuchs et al., 2019). El bloqueo es uno de los movimientos y habilidades más importantes de este deporte, y la carencia de análisis biomecánicos que aporten en el conocimiento para la mejora de este, influyó en la selección de este test (Fatahi, 2019). Resulta interesante analizar en ambos grupos de interés las diferencias que existen en sus saltos.

Por otro lado, la fuerza de reacción del piso medida por medio de platos de fuerza son métricas útiles en evaluaciones de salto. Los platos de fuerza proveen información sobre la reacción de la fuerza impregnada en el suelo como se menciona en el estudio de la biomecánica de la recepción de servicios por debajo del hombro en jugadores de voleibol (Callupe, 2022). Además, análisis biomecánicos completos incluyen la evaluación de la activación muscular por medio de electromiografía como por ejemplo un estudio en donde se mide las señales mioeléctricas de jugadores de voleibol masculinos de nivel universitario durante saltos de bloqueo continuos y los efectos del entrenamiento pliométrico. (Wang et al., 2020).

Así mismo, el análisis por medio de electromiografía ayuda a entender por qué ciertos músculos se encuentran activos en los ejercicios y sus distintas etapas, al igual que el tipo de

acción muscular que se lleva a cabo (Escamilla, 2009). El estudio fue diseñado para responder las siguientes preguntas de investigación:

1. ¿Existen diferencias en el rango de movimiento entre las diferentes categorías en el salto de bloqueo?
2. ¿Existen diferencias en la activación muscular máxima y media entre las diferentes categorías en el salto de bloqueo?
3. ¿Existen diferencias en la fuerza máxima entre las diferentes categorías en el salto de bloqueo?
4. ¿Es el sexo un factor importante para considerar en este análisis?

## **Metodología**

### ***Participantes***

Para la investigación actual se diseñó el estudio para 40 voleibolistas profesionales y amateur (20 mujeres y 20 hombres) los cuales decidieron ser voluntarios y participar en el estudio. Todos los participantes se encontraban en plena forma y salud dado que se encuentran entrenando en la actualidad para categorías universitarias, provinciales y nacionales. En promedio, las características antropométricas de mujeres fueron  $19.29 \pm 1.88$  años de edad,  $166.09 \pm 5.05$  cm de estatura,  $60.45 \pm 8.09$  kg de peso; las características antropométricas de hombres son  $20.58 \pm 2.39$  años de edad,  $181.18 \pm 5.97$  cm de estatura,  $74.06 \pm 11.01$  kg de peso. Se tuvo 4 participantes zurdos y el estudio fue aprobado por el Comité de Ética de Investigación en Seres Humanos (CEISH) para investigaciones con personas y la confidencialidad de sus datos.

### ***Diseño experimental***

El diseño experimental que se aplicó utiliza un enfoque observacional de corte transversal en vivo para evaluar la variabilidad en el rendimiento de voleibolistas. Los participantes que son voleibolistas de niveles similares se dividen en tres categorías que son Nacional, Provincial y

Universitario que servirán para comparar sus métricas y resultados, mediante un análisis estadístico. La precisión de los movimientos de voleibol se medirá durante una sesión de simulación de saltos de remate y bloqueo.

### ***Instrumentos y Variables de Respuesta***

EMG. Se utilizaron 10 sensores de electromiografía con el objetivo de medir la actividad eléctrica de los músculos de las piernas involucrados en el deporte del voleibol. Se agruparon los sensores en pares y se les asignó un músculo en específico a cada par. Dentro de los 10 sensores utilizados se tienen 3 sensores Trigno y 7 sensores Avant (Delsys Inc, Boston, MA). La diferencia entre estos dos tipos de sensores recae en la frecuencia en la cual graban la activación muscular, mas no en su funcionalidad, ya que trabajan de la misma forma. Los sensores Trigno trabajan con 1926 Hz y los sensores Avanti trabajan con 1260 Hz (Delsys Inc, Boston, MA). Los músculos a medir mediante los sensores de EMG en las piernas son glúteos, rectus y bíceps femoris, vastus medialis y gastrocnemios. Para la ubicación de los sensores en los participantes se utiliza alcohol que desinfecta el área a colocar y un gel exfoliante para garantizar la conductividad que se necesita para la recolección de estos estímulos. Por otro lado, se utiliza una cinta métrica para ubicar el vientre muscular según los estándares de SENIAM.org. Con la ayuda de un marcador temporal para cuerpo se marca la ubicación medida y se colocaron los sensores respectivos con cinta quirúrgica. Para la normalización de los músculos se eligió el método sub-máximo con los siguientes ejercicios: Nordic Hamstring Curl para Bíceps Femoris (Llurda-Almuzara et al., 2021), puente con resistencia de dos bandas elásticas para activar los Gluteus Maximus (Bishop et al., 2018), para el Gastrocnemius Medialis un levantamiento de talones sosteniendo con las manos una pesa diez kilogramos (Riemann et al., 2011), y finalmente para el Vastus Medialis y Rectus Femoris se realizó extensiones de rodilla (Baquero, 2019). Se obtiene

como variable de respuesta de la activación muscular las medias aritméticas y el punto máximo de cada salto

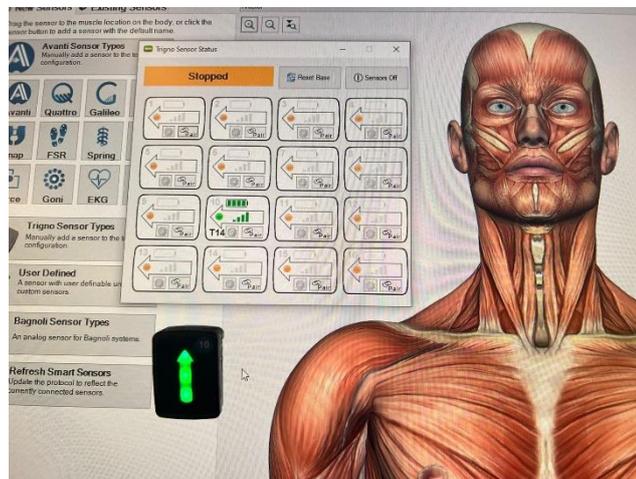


Figura 1: Sistema EMG

Cinématica. El sistema de VICON es un sistema de captura de movimiento que consta de un software de grabación y análisis, 10 cámaras infrarrojas, 2 cámaras de video, 36 marcadores reflectivos y un calibrador. Se colocaron meticulosamente 6 grupos de cuatro marcadores esféricos reflectantes y 12 individuales (de 10 mm de diámetro) en segmentos clave del cuerpo, como el tórax, la pelvis, el húmero, el radio, el fémur, la tibia y el pie para definir sus sistemas de coordenadas locales. Mediante los marcadores reflectivos ubicados en el participante, el software de NEXUS VICON genera el seguimiento del movimiento tridimensional del cuerpo humano y recopila la información de las trayectorias de las actividades realizadas. Se obtiene como variable de respuesta el rango de movimiento de cada salto realizado por los participantes.

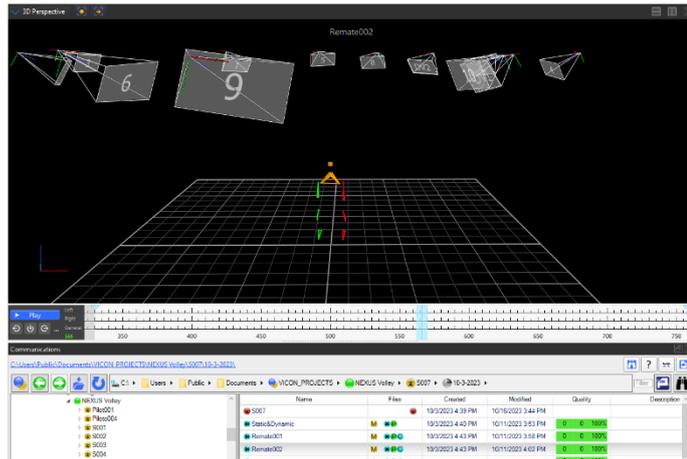


Figura 2: Sistema de captura de movimiento VICON

Fuerza de reacción. Se utilizan dos platos de fuerza que están conectados mediante una cámara y un sistema Noraxon MR 3.18, en el cual se refleja la fuerza ejercida para cada movimiento realizado. En este caso en específico, los platos de fuerza recopilan tanto la fuerza ejercida en el pique para el salto, como la fuerza con la que cae luego del salto. Por otro lado, el sistema también genera reportes en los cuales se puede identificar el tiempo que ha utilizado en cada tramo del impulso. Se obtiene como variable de respuesta el tiempo a fuerza máxima del salto.



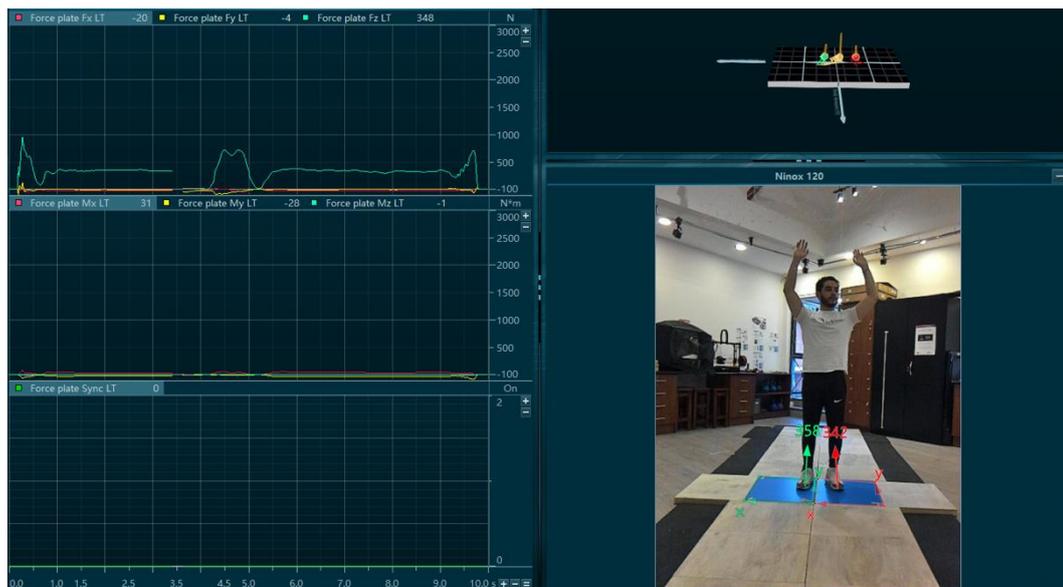


Figura 3: Platos de fuerza y software MR 3.18

### ***Protocolo experimental***

Antes de que el participante llegue al laboratorio se da inicio a los programas a utilizar, NEXUS VICON, MR 3.18 y EMGWorks Acquisition. Se colocan stickers de pega corporal a los sensores que se van a utilizar excepto para el par de sensores que se ubicaran en los glúteos y se prepara los materiales a utilizar (marcadores con cinta doble faz, papel, cinta métrica, tijeras, cinta adhesiva, ropa deportiva en caso de necesitar, alcohol y gel exfoliante). Cuando el participante llega al laboratorio se explica el proyecto que se está realizando, junto con las actividades, objetivos y resultados que se desean obtener, y se presenta el consentimiento informado para que el participante lo firme. Se realiza la toma de datos demográficos como edad, genero, peso, altura, fecha de nacimiento, posición de juego, categoría a la que pertenece y su lado dominante y se guardan en un archivo de Excel. Se procede a realizar las mediciones respectivas con la cinta métrica para la ubicación de los sensores EMG. Se limpia el área con alcohol y gel exfoliante, en caso de presencia de vello se afeita únicamente el área donde se ubicará el sensor. Una vez ubicados los sensores se procede a que el participante realice el calentamiento rutinario para saltos de voleibol.

Mientras el participante realiza el calentamiento se revisa en el programa EMGWorks Acquisition que la señal de los sensores sea clara y con la cantidad mínima de ruido. Se normalizan los músculos con los ejercicios seleccionados excepto los glúteos y se almacena la información recolectada en el software de EMGWorks Acquisition. Se procede a colocar los sensores de los glúteos y a normalizar los músculos para recolectar la información necesaria. Cuando se ha terminado de normalizar todos los músculos, se ubican los marcadores reflectivos en las zonas específicas según el modelo establecido en el software de NEXUS VICON. Se aísla al participante en la entrada del laboratorio, debido a que se debe calibrar el sistema de captura de movimiento sin la presencia de los marcadores reflectivos. Se graban movimientos estándares para posterior a la recolección de datos, calibrar el modelo específico del participante. Se solicita al participante que practique sus saltos y una vez listo se procede a la grabación y recolección de datos de 3 saltos de remate y 3 saltos de bloqueo que se ejecutan en el voleibol. Al finalizar se capturan fotografías para recopilar información acerca de la ubicación exacta donde los sensores fueron ubicados y se toman datos antropométricos del participante como largo y ancho del pie, circunferencia del tobillo, circunferencia de la rodilla baja, circunferencia de rodilla, circunferencia de la pierna alta, circunferencia de cadera, circunferencia de cintura y circunferencia a nivel esternón.

### ***Procesamiento de Data EMG***

Para el procesamiento de datos de EMG se transformó los archivos hpf a archivos Excel y se procedió a utilizar códigos personalizados de MATLAB (The Math Works Inc, Natick, MA, USA). Para las grabaciones de normalización se recortó el inicio y fin para obtener el área de máxima activación muscular (aproximadamente 5 segundos) y se obtuvo primero la media en cada intento y luego la media de los tres ensayos, esto para cada músculo. Cabe mencionar que se requiere de códigos personalizados diferentes para sensores Trigno como sensores Avanti dado que estos cuentan con diferente frecuencia.

El tratamiento dado a los sensores EMG registrados en el salto de bloqueo se resume en eliminar el offset y aplicar un filtro de pase de banda Butterworth de orden 4ta (30 – 300Hz) dando uso a la función de fase cero digital. Luego se aplicó una transformación rápida Fourier que convirtió cada señal en el dominio de frecuencia para evaluar visualmente la calidad de los datos recolectados. Posteriormente se calculó el valor cuadrático medio de las señales (EMG RMS) con una ventana móvil de 250 ms con una superposición del 50%. Posteriormente los datos fueron normalizados a la contracción voluntaria submáxima arriba descrita. Finalmente, se genera una matriz tanto para la activación máxima como para la activación media de cada músculo.

### ***Procesamiento de Data VICON***

Antes de llevar a cabo las mediciones con los participantes, se establecen los nombres asignados a cada marcador en el modelo, los cuales serán iguales para todos los participantes. Siguiendo estas especificaciones predefinidas, una vez recopilados los datos y las grabaciones de los participantes, se procede a verificar que cada marcador esté correctamente identificado en el modelo de cada individuo, un proceso conocido como etiquetado (labeling). Es fundamental mantener una supervisión constante durante cada segundo de los movimientos para garantizar la consistencia y exactitud de los nombres asignados, evitando cualquier cambio inadvertido. En caso de que algún marcador no sea detectado, la herramienta de fitting del programa Nexus Vicon tiene la capacidad de determinar la posición probable de dicho sensor de movimiento faltante.

Mediante un código implementado en el entorno del programa Matlab, se utilizaron las coordenadas globales  $x, y$  y  $z$  de cada marcador en relación con el sistema de coordenadas de Vicon para calcular los ángulos de Flexión-Extensión, Abducción-Aducción y Rotación Interna-Externa de las articulaciones clave: las rodillas izquierda y derecha, ambos lados de la cadera, así como los tobillos izquierdo y derecho, junto con la pelvis y el tórax. Los ángulos

articulares se cuantificaron siguiendo las bases de la Sociedad Internacional de Biomecánica (Wu, 2002) utilizando la secuencia de ángulo de Cardan (Flexión-Extensión, Abducción-Aducción y Rotación Interna-Externa) (Grood, 1983).. Este proceso se lleva a cabo para cada repetición realizada por el participante durante el salto. Las visualizaciones gráficas generadas por Matlab presentan de manera temporal los grados asociados a estos movimientos articulares, brindando así una representación visual de los patrones de Flexión-Extensión, Abducción-Aducción y Rotación Interna-Externa durante la ejecución del salto. Finalmente se calculó el rango de movimiento de flexión-extensión para cada articulación para el salto de bloqueo.

### ***Procesamiento de Data de Force Plates***

La información es exportada en archivos singulares .csv del software MR 3.18 a los archivos almacenados en el computador. Para que estos documentos sean ingresados al programa de Matlab (The Math Works Inc, Natick, MA, USA) se elimina la palabra “Activity” duplicada en cada documento exportado. Mediante el código de Matlab, antes mencionado, se obtienen las gráficas de los ejes en los que la fuerza se presenta en newtons, siendo estos X, Y y Z. Así mismo, para estas tres gráficas resultantes se tienen dos variantes para cada una, izquierda y derecha, lo que corresponde a los dos platos de fuerza que ejecutan la recolección de datos. Las gráficas de interés que se toman en cuenta son las del plano Z, tanto izquierda como derecha. En cada gráfica se analiza la fuerza de impulso del salto y la fuerza de aterrizaje del salto. Al final del procesamiento de esta información, se recolecta la fuerza máxima ejercida y se genera una matriz para el análisis estadístico.

### **Análisis Estadístico**

Los análisis estadísticos se realizaron en SAS Studio (SAS Institute Inc.) a un nivel de significancia de  $\alpha = 0,05$ . Para analizar las variables de resultado, incluida la EMG RMS media y máxima, el rango de movimiento de las articulaciones de flexión-extensión para los segmentos del cuerpo determinados y la fuerza de reacción máximo del piso, se empleó un análisis de Modelos Mixtos. Estos modelos incorporaron una estructura de covarianza de componentes de varianza con estimación de máxima verosimilitud residual. En este análisis, los participantes fueron tratados como efectos aleatorios, mientras que el sexo (masculino o femenino), la categoría (Universitario, Provincial y Nacional) y el lado (izquierdo o derecho [solo para EMG RMS]) se consideraron como efectos fijos. El análisis post hoc se realizó utilizando medias de mínimos cuadrados y los valores de p se ajustaron con el método de Tukey-Kramer para mayor precisión.

## **Resultados**

### ***Rango de movimiento en Flexión-Extensión***

Se realizó un análisis estadístico en el movimiento de Flexión-Extensión para tanto, rodilla derecha e izquierda, cadera derecha e izquierda, tobillo derecho e izquierdo, pelvis y tórax, las articulaciones que presentaron diferencias significativas en al menos un factor de diseño, como se puede apreciar en la Tabla #1 son:

#### *Rodilla Izquierda*

Tras realizar el análisis estadístico, se encontró una diferencia significativa en el rango de movimiento en la flexión y extensión de la rodilla izquierda entre hombres y mujeres con un p de 0.0081. Los ángulos del rango de movimiento en la rodilla izquierda para hombres tienen una media de 104.74 grados con una desviación estándar de 2.89 grados. Mientras que los ángulos del rango de movimiento en la rodilla izquierda para mujeres tienen una media de 93.73 grados con una desviación estándar de 2.85 grados.

#### *Tobillo Izquierdo*

Tras realizar el análisis estadístico, se encontró una diferencia significativa en el rango de movimiento en la flexión y extensión del tobillo izquierdo entre hombres y mujeres con un p de 0.0390. Los ángulos del rango de movimiento en el tobillo izquierdo para hombres tienen una media de 72.83 grados con una desviación estándar de 1.74 grados. Mientras que los ángulos del rango de movimiento en el tobillo izquierdo para mujeres tienen una media de 77.96 grados, con una desviación estándar de 1.72 grados.

#### *Rodilla Derecha*

Tras realizar el análisis estadístico, se encontró una diferencia significativa en el rango de movimiento en la flexión y extensión de la rodilla derecha entre hombres y mujeres con un p de 0.0063. Los ángulos del rango de movimiento en la rodilla izquierda para hombres tienen una media de 104.91 grados con una desviación estándar de 3.03 grados. Mientras que los ángulos del rango de movimiento en la rodilla derecha para mujeres tienen una media de 92.94 grados con una desviación estándar de 3.01 grados.

#### *Tórax*

Tras realizar el análisis estadístico, se encontró una diferencia significativa en el rango de movimiento en la flexión y extensión del tórax entre hombres y mujeres con un p menor a 0.001. Los ángulos del rango de movimiento en el tórax para hombres tienen una media de 55.82 grados con una desviación estándar de 2.77 grados. Mientras que los ángulos del rango de movimiento en el tórax para mujeres tienen una media de 35.92 grados con una desviación estándar de 2.75 grados.

<b>Test de tipo 3 de efectos fijos</b>		
<b>LKneeFE</b>		
Efecto	Valor F	Pr > F
Categoría	1.03	0.3610
Sexo	7.38	0.0081
Categoría*Sexo	0.62	0.5427
<b>LHipFE</b>		
Efecto	Valor F	Pr > F
Categoría	1.79	0.1729
Sexo	0.36	0.5493
Categoría*Sexo	0.60	0.5488

<b>LAnkleFe</b>		
Efecto	Valor F	Pr > F
Categoría	0.02	0.9848
Sexo	4.40	0.0390
Categoría*Sexo	0.07	0.9283
<b>RKneeFe</b>		
Efecto	Valor F	Pr > F
Categoría	0.58	0.5647
Sexo	7.88	0.0063
Categoría*Sexo	0.21	0.8073
<b>RHipFE</b>		
Efecto	Valor F	Pr > F
Categoría	1.34	0.2677
Sexo	0.05	0.8277
Categoría*Sexo	0.61	0.5473
<b>RAnkleFE</b>		
Efecto	Valor F	Pr > F
Categoría	0.79	0.4569
Sexo	0.28	0.5979
Categoría*Sexo	0.51	0.6054
<b>GPelvisFE</b>		
Efecto	Valor F	Pr > F
Categoría	1.37	0.2595
Sexo	0.62	0.4338
Categoría*Sexo	0.88	0.4186
<b>ThoraxFE</b>		
Efecto	Valor F	Pr > F
Categoría	1.09	0.3400
Sexo	26.00	<.0001
Categoría*Sexo	1.51	0.2263

Tabla #1: Test de tipo 3 de efectos fijos para el rango de movimiento en Flexión-Extensión

<b>Range of movement</b>					
<b>LKneeFE</b>					
Efecto significativo	Sexo	Ajuste	P ajustada	Media	Error Estándar
Sexo	Masculino	Tukey -Kramer	0.0081	104.74	2.88
	Femenino			93.7317	2.85
<b>LAnkleFE</b>					
Efecto significativo	Sexo	Ajuste	P ajustada	Media	Error Estándar
Sexo	Masculino	Tukey -Kramer	0.0390	72.83	1.74
	Femenino			77.96	1.72
<b>RKneeFE</b>					
Efecto significativo	Sexo	Ajuste	P ajustada	Media	Error Estándar
Sexo	Masculino	Tukey -Kramer	0.0063	104.91	3.03
	Femenino			92.94	3.00
<b>ThoraxFE</b>					
Efecto significativo	Sexo	Ajuste	P ajustada	Media	Error Estándar
Sexo	Masculino	Tukey -Kramer	<.0001	55.83	2.77
	Femenino			35.92	2.75

Tabla #2: Tabla de Diferencia de mínimos cuadrados

### ***Activación máxima EMG***

Se realizó un análisis estadístico en la activación máxima de diferentes músculos como son el Bícep Femoris, Gastrocnemius, Vastus Medialis, Rectus Femoris y Gluteus Maximus. Los músculos que presentaron diferencias significativas en algún factor de diseño o su interacción, como se puede apreciar en la Tabla #3 son:

#### ***Bicep Femoris***

Se encontró una diferencia significativa entre la activación muscular del bicep femoris izquierdo y derecho de los participantes universitarios con un valor p de 0.0010. La media de activación muscular máxima del bicep femoris derecho de los jugadores masculinos universitarios es de 333.36%, con una desviación estándar de 34.95%. Mientras que la media de activación muscular máxima del bicep femoris izquierdo es de 244.53%, con una desviación estándar de 30.66%.

#### ***Vastus Medialis***

Existe una diferencia significativa entre la activación muscular del vastus medialis derecho e izquierdo de los participantes provinciales masculinos, con un valor p de 0.0007. La media de activación muscular máxima del vastus medialis derecho de estos jugadores de 875.10%, con una desviación estándar de 117.20%. Mientras que para el vastus medialis izquierdo los participantes masculinos de la categoría provincial tienen una media de activación muscular máxima de 556.16%, con una desviación estándar de 110.35%.

De igual forma, hay una diferencia significativa en la activación muscular entre el lado izquierdo y derecho los participantes masculinos, con un valor p de 0.0020. La media de activación muscular máxima del vastus medialis derecho es de 777.93%, con una desviación estándar de 60.17%. Mientras que el vastus medialis izquierdo tiene una media de activación muscular máxima de 610.73%, con una desviación estándar de 58.71%.

#### ***Rectus Femoris***

Hay una diferencia significativa entre la activación muscular del rectus femoris derecho e izquierdo de los participantes masculinos, con un valor p de 0.0007. La media de activación muscular máxima del rectus femoris derecho es de 380.52%, con una desviación estándar de 44.11%. Mientras que para el vastus medialis izquierdo los participantes masculinos tienen una media de activación muscular máxima de 480.02%, con una desviación estándar de 46%.

### *Gluteus Maximus*

Se encontró una diferencia significativa entre la activación muscular del gluteus maximus derecho e izquierdo de todos los participantes. Con un valor p menor a 0.0001. La media de activación muscular máxima del gluteus maximus derecho es de 235.51%, con una desviación estándar de 20.02%. Mientras que para el gluteus maximus izquierdo los participantes tienen una media de activación muscular máxima de 289.67%, con una desviación estándar de 19.86%.

<b>Test de tipo 3 de efectos fijos</b>		
<b>Bíceps Femoris</b>		
Efecto	Valor F	Pr > F
Categoría	1.51	0.2243
Sexo	0.48	0.4899
Lado	0.21	0.6449
Categoría*Lado	7.28	0.0010
Categoría*Sexo	1.05	0.3534
Sexo*Lado	0.22	0.6415
Categoría*Sexo*Lado	0.95	0.3877
<b>Gastrocnemius</b>		
Efecto	Valor F	Pr > F
Categoría	0.60	0.5512
Sexo	1.21	0.2746
Lado	0.99	0.3214
Categoría*Lado	0.10	0.9051
Categoría*Sexo	1.16	0.3160
Sexo*Lado	0.00	0.9886
Categoría*Sexo*Lado	6.42	0.0023
<b>Vastus Medialis</b>		
Efecto	Valor F	Pr > F
Categoría	0.53	0.5874
Sexo	1.91	0.1692
Lado	3.76	0.0541
Categoría*Lado	0.24	0.7864
Categoría*Sexo	0.02	0.9761
Sexo*Lado	9.87	0.0020

Categoría*Sexo*Lado	7.58	0.0007
<b>Rectus Femoris</b>		
Efecto	Valor F	Pr > F
Categoría	1.19	0.3061
Sexo	0.74	0.3908
Lado	0.73	0.3942
Categoría*Lado	2.29	0.1043
Categoría*Sexo	1.92	0.1501
Sexo*Lado	11.89	0.0007
Categoría*Sexo*Lado	1.85	0.1598
<b>GluteusMax</b>		
Efecto	Valor F	Pr > F
Categoría	0.77	0.4625
Sexo	0.08	0.7766
Lado	27.89	<.0001
Categoría*Lado	0.39	0.6763
Categoría*Sexo	1.69	0.1869
Sexo*Lado	0.24	0.6215
Categoría*Sexo*Lado	0.55	0.5756

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

<b>Activación máxima EMG</b>							
<b>BícepsFemoris</b>							
Efecto significativo	Categoría	Lado	Ajuste	P ajustada	Media	Error Estándar	
Categoría * Lado	Universitaria	Derecho	Tukey - Kramer	0.0180	333.36	34.95	
		Izquierdo			244.53	30.67	
<b>Vastus Medialis</b>							
Efecto significativo	Categoría	Sexo	Lado	Ajuste	P ajustada	Media	Error Estándar
Sexo * Lado	-	Masculino	Derecho	Tukey - Kramer	0.0030	777.93	60.17
			Izquierdo			610.73	58.71
Categoría * Sexo * Lado	Provincial	Masculino	Derecho	Tukey - Kramer	0.0408	875.10	117.50
			Izquierdo			556.16	110.35
<b>Rectus Femoris</b>							
Efecto significativo	Sexo	Lado	Ajuste	P ajustada	Media	Error Estándar	
Sexo * Lado	Masculino	Derecho	Tukey - Kramer	0.0211	380.52	44.11	
		Izquierdo			480.02	45.99	
<b>Gluteus Max</b>							
Efecto significativo	Lado	Ajuste	P ajustada	Media	Error Estándar		
Lado	Derecho	Tukey -Kramer	<.0001	235.51	20.02		
	Femenino			289.67	19.86		

Tabla #4: Tabla de Diferencia de mínimos cuadrados

### ***Activación media EMG***

Se realizó un análisis estadístico en la activación media de diferentes músculos como son el Bíceps Femoris, Gastrocnemius, Vastus Medialis, Rectus Femoris y Gluteus Maximus. Los músculos que presentaron diferencias significativas en algún factor de diseño o su interacción, como se puede apreciar en la Tabla #5 son:

#### ***Bíceps Femoris***

Existe una diferencia significativa entre la activación muscular del biceps femoris derecho e izquierdo de los participantes de categoría universitaria, con un valor p de 0.0014. La media de activación muscular máxima del biceps femoris derecho de jugadores universitarios es de 77.35%, con una desviación estándar de 7.38%. Mientras que para el biceps femoris izquierdo los participantes universitarios tienen una media de activación muscular máxima de 57.54%, con una desviación estándar de 6.57%.

#### ***Vastus Medialis***

Hay varias diferencias significativas para el vastus medialis. En primer lugar, existe una diferencia significativa entre los lados de todos los participantes con un valor p de 0.0078. La activación media del vastus medialis derecho es de 153.40%, con una desviación estándar de 8.94%. Mientras que la activación media del vastus medialis izquierdo es de 133.19%, con una desviación estándar de 11.26%.

Por otro lado, hay una diferencia significativa entre la activación muscular del vastus medialis derecho e izquierdo de los participantes masculinos con un p de 0.0026. La activación media del vastus medialis derecho de los jugadores hombres es de 170%, con una desviación estándar de 13.02%. Mientras que para el vastus medialis izquierdo de los participantes masculinos es de 127.70%, con una desviación estándar de 12.67%. Finalmente, se halló una diferencia significativa entre la activación muscular del vastus medialis derecho e izquierdo de los participantes masculinos que juegan en la categoría

provincial. La activación media del vastus medialis derecho de los jugadores hombres de categoría provincial es de 200.52%, con una desviación estándar de 25.44%. Mientras que la activación media del vastus medialis izquierdo de los jugadores hombres de categoría provincial es de 109.54%, con una desviación estándar de 23.82%.

### *Gluteus Maximus*

Se encontró una diferencia significativa en la activación media del gluteus maximus derecho e izquierdo de todos los participantes con un valor p de 0.0017. La media de activación del gluteus maximus derecho es de 45.56%, con una desviación estándar de 3.69%. Por otro lado, la activación media del gluteus maximus izquierdo es de 50.25%, con una desviación estándar de 3.67%.

<b>Test de tipo 3 de efectos fijos</b>		
<b>Bíceps Femoris</b>		
Efecto	Valor F	Pr > F
Categoría	1.08	0.3418
Sexo	0.24	0.6275
Lado	2.25	0.1361
Categoría*Lado	6.91	0.0014
Categoría*Sexo	0.73	0.4834
Sexo*Lado	0.29	0.5916
Categoría*Sexo*Lado	0.22	0.2991
<b>Gastrocnemius</b>		
Efecto	Valor F	Pr > F
Categoría	0.63	0.5327
Sexo	2.03	0.1567
Lado	1.35	0.2476
Categoría*Lado	0.23	0.7953
Categoría*Sexo	0.90	0.4099
Sexo*Lado	1.04	0.3111
Categoría*Sexo*Lado	9.10	0.0002
<b>Vastus Medialis</b>		
Efecto	Valor F	Pr > F
Categoría	0.03	0.9663
Sexo	0.55	0.4589
Lado	7.24	0.0078
Categoría*Lado	0.89	0.4142
Categoría*Sexo	0.55	0.5751
Sexo*Lado	9.37	0.0026
Categoría*Sexo*Lado	8.94	0.0002
<b>Rectus Femoris</b>		
Efecto	Valor F	Pr > F
Categoría	1.16	0.3144
Sexo	1.12	0.2903
Lado	0.67	0.4151

Categoría*Lado	0.62	0.5379
Categoría*Sexo	2.00	0.1384
Sexo*Lado	1.26	0.2624
Categoría*Sexo*Lado	2.29	0.1037
<b>GluteusMax</b>		
Efecto	Valor F	Pr > F
Categoría	0.92	0.3991
Sexo	0.10	0.7537
Lado	10.18	0.0017
Categoría*Lado	0.06	0.9398
Categoría*Sexo	0.84	0.4325
Sexo*Lado	0.46	0.4963
Categoría*Sexo*Lado	0.50	0.6045

Tabla #5: Test de tipo 3 de efectos fijos para la activación media EMG

Activación Media EMG							
Bícep Femoris							
Efecto significativo	Categoría	Lado	Ajuste	P ajustada	Media	Error Estándar	
Categoría * Lado	Universitario	Derecho	Tukey - Kramer	0.0053	77.36	7.39	
	Universitario	Izquierdo			57.55	6.58	
Vastus Medialis							
Efecto significativo	Sexo	Lado	Categoría	Ajuste	P ajustada	Media	Error Estándar
Lado		Izquierdo		Tukey - Kramer	0.0078	153.40	8.95
		Derecho				133.19	8.92
Sexo * Lado	Masculino	Izquierdo		Tukey - Kramer	0.0006	127.70	12.68
		Derecho				170.92	13.07
Categoría * Lado * Sexo.	Masculino	Izquierdo	Provincial	Tukey - Kramer	0.0022	109.54	23.83
		Derecho				200.52	25.44
Gluteus Maximus							
Efecto significativo	Lado	Ajuste	P ajustada	Media	Error Estándar		
Lado	Izquierdo	Tukey - Kramer	0.0017	50.25	3.67		
	Derecho			45.57	3.69		

Tabla #6: Tabla de Diferencia de mínimos cuadrados

### Fuerza máxima

Se realizó un análisis estadístico la fuerza impregnada en el salto tanto el eje Z izquierdo y derecho. No se encontró diferencias significativas en el lado izquierdo. Los ejes que presentaron diferencias significativas en algún factor de diseño o su interacción, como se puede apreciar en la Tabla #7 son:

### *Lado derecho en el plano de Eje Z*

Tras realizar el análisis estadístico, se encontró una diferencia significativa en la fuerza máxima impregnada para salto en el eje Z entre hombres y mujeres con un p de 0.0038. A su vez, existe una diferencia significativa en la categoría de los participantes con un p de 0.0265. La fuerza impregnada para salto en hombres tiene una media de 1020.40 N con una desviación estándar de 34.82 N, mientras que la fuerza impregnada para salto en mujeres tiene una media de 874.27 N con una desviación estándar de 34.48 N. Dentro de las categorías de los participantes se tiene una fuerza media de 1044.92 N con una desviación estándar de 45.84 N para la categoría de participantes Nacionales, dentro de la categoría de participantes Provinciales se tiene una fuerza media de 916.69 N con una desviación estándar de 39.09 N y, finalmente para los participantes Universitarios se tiene una fuerza media de 880.37 N con una desviación estándar de 42.11 N.

Test de tipo 3 de efectos fijos		
LFz		
Efecto	Valor F	Pr > F
Categoría	0.15	0.8588
Sexo	3.42	0.0680
Categoría*Sexo	0.59	0.5591
RFz		
Efecto	Valor F	Pr > F
Categoría	3.80	0.0265
Sexo	8.89	0.0038
Categoría*Sexo	0.29	0.7481

Tabla #7: Test de tipo 3 de efectos fijos para la fuerza máxima

Fuerza Máxima					
RFz					
Efecto significativo	Sexo	Ajuste	P ajustada	Media	Error Estándar
Sexo	Masculino	Tukey -Kramer	0.0038	1020.39	34.82
	Femenino			874.27	34.47

Tabla #8: Tabla de Diferencia de mínimos cuadrados

## **Discusión**

### *Rango de movimiento*

Los resultados presentan discrepancias significativas en el rango de movimiento en flexión y extensión entre géneros en varias articulaciones clave. Se observa que, en comparación con las mujeres, los hombres muestran una mayor amplitud de movimiento en las rodillas izquierda y derecha, mientras que las mujeres exhiben una ligera ventaja en el rango de movimiento del tobillo izquierdo. Además, los hombres presentan una mayor extensión en el tórax en comparación con las mujeres. El estudio realizado por Cejudo (2021), donde se analizó el rango de movimiento de basquetbolistas hombres y mujeres, encontró que las diferencias de género influyen en su flexibilidad y amplitud de movimiento. Estas variaciones biomecánicas pueden ser el resultado de factores anatómicos, musculares y posiblemente relacionados con las prácticas físicas específicas de cada grupo. Se presume que la morfología ósea, la fuerza muscular y las actividades deportivas realizadas podrían influir en estas diferencias.

#### *Activación muscular*

En los datos examinados durante los saltos de bloqueo en jugadores de diferentes niveles y géneros, se destacan patrones significativos de asimetría muscular y variaciones en la activación entre lados específicos del cuerpo. En la activación máxima, se observa consistentemente una mayor activación en el lado derecho del bíceps femoris en universitarios masculinos, vastus medialis en jugadores provinciales masculinos, y gluteus maximus en todos los participantes. Por otro lado, en la activación media, se encuentran discrepancias entre lados, resaltando una mayor activación media del vastus medialis derecho en jugadores provinciales masculinos y del gluteus maximus izquierdo en todos los participantes.

Estos resultados sugieren una tendencia hacia una activación mayor en el lado derecho en algunos músculos durante la activación máxima, mientras que, en la activación media, se identifican variaciones significativas entre los lados en diferentes grupos de jugadores. Además, no se observa un impacto significativo del sexo en la asimetría muscular en la

activación de los músculos estudiados. Estos patrones de activación asimétrica y variaciones entre los lados del cuerpo subrayan la importancia de abordar específicamente desequilibrios musculares para optimizar el rendimiento y prevenir posibles lesiones en jugadores de voleibol. Un estudio llega a una conclusión similar al recalcar la importancia de considerar asimetrías e inestabilidades musculares en el entrenamiento de atletas para reducir lesiones y mejorar su rendimiento (Santos, et al., 2023).

### *Fuerza Máxima*

Los hallazgos de este estudio revelan patrones significativos en la fuerza máxima impregnada en el eje Z durante el salto de bloqueo en voleibol, tanto entre géneros como entre diferentes categorías de jugadores. Se evidencia una marcada disparidad en la fuerza entre hombres y mujeres, con los hombres exhibiendo una capacidad superior para generar fuerza, registrando una media de 1020.40 N en comparación con los 874.27 N mostrados por las mujeres. Esta diferencia subraya la variabilidad de la fuerza generada durante el movimiento de salto según el género.

Además, se identifican variaciones significativas en la fuerza máxima entre las categorías de participantes. Los jugadores de categoría Nacional presentan una fuerza máxima más alta, con una media de 1044.92 N, seguidos por los participantes de categoría Provincial con 916.69 N y, finalmente, los participantes Universitarios con 880.37 N. Estos resultados sugieren un incremento progresivo en la capacidad de generar fuerza en el salto a medida que se asciende en los niveles de juego. Las discrepancias en fuerza ejercida durante el salto de bloqueo destacan la importancia de considerar las diferencias de fuerza entre géneros y niveles competitivos al desarrollar programas de entrenamiento adaptados para jugadores de voleibol. Un estudio que analizó las fuerzas de atletas durante el salto encontró que existen diferencias significativas en las variables de fuerza entre ambos sexos (Laffaye, 2014).

Los hallazgos respaldan la necesidad de programas de entrenamiento personalizados que aborden de manera efectiva la asimetría muscular para promover la salud musculoesquelética en atletas de este deporte. Enfocarse en las diferencias significativas señaladas puede ser esencial para optimizar la fuerza durante el salto y entender asimetrías en activación y rangos de movimiento, mejorando el rendimiento y reduciendo el riesgo de lesiones en atletas de voleibol durante el salto.

### **Conclusiones**

Se encontró diferencias significativas en el rango de movimiento y la activación muscular entre géneros y niveles de competición en voleibol. Los hombres exhiben una capacidad superior en la generación de fuerza del lado derecho en el plano Z y un mayor rango de movimiento en ambas rodillas y el tórax, mientras que las mujeres presentan ventajas en el rango de movimiento del tobillo izquierdo. Además, se observan patrones de asimetría muscular en el Bicep Femoris, Vastus Medialis, Rectus Femoris y Gluteus Maximus para tanto la activación máxima como media, resaltando la importancia de un entrenamiento personalizado para optimizar el rendimiento y prevenir lesiones. Estos hallazgos subrayan la relevancia de considerar las variaciones biomecánicas y de fuerza entre géneros y categorías competitivas para el diseño de programas de entrenamiento específicos en voleibol, contribuyendo así a la salud musculoesquelética y el mejoramiento continuo en el desempeño deportivo.

## Referencias

- Arauz P, Peng Y, Kwon Y-M. Knee motion symmetry was not restored in patients with unilateral bi-cruciate retaining total knee arthroplasty—in vivo three-dimensional kinematic analysis. *International Orthopaedics*. 2018;42(12):2817–23.  
pmid:29779140
- Baquero, K. (2019). Diseño de un estudio experimental para rehabilitación de rodilla con exoesqueleto activo.
- Bishop, B. N., Greenstein, J., Etnoyer-Slaski, J. L., Sterling, H., & Topp, R. (2018). Electromyographic analysis of gluteus maximus, gluteus medius, and tensor fascia latae during therapeutic exercises with and without elastic resistance. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 13(4), 668.
- Callupe, R. L., Chau, J. M., Garcia, J. G., Chicoma, C. G., Arrese, C. F., Artieda, Villota, E. R. (2022). Testing protocol for evaluating underhand serve-reception biomechanics in volleyball. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 17543371221106360.
- Clemente, J., Moreno Domínguez, A. & Moreno Arroyo, M. (2005). Estudio de la relación entre la eficacia de las acciones de primer contacto y la eficacia del ataque en voleibol masculino de alto nivel. *Kronos: revista universitaria de la actividad física y el deporte*. (8). pp. 57-61. Recuperado de:  
<https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=1327361>
- Escamilla, R. F., & Andrews, J. R. (2009). Shoulder muscle recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports. *Sports medicine*, 39, 569-590.
- Fabiero, A. E. (2018). Voleibol: Lesiones más frecuentes y medidas de prevención. Recuperado de <http://redi.ufasta.edu.ar:8082/jspui/handle/123456789/1720>
- Fatahi, A. (2019). Selected kinematic characteristics analysis of knee and ankle joints during block jump among elite junior volleyball players. *Physical Treatments-Specific Physical Therapy Journal*, 9(3), 161-168.
- Fuchs, P. X., Menzel, H. J. K., Guidotti, F., Bell, J., von Duvillard, S. P., & Wagner, H. (2019). Spike jump biomechanics in male versus female elite volleyball players. *Journal of sports sciences*, 37(21), 2411-2419.

- Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Journal of biomechanical engineering*. 1983;105(2):136–44. pmid:6865355
- Laffaye, G., Wagner, P. P., & Tombleson, T. I. (2014). Countermovement jump height: Gender and sport-specific differences in the force-time variables. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(4), 1096-1105.
- Llurda-Almuzara, L., Labata-Lezaun, N., López de Celis, C., Pérez-Bellmunt, A. (2021). Biceps Femoris Activation during Hamstring Strength Exercises: A Systematic Review. *International Journal of Environmental Research*, 18(16). DOI: 10.3390/ijerph18168733.
- Padulo, J., Tiloca, A., Powell, D., Granatelli, G., Bianco, A., & Paoli, A. (2013). EMG amplitude of the biceps femoris during jumping compared to landing movements. Recuperado de [https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3797910/pdf/40064\\_2013\\_Article\\_586.pdf](https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3797910/pdf/40064_2013_Article_586.pdf)
- Palao, J., & Hernández, E. (2007). *Manual para la iniciación al voleibol*. Murcia: Diego Marín.
- Plesa, J.; Kozinc, Z.; Sarabon, N. (2022). A Brief Review of Selected Biomechanical Variables for Sport Performance Monitoring and Training Optimization. *Appl. Mech.*, 3, 144-159. El análisis de datos se llevará a cabo mediante MATLAB (MathWorks, Inc., Natick, MA) y SAS Studio (SAS Institute).
- Padulo, J., Tiloca, A., Powell, D., Granatelli, G., Bianco, A., & Paoli, A. (2013). EMG amplitude of the biceps femoris during jumping compared to landing movements. Recuperado de [https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3797910/pdf/40064\\_2013\\_Article\\_586.pdf](https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3797910/pdf/40064_2013_Article_586.pdf)
- Reeser, J. (2017). *Handbook of sports medicine and science, Volleyball*. John Wiley & Sons.
- Riemann, B. L., Limbaugh, G. K., Eitner, J. D., & LeFavi, R. G. (2011). Medialis and Lateral Gastrocnemius Activation Differences During Heel-Raise Exercise with Three

Different Foot Positions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(3), 634-639. DOI: 10.1519/JSC.0b013e3181cc22b8.

- Rodriguez, D., Rlaffodriguez-Matoso, D., Quiroga, M. E., Sarmiento, S., Garcia-Manso, J. M., & Da Silva-Grigoletto, M. E. (2014). Study of mechanical characteristics of the knee extensor and flexor musculature of volleyball players. Recuperado de <https://www.tandfonline.com/doi/epdf/10.1080/17461391.2011.568633?needAccess=true>
- Sattler, T., Hadžic, V., Dervišević, E., & Markovic, G. (2015). Vertical jump performance of professional male and female volleyball players: Effects of playing position and competition level. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(6), 1486–1493.
- Tilp, M. (2017). The biomechanics of volleyball. *Handbook of sports medicine and science: volleyball*, 29-37.
- Wang, M. H., Chen, K. C., Hung, M. H., Chang, C. Y., Ho, C. S., Chang, C. H., & Lin, K. C. (2020). Effects of plyometric training on surface electromyographic activity and performance during blocking jumps in college division I men's volleyball athletes. *Applied Sciences*, 10(13), 4535.
- Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Lardina A, Rosenbaum D, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of biomechanics*. 2002;35(4):543–8. pmid:11934426
- 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.
- Santos, L. D., Aidar, F. J., Souza, R. L. M., de Matos, D. G., Cataldi, S., Greco, G., ... & Souza, R. F. D. (2023). Evaluating the asymmetry of muscle activation and strength in paralympic powerlifting athletes. *European Journal of Investigation in Health, Psychology and Education*, 13(9), 1645-1654.