

Modelado y simulación del esfuerzo biomecánico en el hombro glenohumeral durante la técnica de servicio en suspensión en deportistas de la selección de voleibol de la universidad industrial de Santander

Jeison Stiven Castañeda Gutiérrez

Trabajo de Grado para Optar al Título de Ingeniero Mecánico

Director

Octavio Andrés González Estrada
PhD Ingeniería Mecánica y Materiales

Universidad Industrial de Santander
Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas
Escuela de Ingeniería Mecánica
Bucaramanga
2026

Dedicatoria

A mis padres, Jorge Alfredo Castañeda y Diana Rocio Gutiérrez quienes son lo más importante en mi vida y el pilar que ha sostenido cada uno de mis pasos; gracias por su amor, sacrificio y apoyo incondicional.

A mi hermano, Ing. Jorge Andrés Castañeda por inspirarme a ser mejor cada día y ser ejemplo de hombre y profesional en mi vida.

A “ASOVOFU” la mayor cuna de atletas y profesionales de la cual estoy orgulloso de haber sido parte.

A Nataly Suarez mi mascota de apoyo emocional, y a Catalina López una amiga que se convirtió en familia.

Y por último a la Universidad Industrial de Santander, mi alma mater, por brindarme las herramientas y el conocimiento para alcanzar este logro.

Agradecimientos

A mis padres, Jorge Alfredo Castañeda y Diana Rocío Gutiérrez, por ser el pilar fundamental de mi vida. Gracias por su apoyo incondicional, sus sacrificios y por creer en mí incluso en los momentos más difíciles.

A mi hermano, Jorge Andrés Castañeda, por su ejemplo, compañía y motivación constante para ser mejor cada día.

A mi director de tesis, PhD en Ingeniería Mecánica y Materiales, Octavio Andrés González Estrada, por su guía, exigencia académica y acompañamiento a lo largo de este proceso.

A mis amigos y compañeros en la selección de voleibol UIS, Brenner Parada, Tomás Pineda, Darwind Martinez y Darwin Herrera, por su disposición, colaboración y aporte en la fase experimental de este trabajo.

Y, de manera especial, a Eiichiro Oda, cuya obra ha sido una fuente constante de inspiración, recordándome el valor de la perseverancia, la disciplina y la convicción de seguir adelante.

Y por último, a la Universidad Industrial de Santander y a la vida, por brindarme las oportunidades, los aprendizajes y los desafíos necesarios para llegar hasta este momento.

Tabla de Contenido

	Pág.
Introducción	12
1 Objetivos	19
1.1 Objetivo general	19
1.2 Objetivos específicos.....	19
2 Materiales y métodos.....	20
2.1 Método	20
2.2 Modelado musculoesquelético en OpenSim	21
2.2.1 Fundamentación del modelo.....	21
2.2.2 Definición del movimiento articular	23
2.2.3 Construcción del movimiento articular (.mot)	25
2.2.4 Definición del movimiento.....	25
2.2.5 Consideraciones biomecánicas	28
2.2.6 Análisis cinemático	29
2.2.7 Implementación de cargas externas.....	29
2.2.8 Dinámica inversa	30
2.2.9 Velocidad de desarrollo del torque articular	30
2.3 Método videográfico	31
2.3.1 Kinovea	31
2.3.2 Adquisición de imágenes.....	33
2.3.3 Post procesado de señales Savitzky-Golay.....	34
3 Resultados	36
3.1 Modelado musculoesquelético en OpenSim	36
3.1.1 Cálculo de velocidades angulares.....	36
3.1.2 Limitaciones del Modelo.....	38
3.1.3 Momento articular	39

3.1.4 Comparación interarticular	41
3.1.5 Identificación de anomalías	41
3.1.6 Análisis de la velocidad del desarrollo del torque	43
3.1.7 Interpretación biomecánica: el hombro como sistema de disparo	44
3.2 Método gráfico	46
3.2.1 Ángulos articulares	46
3.2.2 Velocidad angular	47
3.2.3 Aceleración angular	49
3.3 Discusión	51
3.3.1 Integración biomecánica del gesto	51
3.3.2 Comparación cualitativa con la literatura	53
3.3.3 Implicaciones biomecánicas	57
3.3.4 Limitaciones	59
3.3.5 Aplicación práctica	60
3.3.6 Análisis de prevención de lesiones	62
4 Conclusiones	65
5 Recomendaciones	67
Referencias bibliográficas	69
Apéndices	73

Lista de Tablas

	Pág.
Tabla 1. Datos antropométricos e inerciales de los segmentos del modelo musculoesquelético	23
Tabla 2. Nomenclatura para los grados de libertad de la articulación	27
Tabla 3. Valores máximos y mínimos de velocidad angular en cada grado de libertad.....	37
Tabla 4. Velocidad del desarrollo del torque en las articulaciones principales	43
Tabla 5. Parámetros relevantes en el análisis de aceleración angular	50
Tabla 6. Tabla de comparación con literatura.....	54

Lista de Figuras

	Pág.
Figura 1. Modelo “Dynamic Arm Simulator” dentro de OpenSim	22
Figura 2. Complejo articular del hombro y sus principales articulaciones.....	24
Figura 3. Fases del movimiento en golpeo de servicio	27
Figura 4. Seguimiento de puntos anatómicos mediante análisis en Kinovea.	32
Figura 5. Comparación del Pre y Post-procesado en la grafica de Angulo articular	35
Figura 6. Momentos totales en las articulaciones principales del hombrp	40
Figura 7. Anomalia de momento durante la fase de carga en la articulación esternoclavicular..	42
Figura 8. Evolución temporal del ángulo articular del hombro durante el gesto de servicio. .46	
Figura 9. Evolución temporal de la velocidad angular del hombro durante el gesto de servicio.	47
Figura 10. Evolución temporal de la aceleración angular del hombro durante el gesto de servicio.....	50
Figura 11. Configuración en la captura de imágenes.....	74
Figura 12. Dispositivo de radar.....	74
Figura 13. Imágenes capturadas para análisis.....	75
Figura 14. Imágenes acotadas para análisis.	76
Figura 15. Formato de consentimiento informado firmado por los participantes.....	78
Figura 16. Secuencia del gesto de servicio en voleibol.	80
Figura 17. Comparación del gesto de servicio entre diferentes jugadores	81

Figura 18. Identificación de las fases del gesto de servicio.	82
Figura 19. Modelo musculoesquelético de OpenSim	84
Figura 20. Modelo esquelético de OpenSim.....	85
Figura 21. Grados de libertad en el modelo DAS3.....	86

Lista de Apéndices

	Pag.
Apéndice A. Protocolo experimental del gesto de servicio en voleibol	73
Apéndice B. Consentimiento informado para participación en estudio biomecánico	77
Apéndice C. Análisis visual del gesto de servicio en jugadores de voleibol	80
Apéndice D. Configuración del modelo biomecánico en OpenSim	83

Resumen

Título: Modelado y simulación de cargas biomecánicas en el complejo articular del hombro durante la técnica de servicio en deportistas de la selección de voleibol de la Universidad Industrial de Santander *

Autor: Jeison Stiven Castañeda Gutiérrez**

Palabras Clave: biomecánica, hombro, OpenSim, Kinovea, voleibol, dinámica inversa

Descripción:

El presente trabajo tiene como objetivo analizar el comportamiento biomecánico del complejo articular del hombro durante la ejecución del servicio en voleibol, mediante la integración de análisis videográfico bidimensional y modelado musculoesquelético computacional. Se utilizó el software Kinovea para la obtención de variables cinemáticas a partir de registros de video de alta velocidad, mientras que OpenSim permitió la estimación de momentos articulares mediante dinámica inversa en un entorno de simulación controlado. El enfoque metodológico corresponde a un modelo híbrido que combina observación experimental y una representación biomecánica idealizada, permitiendo evaluar tendencias cinemáticas y dinámicas sin acoplamiento directo entre ambas metodologías. Los resultados evidenciaron un patrón cinemático caracterizado por una fase de aceleración progresiva seguida de una desaceleración abrupta posterior al impacto. A nivel dinámico, los momentos articulares alcanzaron valores máximos en el intervalo de 0,7–0,8 s, mostrando un comportamiento sincronizado entre las articulaciones esternoclavicular, acromioclavicular y glenohumeral, siendo la acromioclavicular la de mayor magnitud. La velocidad de desarrollo del torque permitió identificar los instantes de mayor exigencia mecánica, especialmente durante la transición hacia la fase de aceleración. El análisis integrado permite interpretar el complejo del hombro como un sistema coordinado de transferencia de energía, regido por una secuencia proximal-distal. Asimismo, las altas velocidades angulares negativas observadas durante la desaceleración evidencian una fase críticamente exigente asociada al riesgo de lesión. Aunque las magnitudes difieren de la literatura debido a limitaciones metodológicas, las tendencias obtenidas son biomecánicamente consistentes, respaldando la validez del enfoque propuesto.

* Trabajo de Grado

** Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Ingeniería Mecánica.
Director: Octavio Andrés González Estrada PhD Ingeniería Mecánica y materiales.

Abstract

Title: Modeling and simulation of biomechanical loads in the shoulder joint complex during the volleyball serve technique in athletes from the Universidad Industrial de Santander*

Author: Jeison Stiven Castañeda Gutiérrez**

Keywords: biomechanics, shoulder, OpenSim, Kinovea, volleyball, inverse dynamics.

Description:

This study aims to analyze the biomechanical behavior of the shoulder joint complex during the execution of the volleyball serve through the integration of two-dimensional video analysis and musculoskeletal computational modeling. Kinovea was used to obtain kinematic variables from high-speed recordings, while OpenSim enabled the estimation of joint moments using inverse dynamics within a controlled simulation environment. The methodological approach follows a hybrid framework combining experimental observation and an idealized biomechanical model, allowing the evaluation of kinematic trends and dynamic loads without direct data coupling between both methods. Results revealed a consistent kinematic pattern characterized by a progressive acceleration phase followed by an abrupt deceleration after impact. From a dynamic perspective, peak joint moments were observed between 0.7–0.8 s, showing synchronized behavior across the sternoclavicular, acromioclavicular, and glenohumeral joints, with the acromioclavicular joint exhibiting the highest values. The rate of torque development identified critical instants of mechanical demand, particularly during the transition to the acceleration phase. The integrated analysis supports the interpretation of the shoulder complex as a coordinated energy transfer system, where proximal-to-distal sequencing governs the generation and release of mechanical energy. Additionally, the high negative angular velocities observed during deceleration highlight a mechanically demanding phase associated with injury risk. Although absolute magnitudes differ from literature due to methodological limitations, the observed trends remain biomechanically consistent, reinforcing the validity of the proposed approach.

* Degree Work

** Faculty of Physical-Mechanical Engineering. School of Mechanical Engineering. Mechanical Engineering. Director: Octavio Andrés González Estrada. PhD Mechanical and Materials Engineering

Introducción

El voleibol es un deporte caracterizado por la ejecución de movimientos explosivos y altamente coordinados, en los cuales la eficiencia técnica y la adecuada transferencia de energía a lo largo de la cadena cinética determinan el rendimiento deportivo (Kibler, 1998a) Dentro de los gestos técnicos fundamentales, el servicio constituye la primera acción ofensiva del juego y requiere una sincronización precisa de los segmentos corporales, desde el tren inferior hasta el miembro superior, culminando en el impacto con el balón. Durante este gesto, se generan elevadas demandas biomecánicas, particularmente en el complejo articular del hombro, donde se concentran cargas asociadas a altas velocidades angulares y aceleraciones (Fleisig et al., 1995; Seminati & Minetti, 2013)

El complejo articular del hombro constituye una de las estructuras más complejas del sistema musculoesquelético humano, al integrar funcionalmente varias articulaciones que actúan de manera coordinada para permitir un amplio rango de movimiento del miembro superior. Este complejo está conformado principalmente por la articulación glenohumeral (GH), la articulación acromioclavicular (AC) y la articulación esternoclavicular (SC), además de la interacción funcional con la articulación escapulotorácica. La articulación glenohumeral, de tipo esferoide, proporciona la mayor amplitud de movimiento; sin embargo, su estabilidad depende en gran medida de estructuras pasivas como el labrum glenoideo y los ligamentos, así como de mecanismos dinámicos asociados al manguito rotador. Por su parte, las articulaciones AC y SC cumplen un papel fundamental en la transmisión de cargas y en el posicionamiento de la escápula, permitiendo la correcta orientación de la cavidad glenoidea durante el movimiento del brazo. Esta interacción coordinada entre las distintas articulaciones se conoce

como ritmo escapulohumeral, el cual es esencial para garantizar tanto la movilidad como la estabilidad del complejo del hombro (Ludewig & Reynolds, 2009; Neumann, 2010).

A pesar de su alta funcionalidad, esta complejidad estructural también implica una mayor susceptibilidad a lesiones, especialmente en deportes que involucran movimientos repetitivos por encima de la cabeza (*overhead sports*), como el voleibol. Durante estos gestos, el complejo del hombro está sometido a elevadas demandas mecánicas que incluyen grandes rangos de movimiento, altas velocidades angulares y la generación de fuerzas y torques significativos. Diversos estudios han demostrado que durante acciones de golpeo se producen elevados torques de rotación interna en la articulación glenohumeral, acompañados de fuerzas compresivas y de cizallamiento que se transmiten a través de todo el complejo articular, incluyendo la escápula y la clavícula (Escamilla & Andrews, 2009; Fleisig et al., 1995). En este contexto, alteraciones en la coordinación entre las articulaciones GH, AC y SC pueden generar desbalances mecánicos que incrementan el riesgo de lesiones por sobreuso, tales como tendinopatías del manguito rotador, síndrome de pinzamiento subacromial o inestabilidad articular (Benjamin Kibler et al., 2012; Seminati & Minetti, 2013).

La prevalencia de dolor no traumático en el hombro en jugadores de voleibol representa una problemática significativa dentro de los deportes de tipo *overhead*, debido a la alta repetitividad y exigencia mecánica de gestos como el remate y el servicio. Estudios recientes han reportado que una proporción considerable de jugadores, incluso en niveles escolares, presenta síntomas de dolor en el hombro sin antecedente de lesión aguda, lo que sugiere la presencia de mecanismos de sobreuso asociados a la acumulación de micro cargas en el complejo articular. En particular, se ha evidenciado que factores como la frecuencia de

entrenamiento, la técnica de ejecución y posibles desbalances musculares influyen directamente en la aparición de estas molestias. Este tipo de lesiones no traumáticas se relaciona con alteraciones en la mecánica del hombro y en la coordinación escapulohumeral, lo que puede derivar en patologías progresivas si no se realiza una adecuada intervención preventiva (Mizoguchi et al., 2025).

En consecuencia, la comprensión integral de la biomecánica del complejo del hombro resulta fundamental para el análisis del gesto deportivo, ya que permite evaluar no solo el comportamiento de una articulación aislada, sino la interacción dinámica entre todas las estructuras involucradas. Este enfoque integral facilita la identificación de factores de riesgo asociados al movimiento y contribuye al diseño de estrategias orientadas tanto a la prevención de lesiones como a la optimización del rendimiento deportivo. En este sentido, el análisis biomecánico basado en herramientas computacionales y datos experimentales se consolida como una metodología clave para el estudio del comportamiento del complejo articular del hombro en contextos deportivos (Neumann, 2010; Winter, 2009).

A nivel colombiano, el voleibol se desarrolla mayoritariamente en un entorno no profesionalizado, lo cual limita la implementación sistemática de herramientas de análisis biomecánico en el seguimiento del rendimiento y la salud de los deportistas. En el contexto universitario, esta situación se hace particularmente evidente, a pesar de tratarse de un entorno con alto potencial para la investigación aplicada y el desarrollo tecnológico. En este sentido, la integración de la ingeniería mecánica con la biomecánica deportiva representa una oportunidad para generar conocimiento cuantitativo que contribuya tanto al rendimiento como a la prevención de lesiones.

El análisis biomecánico del movimiento humano ha evolucionado significativamente con el desarrollo de técnicas de captura y reconstrucción del movimiento, permitiendo la obtención de variables cinemáticas como posiciones articulares, velocidades y aceleraciones (Winter, 2009). Dentro de estas técnicas, el análisis videográfico basado en múltiples cámaras se ha consolidado como una herramienta confiable para el estudio del movimiento humano en contextos deportivos.

En el análisis biomecánico del movimiento humano, el uso de herramientas de videografía digital y seguimiento bidimensional (2D) se ha consolidado como una alternativa accesible y eficiente frente a sistemas más complejos como la reconstrucción tridimensional mediante DLT. En este contexto, el software Kinovea se ha posicionado como una herramienta ampliamente utilizada para el análisis cinemático en el ámbito deportivo, debido a su capacidad para realizar seguimiento de puntos, medición de ángulos, escalado espacial y análisis cuadro a cuadro de secuencias de video de alta velocidad. Esta aplicación permite obtener variables biomecánicas relevantes con un nivel de precisión adecuado para estudios aplicados, especialmente cuando se emplean configuraciones controladas de captura (plano de movimiento, calibración y alta tasa de cuadros por segundo). Diversos estudios han reportado la validez y confiabilidad de Kinovea para la medición de variables cinemáticas en comparación con sistemas más sofisticados, destacando su utilidad en contextos donde se prioriza la accesibilidad y facilidad de implementación (Balsalobre-Fernández et al., 2014; Puig-Diví et al., 2019). En consecuencia, su uso en el presente trabajo permite realizar un análisis detallado del gesto técnico del servicio en voleibol, enfocándose en la cinemática de la articulación glenohumeral bajo condiciones experimentales controladas.

De manera complementaria, el modelado musculoesquelético computacional se ha consolidado como una herramienta esencial para el análisis biomecánico avanzado, al permitir la estimación de variables internas del sistema locomotor que no son accesibles mediante medición directa. En este contexto, plataformas de código abierto como OpenSim han adquirido una relevancia significativa, al ofrecer un entorno robusto para la construcción y simulación de modelos musculoesqueléticos basados en principios de dinámica multicuerpo. Este tipo de herramientas permite integrar información anatómica, propiedades inerciales y datos cinemáticos experimentales, con el fin de estimar variables como momentos articulares y fuerzas de reacción en las articulaciones mediante técnicas de dinámica inversa y optimización numérica (Delp et al., 2007a; Seth et al., 2018).

La versatilidad de OpenSim radica en su capacidad para adaptar modelos a condiciones específicas mediante escalado antropométrico, así como en su compatibilidad con diferentes fuentes de datos experimentales, lo que facilita su aplicación en estudios de análisis del movimiento humano en contextos deportivos y clínicos. En particular, su uso se ha extendido ampliamente en la investigación biomecánica del miembro superior, donde ha permitido analizar la distribución de cargas articulares y el comportamiento muscular durante gestos dinámicos complejos (Birgel et al., 2018; Fonseca et al., 2025). Asimismo, diversos estudios han demostrado que el modelado basado en OpenSim constituye una herramienta eficaz para la evaluación del rendimiento, la comprensión de mecanismos de lesión y el diseño de estrategias de rehabilitación, consolidándose como un estándar en el análisis computacional del movimiento humano (Anderson & Pandy, 2001; Hicks et al., 2015).

El uso de técnicas de análisis videográfico bidimensional combinadas con modelado musculoesquelético permite establecer un enfoque robusto para el estudio del movimiento humano, al contrastar datos experimentales con simulaciones computacionales. En particular, la aplicación de dinámica inversa sobre modelos biomecánicos permite estimar los momentos articulares a partir de datos cinemáticos, proporcionando una aproximación cuantitativa del esfuerzo biomecánico al que están sometidas las articulaciones durante la ejecución de gestos deportivos.

En este contexto, el presente trabajo tiene como objetivo analizar el comportamiento biomecánico del complejo articular del hombro, conformado por las articulaciones glenohumeral, acromioclavicular y esternoclavicular, durante la ejecución del servicio en jugadores de la selección masculina de voleibol de la Universidad Industrial de Santander. Para ello, se propone un enfoque metodológico basado en la captura y el análisis del movimiento mediante técnicas videográficas de alta velocidad y el uso del software Kinovea, el cual permite realizar seguimiento de puntos anatómicos, medición de ángulos y obtención de variables cinemáticas en el plano de movimiento. Este procesamiento experimental se complementa con el modelado computacional musculoesquelético en OpenSim, permitiendo la estimación de variables dinámicas como los momentos articulares y la distribución de cargas en las distintas estructuras del complejo del hombro.

A partir de esta integración, se busca estimar variables cinemáticas y dinámicas relevantes, tales como velocidades angulares, aceleraciones articulares y momentos en el complejo articular del hombro, con el fin de identificar posibles factores de riesgo asociados al gesto técnico. Asimismo, se pretende generar información cuantitativa que contribuya al diseño

de estrategias de entrenamiento más seguras y eficientes, fortaleciendo la relación entre la investigación académica y el rendimiento deportivo universitario.

Finalmente, este estudio se enmarca en la tendencia actual hacia la tecnificación del deporte mediante herramientas accesibles de análisis biomecánico, donde el uso de software como Kinovea ha demostrado ser una alternativa válida y confiable para la evaluación cinemática en contextos aplicados (Balsalobre-Fernández et al., 2014; Puig-Diví et al., 2019). En este sentido, la integración de estas herramientas con modelos musculoesqueléticos avanzados permite comprender de manera más precisa las cargas internas del sistema musculoesquelético y optimizar la ejecución de gestos deportivos. Así, el desarrollo de modelos biomecánicos específicos para poblaciones locales representa una contribución relevante tanto a la literatura científica como al contexto deportivo colombiano.

1 Objetivos

1.1 Objetivo general

Modelar y simular la técnica del servicio y sus cargas biomecánicas en el hombro de jugadores pertenecientes a la selección masculina de voleibol UIS, y relacionarlas con variables técnicas como velocidad y aceleración angular, momento máximo, entre otras, en las articulaciones implicadas (esternoclavicular, acromioclavicular y glenohumeral); con el fin de identificar patrones de carga mecánica y posibles factores de riesgo de lesión asociados al gesto técnico del servicio.

1.2 Objetivos específicos

Capturar y procesar datos cinemáticos del gesto técnico del servicio mediante grabación de video de alta velocidad y análisis de tracking 2D, con el fin de obtener trayectorias y velocidades articulares de los segmentos corporales involucrados.

Desarrollar un modelo biomecánico computacional del hombro en el software OpenSim, que permita estimar cargas internas y momentos articulares durante la ejecución del servicio.

Analizar y comparar los resultados de esfuerzo biomecánico para identificar posibles factores de riesgo de lesión y establecer recomendaciones orientadas al entrenamiento preventivo.

2 Materiales y métodos

2.1 Método

El presente trabajo de grado adopta un enfoque cuantitativo orientado al análisis biomecánico de las articulaciones glenohumeral, acromioclavicular y esternoclavicular durante gestos técnicos del voleibol. La metodología integra herramientas de modelado musculoesquelético computacional y técnicas experimentales de captura y reconstrucción de movimiento, con el fin de estimar variables cinemáticas y dinámicas de interés.

El estudio adopta un enfoque de modelado biomecánico exploratorio, en el cual el movimiento articular no es reconstruido directamente a partir de datos experimentales, sino definido a partir de principios biomecánicos y observación del gesto técnico. En este sentido, los registros videográficos se utilizan como referencia cualitativa para garantizar la coherencia del movimiento, mientras que el modelo musculoesquelético en OpenSim permite analizar la distribución de cargas articulares bajo condiciones controladas. Este enfoque prioriza la interpretación de tendencias biomecánicas del sistema sobre la obtención de valores fisiológicos absolutos.

La metodología se estructura en tres fases. La primera corresponde al análisis computacional mediante el software OpenSim, donde se implementan modelos musculoesqueléticos y se ejecutan procedimientos de cinemática y dinámica inversa para la obtención de variables articulares. La segunda fase comprende el análisis experimental mediante la técnica de tracking bidimensional empleada para la reconstrucción del movimiento a partir de registros videográficos. Finalmente, la tercera fase consiste en el procesamiento y

análisis de los datos. Este enfoque permite abordar el estudio desde una perspectiva integrada, facilitando la caracterización biomecánica del movimiento mediante la combinación de herramientas numéricas y datos experimentales

Cabe aclarar que la metodología del presente estudio se estructura en dos enfoques complementarios pero independientes. En primer lugar, se implementa un modelo musculoesquelético en OpenSim, en el cual se define un movimiento idealizado basado en principios biomecánicos. En segundo lugar, se desarrolla un análisis experimental mediante videografía bidimensional, el cual permite caracterizar el comportamiento cinemático del gesto técnico en condiciones reales. Es importante destacar que ambas metodologías no se encuentran acopladas a nivel de datos, sino que se integran posteriormente en el análisis de resultados con el fin de contrastar tendencias biomecánicas

2.2 Modelado musculoesquelético en OpenSim

2.2.1 *Fundamentación del modelo*

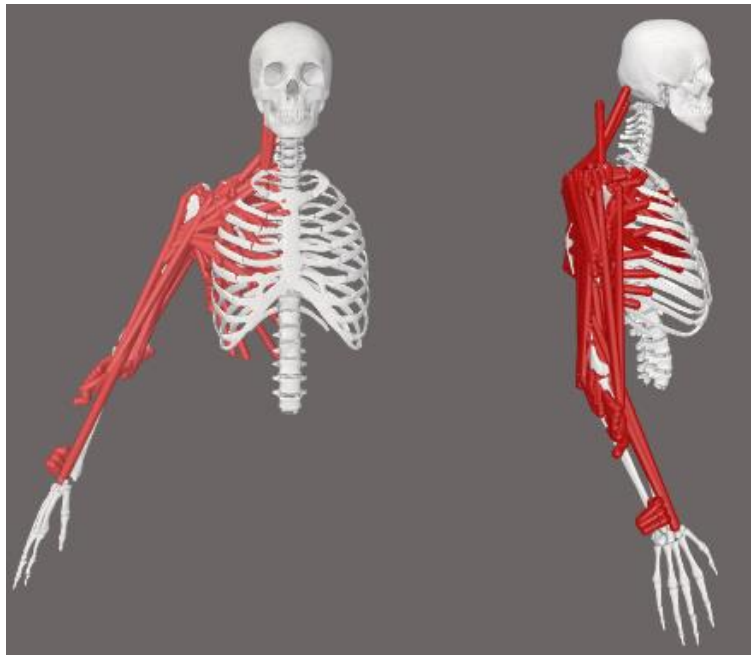
El análisis computacional se realizó utilizando el software OpenSim, basado en principios de dinámica multicuerpo, donde el sistema musculoesquelético se representa como un conjunto de segmentos rígidos conectados mediante articulaciones, sobre los cuales actúan fuerzas internas y externas (Delp et al., 2007b).

Se empleó el modelo DAS3 (Dynamic Arm Simulator 3), el cual representa de manera detallada el miembro superior, incluyendo la cintura escapular, húmero, radio, cúbito y mano, así como la representación anatómica de los principales segmentos y estructuras del miembro superior involucrados en el movimiento del hombro. La definición de los grados de libertad

(DOF), supuestos y configuración del modelo biomecánico en OpenSim se describe de manera detallada en el Apéndice D.

Figura 1

Modelo Dynamic Arm Simulator dentro de OpenSim



Nota. Modelo musculoesquelético DAS3 en área de trabajo de OpenSim

El modelo se basa en parámetros anatómicos estandarizados correspondientes a un sujeto masculino adulto promedio, con características antropométricas típicas reportadas en la literatura, tales como una masa corporal aproximada de 80 kg y una estatura cercana a 1.75 m. Estos valores son comúnmente utilizados en modelos genéricos desarrollados en OpenSim, los cuales han sido contruidos y validados a partir de datos anatómicos y biomecánicos obtenidos de estudios experimentales. En particular, el modelo empleado en este estudio se fundamenta en el trabajo de Scott L. Delp et al. (2007) y sus posteriores extensiones (Seth et al., 2018), en donde se integran propiedades segmentales, parámetros inerciales y definiciones articulares

basadas en mediciones anatómicas reales. A continuación, en la **Tabla 1**, se presentan los principales parámetros antropométricos y propiedades del modelo utilizados en el presente análisis.

Tabla 1

Datos antropométricos e inerciales de los segmentos del modelo musculoesquelético

Segmento	Masa	Ixx	Iyy	Izz
Tórax	20	1.29841	0.55245	1.29841
Clavícula	0.156	6.4×10^{-6}	2.6×10^{-5}	2.4×10^{-5}
Escapula	0.7054	0.001	0.001	0.001
Húmero	2.0519	0.0132	0.001988	0.0132
Cúbito	0.5464	0.0030585	0.00045325	0.0030585
Radio	0.5030	0.0030623	0.0003895	0.0031505
Mano	0.525	0.0006387	0.0001904	0.0006387

Nota. Las inercias se expresan en $\text{kg}\cdot\text{m}^2$ y la masa en kg

2.2.2 Definición del movimiento articular

El modelo considera los principales grados de libertad del miembro superior, incluyendo: articulación esternoclavicular, articulación acromioclavicular, articulación glenohumeral y articulación escapulotorácica, como el complejo articular del hombro mostrado en la **Figura 2**, además de incluir la articulación del codo y la pronación-supinación del antebrazo.

La construcción del movimiento se fundamenta en principios biomecánicos como la secuencia proximal-distal (Putnam, 1993) y el ritmo escapulohumeral (Inman et al., 1996), garantizando la coherencia funcional del gesto modelado.

Figura 2

Complejo articular del hombro y sus principales articulaciones



Nota. Adaptado de Shoulder joint injuries, Melbourne Hand Therapy, s. f.,
<https://www.melbournehandtherapy.com.au/>

Cada una de estas articulaciones se encuentra definida mediante grados de libertad específicos, representando movimientos fisiológicos relevantes para el gesto overhead.

En el modelo, el movimiento es generado mediante actuadores articulares ideales (coordinate actuators), los cuales aplican momentos directamente sobre los grados de libertad definidos. Estos actuadores no representan músculos individuales, sino que modelan el efecto neto de la acción muscular, permitiendo imponer o calcular momentos articulares sin necesidad de resolver el problema de redundancia muscular.

El movimiento fue segmentado en fases de armado, aceleración-impacto y desaceleración, permitiendo un análisis estructurado del comportamiento cinemático.

El enfoque metodológico adoptado en este estudio corresponde a un modelo híbrido, en el cual se combinan datos observacionales obtenidos mediante análisis videográfico con una representación idealizada del movimiento en el entorno de simulación OpenSim. En este sentido, las trayectorias articulares implementadas no corresponden a una reconstrucción directa de datos experimentales, sino a una aproximación biomecánicamente coherente basada en la observación del gesto y en la literatura, lo cual permite analizar tendencias dinámicas del sistema sin representar de manera exacta condiciones individuales.

2.2.3 Construcción del movimiento articular (.mot)

El movimiento del gesto de servicio fue implementado mediante un archivo de tipo *.mot, el cual define la evolución temporal de los ángulos en los grados de libertad.

El archivo se compone de: Encabezado (header), nombre del archivo, número de columnas, número de filas, rango temporal, Tabla de datos: primera columna para marca temporal, columnas restantes: grados de libertad.

2.2.4 Definición del movimiento

La construcción de este archivo se basó en el análisis de registros videográficos de jugadores de la selección de voleibol UIS, complementado con información reportada en la literatura sobre la biomecánica del servicio en voleibol. Este enfoque permitió definir trayectorias articulares representativas del gesto técnico, manteniendo consistencia con patrones reales de movimiento.

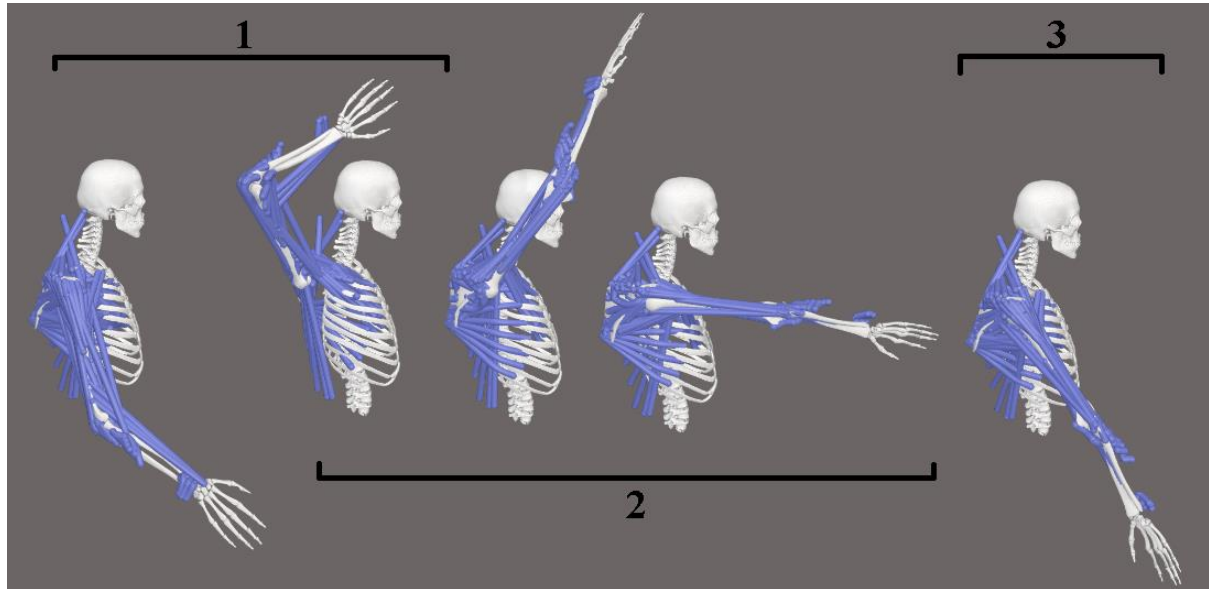
Se obtuvo el consentimiento informado de todos los participantes previo a la ejecución de las pruebas, asegurando el cumplimiento de principios éticos en investigación con seres humanos. El formato utilizado se presenta en el Apéndice B.

Con el fin de garantizar continuidad en velocidad y aceleración, se emplearon funciones de interpolación polinómica cúbica, evitando discontinuidades que pudieran generar inestabilidades numéricas durante el análisis dinámico.

Las trayectorias articulares fueron definidas manualmente a partir de: observación del gesto deportivo, principios biomecánicos del movimiento overhead, coherencia funcional entre articulaciones, y se estructuró el movimiento en tres fases: armado, aceleración e impacto como se muestra en la **Figura 3**. Los gestos deportivos fueron capturados, analizados e interpretados de acuerdo con lo explicado en los apéndices A y C.

La definición de condiciones iniciales y la caracterización del gesto en el modelo biomecánico se basaron en un análisis visual de secuencias de servicio en diferentes jugadores, el cual se presenta en el Apéndice C.

Las variables cinemáticas no se analizan en términos de ángulos definidos en un sistema de referencia cartesiano (ejes X, Y, Z), sino mediante grados de libertad (DOF) provenientes del modelo musculoesquelético implementado en OpenSim. Estos grados de libertad o DOF corresponden a coordenadas generalizadas, las cuales describen el movimiento articular según la formulación interna del modelo, representando modos específicos de movimiento como elevación, rotación o plano de desplazamiento, en lugar de componentes vectoriales ortogonales, como se resume en la **Tabla 2**.

Figura 3*Fases del movimiento en golpeo de servicio*

Nota. En la representación tenemos las fases de (1) armado, (2) aceleración e impacto y (3) desaceleración, representadas con el modelo DAS3 en OpenSim.

Tabla 2*Nomenclatura para los grados de libertad de la articulación*

Siglas	Grado de libertad real	Movimiento
SC_y	Elevación / Depresión	Subir / Bajar la clavícula
SC_z	Protracción / Retracción	Adelante / Atrás
SC_x	Rotación axial Clavicular	Girar sobre su eje
AC_y	Rotación escapular	Elevación escapula
AC_z	Rotación interna / Externa	Basculación
AC_x	Anterior / Posterior	Inclinación escapula
GH_y	Flexión / Abducción	Brazo arriba
GH_z	Rotación interna / externa	Giro del brazo
GH_yy	Plano de elevación	Orientación del movimiento
EL_x	Articulación del codo	Extensión / Flexión
PS_y	Simplificación de la muñeca	Pronosupinación

Nota. Articulaciones esternoclaviculares (SC), Acromioclavicular (AC), Glenohumeral (GH), complejo articular del codo (EL) y simplificación de la muñeca (PS).

A diferencia de un enfoque basado en ángulos vectoriales, donde las variables pueden interpretarse como proyecciones independientes en ejes espaciales y combinarse mediante operaciones vectoriales, los grados de libertad o DOF no garantizan ortogonalidad ni correspondencia con un sistema de referencia global único. Por esta razón, no es metodológicamente adecuado tratarlos como componentes de un vector tridimensional ni calcular magnitudes resultantes mediante combinaciones cuadráticas.

En consecuencia, el análisis se fundamenta en la evaluación individual de cada grado de libertad, permitiendo una interpretación consistente con la estructura matemática del modelo. Este enfoque asegura que los resultados reflejen de manera fiel la cinemática articular simulada, evitando interpretaciones erróneas asociadas al uso de representaciones vectoriales no compatibles con la naturaleza de los datos generados por OpenSim.

2.2.5 Consideraciones biomecánicas

El movimiento fue construido considerando la secuencia proximal-distal, en la cual la generación de velocidad inicia en segmentos proximales y se transfiere hacia los distales (Putnam, 1993). Adicionalmente, se incorporó el ritmo escapulohumeral, permitiendo la participación de las articulaciones escapulares en la elevación del brazo, reduciendo la sobrecarga en la articulación glenohumeral (Inman et al., 1944; Kibler, 1998).

Es importante destacar que el movimiento implementado en OpenSim no corresponde a una reconstrucción directa de datos experimentales, sino a una aproximación biomecánicamente coherente basada en la observación del gesto técnico y en patrones

reportados en la literatura. Esta estrategia permite analizar tendencias dinámicas del sistema, aunque limita la representación exacta de valores fisiológicos individuales.

2.2.6 *Análisis cinemático*

Las velocidades angulares fueron obtenidas mediante derivación numérica centrada, como se presenta en la ecuación (3.1)

$$\omega_i = \frac{\theta_{i+1} - \theta_{i-1}}{2\Delta t} \quad (3.1)$$

donde ω representa la velocidad angular, θ el ángulo articular y Δt el intervalo de tiempo entre muestras. Este método reduce el error numérico asociado a la diferenciación discreta y es ampliamente utilizado en biomecánica (Winter, 2009).

Posteriormente fueron suavizadas con el fin de reducir el ruido asociado a la discretización temporal.

2.2.7 *Implementación de cargas externas*

La interacción con el balón fue modelada mediante un archivo de fuerzas externas, cuya magnitud se estimó mediante el principio de impulso-momento, presentado en la ecuación (3.2)

$$F = \frac{m\Delta v}{\Delta t} \quad (3.2)$$

Esta aproximación es consistente con estudios de impacto en gestos deportivos (Escamilla et al., 2009). La fuerza fue aplicada en el segmento distal del modelo con un perfil temporal suavizado.

La carga externa generada por el balón fue estimada a partir de parámetros estandarizados definidos por la Federación Internacional de Voleibol, incluyendo las medidas reglamentarias de circunferencia y presión del balón. A partir de estas características físicas, se integró la velocidad de salida del balón, la cual fue registrada mediante una herramienta de

medición tipo radar, permitiendo así obtener una aproximación cuantitativa de la carga externa involucrada en la ejecución del gesto deportivo, haciendo uso de un protocolo experimental recopilado en el apéndice A. La definición de condiciones de carga externa aplicadas en el modelo se basó en la velocidad de salida del balón medida experimentalmente, como se detalla en el Apéndice D.

2.2.8 *Dinámica inversa*

El análisis dinámico se realizó mediante la herramienta *Inverse Dynamics* de OpenSim, basada en las ecuaciones de Newton-Euler $\sum M = I\alpha$ y $\sum F = ma$. Este procedimiento permite estimar los momentos articulares netos necesarios para reproducir el movimiento definido (Delp et al., 2007; Seth et al., 2018).

2.2.9 *Velocidad de desarrollo del torque articular*

La velocidad del desarrollo del torque, definido como la derivada temporal del momento articular, se incluyó como una variable complementaria para evaluar la rapidez en la aplicación de carga mecánica sobre las articulaciones. Aunque es una variable menos reportada en la literatura biomecánica, se deriva directamente del momento articular y permite una caracterización más completa de la exigencia dinámica del gesto.

La velocidad del desarrollo del torque fue calculada como la derivada temporal del momento articular, utilizando un esquema de diferencias finitas, de acuerdo con la expresión (3.3)

$$\dot{T} = \frac{\Delta M}{\Delta t} \quad (3.3)$$

donde $\dot{T}$ representa la tasa de cambio del momento, M el momento articular y Δt el intervalo temporal entre muestras.

2.3 Método videográfico

El análisis cinemático del gesto técnico de servicio en voleibol se realizó mediante un método videográfico basado en técnicas de tracking bidimensional, ampliamente empleado en estudios biomecánicos por su carácter no invasivo, bajo costo y adecuada precisión en la estimación de variables cinemáticas (Winter, 2009; Bartlett, 2007). Este enfoque permite cuantificar el movimiento articular a partir de la digitalización de puntos anatómicos sobre registros de video.

El análisis videográfico se desarrolla de manera independiente al modelo computacional y tiene como objetivo caracterizar el gesto técnico en condiciones reales. Los resultados obtenidos en esta etapa no se emplean como entrada directa del modelo en OpenSim, sino como referencia para el análisis comparativo posterior.

El protocolo experimental completo, incluyendo la configuración de captura, instrumentación y segmentación del gesto, se presenta en el Apéndice A.

2.3.1 *Kinovea*

Para la adquisición de los datos, se utilizaron grabaciones del gesto técnico en condiciones controladas, garantizando que el plano de captura coincidiera con el plano principal de movimiento, con el fin de minimizar errores asociados a la proyección bidimensional y al error de paralaje (McGinnis, 2013). Posteriormente, los videos fueron procesados mediante el software Kinovea, el cual permite realizar seguimiento cuadro a cuadro y extracción de coordenadas espaciales de puntos de interés, como se muestra en la **Figura 4**.

Figura 4

Seguimiento de puntos anatómicos mediante análisis en Kinovea



Nota. Digitalización manual de puntos anatómicos basados en Brenner Adrián Parada Cordero deportista de la selección de voleibol UIS.

El procedimiento consistió en la digitalización manual de puntos anatómicos representativos de los segmentos corporales involucrados (tronco, brazo y antebrazo), a partir de los cuales se definieron los ángulos articulares del complejo del hombro. La evolución temporal de estos ángulos permitió calcular la velocidad angular como la primera derivada respecto al tiempo, y la aceleración angular como la segunda derivada, empleando esquemas de diferenciación numérica sobre datos discretos (Chapra & Canale, 2015).

Es importante señalar que el análisis videográfico y la simulación en OpenSim manejan escalas temporales diferentes. En el caso del procesamiento con Kinovea, el tiempo se expresa en milisegundos (ms) además de existir una etapa previa de ralentización de la acción lo cual lleva la ejecución hasta los 8.000 milisegundos (8 segundos), mientras que en la simulación se emplea una escala en segundos (s). Debido a esto, no se realiza una comparación directa de los valores temporales absolutos, sino un análisis relativo de las fases del movimiento, considerando la correspondencia entre eventos clave del gesto (preparación, aceleración e

impacto) en ambos enfoques. Por esta razón, el análisis se centra en la evolución relativa de las variables y no en la sincronización exacta de los tiempos absolutos

2.3.2 Adquisición de imágenes

Las grabaciones del gesto técnico fueron realizadas utilizando una cámara GoPro Hero 10 Black, configurada a una frecuencia de adquisición de 240 fotogramas por segundo (fps) y una resolución de 2K, lo cual permitió capturar con suficiente detalle temporal y espacial las fases rápidas del movimiento. Con el fin de minimizar distorsiones geométricas asociadas al uso de lentes gran angulares —comúnmente presentes en este tipo de dispositivos—, se empleó el modo de lente estrecho (*narrow*), reduciendo así los efectos de curvatura y deformación en los bordes de la imagen. Esta configuración resulta especialmente adecuada para análisis biomecánicos bidimensionales, ya que mejora la fidelidad en la representación de las trayectorias y posiciones relativas de los segmentos corporales.

El protocolo experimental completo, incluyendo la configuración de captura, instrumentación y segmentación del gesto, se presenta en el Apéndice A.

El procedimiento consistió en 4 pasos fundamentales, la primera siendo la selección del intervalo de análisis en el cual se delimitó el segmento temporal correspondiente a la fase completa del gesto de servicio, luego se realizó la definición de puntos anatómicos en donde se marcaron puntos representativos en estructuras óseas visibles (por ejemplo, acromion, epicóndilo lateral y muñeca), garantizando consistencia a lo largo de todos los cuadros. Posterior a esto se realizó el tracking manual progresivo y la digitalización cuadro a cuadro de cada punto, asegurando la continuidad espacial del movimiento. Por último, se procedió a hacer

los cálculos de ángulos articular a través de los cuales se determinaron los ángulos relativos entre segmentos mediante relaciones geométricas vectoriales.

2.3.3 Post procesado de señales Savitzky-Golay

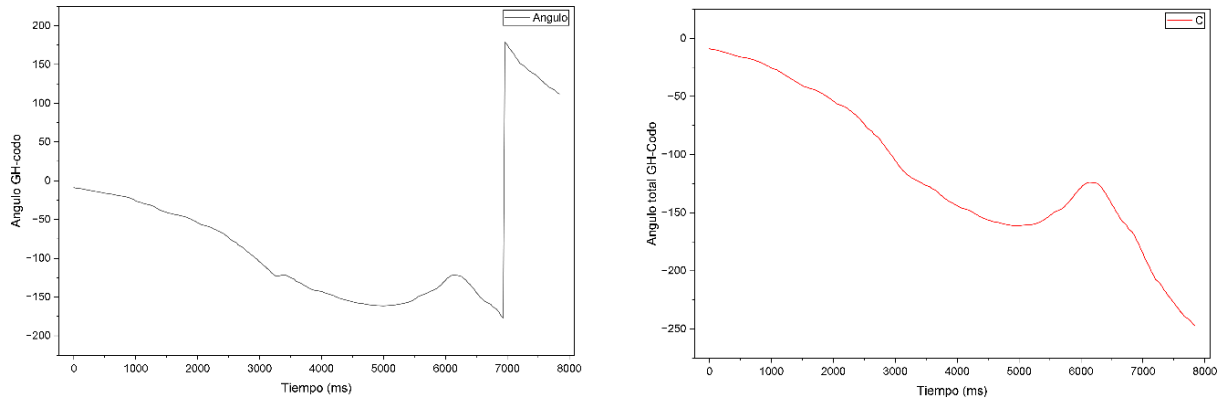
El proceso de digitalización manual de puntos anatómicos durante el tracking cuadro a cuadro generó una señal angular que presentó dos problemáticas principales: una discontinuidad abrupta asociada a la representación angular en un rango de $\pm 180^\circ$, lo cual produce saltos artificiales cuando el movimiento cruza dicho límite, y la presencia de ruido de alta frecuencia derivado de errores de digitación, resolución del video y variabilidad inherente al método bidimensional. La primera fue corregida mediante un procedimiento de *unwrapping* angular, que permite transformar la señal discontinua en una función continua eliminando los saltos no físicos (Diebel, 2006) . Posteriormente, para el tratamiento del ruido, se aplicó un filtrado digital tipo Savitzky-Golay, el cual ajusta polinomios locales a la señal preservando la forma y los picos característicos del movimiento, siendo ampliamente recomendado en el procesamiento de datos biomecánicos (Schafer, 2011; Winter, 2009). Este enfoque permitió obtener una señal angular continua y suavizada, adecuada para el cálculo de variables derivadas como velocidad y aceleración angular, minimizando la amplificación del ruido inherente a los procesos de diferenciación numérica (Robertson et al., 2014).

El uso del filtro Savitzky-Golay en este estudio se justifica debido a que las variables de interés, como la velocidad y la aceleración angular, corresponden a la primera y segunda derivada de la señal angular, respectivamente. En este contexto, incluso pequeñas fluctuaciones o ruido presentes en la señal original pueden amplificarse significativamente durante el proceso de derivación numérica, generando resultados no representativos del comportamiento real del

movimiento. La **Figura 5** presenta la comparación entre la señal angular inicial y la señal posterior al procesamiento mediante unwrapping angular y el filtro Savitzky-Golay.

Figura 5

Comparación del pre y post-procesado en la gráfica de ángulo articular



Nota. En la gráfica inicial se aplicó un procedimiento de unwrapping angular y un suavizado mediante el filtro Savitzky-Golay.

Por esta razón, el suavizado previo de la señal angular resulta fundamental para garantizar la estabilidad y validez de las variables cinemáticas derivadas, reduciendo la influencia del ruido sin comprometer la forma característica del gesto analizado (Robertson et al., 2014; Winter, 2009). Con el fin de mejorar la resolución temporal del análisis cinemático, la captura del gesto técnico se realizó mediante videografía de alta velocidad a 240 cuadros por segundo (fps). Posteriormente, el procesamiento del video se llevó a cabo a una tasa de 25 fps, lo cual permitió trabajar sobre una secuencia en cámara lenta que facilita la identificación precisa de eventos clave y la digitación manual de puntos anatómicos. Para garantizar la coherencia temporal entre la captura y el análisis, se realizó un ajuste en la escala de tiempo considerando la relación entre ambas frecuencias de muestreo, de modo que cada segundo del video procesado corresponde a un intervalo menor en tiempo real. Este procedimiento permite

aumentar la precisión en la estimación de variables cinemáticas, reduciendo errores asociados a la discretización temporal y mejorando la calidad del seguimiento del movimiento.

3 Resultados

3.1 Modelado musculoesquelético en OpenSim

3.1.1 *Cálculo de velocidades angulares*

La velocidad angular no puede ser obtenida ni interpretada de forma directa a partir de las salidas del modelo en OpenSim, debido a que las variables cinemáticas no están expresadas en un sistema de referencia cartesiano ortogonal. En su lugar, el modelo utiliza coordenadas generalizadas asociadas a los grados de libertad (DOF) de cada articulación, donde cada variable describe un modo de movimiento específico definido por la parametrización del sistema y no como componentes independientes en los ejes X, Y y Z.

En consecuencia, la aplicación de operaciones vectoriales clásicas, como el cálculo de una magnitud resultante mediante la combinación cuadrática de componentes, no es estrictamente válida, ya que los grados de libertad o DOF no garantizan ortogonalidad ni correspondencia con un único sistema de referencia global. Esto introduce limitaciones en la interpretación física de la velocidad angular como una magnitud vectorial absoluta del movimiento.

Por lo tanto, el análisis se realiza en términos de los grados de libertad del modelo, evaluando la evolución temporal de cada coordenada generalizada de manera independiente. Este enfoque permite una interpretación consistente con la formulación del modelo y asegura que los resultados reflejen adecuadamente el comportamiento cinemático del sistema dentro de las restricciones inherentes a su definición.

En la **Tabla 3** se presentan los valores máximos y mínimos de velocidad angular obtenidos para cada grado de libertad del modelo.

Tabla 3*Valores máximos y mínimos de velocidad angular en cada grado de libertad*

Siglas	Máximo[°/s]	Mínimo [°/s]
SC_y	175.32	-201.17
SC_z	64.30	-30.84
SC_x	36.51	-35.95
AC_y	159.79	-160.75
AC_z	136.12	-151.64
AC_x	73.63	-70.24
GH_y	455.90	-435.92
GH_z	418.54	-513.93
GH_yy	624.93	-315.44
EL_x	481.55	-487.01
PS_y	138.81	-76.78

Nota. Todos los valores son dados en °/s (Grados por segundo)

Los valores de velocidad angular obtenidos, expresados en grados por segundo (°/s), muestran que la articulación glenohumeral presenta las mayores magnitudes dentro del conjunto de datos, especialmente en el grado de libertad asociado al plano de elevación (GH_yy), seguida por la rotación del hombro (GH_z) y la contribución del codo (EL_x). Este comportamiento es coherente con la biomecánica del gesto de servicio, donde el complejo del hombro actúa como el principal generador de movimiento. En contraste, las articulaciones esternoclaviculares (SC) y acromioclavicular (AC) presentan valores considerablemente menores, lo cual es consistente con su función principalmente estabilizadora y de transmisión de movimiento dentro de la cadena cinemática del miembro superior.

Sin embargo, los datos evidencian variaciones amplias en los valores mínimos y máximos, así como cambios de signo dentro de cada grado de libertad, lo que indica la presencia de oscilaciones en la señal. Este comportamiento puede estar asociado a errores en la digitalización manual de los puntos anatómicos y a la amplificación del ruido durante el

proceso de cálculo de la velocidad angular. En consecuencia, aunque los valores permiten identificar la contribución relativa de cada articulación al movimiento, deben ser interpretados con precaución, priorizando el análisis de tendencias generales sobre la exactitud de las magnitudes absolutas, debido a las limitaciones inherentes al método de adquisición y procesamiento de datos.

3.1.2 Limitaciones del Modelo

Las diferencias observadas entre los resultados obtenidos y los valores reportados en la literatura se explican por diversas limitaciones inherentes al modelo y al procedimiento de reconstrucción del movimiento.

En primer lugar, el modelo utilizado corresponde a un sistema parcial que no incluye la cadena cinética inferior ni la dinámica completa del tronco. En gestos overhead reales, la generación de velocidad angular depende en gran medida de la transferencia de energía desde segmentos proximales, como el tronco y las extremidades inferiores. La ausencia de estos componentes limita la capacidad del modelo para reproducir velocidades angulares elevadas. El comportamiento del modelo corresponde a la configuración descrita en el Apéndice D.

En segundo lugar, el movimiento fue definido mediante un conjunto reducido de puntos discretos (13 frames), lo cual implica un intervalo temporal relativamente alto ($\Delta t = 0.1$ s). Esta discretización limita la capacidad de capturar la fase explosiva del movimiento, caracterizada por cambios rápidos en las variables cinemáticas en intervalos de tiempo mucho menores.

Adicionalmente, la implementación de funciones de suavizado para garantizar continuidad en velocidad y aceleración reduce la aparición de picos abruptos, pero también

atenúa la magnitud de las velocidades angulares máximas, alejándolas de valores fisiológicos reales.

A pesar de que las variables cinemáticas derivadas, particularmente las velocidades y aceleraciones angulares, presentan desviaciones respecto a los valores reportados en la literatura, atribuibles principalmente a la discretización temporal del movimiento y a las simplificaciones del modelo, estos resultados no comprometen la validez del análisis dinámico. En este contexto, resulta más apropiado centrar la interpretación en los momentos articulares obtenidos mediante dinámica inversa, los cuales dependen fundamentalmente de la coherencia global del movimiento, la geometría del modelo y las propiedades inerciales de los segmentos. Dado que estos parámetros fueron definidos de manera consistente y el movimiento reconstruido mantiene una secuencia biomecánica adecuada, los momentos articulares calculados presentan magnitudes y tendencias acordes con la literatura, constituyéndose en una métrica más robusta y confiable para el análisis del gesto deportivo en el presente estudio.

3.1.3 *Momento articular*

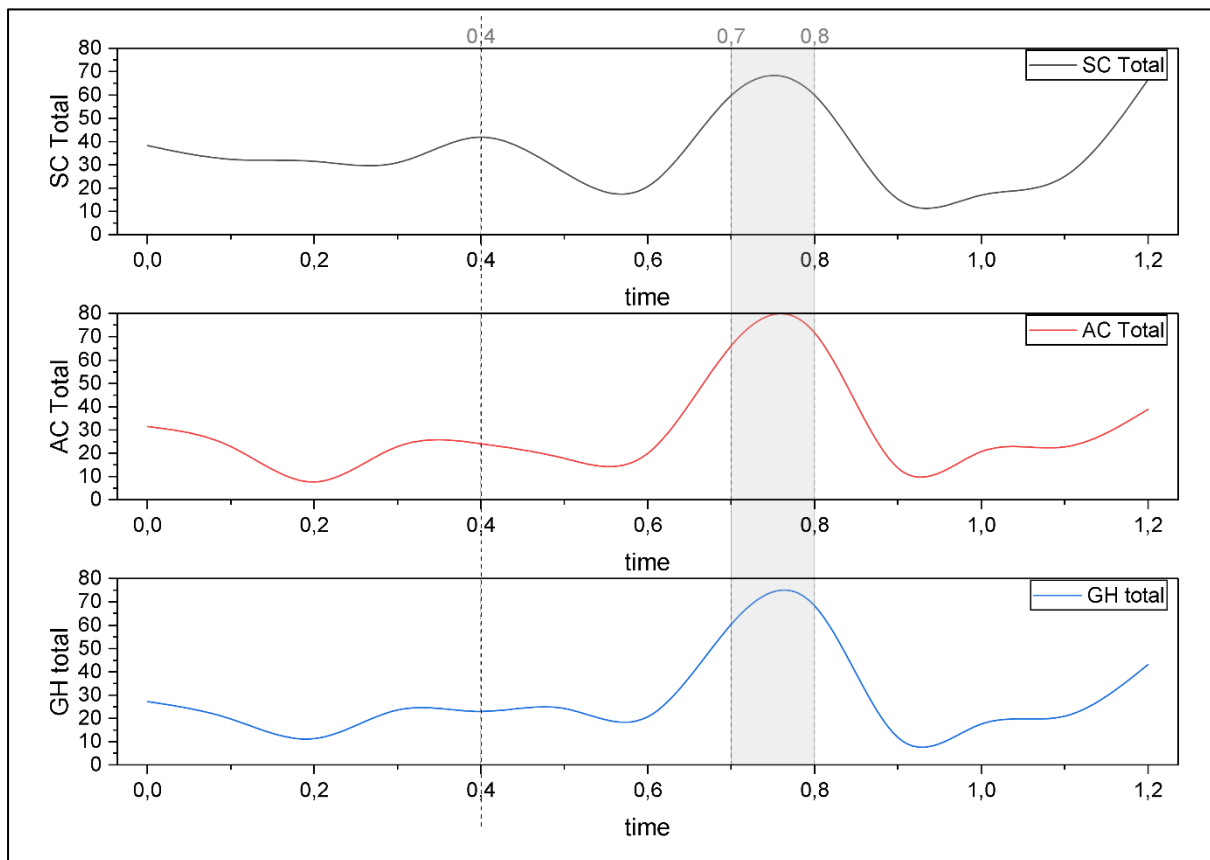
El análisis de los momentos articulares obtenidos mediante dinámica inversa permitió caracterizar el comportamiento mecánico de las articulaciones esternoclavicular (SC), acromioclavicular (AC) y glenohumeral (GH) durante el gesto de servicio. En términos generales, el comportamiento temporal de los momentos articulares refleja una fase de incremento progresivo asociada a la aceleración del movimiento, seguida de una disminución abrupta correspondiente a la fase de desaceleración.

Se identificó un incremento progresivo del momento articular hasta alcanzar valores máximos en el intervalo de 0.7–0.8 s (SC: 59.9 Nm, AC: 71.76 Nm, GH: 68.40 Nm), evidenciando una sincronización temporal en la fase de mayor exigencia mecánica.

Posterior a este pico, las tres articulaciones presentan una disminución abrupta de los momentos, alcanzando valores cercanos a 11–15 Nm alrededor de 0.9 s, lo cual corresponde a la fase de desaceleración del gesto. Este comportamiento es consistente con la dinámica reportada en gestos deportivos tipo overhead, donde se presenta una rápida disipación de energía tras el impacto (Fleisig et al., 1995). Este comportamiento temporal de los momentos articulares se presenta en la **Figura 6**.

Figura 6

Momentos totales en las articulaciones principales del hombro



Nota. Momentos articulares totales medidos en Nm de las articulaciones esternoclavicular (SC), Glenohumeral (GH) y Acromioclavicular (AC).

En este contexto, los momentos articulares se consideran la variable más robusta del análisis, dado que su estimación depende principalmente de la coherencia global del movimiento y de las propiedades inerciales del modelo, siendo menos sensibles al ruido asociado a la derivación numérica.

3.1.4 Comparación interarticular

La articulación glenohumeral presenta un incremento progresivo del momento articular, alcanzando valores máximos en la fase de aceleración, mientras que la esternoclavicular evidencia mayor variabilidad, con incrementos tempranos asociados a ajustes iniciales del movimiento. Por su parte, la articulación acromioclavicular muestra un comportamiento intermedio, con una transición más suave y el mayor valor de momento dentro del sistema. El comportamiento observado coincide con las fases identificadas en el Apéndice C.

Esta distribución confirma la jerarquía funcional del complejo del hombro, en la cual la articulación esternoclavicular participa en la activación inicial del movimiento, la acromioclavicular facilita la transmisión y orientación escapular, y el glenohumeral actúa como principal articulación ejecutora. Este comportamiento es consistente con lo reportado en la literatura (Kibler, 1998; Ludewig & Reynolds, 2009).

3.1.5 Identificación de anomalías

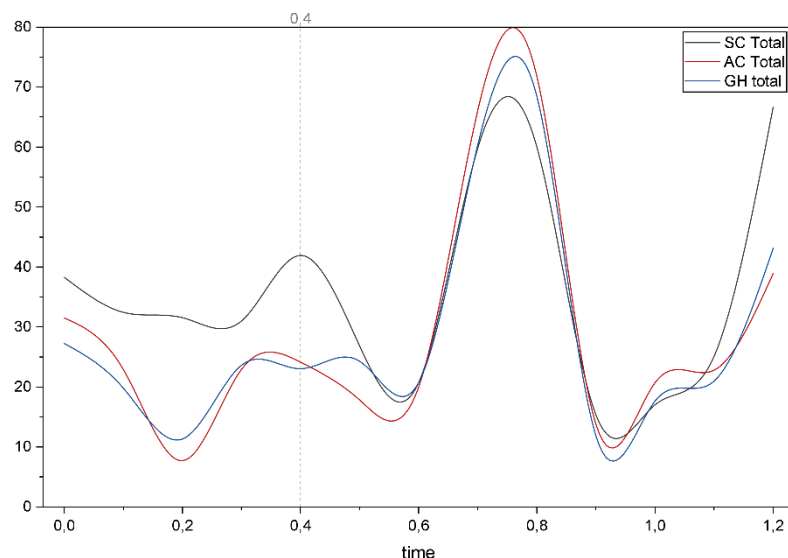
Se identificaron dos anomalías relevantes en el comportamiento de los momentos articulares (**Figura 7**). La primera corresponde al valor registrado en 1.2 s, donde se observan incrementos en las tres articulaciones (SC: 66.67 Nm, AC: 38.93 Nm, GH: 43.13 Nm) que no siguen la tendencia fisiológica del gesto. Este comportamiento se atribuye a efectos de borde

asociados al proceso de derivación numérica, los cuales generan inestabilidades en los extremos de la señal debido a la limitada información disponible en estos intervalos (Winter, 2009). Adicionalmente, la dinámica inversa puede amplificar estas irregularidades debido a su sensibilidad a pequeñas inconsistencias en la cinemática y en la aplicación de fuerzas externas (Delp et al., 2007; Seth et al., 2018). Por esta razón, los valores en los extremos del intervalo no se consideran representativos del comportamiento biomecánico real.

La segunda anomalía se observa en la articulación esternoclavicular alrededor de 0.4 s, donde se presenta un incremento local del momento (41.95 Nm). Este comportamiento está dominado por el grado de libertad SC_y y coincide con la transición entre la fase de carga y la fase de aceleración. En este caso, se interpreta como una combinación entre un fenómeno biomecánico asociado a la activación inicial del movimiento y un efecto de amplificación numérica propio del modelo.

Figura 7

Anomalía de momento durante la fase de carga en la articulación esternoclavicular



Nota. Momentos totales medidos en Nm, anomalía presentada en tiempo 0,4, y anomalías de borde en límites de tiempo 0,0 y 1,2.

3.1.6 *Análisis de la velocidad del desarrollo del torque*

La velocidad del desarrollo del torque se emplea como una variable derivada que permite complementar la interpretación del comportamiento dinámico del sistema, al caracterizar la rapidez en la aplicación de carga sobre las articulaciones (Tabla 4). A diferencia del momento articular, esta variable permite identificar los instantes de mayor exigencia dinámica del gesto.

Tabla 4

Velocidad del desarrollo del torque en las articulaciones principales

Tiempo	DT_SC [Nm/s]	DT_AC [Nm/s]	DT_GH [Nm/s]
0.1	-58.41	-86.06	-74.57
0.2	-8.85	-151.93	-84.61
0.3	-4.68	152.35	128.03
0.4	108.69	11.93	-5.78
0.5	-151.32	-63.09	12.32
0.6	-60.56	22.06	-35.14
0.7	391.41	461.64	396.70
0.8	0.29	55.62	79.58
0.9	-446.33	-580.46	-565.99
1.0	17.46	70.10	58.58
1.1	80.70	20.92	33.18
1.2	415.63	161.17	221.60

Nota. Valores de velocidad de desarrollo del torque en Newton·metro por segundo.

Se identificaron valores máximos en $t \approx 0.7$ s para las tres articulaciones (SC: 391.41 Nm/s, AC: 461.64 Nm/s, GH: 396.70 Nm/s), lo cual indica una sincronización temporal en la fase de mayor demanda mecánica. Estos valores corresponden al punto de máxima transferencia de energía previo al impacto.

Adicionalmente, la articulación esternoclavicular presenta un incremento abrupto entre 0.6 s y 0.7 s, evidenciando el mayor gradiente temporal del sistema. Este comportamiento

sugiere la existencia de un punto crítico de carga dinámica asociado al inicio de la fase de aceleración.

3.1.7 Interpretación biomecánica: el hombro como sistema de disparo

Los resultados obtenidos permiten interpretar el complejo articular del hombro como un sistema dinámico de tipo “disparo” (*trigger-like mechanism*), en el cual la transferencia de energía ocurre de manera secuencial y altamente coordinada entre las articulaciones esternoclavicular (SC), acromioclavicular (AC) y glenohumeral (GH). Sin embargo, esta interpretación puede ser comprendida con mayor profundidad al considerar el concepto de ritmo escapulohumeral, el cual describe la relación cinemática entre la articulación glenohumeral y la escapulotorácica durante la elevación del brazo.

Clásicamente, este ritmo sigue una proporción aproximada de 2:1, lo que implica que, por cada 3° de elevación del hombro, aproximadamente 2° ocurren en la articulación glenohumeral y 1° en la rotación escapular. Este acoplamiento funcional, descrito inicialmente por Ernest Amory Codman, permite distribuir el movimiento entre las distintas estructuras del complejo del hombro, optimizando la eficiencia mecánica y reduciendo la sobrecarga articular.

Desde el punto de vista muscular, la abducción inicial del brazo es generada principalmente por la acción del supraespinoso y el deltoides, mientras que la rotación de la escápula está mediada por la acción coordinada del trapecio (especialmente sus fibras superiores e inferiores) y el serrato anterior. Esta sinergia muscular resulta fundamental para garantizar una correcta orientación de la cavidad glenoidea y mantener la congruencia articular durante movimientos de alta velocidad, como el servicio en voleibol.

En este contexto, los resultados del presente estudio, particularmente el comportamiento de la velocidad del desarrollo del torque, sugieren que la articulación esternoclavicular actúa como un punto inicial de activación dentro de la cadena cinética, evidenciado por incrementos tempranos en la tasa de generación de momento. Este hallazgo es consistente con el papel de la clavícula dentro del ritmo escapulohumeral, ya que su elevación (aproximadamente 30°) y rotación axial son condiciones necesarias para permitir el movimiento adecuado de la escápula. De esta manera, la SC no solo transmite cargas, sino que regula la posición inicial del sistema escapular, condicionando el movimiento subsecuente.

Posteriormente, la articulación acromioclavicular actúa como un elemento de acoplamiento mecánico que permite la correcta rotación escapular, facilitando la transferencia de energía hacia la articulación glenohumeral. Finalmente, la GH asume el rol principal en la ejecución del movimiento, alcanzando los mayores valores de momento y velocidad angular, lo cual es coherente con su función como principal articulación móvil del complejo.

La adecuada sincronización de este sistema depende críticamente del mantenimiento del ritmo escapulohumeral. Alteraciones en este patrón, conocidas como discinesia escapular, pueden generar desbalances en la distribución de cargas, aumentando el estrés sobre estructuras como el manguito rotador y el espacio subacromial. Estas alteraciones se asocian con dolor de hombro, desequilibrios musculares y adaptaciones posturales, como el incremento de la cifosis torácica, lo cual incrementa la predisposición a lesiones en deportes *overhead*.

En consecuencia, los resultados obtenidos no solo respaldan la interpretación del hombro como un sistema de disparo biomecánico, sino que también evidencian que dicha dinámica está intrínsecamente condicionada por el ritmo escapulohumeral. Este concepto permite explicar de manera más integral la coordinación interarticular observada y proporciona un marco teórico sólido para interpretar tanto la eficiencia del gesto como los posibles mecanismos de lesión.

Estos hallazgos son consistentes con lo reportado en la literatura, donde se destaca la importancia de la mecánica glenohumeral periférico y la coordinación escapular en la función del hombro (Kirby et al., 2007) , reforzando la necesidad de analizar el complejo articular como un sistema integrado más que como articulaciones aisladas

3.2 Método gráfico

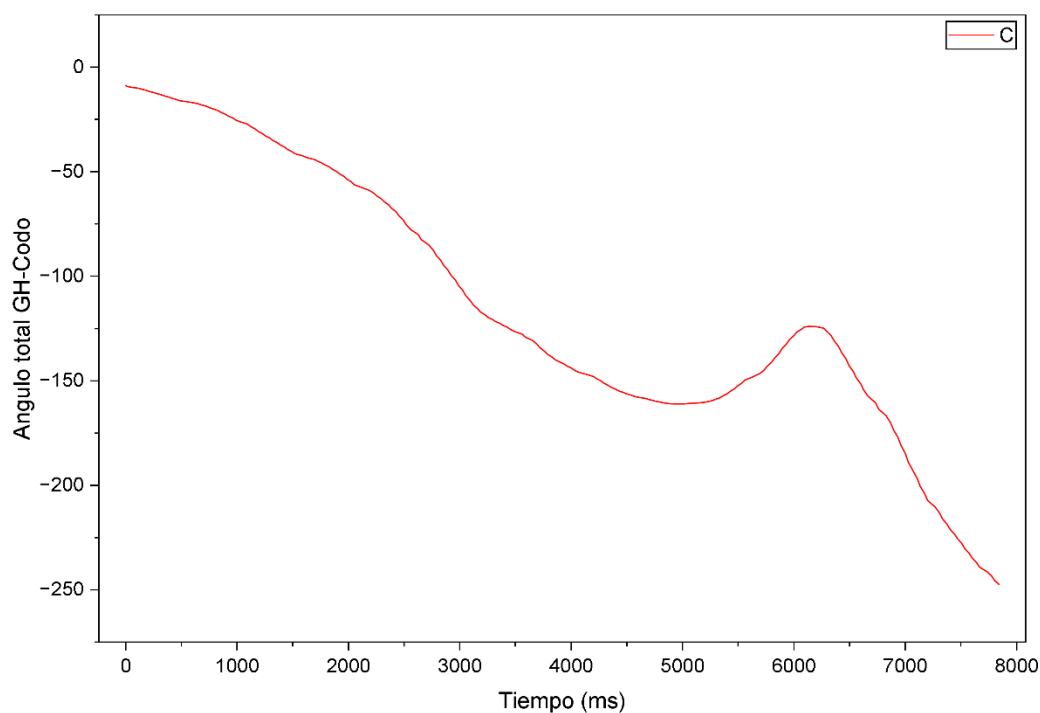
3.2.1 *Ángulos articulares*

El análisis de la cinemática angular de la articulación glenohumeral durante el gesto de servicio se realizó a partir de datos obtenidos mediante tracking videográfico, considerando el ángulo absoluto del brazo respecto a una referencia fija.

En la **Figura 8** se presenta la evolución temporal del ángulo articular. Se identifica un patrón caracterizado por una fase inicial de preparación con disminución del ángulo, seguida de una fase de aceleración donde se presenta la mayor variación angular previa al impacto, y finalmente una fase de desaceleración posterior asociada a la disipación de energía del movimiento.

Figura 8

Evolución temporal del ángulo articular del hombro durante el gesto de servicio



Nota. Variación del ángulo articular del complejo del hombro en función del tiempo durante la ejecución del servicio en voleibol. Elaboración propia.

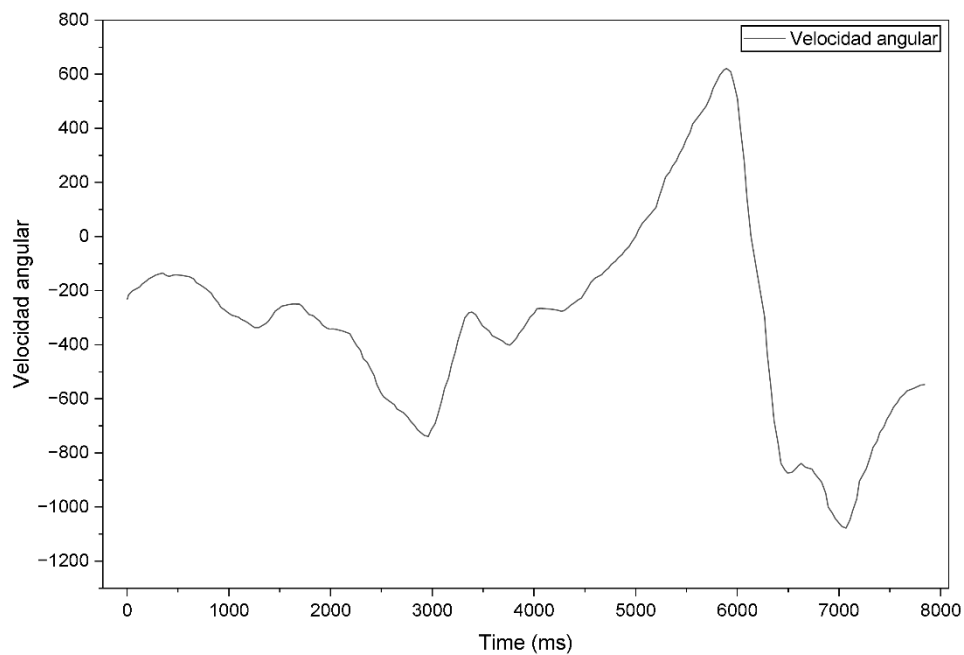
El comportamiento observado evidencia la alta exigencia mecánica sobre la articulación glenohumeral durante el gesto de servicio, destacando el papel del control angular en la generación eficiente del movimiento.

3.2.2 Velocidad angular

La velocidad angular de la articulación glenohumeral permite caracterizar la dinámica del gesto de servicio en términos de generación y disipación de movimiento. En la **Figura 9** se presenta su evolución temporal.

Figura 9

Evolución temporal de la velocidad angular del hombro durante el gesto de servicio



Nota. Variación de la velocidad angular del complejo del hombro en función del tiempo durante la ejecución del servicio en voleibol. Elaboración propia.

Se identificó un valor máximo aproximado de 614 °/s durante la fase de aceleración previa al impacto, seguido de un pico negativo cercano a -1066 °/s en la fase de desaceleración. Estos valores se encuentran dentro del rango esperado para movimientos explosivos del miembro superior en gestos deportivos tipo *overhead* (Escamilla & Andrews, 2009; Fleisig et al., 1995).

El comportamiento de la señal evidencia una fase de aceleración progresiva seguida de una desaceleración abrupta, donde el cambio de signo de la velocidad indica el inicio del frenado del movimiento. Desde el punto de vista biomecánico, esta fase está asociada a la acción excéntrica de los músculos estabilizadores, responsables de la absorción de energía y la estabilización articular (Kibler, 1998b).

Adicionalmente, la magnitud del pico negativo supera al positivo, lo cual sugiere que las demandas mecánicas durante la fase de desaceleración son mayores que durante la aceleración, incrementando el riesgo de sobrecarga en las estructuras del hombro. Este comportamiento es consistente con lo reportado en la literatura para gestos de alta velocidad (Fleisig et al., 1995).

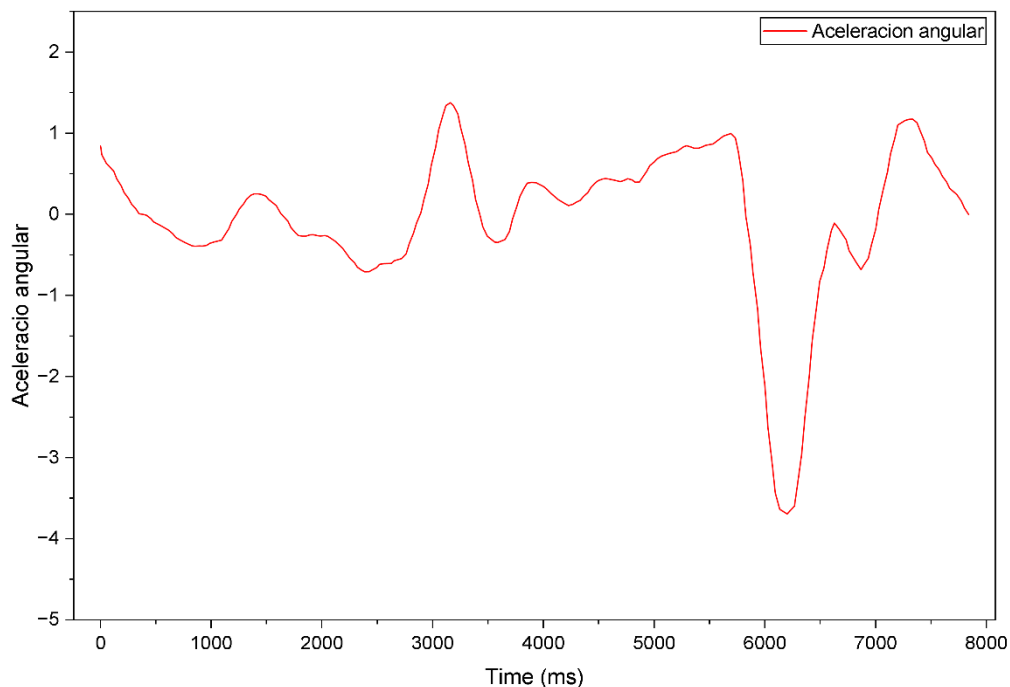
3.2.3 *Aceleración angular*

La aceleración angular permite identificar las variaciones en la velocidad del movimiento y, por tanto, los instantes de mayor cambio dinámico del gesto. En la **Figura 10** se presenta su evolución temporal, mientras que la Tabla 5 resume los valores característicos obtenidos.

Se identifican picos de aceleración positiva asociados a la fase de aceleración del brazo previa al impacto, seguidos de un pico negativo pronunciado correspondiente a la fase de desaceleración posterior. Este comportamiento evidencia una rápida variación de la velocidad angular en un intervalo de tiempo reducido, característica de gestos explosivos del miembro superior.

Figura 10

Evolución temporal de la aceleración angular del hombro durante el gesto de servicio



Nota. Variación de la aceleración angular del complejo del hombro en función del tiempo durante la ejecución del servicio en voleibol. Elaboración propia.

Tabla 5

Parámetros relevantes en el análisis de aceleración angular

Parámetro	Valor	Unidad
Aceleración máxima positiva	1.37669	rad/seg ²
Tiempo de pico positivo	3160	ms
Aceleración máxima negativa	-3.69393	rad/seg ²
Tiempo de pico negativo	6200	ms

Nota. Valores obtenidos a partir de la señal de aceleración angular suavizada.

Desde el punto de vista biomecánico, el pico negativo de aceleración se asocia al proceso de disipación de energía tras el impacto, donde el sistema musculoesquelético actúa

para frenar el movimiento del brazo. Esta fase implica una alta exigencia mecánica sobre las estructuras estabilizadoras del hombro, particularmente bajo contracciones excéntricas.

No obstante, debido a la sensibilidad de la aceleración angular a procesos de derivación numérica, los valores obtenidos deben interpretarse principalmente desde un enfoque cualitativo. En este sentido, la variable permite identificar las fases críticas del movimiento más que establecer magnitudes absolutas, siendo consistente con la dinámica reportada en la literatura para gestos deportivos de alta velocidad.

3.3 Discusión

3.3.1 Integración biomecánica del gesto

El análisis integrado de las variables cinemáticas y dinámicas permite caracterizar el gesto técnico del servicio en voleibol como un proceso coordinado de transferencia de energía a través del complejo articular del hombro. En este contexto, las articulaciones esternoclaviculares (SC), acromioclavicular (AC) y glenohumeral (GH) actúan como un sistema funcional acoplado, en el cual la generación, transmisión y liberación de energía mecánica se distribuyen de manera secuencial.

Las tendencias observadas en las variables analizadas concuerdan con la configuración del gesto identificada en el análisis visual mostrado en el Apéndice C.

Los resultados muestran que los momentos articulares alcanzan sus valores máximos en el intervalo de 0.7–0.8 s, coincidiendo con la fase de aceleración previa al impacto. En particular, la articulación acromioclavicular presenta las mayores magnitudes, seguida del glenohumeral y la esternoclavicular, lo cual evidencia el papel de la cintura escapular en la

transmisión de cargas y en la estabilización del sistema durante la fase de mayor exigencia mecánica.

El análisis de la velocidad del desarrollo del torque permite complementar esta interpretación, al identificar los instantes de mayor exigencia dinámica del gesto. Los máximos valores se presentan de forma sincronizada en $t \approx 0.7$ s para las tres articulaciones, indicando que la tasa de aplicación de carga alcanza su punto máximo previo al impacto. Este comportamiento refuerza la idea de una activación coordinada del sistema y posiciona esta variable como un indicador relevante del estrés mecánico articular.

Adicionalmente, la articulación esternoclavicular presenta un incremento temprano en la velocidad del desarrollo del torque ($t \approx 0.4$ s), lo cual sugiere su rol como elemento de activación proximal dentro de la cadena cinética. Este comportamiento puede interpretarse como un mecanismo de “disparo” biomecánico, en el cual la orientación inicial de la cintura escapular condiciona la transferencia de energía hacia segmentos distales.

Por su parte, la articulación glenohumeral alcanza los mayores valores de velocidad angular en la fase de impacto, seguida de una desaceleración abrupta con velocidades negativas de alta magnitud. Este comportamiento evidencia una fase de frenado altamente exigente desde el punto de vista biomecánico, asociada a mecanismos de control excéntrico necesarios para la disipación de energía, constituyendo un punto crítico en términos de riesgo de lesión.

La relación temporal entre el incremento de los momentos articulares, el pico de velocidad del desarrollo del torque y la máxima velocidad angular evidencia un patrón

coherente con el principio de la secuencia proximal-distal, en el cual la energía es generada y transferida desde estructuras proximales hacia segmentos distales antes de su liberación en el impacto. En este proceso, la articulación acromioclavicular actúa como un elemento de acoplamiento mecánico, mientras que el glenohumeral asume el rol principal en la ejecución del movimiento.

Finalmente, los valores atípicos identificados en los extremos del intervalo temporal se atribuyen a efectos de borde derivados del proceso de diferenciación numérica, por lo que no se consideran representativos del comportamiento biomecánico real.

En conjunto, estos resultados permiten interpretar el servicio como un sistema dinámico altamente sincronizado, en el cual la coordinación interarticular y la secuencia del movimiento son determinantes tanto para la eficiencia del gesto como para la reducción del riesgo de lesión en el complejo del hombro.

3.3.2 Comparación cualitativa con la literatura

Velocidad angular. Los valores de velocidad angular obtenidos en el presente estudio evidencian un comportamiento consistente con la dinámica de gestos deportivos tipo overhead, caracterizados por una fase de aceleración progresiva seguida de una desaceleración abrupta posterior al impacto. En particular, se registró un valor máximo cercano a 600 °/s durante la fase de aceleración, seguido de un pico negativo aproximado de -1000 °/s en la fase de desaceleración.

Al comparar estos resultados con la literatura, se observa que las magnitudes reportadas para gestos de lanzamiento pueden superar los 1500 °/s en la rotación interna del hombro

(Fleisig et al., 1995; Escamilla & Andrews, 2009), lo que evidencia una subestimación en los valores obtenidos en este estudio.

Esta diferencia puede atribuirse principalmente a factores metodológicos. En primer lugar, el uso de tracking bidimensional limita la captura de componentes fuera del plano de movimiento, lo que reduce la magnitud de las velocidades estimadas. En segundo lugar, el modelo musculoesquelético no incorpora la contribución completa de la cadena cinética inferior ni del tronco, elementos clave en la generación de altas velocidades en gestos deportivos. Adicionalmente, la discretización temporal y los procesos de suavizado aplicados a la señal contribuyen a la atenuación de los picos máximos.

No obstante, la forma general de la señal —caracterizada por una aceleración progresiva seguida de una desaceleración abrupta— coincide con los patrones reportados en la literatura (Winter, 2009; Robertson et al., 2014), lo cual respalda la validez cualitativa del análisis realizado.

Con el fin de sintetizar esta comparación, en la Tabla 6 se presentan los rangos obtenidos en el presente estudio frente a los reportados en la literatura.

Tabla 6

Tabla de comparación con literatura

Parámetro	Este estudio	Literatura
Velocidad angular	~600 °/s	1500–2500 °/s
Aceleración angular	≈1000–4000 °/s ²	10,000 – 40,000 °/s ²
Momentos articulares	~70 Nm	60–80 Nm
Velocidad del desarrollo del torque	~400–460 Nm/s	800 – 1500 Nm/s

Nota. Comparación entre los valores obtenidos en el presente estudio y rangos

reportados en la literatura para gestos *overhead* (Fleisig et al., 1995; Escamilla & Andrews, 2009).

Aceleración angular. El comportamiento de la aceleración angular evidencia una dinámica consistente con gestos deportivos tipo *overhead*, caracterizada por un incremento durante la fase de aceleración y un pico negativo pronunciado posterior al impacto, asociado a la fase de desaceleración.

No obstante, las magnitudes obtenidas deben interpretarse con cautela debido a la alta sensibilidad de esta variable a los procesos de derivación numérica. La estimación de segundas derivadas en señales discretas tiende a amplificar errores de medición, particularmente en análisis basados en tracking bidimensional y procesamiento manual de la señal (Winter, 2009; Robertson et al., 2014).

En este contexto, aunque los valores absolutos pueden presentar desviaciones respecto a condiciones fisiológicas reales, la forma de la señal y la localización temporal de los picos resultan coherentes con la dinámica del gesto. En particular, el pico negativo posterior al impacto confirma la presencia de una fase de desaceleración altamente exigente, dominada por contracciones excéntricas del manguito rotador, tal como ha sido reportado en la literatura (Kibler, 1998).

Momento articular. En cuanto a los momentos articulares, los valores obtenidos en el presente estudio (~60–80 Nm) se encuentran dentro de los rangos reportados en la literatura para gestos deportivos tipo *overhead*. Estudios clásicos de dinámica del hombro, como los de Glenn Fleisig et al. (1995), han reportado magnitudes de momento articular en el complejo del hombro dentro de rangos similares durante movimientos de lanzamiento, particularmente en

fases de aceleración. De manera complementaria, investigaciones como las de Rafael Escamilla y Andrews (2009) evidencian que los momentos articulares del hombro en gestos de alta velocidad se sitúan típicamente entre 50 y 100 Nm, dependiendo del tipo de movimiento y la metodología empleada.

Esta correspondencia sugiere que, a pesar de las simplificaciones metodológicas del presente estudio, el modelo biomecánico implementado permite una estimación consistente de las cargas articulares en el complejo del hombro. En este sentido, los resultados respaldan la validez del enfoque utilizado para la caracterización de la distribución de cargas entre las articulaciones esternoclavicular, acromioclavicular y glenohumeral, en coherencia con la función integrada de la cintura escapular descrita en la literatura biomecánica.

La velocidad del desarrollo del torque. Los valores obtenidos en el presente estudio (~400–460 Nm/s) son inferiores a los reportados en la literatura para gestos deportivos de alta velocidad, donde se han documentado rangos entre 800 y 1500 Nm/s en movimientos de lanzamiento (Glenn Fleisig et al., 1995; Rafael Escamilla & Andrews, 2009). Esta diferencia en magnitud puede atribuirse principalmente a factores metodológicos asociados al presente estudio.

En primer lugar, la resolución temporal limitada derivada del procesamiento videográfico reduce la capacidad de capturar cambios rápidos en el momento articular, lo que afecta directamente la estimación de su derivada. Adicionalmente, los procesos de suavizado aplicados a la señal tienden a atenuar los picos máximos, reduciendo la magnitud de la velocidad del desarrollo del torque. Finalmente, la ausencia de una representación completa de

la cadena cinética, particularmente la contribución del tren inferior y el tronco limita la generación de altos niveles de torque en el modelo.

No obstante, más allá de las diferencias en magnitud, el comportamiento temporal de esta variable resulta consistente con la dinámica descrita en la literatura. En particular, los picos de velocidad del desarrollo del torque se presentan de forma sincronizada en la fase de aceleración previa al impacto, lo cual coincide con los instantes de mayor transferencia de energía en el gesto.

En este sentido, la inclusión de la velocidad del desarrollo del torque como variable de análisis permite complementar la interpretación del comportamiento dinámico del sistema, aportando información relevante sobre la rapidez con la que se generan las cargas articulares. Este enfoque resulta particularmente útil en el estudio de gestos explosivos, donde la tasa de aplicación de carga constituye un factor determinante en la exigencia biomecánica del sistema musculoesquelético.

3.3.3 *Implicaciones biomecánicas*

Los resultados obtenidos en el presente estudio permiten establecer implicaciones biomecánicas relevantes en la comprensión del gesto técnico del servicio en voleibol, particularmente en relación con la distribución de cargas y la coordinación interarticular del complejo del hombro.

En primer lugar, el comportamiento observado respalda la interpretación del hombro como un sistema interarticular acoplado, en el cual la eficiencia del gesto depende de la adecuada sincronización entre las articulaciones esternoclavicular, acromioclavicular y

glenohumeral. En este contexto, la articulación acromioclavicular desempeña un papel fundamental en la transmisión de cargas y en la orientación escapular, mientras que el glenohumeral actúa como principal ejecutora del movimiento. Esta interacción resalta la importancia de considerar la cintura escapular como un componente activo en la generación del gesto, más allá de un rol meramente pasivo de soporte.

Adicionalmente, la identificación de picos elevados de velocidad angular y velocidad del desarrollo del torque en la fase de aceleración previa al impacto evidencia que las mayores exigencias mecánicas se concentran en intervalos de tiempo reducidos, lo cual implica una alta demanda sobre los mecanismos de control neuromuscular del sistema. En particular, la sincronización en la tasa de aplicación de carga sugiere que el sistema musculoesquelético debe ser capaz de generar y transmitir energía de manera eficiente para optimizar el rendimiento del gesto.

Por otra parte, la fase de desaceleración se configura como un punto crítico desde el punto de vista biomecánico, debido a la presencia de velocidades angulares negativas de alta magnitud y cambios abruptos en la aceleración. Esta fase implica una elevada exigencia sobre los mecanismos de control excéntrico, responsables de la disipación de energía y la estabilización articular. En este sentido, una adecuada capacidad de control excéntrico resulta determinante para reducir el riesgo de sobrecarga en estructuras como el manguito rotador.

Finalmente, los resultados evidencian que no solo la magnitud de las cargas articulares, sino también la rapidez con la que estas se aplican constituye un factor determinante en la exigencia biomecánica del gesto. En este contexto, la velocidad del desarrollo del torque

emerge como una variable relevante para la caracterización de la demanda dinámica del sistema, aportando una perspectiva complementaria al análisis tradicional basado únicamente en momentos articulares.

En conjunto, estas implicaciones permiten comprender el gesto de servicio como un proceso altamente coordinado, en el cual la eficiencia mecánica y la estabilidad articular dependen de la interacción entre múltiples componentes del sistema, destacando la importancia de un enfoque integral en el análisis biomecánico del hombro.

3.3.4 Limitaciones

El presente estudio presenta diversas limitaciones que deben ser consideradas en la interpretación de los resultados. En primer lugar, el análisis se realizó a partir de tracking videográfico bidimensional, lo cual restringe la captura del movimiento a un solo plano y limita la representación completa de la cinemática tridimensional del gesto. Esta simplificación puede generar subestimaciones en variables como la velocidad angular y la aceleración, especialmente en movimientos complejos del hombro que involucran componentes fuera del plano analizado.

Adicionalmente, la resolución temporal efectiva del análisis se vio reducida debido al procesamiento del video en condiciones de cámara lenta, lo cual afecta la precisión en la estimación de variables derivadas como la velocidad y la aceleración angular. A pesar de la aplicación de factores de corrección, no es posible recuperar completamente la información temporal original, lo que introduce incertidumbre en las magnitudes obtenidas.

Por otra parte, el modelo musculoesquelético implementado en OpenSim se basa en trayectorias idealizadas y no incorpora la totalidad de la cadena cinética, particularmente la contribución del tren inferior y el tronco. Esta limitación puede afectar la distribución de cargas estimadas y la magnitud de las variables dinámicas, dado que en gestos deportivos reales la generación de energía depende de la coordinación global del cuerpo. Los resultados deben interpretarse en el contexto de las simplificaciones del modelo descritas en el Apéndice D.

Asimismo, el cálculo de variables derivadas como la velocidad del desarrollo del torque y la aceleración angular se encuentra sujeto a errores asociados a los procesos de derivación numérica, los cuales tienden a amplificar el ruido presente en las señales discretas. Aunque se aplicaron técnicas de suavizado para mitigar este efecto, dichas técnicas pueden atenuar los valores máximos y modificar la forma de la señal.

Finalmente, el estudio se desarrolló a partir del análisis de un único sujeto, lo cual limita la generalización de los resultados. En este sentido, los hallazgos deben interpretarse como una aproximación exploratoria al comportamiento biomecánico del gesto, siendo necesarios estudios futuros con muestras más amplias que permitan validar y ampliar los resultados obtenidos.

3.3.5 Aplicación práctica

Los resultados obtenidos en el presente estudio presentan diversas aplicaciones prácticas en el ámbito del entrenamiento deportivo, la prevención de lesiones y el análisis biomecánico aplicado en contextos con recursos limitados.

En primer lugar, el análisis del comportamiento dinámico del complejo articular del hombro permite identificar las fases de mayor exigencia mecánica durante el gesto técnico del servicio. En particular, los resultados evidencian que la fase de aceleración previa al impacto y la fase de desaceleración posterior constituyen los momentos críticos del movimiento, caracterizados por altos valores de momento articular, velocidad angular y velocidad del desarrollo del torque. Esta información resulta especialmente relevante para el diseño de programas de entrenamiento, ya que permite enfocar el fortalecimiento muscular y el control neuromuscular en estas etapas específicas del gesto.

Desde el punto de vista de la prevención de lesiones, los hallazgos del estudio sugieren la importancia de desarrollar estrategias orientadas al fortalecimiento de los músculos estabilizadores del hombro, especialmente aquellos involucrados en la desaceleración del movimiento, como el manguito rotador. La presencia de altas demandas mecánicas durante esta fase indica un riesgo potencial de sobrecarga, lo cual coincide con lo reportado en la literatura para deportes *overhead* (Kibler, 1998; Fleisig et al., 1995).

Asimismo, la identificación de la articulación esternoclavicular como un elemento de activación temprana dentro de la cadena cinética permite considerar su rol en la coordinación del movimiento, lo cual podría ser integrado en procesos de entrenamiento técnico. La adecuada sincronización entre las articulaciones del complejo del hombro se presenta como un factor determinante para la eficiencia del gesto y la reducción de cargas excesivas en la articulación glenohumeral.

Por otro lado, el enfoque metodológico utilizado en este estudio comprueba la viabilidad de emplear herramientas accesibles, como el software Kinovea y modelos musculoesqueléticos en OpenSim, para la realización de análisis biomecánicos en contextos aplicados. Esto representa una oportunidad significativa para equipos deportivos universitarios o instituciones con recursos limitados, donde el acceso a sistemas de captura de movimiento tridimensional es restringido.

Finalmente, la integración de análisis videográfico y modelado computacional permite generar información cuantitativa que puede ser utilizada por entrenadores, preparadores físicos y profesionales de la salud para la toma de decisiones informadas. En este sentido, el presente estudio contribuye a la aproximación entre la ingeniería mecánica y la biomecánica deportiva, facilitando la aplicación de herramientas tecnológicas en la optimización del rendimiento y la prevención de lesiones en el contexto del voleibol universitario.

3.3.6 Análisis de prevención de lesiones

Con el fin de complementar el análisis biomecánico desarrollado en el presente estudio, se realizó una validación cualitativa mediante consulta externa con la fisioterapeuta Erika Tatiana Paredes Prada (Ft., Mg.), a quien se le presentaron los resultados obtenidos del análisis cinemático del complejo articular del hombro en deportistas de voleibol, incluyendo la interacción entre las articulaciones glenohumeral, acromioclavicular, esternoclavicular y escapulotorácica. A partir de esta revisión clínica, la profesional proporcionó una serie de recomendaciones orientadas a la prevención de lesiones, fundamentadas tanto en los hallazgos del estudio como en su experiencia en el abordaje clínico de disfunciones del hombro. Estas recomendaciones permitieron integrar una perspectiva clínica aplicada al análisis ingenieril,

fortaleciendo la interpretación de los resultados y su aplicabilidad en contextos de entrenamiento, rendimiento deportivo y rehabilitación.

A partir de la consulta externa realizada con la fisioterapeuta Erika Tatiana Paredes Prada (Ft., Mg.), se plantean las siguientes recomendaciones orientadas a la prevención de lesiones en el complejo articular del hombro en deportistas de voleibol. Estas se fundamentan en la interpretación general de los hallazgos del estudio y en el criterio clínico de la profesional, integrando una perspectiva aplicada al contexto deportivo.

En primer lugar, se resalta la importancia de considerar la individualización del entrenamiento, dado que el presente estudio se desarrolló sobre un único sujeto, lo cual limita la extrapolación directa de los resultados. En este sentido, la planificación de programas de prevención debe ser realizada por profesionales del área de la salud, particularmente fisioterapeutas, quienes, a partir de una evaluación funcional específica, establecen protocolos ajustados a las características y necesidades de cada deportista.

Se recomienda la implementación de programas de fortalecimiento muscular dirigidos a los principales estabilizadores del complejo del hombro, incluyendo los músculos del manguito rotador, el serrato anterior y el trapecio. Este fortalecimiento debe realizarse de manera bilateral, con el fin de prevenir desbalances musculares asociados a la ejecución repetitiva del gesto técnico de forma unilateral. Asimismo, se sugiere integrar componentes de fuerza explosiva y resistencia muscular, en coherencia con las demandas propias del gesto deportivo analizado.

Adicionalmente, se recomienda el entrenamiento específico de la contracción excéntrica, debido a su papel en el control del movimiento y en la absorción de cargas mecánicas durante las fases de desaceleración. Este tipo de trabajo contribuye al fortalecimiento de los mecanismos de control neuromuscular, favoreciendo la estabilidad articular y disminuyendo el riesgo de lesiones por sobreuso.

Por otra parte, se destaca la necesidad de realizar evaluaciones funcionales completas del hombro, que incluyan no solo el análisis del manguito rotador, sino también la valoración integral de la cintura escapular y la postura. Estas evaluaciones permiten identificar posibles alteraciones asociadas al movimiento repetitivo, tales como tendinopatías, bursitis o desbalances musculares derivados de adaptaciones posturales, lo cual resulta fundamental para orientar tanto el proceso de rehabilitación como el entrenamiento deportivo.

Finalmente, se recomienda considerar el efecto de las modalidades físicas utilizadas en procesos de tratamiento o recuperación, como la crioterapia y la electroterapia, ya que estas pueden influir en variables neuromusculares relevantes para el desempeño del gesto. En consecuencia, su aplicación debe ser controlada y contextualizada dentro del proceso de entrenamiento y rehabilitación, evitando posibles interferencias en la respuesta mecánica del sistema musculoesquelético.

En conjunto, estas recomendaciones permiten orientar la aplicación práctica de los hallazgos del estudio hacia estrategias de prevención de lesiones, destacando la importancia de un enfoque interdisciplinario que integre la biomecánica, la fisioterapia y el entrenamiento deportivo.

4 Conclusiones

El presente trabajo permitió analizar el comportamiento biomecánico del complejo articular del hombro durante la ejecución del servicio en voleibol, mediante la integración de análisis videográfico bidimensional y modelado musculoesquelético en OpenSim. Este enfoque metodológico híbrido facilitó la estimación de variables cinemáticas y dinámicas relevantes, proporcionando una aproximación cuantitativa al comportamiento mecánico del gesto deportivo.

En términos cinemáticos, se identificó un patrón característico compuesto por una fase de preparación con bajas velocidades angulares, seguida de una aceleración progresiva hasta el impacto y una desaceleración abrupta posterior, consistente con la dinámica de gestos deportivos tipo *overhead*.

Desde el punto de vista dinámico, se evidenció una distribución diferenciada de cargas entre las articulaciones del complejo del hombro, donde la articulación acromioclavicular presentó los mayores valores de momento, seguida del glenohumeral y la esternoclavicular. Este comportamiento confirma el papel de la cintura escapular en la transmisión de cargas y la necesidad de analizar el hombro como un sistema interarticular acoplado.

El análisis de la velocidad del desarrollo del torque permitió identificar los instantes de mayor exigencia mecánica del gesto, evidenciando que la rapidez en la aplicación de carga constituye un factor relevante en la caracterización del esfuerzo biomecánico, más allá de la magnitud del momento articular.

Por otra parte, aunque la aceleración angular presentó limitaciones asociadas al procesamiento numérico, su comportamiento permitió identificar la fase de desaceleración como un periodo crítico en términos de demanda mecánica sobre las estructuras articulares.

En conjunto, los resultados permiten interpretar el servicio en voleibol como un proceso de transferencia de energía coordinado a lo largo del complejo articular del hombro, en el cual la secuencia proximal-distal y la sincronización interarticular son determinantes para la eficiencia del movimiento.

No obstante, los resultados deben analizarse considerando las limitaciones del estudio, particularmente el uso de tracking bidimensional, la discretización temporal y la implementación de trayectorias idealizadas en el modelo musculoesquelético, las cuales afectan la magnitud de las variables sin comprometer la validez de las tendencias observadas.

Como complemento, la consulta externa realizada con la fisioterapeuta Erika Tatiana Paredes Prada (Ft., Mg.) permitió orientar la aplicación de los resultados hacia la prevención de lesiones, destacando la importancia de la individualización del entrenamiento, el fortalecimiento bilateral de los estabilizadores del hombro, el trabajo excéntrico y la evaluación funcional integral, así como la consideración de las modalidades físicas en la respuesta neuromuscular del deportista.

El carácter exploratorio del modelo no limita su utilidad en la comprensión del gesto biomecánico, sino que permite establecer una base conceptual sólida sobre la cual pueden desarrollarse futuros estudios con mayor nivel de instrumentación experimental. En este sentido, el presente trabajo aporta una aproximación válida al análisis integrado del complejo del hombro, destacando la importancia de la coordinación interarticular en gestos deportivos de alta velocidad.

Finalmente, el principal aporte del presente estudio radica en el análisis del complejo articular del hombro como un sistema interarticular acoplado, así como en la incorporación de la velocidad del desarrollo del torque como variable complementaria en la caracterización biomecánica del gesto. Adicionalmente, se demuestra la viabilidad de emplear herramientas

accesibles como Kinovea y OpenSim en contextos deportivos universitarios, estableciendo una metodología replicable que contribuye a la comprensión del movimiento y al desarrollo de estrategias de prevención de lesiones y optimización del rendimiento.

5 Recomendaciones

A partir de los resultados obtenidos y considerando las limitaciones metodológicas del presente estudio, se plantean las siguientes recomendaciones orientadas al desarrollo de futuras investigaciones y a la aplicación práctica en el ámbito deportivo:

En primer lugar, se recomienda la implementación de sistemas de captura de movimiento tridimensional (3D), los cuales permitirían una representación más precisa de la cinemática del gesto técnico, especialmente en movimientos complejos del hombro que involucran múltiples planos. Esto contribuiría a mejorar la estimación de variables derivadas como la velocidad y la aceleración angular, reduciendo la subestimación observada en el presente estudio.

Adicionalmente, se sugiere integrar de manera completa la cadena cinética en el modelado musculoesquelético, incluyendo el tren inferior y el tronco. Dado que la generación de energía en gestos deportivos tipo *overhead* depende de la transferencia desde segmentos proximales, su inclusión permitiría obtener una estimación más realista de las cargas articulares y de las variables dinámicas del sistema.

En términos metodológicos, se recomienda aumentar la resolución temporal en la definición del movimiento dentro del modelo computacional, con el fin de capturar de manera

más precisa las fases explosivas del gesto. Asimismo, el uso de técnicas avanzadas de filtrado y procesamiento de señales podría contribuir a mejorar la calidad de las variables derivadas, particularmente en el análisis de aceleración angular y velocidad del desarrollo del torque.

Desde el punto de vista experimental, se sugiere ampliar el tamaño de la muestra, incluyendo deportistas con diferentes niveles de experiencia y características antropométricas, lo cual permitiría realizar análisis comparativos y mejorar la capacidad de generalización de los resultados.

En el ámbito aplicado, se recomienda integrar los resultados biomecánicos con evaluaciones clínicas y funcionales realizadas por profesionales del área de la salud, con el fin de desarrollar protocolos de entrenamiento y prevención de lesiones basados en evidencia. Esta integración permitiría trasladar los hallazgos del análisis computacional a intervenciones prácticas en el contexto deportivo.

Finalmente, se propone profundizar en el análisis de variables dinámicas como la velocidad del desarrollo del torque, explorando su relación con indicadores de rendimiento y riesgo de lesión. Esta línea de investigación podría aportar nuevas herramientas para la evaluación biomecánica de gestos deportivos, complementando los enfoques tradicionales basados en variables cinemáticas y de momento articular.

Referencias bibliograficas

- Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (2001). Dynamic optimization of human walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123(5), 381–390. <https://doi.org/10.1115/1.1392310>
- Balsalobre-Fernández, C., Tejero-González, C. M., Campo-Vecino, J. Del, & Bavaresco, N. (2014). The concurrent validity and reliability of a low-cost, high-speed camera-based method for measuring the flight time of vertical jumps. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(2), 528–533. <https://doi.org/10.1519/JSC.0B013E318299A52E>
- Benjamin Kibler, W., Sciascia, A., & Wilkes, T. (2012). Scapular dyskinesis and its relation to shoulder injury. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 20(6), 364–372. <https://doi.org/10.5435/JAAOS-20-06-364>
- Birgel, S., Leschinger, T., Wegmann, K., & Staat, M. (2018). Calculation of muscle forces and joint reaction loads in the shoulder area via an OpenSim based computer model. *Technisches Messen*, 85(5), 321–330. <https://doi.org/10.1515/TEME-2017-0114>
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., & Thelen, D. G. (2007a). OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11), 1940–1950. <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024>
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., & Thelen, D. G. (2007b). OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11), 1940–1950. <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024>

- Diebel, J. (2006). *Representing Attitude: Euler Angles, Unit Quaternions, and Rotation Vectors*.
- Escamilla, R. F., & Andrews, J. R. (2009). *Shoulder Muscle Recruitment Patterns and Related Biomechanics during Upper Extremity Sports*.
- Fleisig, G. S., Andrews, J. R., Dillman, C. J., & Escamilla, R. F. (1995). Kinetics of baseball pitching with implications about injury mechanisms. *The American Journal of Sports Medicine*, 23(2), 233–239. <https://doi.org/10.1177/036354659502300218>
- Fonseca, J. C., da Costa Souza, H., da Costa Silva, A., de Oliveira, H. L. C., Alvim, F. C., Garcia, M. A. C., & Fonseca, D. S. (2025). The use of OpenSim software for biomechanical modeling of the shoulder joint: a scoping review. *Computers in Biology and Medicine*, 196(Pt B). <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2025.110742>
- Hicks, J. L., Uchida, T. K., Seth, A., Rajagopal, A., & Delp, S. L. (2015). Is my model good enough? Best practices for verification and validation of musculoskeletal models and simulations of movement. *Journal of Biomechanical Engineering*, 137(2). <https://doi.org/10.1115/1.4029304>
- Inman, V. T., Saunders, J. B., & Abbott, L. C. (1996). Observations of the function of the shoulder joint. 1944. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 330(330), 3–12. <https://doi.org/10.1097/00003086-199609000-00002>
- Kibler, W. Ben. (1998a). The Role of the Scapula in Athletic Shoulder Function THE ROLES OF THE SCAPULA IN OVERHEAD THROWING AND SERVING ACTIVITIES. In *THE AMERICAN JOURNAL OF SPORTS MEDICINE* (Vol. 26, Number 2).

- Kibler, W. Ben. (1998b). The Role of the Scapula in Athletic Shoulder Function THE ROLES OF THE SCAPULA IN OVERHEAD THROWING AND SERVING ACTIVITIES. In *THE AMERICAN JOURNAL OF SPORTS MEDICINE* (Vol. 26, Number 2).
- Kirby, K., Showalter, C., & Cook, C. (2007). Assessment of the importance of glenohumeral peripheral mechanics by practicing physiotherapists. *Physiotherapy Research International: The Journal for Researchers and Clinicians in Physical Therapy*, 12(3), 136–146.
<https://doi.org/10.1002/PRI.353;PAGEGROUP:STRING:PUBLICATION>
- Mizoguchi, Y., Suzuki, K., Hasegawa, S., Nakagawa, H., Kimura, F., Hall, T., & Akasaka, K. (2025). Prevalence and associated factors of nontraumatic shoulder pain during spike and serve movements in male high school volleyball players: a cross-sectional study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 34(7), e513–e523.
<https://doi.org/10.1016/J.JSE.2024.08.015>
- Neumann, D. A. P. (2010). Foundations for physical rehabilitation. *Kinesiology of the Musculoskeletal System*, 360, 356, 803-804,
- Puig-Diví, A., Escalona-Marfil, C., Padullés-Riu, J. M., Busquets, A., Padullés-Chando, X., & Marcos-Ruiz, D. (2019). Validity and reliability of the Kinovea program in obtaining angles and distances using coordinates in 4 perspectives. *PLoS ONE*, 14(6). <https://doi.org/10.1371/JOURNAL.PONE.0216448>
- Putnam, C. A. (1993). Sequential motions of body segments in striking and throwing skills: descriptions and explanations. *Journal of Biomechanics*, 26 Suppl 1(SUPPL. 1), 125–135. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(93\)90084-R](https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90084-R)

- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamil, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2014). Research Methods in Biomechanics. *Journal of Sports Science & Medicine*, 13(1), i. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC3918575/>
- Schafer, R. W. (2011). What is a savitzky-golay filter? *IEEE Signal Processing Magazine*, 28(4), 111–117. <https://doi.org/10.1109/MSP.2011.941097>
- Seminati, E., & Minetti, A. E. (2013). Overuse in volleyball training/practice: A review on shoulder and spine-related injuries. In *European Journal of Sport Science* (Vol. 13, Number 6, pp. 732–743). <https://doi.org/10.1080/17461391.2013.773090>
- Seth, A., Hicks, J. L., Uchida, T. K., Habib, A., Dembia, C. L., Dunne, J. J., Ong, C. F., DeMers, M. S., Rajagopal, A., Millard, M., Hamner, S. R., Arnold, E. M., Yong, J. R., Lakshmikanth, S. K., Sherman, M. A., Ku, J. P., & Delp, S. L. (2018). OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLoS Computational Biology*, 14(7). <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1006223>
- Winter, D. A. (2009). Biomechanics and Motor Control of Human Movement: Fourth Edition. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement: Fourth Edition*, 1–370. <https://doi.org/10.1002/9780470549148>

Apéndices

Apéndice A

Protocolo experimental del gesto de servicio en voleibol

El presente protocolo experimental describe el procedimiento utilizado para la captura y análisis del gesto técnico de servicio en jugadores de voleibol, con el objetivo de evaluar el comportamiento cinemático del complejo articular del hombro, mostrado gráficamente en la **Figura 11**.

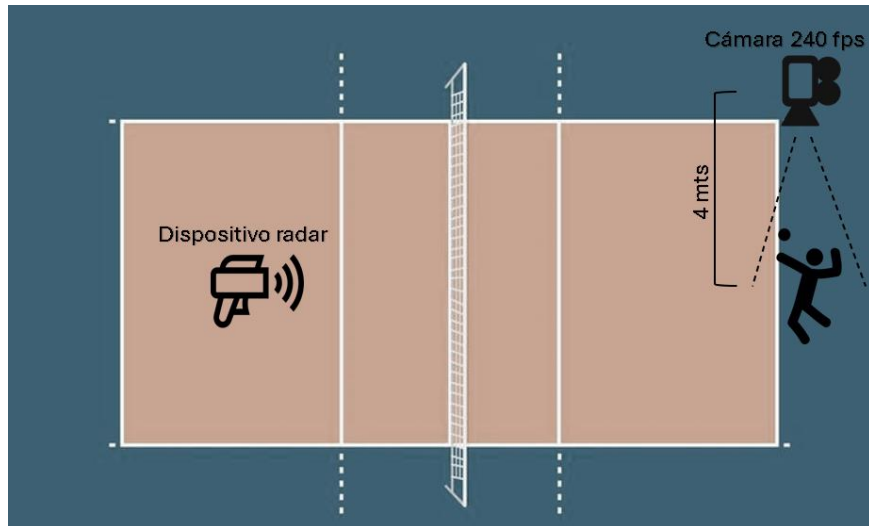
Se analizaron jugadores de voleibol con experiencia en la ejecución del gesto técnico del servicio, quienes realizaron múltiples repeticiones del movimiento en condiciones controladas. Cada participante ejecutó el gesto de manera natural, procurando mantener su técnica habitual con el fin de garantizar la validez ecológica del análisis.

Las grabaciones se realizaron mediante el uso de un dispositivo de captura de video con una frecuencia de muestreo de 240 fps, ubicado en el plano sagital del sujeto a una distancia aproximada de entre 3 y 5 metros. La cámara se posicionó de forma perpendicular al plano de movimiento con el fin de minimizar errores de perspectiva y facilitar la posterior digitalización del gesto mediante herramientas de análisis de video. Las condiciones de iluminación fueron homogéneas, evitando sombras o interferencias que pudieran dificultar la identificación de puntos anatómicos.

Adicionalmente, se empleó un dispositivo radar para la medición de la velocidad de salida del balón durante la ejecución del servicio mostrado en la **Figura 12**. Este registro permitió obtener una estimación de la velocidad inicial del balón inmediatamente posterior al impacto, constituyendo un parámetro relevante para la caracterización del gesto.

Figura 11

Configuración en la captura de imágenes.



Nota. Configuración experimental para la captura del gesto de servicio en voleibol, mostrando la disposición de la cámara en el plano sagital y la ubicación del sistema de medición

Figura 12

Dispositivo de radar.



Nota. Dispositivo radar utilizado para la medición de la velocidad de salida del balón durante la ejecución del gesto de servicio.

Los valores de velocidad obtenidos fueron utilizados posteriormente como referencia para la definición de condiciones de carga externa aplicadas en el modelo biomecánico desarrollado en OpenSim, específicamente en el segmento distal del miembro superior (mano), permitiendo una aproximación más realista a las condiciones dinámicas del gesto.

El sujeto se ubicó en una posición estable dentro del campo de juego, respetando la zona de servicio reglamentaria. Se permitió un breve periodo de adaptación previo a la toma de datos con el fin de reducir variaciones asociadas a la familiarización con el entorno de grabación.

Para el análisis biomecánico, el gesto de servicio fue segmentado en fases con base en criterios cinemáticos observables, permitiendo una mejor interpretación del movimiento. Las fases consideradas fueron: preparación, armado, aceleración, impacto y seguimiento. Esta segmentación facilitó la identificación de eventos clave dentro del gesto y su relación con las variables articulares analizadas.

Figura 13

Imágenes capturadas para análisis.



Nota. Secuencia del gesto de servicio en voleibol, mostrando las fases principales del movimiento: preparación, armado, impacto y desaceleración.

Adicionalmente, se realizó la identificación de puntos de referencia anatómicos relevantes para el análisis del movimiento, particularmente en el complejo del hombro. Estos puntos permitieron la estimación de variables cinemáticas mediante herramientas de análisis como Kinovea.

Figura 14

Imágenes acotadas para análisis.



Nota. Definición del ángulo segmentario del brazo respecto a la horizontal, utilizando como referencia el hombro y el codo para el análisis mediante Kinovea.

Los criterios de inclusión contemplaron jugadores sin presencia de lesión musculoesquelética en el miembro superior al momento de la evaluación y con experiencia previa en la ejecución del gesto técnico. Se excluyeron registros en los cuales la calidad del video no permitía una adecuada identificación de los puntos anatómicos o en los que el gesto presentaba alteraciones evidentes.

El protocolo fue diseñado de manera que pudiera ser replicado bajo condiciones similares, garantizando la consistencia en la recolección de datos y la validez del análisis posterior. Este

procedimiento sirvió como base para el análisis videográfico y la construcción del modelo biomecánico implementado en OpenSim.

Apéndice B

Consentimiento informado para participación en estudio biomecánico

En este apéndice se presentan los formatos de consentimiento informado utilizados durante la recolección de datos experimentales. Dichos documentos fueron diligenciados por los participantes previo a la ejecución de las pruebas, garantizando su participación voluntaria y el conocimiento de los procedimientos, riesgos y objetivos del estudio.

Figura 15

Formato de consentimiento informado firmado por los participantes.



UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
FORMATO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Código: _____

Título del proyecto:

Modelado y simulación del esfuerzo biomecánico en el hombro glenohumeral durante la técnica de servicio en suspensión en deportistas de la selección de voleibol de la Universidad Industrial de Santander

Dirigido a: Deportistas mayores de 18 años pertenecientes a la selección de voleibol UIS

Estimado participante, agradecemos su interés en participar en el presente estudio desarrollado en la Universidad Industrial de Santander. A continuación, se presenta el consentimiento informado para su participación. Por favor léalo cuidadosamente, responda de acuerdo con su criterio y continúe con el proceso si está de acuerdo.

1. Introducción y propósito: Se le invita a participar en este estudio cuyo propósito es analizar el comportamiento biomecánico de la articulación glenohumeral durante gestos deportivos del voleibol, con el que buscamos generar conocimiento útil para estudios futuros en prevención de lesiones en deportistas universitarios.

2. Selección de los participantes: Participarán jugadores mayores de 18 años con experiencia en voleibol cursando la asignatura "Deportes Selección" e inscritos en el ciclo de competición de los juegos ASCUN 2026, los cuales tendrán un filtro previo a la fase de campo basado en antecedentes de lesiones en las áreas anatómicas a estudiar (hombro)

Nota: Debido al filtro previo a la fase de campo, los deportistas no aptos para el estudio podrán continuar con el mismo y recibirán su análisis propio pero no será usado la publicación final.

3. Procedimiento: Se realizarán una sesión de entrenamiento controlada en la cual se capturarán imágenes en video del gesto técnico en ambiente cotidiano además de registrar las velocidades de salida en el servicio de los jugadores, para después pasar a un estudio en ambiente controlado, este ambiente será generado para la realización de videos desde diferentes ángulos con el fin de hacer una reconstrucción tridimensional aproximada del gesto técnico.

4. Riesgos y molestias: El estudio es de riesgo mínimo, pudiendo presentarse fatiga leve.

5. Confidencialidad: La información será tratada de forma confidencial y usada solo con fines académicos.

6. Resultados: Los resultados serán utilizados en el trabajo de grado con nombre citado en la parte superior del documento y posibles publicaciones posteriores.

7. Costos y compensación: Usted no tendrá que asumir ningún costo relacionado con el entrenamiento ni recibirá remuneración alguna por participar en la investigación

8. Inquietudes y contacto: Si tiene alguna duda o aclaración con respecto a los procedimientos que se van a realizar, los riesgos, beneficios o cualquier otro tema relacionado con el presente estudio, puede preguntar al investigador responsable: Jeison Stiven Castañeda Gutierrez, correo electrónico de contacto: jeison2190322@correo.uis.edu.co

9. Derecho a rehusar o abandonar: La participación en el estudio es totalmente voluntaria. Aún, si después de dar su consentimiento de participar, cambia de parecer, tendrá derecho a rehusarse a responder cualquier pregunta, ejecutar algún procedimiento o incluso retirarse totalmente del procedimiento sin que esto represente algún inconveniente u ocasione una penalidad.

10. Autorización para uso de imagen: Al firmar este documento, usted autoriza el uso de su imagen capturada durante las sesiones de grabación exclusivamente para fines académicos y científicos, incluyendo el análisis biomecánico, el desarrollo del trabajo de grado, la elaboración de material académico y la divulgación en escenarios académicos tales como artículos científicos, ponencias, congresos o sustentaciones. El participante podrá solicitar en cualquier momento la exclusión de su imagen de futuras publicaciones.

11. Autorización para estudios futuros: Autoriza el uso de datos en estudios futuros garantizando confidencialidad.

12. Declaración del participante: Certifico que he leído y comprendido la información contenida en el presente consentimiento informado. Se me han explicado de manera clara los objetivos del estudio, los procedimientos a realizar, los posibles riesgos y beneficios, así como el manejo de la información y el uso de mi imagen. He tenido la oportunidad de realizar preguntas, las cuales han sido respondidas satisfactoriamente. Entiendo que mi participación es voluntaria y que puedo retirarme del estudio en cualquier momento, sin que esto implique sanción o perjuicio alguno. Autorizo el uso de la información y datos recolectados durante mi participación para fines académicos y científicos, en el marco del presente proyecto y estudios relacionados, garantizando en todo momento la confidencialidad de mi identidad.

En constancia de lo anterior, acepto participar voluntariamente en el estudio.

Nombre del participante: _____

Documento: _____

Código: _____

Firma: _____

Nombre del investigador: Jeison Stiven Castañeda Gutierrez

Firma: _____

Apéndice C

Análisis visual del gesto de servicio en jugadores de voleibol

El presente apéndice describe el análisis visual realizado sobre el gesto técnico de servicio en jugadores de voleibol, con el objetivo de identificar patrones cinemáticos comunes que sirvieran como base para la construcción del modelo biomecánico implementado en OpenSim. Para este análisis, se emplearon registros videográficos de diferentes jugadores ejecutando el gesto de servicio en condiciones similares a las descritas en el protocolo experimental. A partir de dichos registros, se seleccionaron secuencias representativas del movimiento, permitiendo descomponer el gesto en fases claramente identificables desde el punto de vista biomecánico. El gesto de servicio fue segmentado en cinco fases principales: preparación, armado, aceleración, impacto y seguimiento. Esta división permitió analizar la evolución del movimiento del miembro superior, particularmente en el complejo articular del hombro.

Figura 16

. Secuencia del gesto de servicio en voleibol.



En la fase de preparación, se observa una posición inicial estable, con el tronco alineado y el miembro superior en reposo relativo. Posteriormente, durante la fase de armado, se evidencia una elevación progresiva del brazo dominante acompañada de una rotación externa del hombro, configurando una posición óptima para la generación de velocidad angular.

Durante la fase de aceleración, se presenta una rápida rotación interna del hombro y extensión del codo, lo cual contribuye significativamente a la transferencia de energía hacia el balón. El momento de impacto se caracteriza por la máxima extensión del miembro superior y la alineación del segmento brazo-antebrazo con la dirección del movimiento.

Finalmente, en la fase de seguimiento, se observa una desaceleración del miembro superior, acompañada de movimientos compensatorios del tronco que permiten disipar las cargas generadas durante el gesto.

Figura 17

Comparación del gesto de servicio entre diferentes jugadores.



Nota. Secuencia del gesto de servicio en voleibol, mostrando diferencias en las fases de armado de tres sujetos distintos

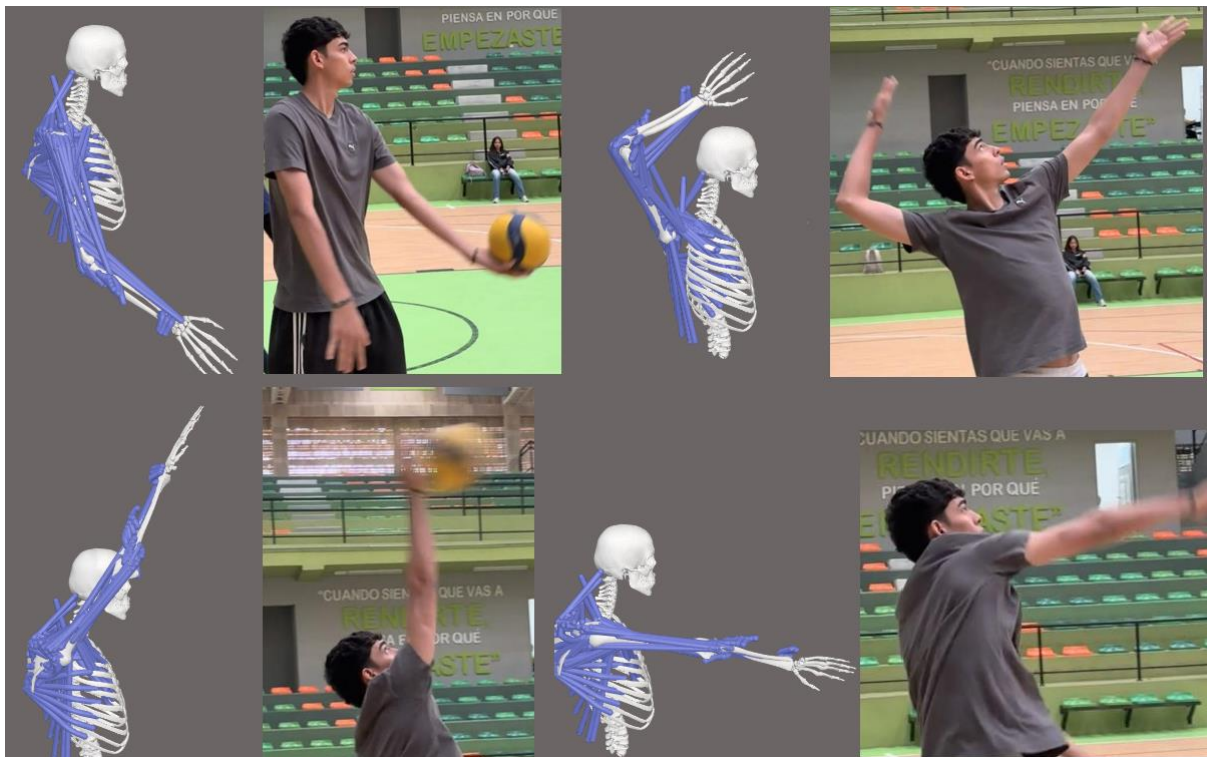
El análisis comparativo entre diferentes jugadores permitió identificar patrones consistentes en la ejecución del gesto, particularmente en la fase de armado, donde se mantiene una posición

elevada del brazo dominante y una adecuada coordinación entre los segmentos corporales. No obstante, se evidencian variaciones individuales en la amplitud del movimiento y en la velocidad de ejecución, lo cual puede estar asociado al nivel técnico y características propias de cada deportista.

Adicionalmente, se realizó la identificación de puntos de referencia anatómicos visibles en las secuencias analizadas, los cuales fueron utilizados posteriormente para la estimación de variables cinemáticas mediante herramientas de análisis de video.

Figura 18

Identificación de las fases del gesto de servicio.



Nota. Identificación de las fases del gesto de servicio a partir de criterios cinemáticos observables en el plano sagital.

Este análisis visual permitió establecer criterios para la definición de condiciones iniciales, rangos de movimiento y restricciones del modelo biomecánico desarrollado en OpenSim,

garantizando que la simulación representara de manera aproximada el comportamiento real del gesto técnico en jugadores de voleibol.

Asimismo, los resultados obtenidos en este análisis constituyen un soporte cualitativo para la interpretación de los resultados cuantitativos presentados en la sección de resultados, permitiendo una mejor comprensión del comportamiento biomecánico del complejo articular del hombro durante el gesto de servicio.

Apéndice D

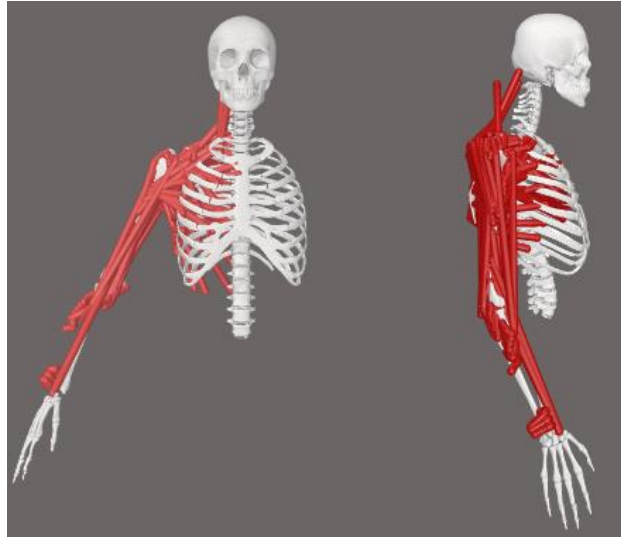
Configuración del modelo biomecánico en OpenSim

El presente apéndice describe la configuración del modelo biomecánico implementado en OpenSim para el análisis del gesto técnico de servicio en voleibol, con énfasis en el comportamiento del complejo articular del hombro.

Para el desarrollo del modelo, se empleó un modelo musculoesquelético base disponible en la plataforma OpenSim, el cual fue adaptado a las condiciones específicas del gesto analizado. El modelo considera el cuerpo humano como un sistema de segmentos rígidos conectados mediante articulaciones, permitiendo la representación del movimiento a través de grados de libertad definidos.

Figura 19

Modelo musculoesquelético de OpenSim.



Nota. Vista general del modelo musculoesquelético implementado en OpenSim para la simulación del gesto de servicio.

El modelo fue configurado considerando las principales articulaciones involucradas en el gesto de servicio, con especial atención en el complejo del hombro. Se analizaron las articulaciones esternoclaviculares (SC), acromioclavicular (AC) y glenohumeral (GH), las cuales fueron representadas mediante grados de libertad que permiten describir los movimientos tridimensionales del miembro superior.

En particular, la articulación glenohumeral fue modelada considerando tres grados de libertad asociados a movimientos de flexión/extensión, abducción/aducción y rotación interna/externa. Por su parte, las articulaciones SC y AC fueron consideradas como elementos clave en la transmisión del movimiento escapular.

Figura 20

Modelo esquelético de OpenSim



Nota. Detalle del complejo articular óseo del hombro en el modelo, incluyendo las articulaciones esternoclaviculares (SC), acromioclavicular (AC) y glenohumeral (GH).

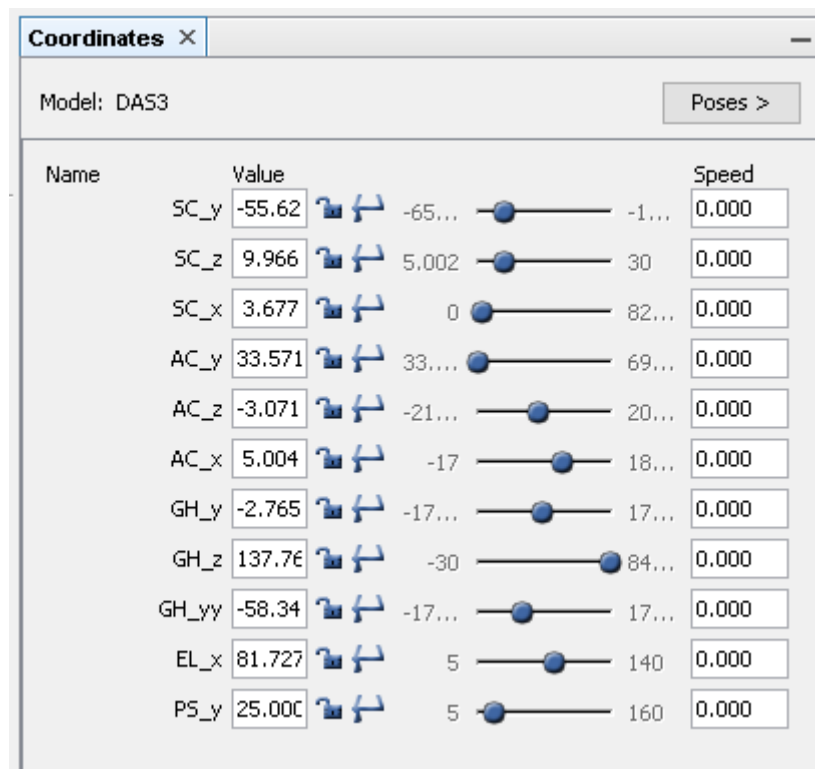
Con el fin de adaptar el modelo a las características del gesto analizado, se realizaron ajustes en las condiciones iniciales de posición y orientación de los segmentos corporales, basados en el análisis visual presentado en el Apéndice C. Estos ajustes permitieron aproximar la postura inicial del modelo a la observada en los registros experimentales.

Adicionalmente, se establecieron restricciones en ciertos grados de libertad con el objetivo de simplificar el modelo y enfocarlo en el análisis cinemático de las articulaciones de interés. Esta simplificación se fundamenta en la necesidad de reducir la complejidad computacional sin comprometer la representatividad del movimiento.

El modelo fue escalado de manera aproximada para representar las características antropométricas de los sujetos analizados, tomando como referencia proporciones corporales estándar. Este proceso permitió mejorar la correspondencia entre el modelo y el gesto real observado.

Figura 21

Grados de libertad en el modelo DAS3



Nota. Visualización de los grados de libertad (DOF) asociados a las articulaciones esternoclavicular (SC), acromioclavicular (AC) y glenohumeral (GH) en el modelo implementado en OpenSim.

Para la simulación del movimiento, se definieron trayectorias articulares basadas en los datos obtenidos mediante el análisis videográfico, permitiendo reproducir de manera aproximada las fases del gesto de servicio: preparación, armado, aceleración, impacto y seguimiento.

Es importante destacar que el presente modelo se plantea como una aproximación simplificada del comportamiento biomecánico del hombro, enfocada en el análisis cinemático. No se consideraron fuerzas musculares ni activaciones específicas, por lo que los resultados deben interpretarse dentro de este contexto.

Finalmente, la configuración del modelo permitió obtener variables cinemáticas relevantes, tales como ángulos articulares y velocidades angulares, las cuales fueron utilizadas en el análisis de resultados y discusión del presente trabajo.

Este modelo constituye una herramienta de apoyo para la comprensión del gesto técnico, permitiendo relacionar el comportamiento observado experimentalmente con una representación computacional del movimiento.