

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Ciencias e Ingenierías

**Entre el esfuerzo y la técnica: Análisis biomecánico y fisiológico
del agarre de la mano en escaladores vs personas sedentarias**

**Francisco Javier Campoverde Iza
Daniela Sofía García Andrade**

Ingeniería Industrial

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

Quito, 8 de mayo de 2025

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Ciencias e Ingenierías

HOJA DE CALIFICACIÓN DE TRABAJO DE FIN DE CARRERA

**Entre el esfuerzo y la técnica: Análisis biomecánico y fisiológico del agarre
de la mano en escaladores vs personas sedentarias**

Francisco Javier Campoverde Iza

Daniela Sofía García Andrade

Nombre del profesor, Título académico

María Gabriela García, Dr.Sc.

Quito, 8 de mayo de 2025

© DERECHOS DE AUTOR

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

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

Nombres y apellidos: Francisco Javier Campoverde Iza
Daniela Sofía García Andrade

Código: 00322891
00320574

Cédula de identidad: 1723481782
1750283499

Lugar y fecha: Quito, 8 de mayo de 2025

ACLARACIÓN PARA PUBLICACIÓN

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

UNPUBLISHED DOCUMENT

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

RESUMEN

El presente estudio explora las diferencias en la fuerza de agarre y métricas biomecánicas entre participantes sedentarios, escaladores intermedios y avanzados, mediante ejercicios al fallo con tres tipos de agarre: romo, pinza y regleta; cada uno realizado al 70 % de la fuerza máxima de agarre del participante. Para ello se utilizó tecnología de captura de movimiento, electromiografía (EMG), sensores y platos de fuerza. El objetivo del estudio es medir y comparar entre los diferentes grupos la activación muscular, el rango de movimiento, la fuerza de tracción, y la duración de sostener el agarre, esto por cada agarre mencionado.

Los resultados indican que escaladores avanzados, tanto hombres como mujeres, mostraron una fuerza máxima de agarre superior a la de los grupos intermedio y sedentario en varios agarres. Respecto a la fuerza de reacción del piso, los escaladores avanzados aplicaron más fuerza vertical que los sedentarios, y se generaron mayores picos de fuerza con romo y regleta que con pinza. En la fase de levantar y sostener el agarre, en hombres los escaladores intermedios mantuvieron el agarre pinza por más tiempo que los otros grupos. En cuanto al rango de movimiento, los hombres presentaron una mayor movilidad del tobillo con romo, mientras que las mujeres intermedias y hombres avanzados mostraron más movilidad de cadera y pelvis. Por último, los sedentarios presentaron más fatiga en el músculo Flexor Profundo de los Dedos que los escaladores avanzados, así como el agarre tipo pinza provocó mayor fatiga que el romo en el Extensor Radial Largo del Carpo.

Estos hallazgos pueden contribuir al diseño de entrenamientos de *Armlifting* más seguros para escaladores y personas que inician esta práctica, optimizando la selección de agarres según el nivel de experiencia y reduciendo el riesgo de lesiones.

Palabras clave: Fuerza de agarre, Escaladores, Personas sedentarias, Electromiografía, Sensores de fuerza, Captura de movimiento, Agarres de romo, regleta y pinza.

ABSTRACT

This study explores differences in grip strength and biomechanical metrics among sedentary individuals, intermediate climbers, and advanced climbers through failure-based exercises using three grip types: sloper, pinch, and crimp; each performed at 70% of the participant's maximum grip strength. Motion capture technology, electromyography (EMG), sensors, and force plates were employed. The aim of the study is to measure and compare muscle activation, range of motion, pulling force, and grip hold duration across the different groups and grip types.

Results indicate that advanced climbers, both male and female, demonstrated higher maximum grip strength than intermediate and sedentary participants across several grips. Regarding ground reaction force, advanced climbers applied more vertical force than sedentary individuals, and higher force peaks were observed with the sloper and crimp grips compared to the pinch. In the lift-and-hold phase, intermediate male climbers held the pinch grip longer than other groups. In terms of range of motion, men showed greater ankle mobility with the sloper grip, while intermediate women and advanced men displayed greater hip and pelvic mobility. Lastly, sedentary participants showed greater fatigue in the Flexor Digitorum Profundus muscle compared to advanced climbers, and the pinch grip induced greater fatigue than the sloper grip in the Extensor Carpi Radialis Longus.

These findings may contribute to the development of safer *Armlifting* training programs for climbers and beginners, optimizing grip selection according to experience level and reducing the risk of injury.

Keywords: Grip strength, Climbers, Sedentary individuals, Electromyography, Force sensors, Motion capture, Slopers, Crimp, Pinch grips.

TABLA DE CONTENIDO

Introducción	11
Metodología	15
Participantes	15
Instrumentos	16
Protocolo Experimental	17
Procesamiento de datos	20
División de fases	21
Diseño Experimental	23
Variables de Respuesta.....	23
Resultados	25
Mediana de la Frecuencia de EMG (Mujeres)	25
Mediana de la Frecuencia de EMG (Hombres).....	25
Rango de Movimiento en Flexión-Extensión (Mujeres).....	26
Rango de Movimiento en Flexión-Extensión (Hombres)	26
Pico Normalizado de la Fuerza de Reacción del Suelo (Mujeres)	27
Pico Normalizado de la Fuerza de Reacción del Suelo (Hombres).....	27
Fuerza máxima de agarre (Mujeres).....	28
Fuerza máxima de agarre (Hombres).....	29
Duración de sostener agarre (Hombres)	29
Discusión.....	30
Fuerza máxima de agarre	30
Pico normalizado de la fuerza de reacción del suelo	32
Rango de movimiento en flexión-extensión	33
Mediana de la Frecuencia de EMG	34
Duración de sostener agarre	35
Conclusiones	37
Referencias bibliográficas.....	39
Anexo A: Tabla de Test de tipo 3 de efectos fijos para la Mediana de la Frecuencia de EMG en participantes mujeres.....	42
Anexo B: Tabla de Diferencias de medias de mínimos cuadrados para la Mediana de la Frecuencia de EMG en participantes mujeres	42
Anexo C: Tabla de Test de tipo 3 de efectos fijos para la Mediana de la Frecuencia de EMG en participantes hombres.....	43
Anexo D: Tabla de Diferencias de medias de mínimos cuadrados para la Mediana de la Frecuencia de EMG en participantes hombres	43
Anexo E: Tabla de Test de tipo 3 de efectos fijos para el rango de movimiento articular en participantes mujeres	44
Anexo F: Tabla Diferencias de medias de mínimos cuadrados para el rango de movimiento articular en participantes mujeres	44
Anexo G: Tabla de Test de tipo 3 de efectos fijos para el rango de movimiento articular en participantes Hombres	44

Anexo H: Tabla de Diferencias de medias de mínimos cuadrados para el rango de movimiento articular en participantes hombres	45
Anexo I: Tabla de Test de tipo 3 de efectos fijos para Pico Normalizado de la Fuerza de Reacción del Suelo en participantes mujeres	45
Anexo J: Tabla de Diferencias de medias de mínimos cuadrados para el Pico Normalizado de la Fuerza de Reacción del Suelo en participantes mujeres	46
Anexo K: Tabla de Test de tipo 3 de efectos fijos para Pico Normalizado de la Fuerza de Reacción del Suelo en participantes Hombres	46
Anexo L: Tabla de Diferencias de medias de mínimos cuadrados para el Pico Normalizado de la Fuerza de Reacción del Suelo en participantes Hombres	47
Anexo M: Tabla de Test de tipo 3 de efectos fijos para la Fuerza Máxima de agarre en participantes mujeres	47
Anexo N: Tabla de Diferencias de medias de mínimos cuadrados para la Fuerza Máxima de agarre en participantes mujeres.....	48
Anexo O: Tabla de Test de tipo 3 de efectos fijos para la Fuerza Máxima de agarre en participantes Hombres	48
Anexo P: Tabla de Diferencias de medias de mínimos cuadrados para la Fuerza Máxima de agarre en participantes Hombres.....	49
Anexo Q: Tabla de Test de tipo 3 de efectos fijos para el tiempo de sostener el agarre en participantes hombres	49
Anexo R: Tabla de Diferencias de medias de mínimos cuadrados para el tiempo de sostener el agarre en participantes hombres.....	49

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Variables de respuesta	24
---------------------------------------	----

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Instrumentos y herramientas de medición.....	17
Figura 2. Marcadores reflectivos colocados en el cuerpo del participante	19
Figura 3. Ejercicio de fuerza máxima con agarre de romo	19
Figura 4. Ejercicio al fallo con agarre de romo	20
Figura 5. Fase de levantamiento de agarre.....	22
Figura 6. Fase de levantar y sostener el agarre hasta el fallo.....	23

INTRODUCCIÓN

En los últimos años, el sedentarismo ha aumentado considerablemente debido a los cambios en los estilos de vida modernos. Este comportamiento, definido como actividades de bajo gasto energético, abarca no solo el tiempo de ocio sedentario, sino también actividades productivas como tareas administrativas o de oficina realizadas fuera del hogar (Lee et al., 2020). En general, niveles más bajos de sedentarismo están asociados con una mayor fuerza y potencia muscular, mientras que un comportamiento sedentario prolongado se relaciona con resultados menos favorables (Ramsey et al., 2021). Dado que la inactividad influye negativamente en la fuerza muscular, es crucial evaluar métricas confiables para su medición.

La fuerza muscular es un componente fundamental de la salud física y se evalúa comúnmente mediante la fuerza de agarre. Esta métrica no solo es accesible y económica, sino que también ha demostrado ser un indicador confiable para predecir riesgos de contraer enfermedades (Liu et al., 2021). Evidencia sugiere que altos valores de fuerza de agarre están asociados con un menor riesgo de diabetes, enfermedades cardiovasculares, enfermedades respiratorias, demencia y mortalidad prematura (Parra-Soto et al., 2022). De modo que las personas que pasan demasiado tiempo inactivas corren un mayor riesgo de sufrir dichas enfermedades.

En el contexto deportivo, disciplinas como la escalada en roca destacan por su alta demanda de fuerza de agarre. El rendimiento en este deporte depende en gran medida de la capacidad del escalador para aplicar fuerza con los dedos y colgarse de superficies mínimas o difíciles de agarrar (Ferrer et al., 2023). En los últimos años, se ha desarrollado un método alternativo a los métodos tradicionales de entrenamiento de fuerza de agarre, el cual reduce el riesgo de lesiones y facilita el entrenamiento en agarres difíciles, llamado *Armlifiting* (Beall, 2023). Este método consiste en una tracción isométrica a mitad del muslo en el que el atleta

levanta o manipula un peso, desde el nivel del piso, con una mano, dependiendo predominantemente de la fuerza de agarre, sin realizar movimiento concéntrico o excéntrico del brazo. No obstante, existe una falta de investigación sobre su impacto en el desarrollo de la fuerza de agarre.

Estudios que evaluaron la fatiga muscular del antebrazo en escaladores de élite y personas sedentarias, confirman que los escaladores están mejor adaptados que los no escaladores para realizar un esfuerzo intermitente de dedos del 80-70% de su fuerza máxima de contracción voluntaria. Además, han cuantificado que la frecuencia mediana del electromiograma de la activación muscular muestra una mayor disminución para los no escaladores antes del punto de fallo (Quaine et al., 2003; Vigouroux & Quaine, 2006). Sin embargo, se realizaron estas comparaciones con los participantes sentados y con un solo tipo de agarre propio del deporte de escalada.

Por el contrario, van Bergen et al. (2023) investigaron la fuerza de agarre de escaladores avanzados y elite en los tipos de presas “*crimp*” y “*sloper*”, agarres de regleta y romo respectivamente, demostrando alta confiabilidad en las mediciones y correlaciones significativas entre la fuerza generada en cada tipo de agarre y el desempeño en rutas específicas de escalada. De forma similar, Söderqvist et al. (2024) investigaron la validez y fiabilidad de las pruebas de fuerza de dedos en seis posiciones de agarre comunes, incluyendo la regleta y la pinza, y su relación con el rendimiento en escalada. Los estudios mencionados con distintos tipos de agarre fueron realizados en tablas multipresa o rutas de escalada, pero no se han evaluado en ejercicios de tracción isométrica a mitad del muslo en el que el atleta levanta o manipula un peso con una sola mano.

En cuanto al análisis biomecánico, para estudiar el ritmo de escalada y los movimientos de las manos de escaladores en un rocódromo, Walsh et al. (2023) utilizaron un sistema de captura de movimiento 3D y notación motriz. Por otra parte, Ramírez et al. (2024) también

utilizaron este sistema, pero con el propósito de evaluar la cinemática del tronco y la pelvis de levantadores de pesas recreativos durante levantamientos de peso muerto con una barra hexagonal de 68 kg. Aunque este segundo estudio no involucró escaladores, resulta relevante porque, al igual que en el *Armlifting*, el levantamiento de peso muerto también demanda una tracción isométrica a mitad de muslo a quienes la practican.

A pesar de su importancia, en el Ecuador no existe un estudio biomecánico y/o fisiológico que compare la fuerza de agarre entre quienes la desarrollan activamente, como los escaladores, y quienes llevan un estilo de vida sedentario. Asimismo, en literatura tampoco hay estudios que realicen comparaciones entre diferentes niveles de escaladores con diversos agarres en el ejercicio específico de entrenamiento *Armlifting*. Hasta el momento, no se ha validado a nivel mundial el impacto del *Armlifting* en la fuerza muscular y la biomecánica de sus practicantes.

Las métricas necesarias para realizar este tipo de evaluación incluyen la fuerza máxima de agarre, la fuerza de reacción del piso, la activación muscular, los ángulos articulares y la duración de sostener el agarre hasta el fallo durante tareas de tracción isométrica máxima. Estas métricas son consideradas variables objetivas relevantes para la usabilidad y evaluación en estudios de biomecánica (Costa et al., 2023). Por lo tanto, el objetivo principal de la investigación es realizar un análisis biomecánico del ejercicio de *Armlifting* en 46 participantes, conformados por escaladores intermedios y avanzados, así como personas sedentarias. Para ello, se evaluarán tres tipos de agarre mediante la medición de la activación muscular, el rango de movimiento articular, la fuerza de tracción y la duración de sostener el agarre.

Para alcanzar este objetivo, se plantean los siguientes objetivos específicos: cuantificar la fuerza de tracción y la fuerza de reacción del piso mediante sensores y platos de fuerza; analizar la postura y el movimiento de los participantes a través de la medición de los ángulos articulares con un sistema de captura de movimiento; evaluar los patrones de activación de los

principales músculos del tren superior mediante electromiografía; y medir la duración de sostener el agarre hasta el fallo como indicador de resistencia muscular. También se busca comparar las métricas obtenidas entre los diferentes tipos de agarre y categorías de participantes.

Se evalúan 6 músculos del antebrazo y 2 del brazo durante el ejercicio de *Armlifting*. Entre ellos el Extensor Común de los Dedos, el Flexor Superficial y Profundo de los Dedos, ya que en agarre de potencia estos músculos extrínsecos de la mano proporcionan la mayor parte de la fuerza (Quaine et al., 2003). Además, el músculo Braquiorradial y el Extensor Radial Largo del Carpo tienen una activación esencial en la flexión del codo y el control de la muñeca, funciones relevantes para los escaladores al alcanzar agarres en sus entrenamientos, por lo que se incluye estos músculos dentro del análisis (Boccia et al., 2015).

También se evaluará el Deltoide Anterior, por sus funciones de apoyo en la postura de las extremidades superiores (Hellig et al., 2020), el Biceps Brachii y Flexor Radial del Carpo por presentar una gran activación en condiciones isométricas en diferentes posiciones de las extremidades superiores y posturas del tronco mientras se sujetan materiales con las manos (Amell et al., 2000).

Dado que el ejercicio de *Armlifting* implica diferencias biomecánicas entre escaladores y personas sedentarias, resulta fundamental analizar cómo las métricas de fuerza, activación muscular, cinemática y tiempo, que se definirán más adelante, varían entre estos grupos. Con base en esta premisa, se plantean las siguientes hipótesis de investigación:

- 1) Existen diferencias significativas en las métricas de cinemática entre las diferentes categorías de escalador/sedentario en el ejercicio de *Armlifting*.
- 2) Existen diferencias significativas en las métricas de fuerza, activación muscular y tiempo entre las diferentes categorías en el ejercicio de *Armlifting*.
- 3) El tipo de agarre influye en las métricas seleccionadas.

METODOLOGÍA

Participantes

Para el estudio de investigación se contó con la participación de 46 personas, conformadas por hombres y mujeres de entre 18 a 40 años sin lesiones y/o enfermedades. Los participantes fueron subdivididos en escaladores de nivel intermedio y avanzado, quienes practicaban escalada al menos tres veces por semana, y personas sedentarias. Para categorizar a los participantes sedentarios, se aplicó un cuestionario de actividad física desarrollado por la Organización Mundial de la Salud, asegurando que no tuvieran antecedentes recientes de actividad física regular.

Se hizo uso del software G*Power para calcular el tamaño de muestra requerido para un ANOVA de medidas repetidas con interacción entre y dentro de grupos (3 categorías de participantes y 3 mediciones, una por cada agarre). El cálculo se basó en un nivel de significancia (α) de 0.05, un poder estadístico de 0.9, siguiendo estándares comunes en la investigación de biomecánica, y un tamaño de efecto mediano Cohen's F de 0.3. Este valor es menor al registrado en el estudio de Vigouroux & Quaine (2006) sobre el esfuerzo de los dedos en escaladores versus individuos sedentarios, asumiendo que las diferencias entre escaladores intermedios y avanzados podrían no ser tan marcadas. De esta manera se obtuvo que el tamaño de muestra mínimo requerido es de 33 participantes.

Todos los participantes firmaron un consentimiento informado, antes de realizar la medición, en el cual declaraban que su participación es libre y voluntaria, que se les había explicado el propósito, riesgos y beneficios de la investigación. También se les aseguraba que sus datos serían tratados con confidencialidad. Esta investigación fue aprobada por el Comité de Ética de Investigación En Seres Humanos de la Universidad San Francisco de Quito (Oficio N. 008-2025-CA24118TG-CEISH-USFQ).

Instrumentos

El laboratorio está equipado con herramientas de medición avanzadas que facilitan el análisis del movimiento y la actividad muscular. Entre ellas, se tiene el software MR4 de Noraxon, que permite evaluar la activación muscular mediante el uso de electrodos y ocho sensores colocados estratégicamente. Tres de estos sensores se ubican en la parte externa del antebrazo, sobre los músculos Extensor Común de los Dedos, Braquiorradial y Extensor Radial Largo del Carpo; tres en la parte interna, sobre el Flexor Radial del Carpo, Flexor Superficial de los Dedos y Flexor Profundo de los Dedos; y los dos restantes se colocan a lo largo del brazo, específicamente en el Bíceps Braquial y el Deltoides Anterior.

Asimismo, se utiliza el equipo de Vicon Nexus, que, en conjunto con los marcadores reflectivos, 25 individuales y 9 tipo quad, los cuales incluyen 4 marcadores colocados de forma cuadrangular; y 10 cámaras de captura de movimiento y 2 de video, permiten recrear la silueta del participante en la computadora, de modo que más adelante se analicen los ángulos articulares producidos en el movimiento.

En adición, el laboratorio cuenta con 2 platos de fuerza Kistler conectados al software MR4, los cuales permiten registrar la fuerza de reacción del piso. Los platos se encuentran ubicados horizontalmente dejando un espacio en medio para colocar el sistema de poleas que se conecta a la máquina de ejercicio disponible en el laboratorio. Adicionalmente, se utiliza una báscula colgante digital de mano modelo OCS-L, equipada con un gancho en forma de "S", con una capacidad máxima de 660 lb (aproximadamente 300 kg), opción de conversión de unidades (kg, lb, N) y una precisión de $\pm 0.1\%$. En cuanto a los tres tipos de agarre utilizados, sus dimensiones fueron las siguientes: el agarre tipo pinza tenía 8 cm de ancho y 4 cm de profundidad; el agarre romo presentaba un diámetro de 8 cm, y en regleta solo se utilizó la empuñadura con una profundidad de 20 mm.



Figura 1. Instrumentos y herramientas de medición

Protocolo Experimental

Antes de la llegada del participante, es fundamental revisar que los softwares principales: MR4 Noraxon y Vicon Nexus están funcionando correctamente. Además, se deben alistar materiales como marcador de piel, tijeras, cinta métrica, dispositivo de calibración y marcadores reflectivos, asegurándose que estos últimos cuenten con la cita de doble cara ya colocada. De ser necesario, también se debe disponer de la ropa adecuada para el participante.

Una vez que el participante ha firmado el consentimiento informado, se procede a tomar sus datos demográficos, incluyendo edad, altura, peso, profesión, etc. Si el participante es escalador, se le solicita información sobre su categoría de avanzado o intermedio (Boulder level y Onsight level). Posteriormente, se realizan siete ejercicios de calentamiento que incluyen movimientos de muñeca, hombro, cuello, codos, brazos y antebrazo. Estos ejercicios comprenden rotaciones articulares (muñeca, hombro, cuello y codos) y trabajos específicos con la máquina de ejercicio, enfocados en activar los músculos principales del tren superior. El conjunto de ejercicios puede repetirse hasta dos veces, con el objetivo de asegurar que el participante se encuentre en condiciones óptimas para ejecutar los ejercicios experimentales.

Antes de colocar los electrodos, se debe limpiar la zona del antebrazo y del brazo con el alcohol y el gel exfoliante para evitar una impedancia de más de 30 k Ω . Para colocar los sensores en los 8 músculos previamente definidos, se le pide al participante realizar una serie de movimientos los cuales permiten identificar donde se encuentra cada músculo. A continuación, se procede con los ejercicios de normalización. Son cuatro ejercicios que se van a repetir tres veces en progresiones de 50%, 70% y 100% de la fuerza del participante. El primer ejercicio se lo realiza con el dinamómetro, un sensor de fuerza utilizado para activar al Extensor Radial Largo del Carpo y el Flexor Profundo de los Dedos. El segundo ejercicio es el Curl de Martillo el cual involucra la activación de varios músculos del antebrazo como es el Braquiorradial, el Flexor Radial del Carpo, el Flexor Superficial de los Dedos y el Bíceps (Rezende et al., 2023). El tercer ejercicio activa el Extensor Común de los dedos mediante la aplicación de fuerza detrás de los dedos (Akinola et al., 2020). Por último, el ejercicio de Shoulder Press se realiza para activar el Deltoide Anterior.

Cuando hayan finalizado las progresiones de normalización, se colocan los marcadores en las diferentes partes del cuerpo del participante, empezando por la clavícula, hombros, brazos, espalda, cadera, piernas y pies, los quads se colocan en la mitad de los segmentos de los brazos, antebrazos, muslos, pantorrillas y en la zona baja de la espalda. En adición, se coloca un cintillo con 4 marcadores individuales en la cabeza. Antes de empezar con las grabaciones, se debe calibrar las cámaras para poder visualizar que los marcadores estén correctamente ubicados y para verificar que no haya algún detalle reflectivo que dificulte el procesamiento de los datos después. El primer video que se graba del participante es el que se denomina *Static*, el cual sirve de referencia para calcular los ángulos articulares del participante a lo largo de todo el movimiento.



Figura 2. Marcadores reflectivos colocados en el cuerpo del participante

Para determinar la fuerza máxima con cada agarre, se realizan cuatro progresiones, de cuales las tres primeras servirán para que el participante se familiarice con el ejercicio. Las primeras dos progresiones de fuerza son configuradas con un peso (de la máquina de hacer ejercicio) conectado al agarre, de modo que el participante pueda alcanzar el 30% y 50% de su fuerza máxima. Las siguientes dos serán bloqueadas al piso, ya que se estarán evaluando el 70% y 100% de la fuerza del participante. Todas las progresiones duran 7 segundos con descansos de 1 a 2 minutos.



Figura 3. Ejercicio de fuerza máxima con agarre de romo

El último paso del protocolo consta de realizar tres ejercicios al fallo, cada uno con un tipo de agarre. Para configurar el peso que deben levantar los participantes en estos ejercicios, se calcula el 70% de la fuerza máxima que pudo alcanzar con cada agarre (Lee et al., 2018),

que fue registrada con la báscula digital de mano, conectada al agarre en la última progresión al 100% bloqueada al piso. En los ejercicios al fallo con cada agarre, el participante tendrá que sostener el agarre el tiempo que pueda o hasta que lo suelte. Tendrá descansos de 10 minutos entre cada ejercicio.

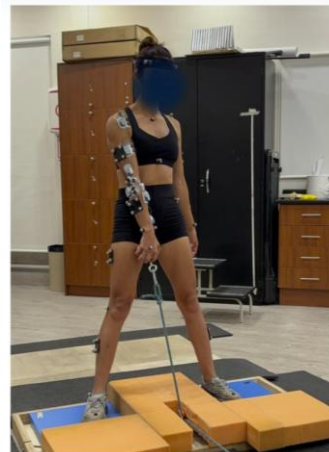


Figura 4. Ejercicio al fallo con agarre de romo

Procesamiento de datos

Las señales de EMG fueron procesadas en MR4 Noraxon aplicando un filtro Butterworth para reducir el ruido, y luego, se calculó la raíz media cuadrática (RMS) con ventanas de 250 ms para suavizar la señal (Konrad, 2005). Finalmente, se realizó una normalización de amplitud tomando como referencia la contracción voluntaria máxima (MVC), para expresar los valores como porcentaje de la amplitud de la activación muscular y realizar una supervisión durante la medición. Sin embargo, la métrica de interés de EMG fue la mediana de la frecuencia, la cual se obtiene mediante una transformación de Fourier de los datos en bruto.

Los datos de captura de movimiento se procesan utilizando el software Vicon Nexus, que permite nombrar, corregir y rellenar los espacios donde algunos de los marcadores desaparecen temporalmente. Posteriormente, se descarga un archivo CSV que contiene un

sistema de coordenadas de movimiento, junto con dos archivos más de activación muscular y fuerzas obtenido del software MR4 por cada grabación al fallo de cada participante.

Estos archivos se exportan a un script personalizado en Matlab, software de computación numérica ampliamente utilizado en ingeniería y ciencia para análisis de datos, modelado y simulación (The MathWorks, Inc., 2024), el cual calcula los ángulos de referencia y de movimiento, grafica la activación muscular, los componentes de la fuerza de reacción del piso a lo largo de los ejes X, Y y Z, y determina las coordenadas de donde se aplica la fuerza. Finalmente sincroniza y calcula las métricas de biomecánica escogidas, por cada músculo y movimiento articular durante el ejercicio al fallo a analizar.

División de fases

Para el análisis biomecánico del ejercicio de *Armlifting*, el levantamiento de cada uno de los tres tipos de agarre en los ejercicios al fallo se dividió en dos fases principales. Esta división permitió estudiar de forma más precisa los cambios en fuerza, activación muscular, cinemática y duración de sostener el agarre a lo largo del esfuerzo.

Fase de levantamiento de agarre: Esta fase inicia en el momento en que el participante, estando de pie, comienza a flexionar las rodillas para agacharse y tomar el agarre del suelo. Como se ve en la Figura 5, este momento se identificó en las gráficas de cinemática (gráficas verdes), a través del primer cambio en las pendientes de los ángulos articulares (especialmente el ángulo de flexión-extensión de la rodilla derecha). La fase finaliza poco antes de que el participante vuelva a una postura erguida con el agarre asegurado, momento que se caracteriza por la estabilización de las gráficas angulares.

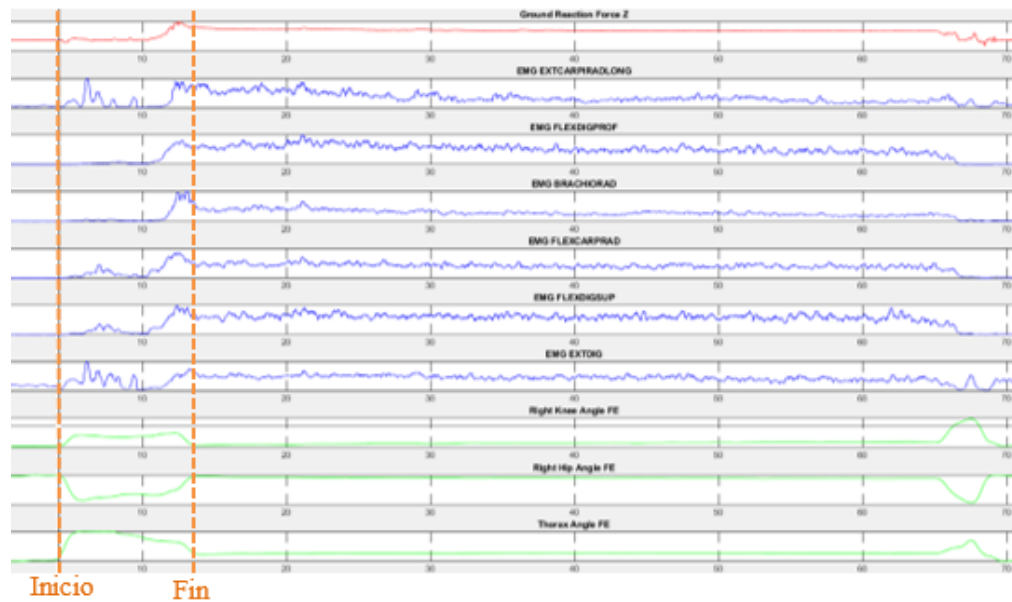


Figura 5. Fase de levantamiento de agarre

Fase de levantar y sostener el agarre hasta el fallo: Como se ve en la Figura 6, la segunda fase comienza cuando el participante genera fuerza suficiente para levantar el peso conectado al sistema de poleas, reflejado en el comienzo del aumento de las señales de activación muscular (gráficas azules). Esta fase se mantiene durante el tiempo que el participante sostiene el agarre, y concluye en el instante en que la activación muscular cae de forma abrupta y las gráficas de EMG se estabilizan. La confirmación visual de esta fase se realizó también mediante la grabación en el sistema MR4, verificando que el agarre se suelta o la cuerda pierde tensión.

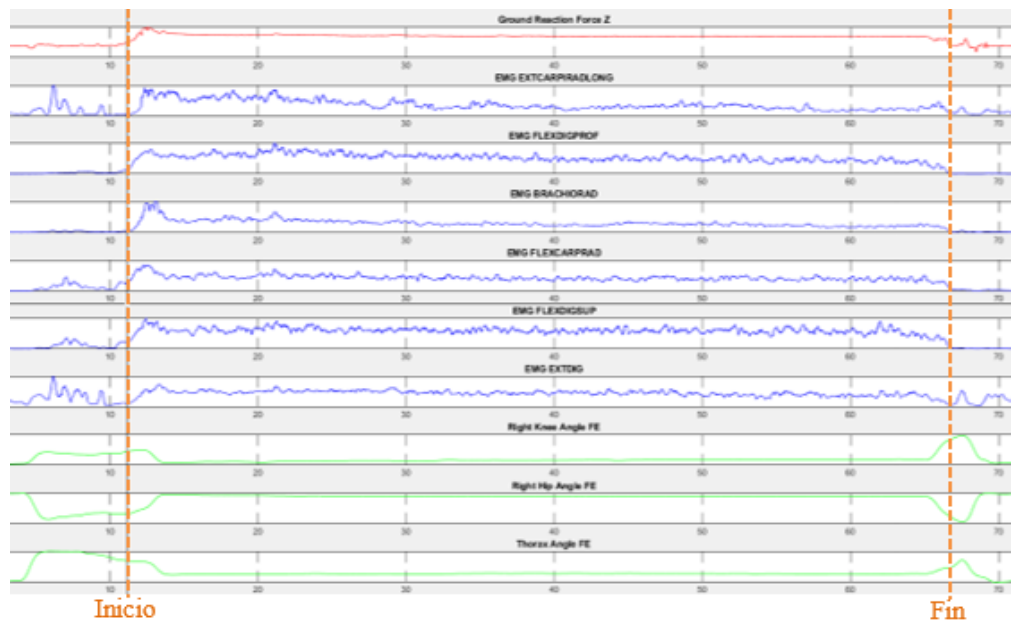


Figura 6. Fase de levantar y sostener el agarre hasta el fallo

Diseño Experimental

Para evaluar los efectos fijos de los factores categoría del participante, el tipo de agarre usado, y su interacción en cada una de las métricas biomecánicas seleccionadas, realizando análisis separados para hombres y mujeres, se utiliza un diseño experimental de modelos mixtos, el cual permite presentar a los participantes como efectos aleatorios para modelar la variabilidad entre sujetos sin afectar la estimación de los efectos fijos (Correa & Salazar, 2016). Todos los análisis estadísticos se realizaron con la interfaz web SAS Studio con un nivel de significancia de 0.05. En los casos donde se identificaron efectos significativos, se aplicó la prueba de Tukey-Kramer para determinar diferencias específicas entre grupos.

Variables de Respuesta

Además de la evaluación de la fuerza máxima aplicada en cada tipo de agarre, medida en kilogramos fuerza (kgf), se analiza diversas métricas biomecánicas correspondientes a las categorías de cinemática, fuerza, activación muscular y tiempo. Estas métricas se evaluaron en

distintas fases del ejercicio de *Armlifting*, según el comportamiento de las variables durante el movimiento. A continuación, se describen las métricas seleccionadas, la fase correspondiente y una breve explicación de su significado.

Categoría	Métrica	Fase analizada	Explicación
Ángulos de las articulaciones	Rango de movimiento (ROM)	Levantamiento de agarre	Para el movimiento de Flexión/Extensión de las articulaciones Rodilla, Cadera, Tobillo, y las regiones del cuerpo Pelvis, Tórax y Cuello, medido en grados
Fuerza de reacción del piso	Pico de fuerza vertical normalizada		Se mide en % del peso corporal (BW - Body Weight): cuántas veces el cuerpo del participante empuja contra el suelo en relación con su propio peso (Stock et al., 2022)
Activación muscular	Mediana de la Frecuencia de EMG	Levantar y sostener el agarre hasta el fallo	Se mide en Hertz. Para cada músculo evaluado en el antebrazo y brazo. Se usa como indicador de fatiga muscular, ya que disminuye con el tiempo cuando los músculos se fatigan (Vigouroux & Quaine, 2006)
Tiempo	Duración de sostener agarre		Tiempo total que el participante logra mantener el agarre suspendido antes de alcanzar el fallo muscular, medido en segundos (s)

Tabla 1. Variables de respuesta

RESULTADOS

Mediana de la Frecuencia de EMG (Mujeres)

Tras realizar el análisis estadístico, se encontraron diferencias significativas en mujeres en la mediana de la frecuencia de EMG por el tipo de agarre en los músculos Extensor Radial Largo del Carpo, Flexor Profundo de los Dedos, Braquiorradial y Extensor Común de los Dedos, y por categoría del participante en el Flexor Profundo de los Dedos y el Bíceps (Anexo A).

En las comparaciones específicas (Anexo B), se observó por ejemplo que, en el Extensor Radial Largo del Carpo con un valor $p = 0.002$, el agarre tipo pinza presentó una frecuencia mediana menor (58.70 ± 3.39 Hz) comparado con el romo (73.85 ± 3.39 Hz), indicando mayor fatiga en este músculo con el agarre de pinza. De forma similar, en las diferencias significativas de esta métrica por categoría del participante, se encontró que las participantes sedentarias tuvieron una menor frecuencia mediana de señal EMG en el Flexor Profundo de los Dedos (73.56 ± 5.94 Hz) en comparación con las escaladoras avanzadas (92.88 ± 4.85 Hz), con un valor $p = 0.042$, siendo así la fatiga más rápida y pronunciada en las sedentarias.

Mediana de la Frecuencia de EMG (Hombres)

En hombres, se encontraron diferencias significativas en la mediana de la frecuencia de EMG por categoría del participante en el Extensor Radial Largo del Carpo y el Flexor Profundo de los Dedos, y por tipo de agarre en el Extensor Radial Largo del Carpo y el Deltoide Anterior (Anexo C). Por ejemplo, en el Anexo D se puede observar que con un valor $p = 0.038$, los escaladores avanzados presentaron una mayor frecuencia mediana en el músculo Extensor Radial Largo del Carpo (72.06 ± 2.30 Hz) en comparación con los sedentarios (61.63 ± 3.39

Hz). Sin embargo, en el Deltoide Anterior, el agarre de pinza indujo una mayor frecuencia mediana (57.72 ± 3.26 Hz) que el romo y la regleta (43.96 ± 3.26 y 45.24 ± 3.26 Hz respectivamente), con un valor $p < 0.0001$ para ambas comparaciones, señalando una menor fatiga en este músculo cuando se usa el agarre de pinza.

Rango de Movimiento en Flexión-Extensión (Mujeres)

En cuanto a la métrica de ángulos articulares, se encontraron diferencias significativas en el rango de movimiento (ROM) de flexión-extensión de la cadera derecha entre categorías de participantes, y de la cadera izquierda entre tipos de agarre; todas estas diferencias se observaron en participantes mujeres (Anexo E). Por ejemplo, en el Anexo F se muestra que, con un valor $p = 0.037$, las escaladoras intermedias presentaron un mayor ROM en la cadera derecha ($92.38 \pm 4.25^\circ$) en comparación con las participantes sedentarias ($76.92 \pm 4.25^\circ$), lo que indica una mayor movilidad articular. Respecto al ROM de la cadera izquierda, se obtuvieron valores más altos con los agarres tipo pinza ($87.95 \pm 2.66^\circ$) y regleta ($87.33 \pm 2.66^\circ$), en comparación con el agarre romo ($83.30 \pm 2.66^\circ$), con valores p de 0.010 y 0.029, respectivamente, para estas diferencias.

Rango de Movimiento en Flexión-Extensión (Hombres)

En hombres, se detectaron diferencias significativas por tipo de agarre en los tobillos derecho e izquierdo, y diferencias por categoría del participante en la pelvis (Anexo G). En las comparaciones específicas (Anexo H), el rango de movimiento en el tobillo derecho fue mayor al levantar el agarre romo ($24.27 \pm 1.77^\circ$) que con pinza ($19.51 \pm 1.77^\circ$) con un valor $p = 0.009$. Así mismo, el rango de movimiento del tobillo izquierdo en flexión-extensión también fue mayor al levantar el agarre romo ($20.09 \pm 1.75^\circ$) que con pinza ($17.03 \pm 1.75^\circ$) con un valor $p = 0.031$. Por lo que se refiere a diferencias por categoría del participante, con un valor $p =$

0.018, los escaladores avanzados presentaron un mayor ROM en la pelvis ($9.92 \pm 1.14^\circ$) en comparación con los participantes sedentarios ($4.17 \pm 1.68^\circ$), indicando una menor movilidad articular en este último grupo.

Pico Normalizado de la Fuerza de Reacción del Suelo (Mujeres)

Se encontraron diferencias significativas en el pico normalizado de la fuerza de reacción del suelo en mujeres entre categorías de participante y entre tipos de agarre (ver Anexo I). Las escaladoras avanzadas generaron mayor fuerza que las intermedias ($p = 0.015$) y las sedentarias ($p = 0.001$), con valores de 153.66 ± 3.92 %BW, 135.40 ± 4.80 %BW y 130.40 ± 4.80 %BW respectivamente (Anexo J).

En cuanto al tipo de agarre, la fuerza ejercida con romo (156.30 ± 3.32 %BW) fue significativamente mayor que con regleta (139.24 ± 3.32 %BW; $p < 0.0001$) y pinza (123.92 ± 3.32 %BW; $p < 0.0001$). Además, la fuerza con regleta fue mayor que con pinza ($p = 0.0004$).

Pico Normalizado de la Fuerza de Reacción del Suelo (Hombres)

En hombres, hubo diferencias significativas por interacción entre categoría de participante y tipo de agarre (ver Anexo K). Los escaladores intermedios generaron una menor fuerza de reacción del suelo pico con pinza (130.25 ± 6.64 %BW) que con romo (159.59 ± 6.64 %BW) con un valor $p = 0.003$. Por otro lado, al usar el agarre romo, la fuerza de reacción generada por los escaladores intermedios es menor en comparación a la fuerza que generan los escaladores avanzados con este mismo agarre (189.66 ± 4.51 %BW) con un valor $p = 0.013$ (Anexo L).

Los escaladores avanzados generan menor fuerza con pinza (138.25 ± 4.51 %BW) que con romo (189.66 ± 4.51 %BW; $p < 0.0001$), y regleta (162.83 ± 4.51 %BW; $p = 0.0001$).

También, con romo, los escaladores avanzados aplicaron más fuerza que con regleta ($p < 0.0001$) y que los sedentarios con romo ($149.03 \pm 6.64 \%BW$; $p = 0.0003$). Al comparar regleta de ambos grupos, avanzados y sedentarios ($129.15 \pm 6.64 \%BW$), se detecta una mayor fuerza ejercida por los escaladores con un valor $p = 0.003$ (Anexo L). Por último, al comparar la fuerza de reacción del piso pico de los participantes sedentarios, se observa que estos generan menor fuerza con pinza ($123.26 \pm 6.64 \%BW$) que con romo ($149.03 \pm 6.64 \%BW$; $p = 0.013$).

Fuerza máxima de agarre (Mujeres)

Se observaron diferencias significativas por la interacción entre la categoría del participante y el tipo de agarre en mujeres (ver Anexo M). En mujeres sedentarias, la fuerza máxima ejercida fue menor al utilizar el agarre de pinza ($7.22 \pm 2.18 \text{ kgf}$) en comparación con el agarre romo ($23.52 \pm 2.18 \text{ kgf}$), con un valor $p = 0.0001$. De igual forma, las participantes sedentarias generaron menos fuerza con el agarre de pinza que con el de regleta ($17.22 \pm 2.18 \text{ kgf}$; $p = 0.040$). Además, al comparar a mujeres sedentarias y escaladoras avanzadas con los mismos tipos de agarre, se detectó que las avanzadas ejercieron una mayor fuerza con el agarre romo ($43.95 \pm 1.78 \text{ kgf}$; $p < 0.0001$), pinza ($16.83 \pm 1.78 \text{ kgf}$; $p = 0.038$) y regleta ($36.83 \pm 1.78 \text{ kgf}$; $p < 0.0001$), en relación con las sedentarias (Anexo N).

Las escaladoras avanzadas ejercieron una menor fuerza con el agarre de pinza en comparación con los agarres de romo y regleta, con valores $p < 0.0001$ en ambos casos. Al comparar a las escaladoras avanzadas con las intermedias utilizando el romo, la menor fuerza ejercida recae en el segundo grupo ($26.79 \pm 2.18 \text{ kgf}$) con un valor $p < 0.0001$. Lo mismo se observó con el agarre de regleta, donde la máxima fuerza ejercida por las escaladoras intermedias ($20.66 \pm 2.18 \text{ kgf}$) fue menor que la de las avanzadas ($36.83 \pm 1.78 \text{ kgf}$) con un valor $p < 0.0001$ (ver Anexo N). Finalmente, las escaladoras intermedias generaron una menor

fuerza con el agarre de pinza (10.58 ± 2.18 kgf) en comparación con los agarres de romo (26.79 ± 2.18 kgf; $p = 0.0001$) y regleta (20.66 ± 2.18 kgf; $p = 0.038$).

Fuerza máxima de agarre (Hombres)

En hombres también se observaron diferencias significativas por la interacción entre la categoría del participante y el tipo de agarre (Anexo O). En las comparaciones específicas (ver Anexo P), los escaladores intermedios, con un valor $p = 0.0069$, generaron una menor fuerza de agarre con pinza (19.00 ± 4.99 kgf) que con romo (42.44 ± 4.99 kgf). Por otro lado, al comparar la fuerza máxima generada con el agarre de romo entre escaladores intermedios y avanzados (68.40 ± 3.39 kgf), este último grupo superó la fuerza máxima ejercida por los escaladores intermedios ($p = 0.0027$).

Los escaladores avanzados al utilizar el agarre de pinza (26.03 ± 3.39 kgf) generaron una menor fuerza de agarre que cuando usaron el romo (68.40 ± 3.39 kgf) y la regleta (57.51 ± 3.39 kgf), con valores $p < 0.0001$ en ambos casos. Sin embargo, con el romo los avanzados generan más fuerza que los sedentarios (33.08 ± 4.99 kgf; $p < 0.0001$). Lo mismo sucede al comparar el agarre de regleta (Anexo P).

Duración de sostener agarre (Hombres)

Se encontraron diferencias significativas únicamente en hombres (ver Anexo Q), también explicadas por la interacción entre los dos factores estudiados. Siendo así los escaladores intermedios los que sostuvieron la pinza por más tiempo (94.60 ± 9.23 s) con relación a los sedentarios (43.74 ± 8.43 s; $p = 0.0059$) y los avanzados (54.54 ± 5.95 s; $p = 0.019$), que se puede apreciar en el Anexo R. Finalmente, los escaladores intermedios pudieron sostener el agarre de pinza por más tiempo que el de romo (50.29 ± 9.23 s; $p = 0.025$).

DISCUSIÓN

La hipótesis de este estudio plantea que existen diferencias significativas en las variables de cinemática, fuerza, activación muscular y tiempo antes del fallo entre las distintas categorías de participantes en el ejercicio de *Armlifting*, y que el tipo de agarre también influye sobre dichas variables. Los resultados obtenidos respaldan esta hipótesis, ya que se observaron diferencias marcadas dentro de cada sexo, especialmente entre escaladores avanzados y sedentarios, con énfasis en el agarre de romo frente a los otros tipos de agarre. Además, se evidenció que las interacciones entre la categoría del participante y el tipo de agarre generaron más diferencias significativas en hombres que en mujeres en las métricas seleccionadas.

A continuación, se discuten de forma detallada los resultados obtenidos analizando cada métrica biomecánica y fisiológica por separado.

Fuerza máxima de agarre

En hombres y mujeres, las diferencias significativas en la fuerza máxima de agarre están dadas por la interacción entre la categoría del participante y el tipo de agarre levantado.

En los ejercicios de fuerza máxima con el agarre tipo romo, en ambos sexos los escaladores avanzados generaron mayor fuerza que los escaladores intermedios y sedentarios. El romo, posiblemente por ser un agarre más amplio y estable, permite expresar mejor la fuerza máxima, lo que distingue claramente a los sujetos más entrenados frente a los menos experimentados. Estos resultados concuerdan con lo reportado por van Bergen et al. (2023), quienes encontraron que la capacidad de producir fuerzas elevadas en presas tipo “*sloper*” (romo) se asocia directamente con la experiencia del participante. Esto evidencia el impacto que tiene el entrenamiento en escalada sobre la fuerza de agarre.

Con el agarre tipo regleta, las mujeres escaladoras avanzadas generaron mayor fuerza máxima que los otros grupos femeninos, tanto intermedias como sedentarias. En el caso de los hombres, los escaladores avanzados también superaron a los sedentarios, aunque no se encontraron diferencias significativas respecto a los intermedios. Estos hallazgos coinciden con lo reportado por Vigouroux & Quaine (2006), quienes señalaron que altos niveles de fuerza de agarre son característicos en escaladores experimentados al utilizar presas tipo “*crimp*” (regleta), en comparación con personas sin experiencia. Esto respalda por qué, tanto en hombres como en mujeres, los escaladores avanzados superan en fuerza con regleta a los sedentarios.

Se observó también que los escaladores avanzados (hombres y mujeres), así como las escaladoras intermedias, dentro de sus respectivas categorías, generaron una fuerza de agarre significativamente mayor con romo y regleta en comparación con el agarre tipo pinza. Sucede que la pinza utilizada presentaba una considerable separación entre los puntos de apoyo para los dedos, lo cual probablemente dificultó la aplicación de fuerza frente a los otros tipos de agarre. Amca et al. (2012) respaldan esta idea al reportar que el tamaño o el ancho del agarre influye en la capacidad de generar fuerza máxima.

Del mismo modo que Saul et al. (2019) encontraron que los escaladores pueden desarrollar mayor fuerza de pinza en comparación con no escaladores, en el presente estudio sí se identificaron diferencias significativas entre categorías para este tipo de agarre, observándose que las escaladoras avanzadas generaron una fuerza considerablemente mayor que las participantes sedentarias. Esto respalda la idea de que el entrenamiento específico permite mejorar incluso en el agarre tipo pinza, considerado uno de los más desafiantes. Asimismo, de forma similar a lo reportado por Amca et al. (2012), no se observaron diferencias significativas entre la fuerza generada con romo y regleta entre las distintas categorías de

participantes, lo cual puede indicar un desempeño similar en estos dos tipos de agarre en términos de fuerza máxima.

Pico normalizado de la fuerza de reacción del suelo

En mujeres existieron diferencias significativas en la fuerza de reacción del suelo pico entre las distintas categorías de participantes, y también por el tipo de agarre utilizado.

Durante la fase de levantamiento de agarre, las escaladoras avanzadas generaron una mayor fuerza de reacción del suelo pico en relación con las escaladoras intermedias y sedentarias. Además, la fuerza de reacción pico con pinza resultó ser menor que con romo y regleta. Aunque evaluado en atletas de una disciplina diferente (jugadores élite de bádminton) Prajongjai et al. (2023) también reportan que levantar diferentes tipos de agarre durante una tracción isométrica a medio muslo tiene un efecto significativo en esta variable. Los jugadores de bádminton con mayor fuerza de agarre también tendieron a exhibir valores de fuerza vertical contra el suelo más altos. Esto sugiere que una mayor capacidad de generar fuerza de agarre podría estar relacionada con una mayor transmisión de fuerza desde el tren superior hacia el suelo.

En hombres, las diferencias significativas se explican por la interacción entre el tipo de agarre y el nivel de experiencia del participante. Los escaladores avanzados logran aplicar más fuerza vertical contra el suelo que los sedentarios al levantar los agarres romo y regleta. Con el agarre romo también aplican más fuerza que los intermedios. En una revisión literaria sobre factores clave para el éxito en la escalada, Saul et al. (2019) encontraron que los escaladores tienen mejores estrategias de postura con los agarres tipo romo y regleta, posiblemente por su anticipación al desequilibrio, y su entrenamiento en tracción y estabilidad. Aunque en general se evalúa el agarre de escaladores en paredes o tablas de suspensión de escalada, es esperable

que estos atletas sigan presentando una mayor capacidad de propulsión y control postural en el ejercicio de *Armlifting*.

En todos los grupos del sexo masculino (sedentarios, intermedios y avanzados), la fuerza de reacción del suelo pico con pinza es menor que con romo. Esto puede explicarse por el hecho de que con el agarre tipo pinza los participantes levantan menos carga, configurada al 70% de la fuerza máxima que ejercieron con este agarre en kilogramos fuerza. Al levantar menos peso, el esfuerzo necesario contra el suelo también es menor, resultando en porcentajes más bajos de fuerza con respecto a su propio peso corporal.

Cabe destacar además que en escaladores avanzados hombres, la fuerza vertical más alta aplicada con romo también supera a la de regleta. Incluso dentro del grupo más fuerte, el romo permite levantar mayor peso que la regleta (posiblemente por su mayor superficie de contacto), lo cual exige una mayor demanda de fuerza vertical. Así, los escaladores avanzados superan su propio peso corporal con mayor facilidad en romo, reflejando no solo su fuerza, sino también cómo el tipo de agarre influye en la carga a soportar y el esfuerzo biomecánico del participante.

Rango de movimiento en flexión-extensión

Durante la fase de levantamiento del agarre, se observó que el rango de movimiento en flexión-extensión de tobillos fue menor con el agarre tipo pinza que con el romo en participantes hombres. Con la pinza, los participantes tendían a tener más dificultad para retornar a una postura erguida, a diferencia del romo, que permitía levantar el agarre con mayor facilidad. En consecuencia, los escaladores presentaban una postura más eficiente, expresada en una mayor elevación de los tobillos (amplitud articular). En línea con esto, Baláš et al. (2012) observaron que escaladores élite masculinos tenían un mejor desempeño en la elevación de pies y extensión de piernas en diferentes pruebas de desempeño de escalada.

Por otro lado, las escaladoras intermedias mostraron mayor movilidad de cadera que las participantes sedentarias. Esto se contrasta con el estudio de Torres et al. (2023), que evaluó parámetros de flexibilidad y movilidad en escaladores y no escaladores, y reportó que los escaladores avanzados presentaron mejores resultados en pruebas de flexión y abducción de cadera (particularmente con la prueba adaptada de elevación del pie de Grant) que los no escaladores, e incluso que los escaladores intermedios.

Finalmente, los escaladores avanzados mostraron un mayor rango de movimiento pélvico durante la fase de levantamiento del agarre en comparación con los sedentarios, lo que sugiere una mayor capacidad de compensación técnica y control motor. Estos resultados concuerdan con los hallazgos de van Bergen et al. (2023), quienes describieron que atletas experimentados presentan un control más eficiente de la pelvis tras movimientos dinámicos, realizando transiciones más rápidas entre fases sin detenerse en posiciones intermedias. De forma complementaria, Ramírez et al. (2024) reportaron que el rango de movimiento y la coordinación lumbo-pélvica aumentan en condiciones de alta exigencia, como los levantamientos al fallo con carga, lo cual refuerza la idea de que un mayor nivel de entrenamiento, como el observado en los escaladores avanzados, contribuye a una mayor movilidad y control postural de la pelvis.

Mediana de la Frecuencia de EMG

Durante la fase de levantar y sostener el agarre hasta el fallo (conectado a un peso al 70% de la fuerza máxima que puede hacer con el agarre), en hombres y mujeres la pinza indujo un mayor nivel de fatiga muscular que el romo en el Extensor Radial Largo del Carpo. En el estudio de Souza et al. (2017), aunque no compara directamente diferentes tipos de agarre, se proporciona evidencia de que actividades motrices finas del agarre en pinza pueden generar fatiga significativa en los músculos extensores de la muñeca, detectada a través de la

disminución de su frecuencia mediana en el análisis de EMG. Posiblemente el agarre tipo pinza exige más activación sostenida de los músculos extensores del antebrazo debido a su menor superficie de contacto y mayor estabilización de muñeca requerida.

En cambio, en el Deltoide Anterior de hombres, sostener el agarre tipo pinza generó menos fatiga que los agarres romo y regleta. Al ser la pinza el agarre en el que los participantes podían ejercer menor fuerza máxima puede suponerse una menor participación del hombro en estabilización o tracción, reduciendo la carga en el Deltoide Anterior. En cambio, los agarres romo y regleta, al permitir levantar más carga, exigen más participación del hombro, lo que explica la mayor fatiga observada en ese músculo.

Tanto en hombres como en mujeres, los participantes sedentarios experimentaron un mayor nivel de fatiga muscular en el Flexor Profundo de los Dedos en comparación con los escaladores avanzados. De manera similar, Vigouroux y Quaine (2006) reportaron que, durante simulaciones de esfuerzo de dedos con agarres de escalada, las frecuencias medianas electromiográficas de los músculos Flexores Superficial y Profundo de los Dedos disminuyeron en mayor medida en no escaladores que en escaladores. Estos hallazgos respaldan la idea de que los individuos sedentarios, al no estar entrenados para soportar esfuerzos prolongados, presentan una menor capacidad de resistencia muscular y una mayor tasa de fatiga en los músculos profundos del antebrazo.

Duración de sostener agarre

En la duración de sostener el agarre hasta el fallo, se encontró una diferencia significativa en la interacción entre tipo de agarre y categoría de participante en hombres. Los escaladores intermedios sostuvieron el agarre tipo pinza durante más tiempo que el romo, y también superaron en tiempo a los escaladores avanzados y a los sedentarios. Una posible explicación es que los escaladores intermedios recibieron una carga asignada

proporcionalmente menor (70% de su fuerza máxima en pinza) en comparación con los avanzados, lo que permitió que el esfuerzo que debían hacer fuese más sostenible a lo largo del tiempo. Además, su entrenamiento, aunque inferior al de los avanzados, probablemente les proporciona una mejor resistencia muscular que la observada en los participantes sedentarios. Esto coincide con lo reportado en estudios de resistencia isométrica, donde cargas relativas más bajas permiten mantener contracciones por períodos más largos antes del fallo (Hunter et al., 2004).

Por otro lado, no se observaron diferencias significativas en la duración de sostener el agarre en mujeres ni en las comparaciones generales entre tipos de agarre o categorías. Esto puede deberse a que la carga utilizada se ajustó individualmente al 70% de la fuerza máxima de cada participante, considerando los distintos niveles de fuerza de cada sujeto. Bajo este enfoque, es esperable que la duración hasta el fallo tienda a ser similar, ya que todos los participantes enfrentaban un esfuerzo diseñado para representar una exigencia comparable para la capacidad de cada persona.

CONCLUSIONES

Este estudio cumplió con el objetivo general de realizar un análisis biomecánico del ejercicio de *Armlifting* en diferentes tipos de agarre, comparando a escaladores de niveles intermedio y avanzado con personas sedentarias. Se analizaron métricas de fuerza, activación muscular, cinemática y duración hasta el fallo, encontrando diferencias significativas que respaldan las hipótesis planteadas. Se identificaron interacciones importantes entre el tipo de agarre y la categoría del participante, especialmente en hombres, y se confirmó que el entrenamiento en escalada ofrece ventajas biomecánicas medibles en el ejercicio de *Armlifting*.

En resumen, los escaladores avanzados presentaron mayor fuerza máxima con el agarre tipo romo frente a los escaladores intermedios y personas sedentarias, y menor fatiga en ciertos músculos del antebrazo en comparación con los no escaladores, como en el Flexor Profundo de los Dedos. También se resalta un mayor control postural en quienes practican la escalada, reflejado en un rango de movimiento articular más amplio. Las escaladoras intermedias, por ejemplo, mostraron mayor movilidad de cadera, y los escaladores avanzados mayor movilidad pélvica en comparación con los sedentarios. A su vez, los hombres escaladores avanzados superaron consistentemente a los intermedios y sedentarios en la fuerza vertical aplicada contra el suelo al levantar el agarre de romo. No obstante, los escaladores intermedios sostuvieron el agarre tipo pinza durante más tiempo que los escaladores avanzados y los participantes sedentarios.

Más allá de los hallazgos, este trabajo aporta información útil sobre el *Armlifting* como método de evaluación de fuerza de agarre, extendiendo los conocimientos existentes de esta disciplina en un contexto biomecánico, tanto en quienes la desarrollan activamente, como los escaladores, como en quienes llevan un estilo de vida sedentario. Asimismo, enriquece la

literatura al realizar comparaciones entre diferentes niveles de escaladores con diversos agarres en este ejercicio.

En el contexto ecuatoriano, donde hay poca investigación biomecánica sobre deportes, este trabajo puede contribuir al diseño de entrenamientos de *Armlifting* más seguros para escaladores y personas que inician esta práctica, optimizando la selección de agarres según el nivel de experiencia del participante y reduciendo el riesgo de lesiones. A nivel internacional, podría permitir comparar el desempeño de participantes con distintos niveles de entrenamiento, contribuyendo al entendimiento de cómo el tipo de agarre y la experiencia influyen en el rendimiento en tareas de tracción isométrica máxima.

Finalmente, aunque el estudio cumplió con sus objetivos, se reconocen limitaciones que deben considerarse. Entre ellas se destacan el desbalance en el número de participantes por grupo, la dificultad para ajustar el peso de los ejercicios al fallo a exactamente el 70% de la fuerza máxima ejercida por agarre, ya que la máquina de ejercicio solo permitía incrementos de 5 en 5 kg, y el diseño del agarre tipo pinza, que pudo no haber sido óptimo para todas las manos. Se recomienda que futuras investigaciones incorporen nuevas métricas, como la evaluación de la musculatura del tronco o de los miembros inferiores, el análisis de asimetrías al comparar la fuerza del otro brazo, y que además se complemente el análisis con pruebas específicas durante movimientos de escalada. Dentro de la estadística, considerar el efecto del sexo como factor estadístico permitiría un estudio más preciso para los deportistas; sin embargo, en la escalada la categorización de hombres y mujeres es diferente.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Akinnola, O. O., Vardakastani, V., & Kedgley, A. E. (2020). Identifying tasks to elicit maximum voluntary contraction in the muscles of the forearm. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 55. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102463>
- Amca, A. M., Vigouroux, L., Aritan, S., & Berton, E. (2012). Effect of hold depth and grip technique on maximal finger forces in rock climbing. *Journal of Sports Sciences*, 30(7), 669–677. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.658845>
- Amell, T. K., Kumar, S., Narayan, Y., & Gil Coury, H. C. (2000). Effect of trunk rotation and arm position on gross upper extremity adduction strength and muscular activity. *Ergonomics*, 43(4), 512–527. <https://doi.org/10.1080/001401300184387>
- Baláš, J., Pecha, O., Martin, A. J., & Cochrane, D. (2012). Hand-arm strength and endurance as predictors of climbing performance. *European Journal of Sport Science*, 12(1), 16–25. <https://doi.org/10.1080/17461391.2010.546431>
- Beall, D. (2023). *How to Train Finger Strength for Climbing [Block Pulls Guide]*. YouTube. https://www.youtube.com/watch?v=I_-YapmymjA
- Boccia, G., Pizzigalli, L., Formicola, D., Ivaldi, M., & Rainoldi, A. (2015). Higher Neuromuscular Manifestations of Fatigue in Dynamic than Isometric Pull-Up Tasks in Rock Climbers. *Journal of Human Kinetics*, 47(1), 31–39. <https://doi.org/10.1515/hukin-2015-0059>
- Correa Morales, J. C., & Salazar Uribe, J. C. (2016). Introducción a los modelos mixtos. *Escuela de Estadística*.
- Costa, S., Marques, I. A., Bevilacqua, A., Rabelo, A., Luiz, L., Cabral, A., ... & de Oliveira Andrade, A. (2023). Biomechanical Evaluation of an Exoskeleton for Rehabilitation of Individuals with Parkinson's Disease. *IRBM*, 44(1), 100741.
- Ferrer-Uris, B., Arias, D., Torrado, P., Marina, M., & Busquets, A. (2023). Exploring forearm muscle coordination and training applications of various grip positions during maximal isometric finger dead-hangs in rock climbers. *PeerJ*, 11, e15464.
- Hellig, T., Johnen, L., Mertens, A., Nitsch, V., & Brandl, C. (2020). Prediction model of the effect of postural interactions on muscular activity and perceived exertion. *Ergonomics*, 63(5), 593–606. <https://doi.org/10.1080/00140139.2020.1740333>
- Konrad, P. (2005). The abc of emg. *A practical introduction to kinesiological electromyography*, 1(2005), 30-5.
- Lee, S. Y., Son, D. H., & Lee, Y. J. (2020). Relationship between sedentary time and handgrip strength in healthy Korean women: Korea National Health and Nutrition Examination Survey 2014–2016. *Korean Journal of Family Medicine*, 41(6), 422.
- Liu, W., Leong, D. P., Hu, B., AhTse, L., Rangarajan, S., Wang, Y., ... & Li, W. (2021). The association of grip strength with cardiovascular diseases and all-cause mortality in

- people with hypertension: Findings from the Prospective Urban Rural Epidemiology China Study. *Journal of sport and health science*, 10(6), 629-636.
- Parra-Soto, S., Tumblety, C., Ho, F. K., Pell, J. P., & Celis-Morales, C. (2022). Associations between relative grip strength and the risk of 15 cancer sites. *American journal of preventive medicine*, 62(2), e87-e95.
- Prajongjai, V., Pramkratok, W., & Songsupap, T. (2023). Influence of grip type on peak force during isometric mid-thigh pull and its relationship with hand grip strength in elite badminton players. *Journal of Physical Education and Sport*, 23(8), 2099–2105.
- Quaine, F., Vigouroux, L., & Martin, L. (2003). Finger flexors fatigue in trained rock climbers and untrained sedentary subjects. *International journal of sports medicine*, 24(06), 424-427.
- Ramírez, V. J., Bazrgari, B., Spencer, A., Gao, F., & Samaan, M. A. (2024). Influence of Repetitions-to-Failure Deadlift on Lumbo-Pelvic Coordination, With and Without Body Armor. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 10-1519.
- Ramsey, K. A., Rojer, A. G., D'Andrea, L., Otten, R. H., Heymans, M. W., Trappenburg, M. C., ... & Maier, A. B. (2021). The association of objectively measured physical activity and sedentary behavior with skeletal muscle strength and muscle power in older adults: A systematic review and meta-analysis. *Ageing research reviews*, 67, 101266.
- Rezende, M. A. G., Akinnola, O. O., & Kedgley, A. E. (2023). Uniformity of performance during the collection of maximum voluntary contraction tasks for the muscles of the forearm. *bioRxiv*, 2023-03.
- Saul, D., Steinmetz, G., Lehmann, W., & Schilling, A. F. (2019). Determinants for success in climbing: A systematic review. In *Journal of Exercise Science and Fitness* (Vol. 17, Issue 3, pp. 91–100). Elsevier (Singapore) Pte Ltd.
<https://doi.org/10.1016/j.jesf.2019.04.002>
- Söderqvist, K., Ideteg, F., Zimmerman, J., Senorski, E. H., Sansone, M., & Hedelin, H. (2024). Validity and Reliability of Finger-Strength Testing in 6 Common Grip Techniques for the Assessment of Bouldering Ability in Men. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 19(3), 290–298.
<https://doi.org/10.1123/ijsp.2023-0129>
- Souza, V. K., Claudino, A. F., Kuriki, H. U., Marcolino, A. M., Fonseca, M. de C. R., & Barbosa, R. I. (2017). Fadiga dos músculos extensores do punho diminui a força de preensão palmar. *Fisioterapia e Pesquisa*, 24(1), 100–106.
<https://doi.org/10.1590/1809-2950/17328524012017>
- Stock, M. S., Bodden, M. E., Bloch, J. M., Starnes, K. L., Rodriguez, G., & Girts, R. M. (2022). Acute, Non-Specific Low Back Pain Does Not Impair Isometric Deadlift Force or Electromyographic Excitation: A Cross-Sectional Study. *Sports*, 10(11).
<https://doi.org/10.3390/sports10110168>

- The MathWorks, Inc. (2024). *MATLAB R2024a* [Software]. The MathWorks, Inc.
<https://www.mathworks.com>
- Torres, B., Cunha, N., & Silva, B. (2023). Flexibility and mobility parameters in climbers and non-climbers. *Sustainability and Sports Science Journal*, 1(2), 73-84.
- Úbeda Palomares, A. B. (2004). Valoración de la fuerza de agarre en escaladores. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte*, 14.
- van Bergen, N. G., Soekarjo, K., Van der Kamp, J., & Orth, D. (2023). Reliability and Validity of Functional Grip Strength Measures Across Holds and Body Positions in Climbers: Associations With Skill and Climbing Performance. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 94(3), 627–637.
<https://doi.org/10.1080/02701367.2022.2035662>
- Vigouroux, L., & Quaine, F. (2006). Fingertip force and electromyography of finger flexor muscles during a prolonged intermittent exercise in elite climbers and sedentary individuals. *Journal of Sports Sciences*, 24(2), 181–186.
<https://doi.org/10.1080/02640410500127785>
- Walsh, A., Seifert, L., Button, C., Vial, S., & Croft, J. (2023). The effect of fatigue on climbing fluidity and hand movements. *Sports Biomechanics*, 1-13.
<https://doi.org/10.1080/14763141.2023.2182703>

ANEXO A: TABLA DE TEST DE TIPO 3 DE EFECTOS FIJOS PARA LA MEDIANA DE LA FRECUENCIA DE EMG EN PARTICIPANTES MUJERES

	Valor P							
Efecto	Extensor Radial Largo del Carpo	Flexor Profundo de los dedos	Braquiorradial	Flexor Radial del Carpo	Flexor Superficial de los dedos	Extensor común de los dedos	Deltoide Anterior	Bíceps
Categoría	0.988	<u>0.035</u>	0.963	0.647	0.625	0.143	0.396	<u>0.043</u>
Tipo de agarre	<u>0.003</u>	<u>0.013</u>	<u>< .0001</u>	0.870	0.104	<u>0.023</u>	0.138	0.231
Categoría x Tipo de agarre	0.894	0.699	0.464	0.375	0.145	0.983	0.364	0.465

ANEXO B: TABLA DE DIFERENCIAS DE MEDIAS DE MÍNIMOS CUADRADOS PARA LA MEDIANA DE LA FRECUENCIA DE EMG EN PARTICIPANTES MUJERES

Mediana de la Frecuencia de la señal de EMG (Hz) - Mujeres					
Extensor Radial Largo del Carpo					
Efecto significativo	Categoría	Tipo de agarre	P ajustado	Media	Error estándar
Tipo de agarre		Pinza	0.002	58.70	± 3.39
		Romo		73.85	± 3.39
Extensor Común de los dedos					
Tipo de agarre		Pinza	0.017	77.25	± 4.58
		Romo		88.68	± 4.58
Braquiorradial					
Tipo de agarre		Pinza	<.0001	56.24	± 2.21
		Romo		67.34	± 2.21
Tipo de agarre		Pinza	0.010	56.24	± 2.21
		Regleta		62.53	± 2.21
Flexor Profundo de los dedos					
Tipo de agarre		Pinza	0.015	78.05	± 3.65
		Regleta		86.73	± 3.65
Categoría	Sedentario		0.042	73.56	± 5.94
	Avanzado			92.88	± 4.85
Bíceps					
Categoría	Sedentario		0.045	42.75	± 3.10
	Avanzado			52.73	± 2.53

ANEXO C: TABLA DE TEST DE TIPO 3 DE EFECTOS FIJOS PARA LA MEDIANA DE LA FRECUENCIA DE EMG EN PARTICIPANTES HOMBRES

	Valor P							
Efecto	Extensor Radial Largo del Carpo	Flexor Profundo de los dedos	Braquiorradial	Flexor Radial del Carpo	Flexor Superficial de los dedos	Extensor común de los dedos	Deltoide Anterior	Bíceps
Categoría	<u>0.041</u>	<u>0.003</u>	0.564	0.483	0.562	0.425	0.642	0.333
Tipo de agarre	<u>0.006</u>	0.071	0.076	0.187	0.067	0.440	<u><.0001</u>	0.758
Categoría x Tipo de agarre	0.934	0.995	0.252	0.405	0.443	0.175	0.072	0.379

ANEXO D: TABLA DE DIFERENCIAS DE MEDIAS DE MÍNIMOS CUADRADOS PARA LA MEDIANA DE LA FRECUENCIA DE EMG EN PARTICIPANTES HOMBRES

Mediana de la Frecuencia de la señal de EMG (Hz) - Hombres					
Extensor Radial Largo del Carpo					
Efecto significativo	Categoría	Tipo de agarre	P ajustado	Media	Error estándar
Categoría	Avanzado		0.038	72.06	± 2.30
	Sedentario			61.63	± 3.39
Tipo de agarre		Pinza	0.004	61.82	± 2.37
		Romo		70.48	± 2.37
Flexor Profundo de los dedos					
Categoría	Avanzado		0.002	117.44	± 6.06
	Sedentario			78.77	± 8.92
Deltoide Anterior					
Tipo de agarre		Pinza	< 0.0001	57.72	± 3.26
		Romo		43.96	± 3.26
Tipo de agarre		Pinza	< 0.0001	57.72	± 3.26
		Regleta		45.24	± 3.26

ANEXO E: TABLA DE TEST DE TIPO 3 DE EFECTOS FIJOS PARA EL RANGO DE MOVIMIENTO ARTICULAR EN PARTICIPANTES MUJERES

	Valor P								
Efecto	Rodill. dcha.	Rodill. izq.	Cadera dcha.	Cadera izq.	Tobillo dcho.	Tobillo izq.	Pelvis	Tórax	Cuello
Categoría	0.750	0.606	<u>0.044</u>	0.202	0.836	0.960	0.463	0.066	0.774
Tipo de agarre	0.468	0.820	0.089	<u>0.007</u>	0.093	0.399	0.402	0.080	0.766
Categoría x Tipo de agarre	0.570	0.530	0.319	0.302	0.297	0.450	0.498	0.815	0.629

ANEXO F: TABLA DIFERENCIAS DE MEDIAS DE MÍNIMOS CUADRADOS PARA EL RANGO DE MOVIMIENTO ARTICULAR EN PARTICIPANTES MUJERES

Rango de movimiento (°) - Mujeres					
Cadera derecha en Flexión-Extensión					
Efecto significativo	Categoría	Tipo de agarre	P ajustado	Media	Error estándar
Categoría	Sedentario		0.037	76.92	± 4.25
	Intermedio			92.38	± 4.25
Cadera izquierda en Flexión-Extensión					
Tipo de agarre		Pinza	0.010	87.95	± 2.66
		Romo		83.30	± 2.66
Tipo de agarre		Regleta	0.029	87.33	± 2.66
		Romo		83.30	± 2.66

ANEXO G: TABLA DE TEST DE TIPO 3 DE EFECTOS FIJOS PARA EL RANGO DE MOVIMIENTO ARTICULAR EN PARTICIPANTES HOMBRES

	Valor P								
Efecto	Rodill. dcha.	Rodill. izq.	Cadera dcha.	Cadera izq.	Tobillo dcho.	Tobillo izq.	Pelvis	Tórax	Cuello
Categoría	0.498	0.819	0.279	0.416	0.407	0.915	<u>0.014</u>	0.965	0.452
Tipo de agarre	0.148	0.249	0.068	0.240	<u>0.009</u>	<u>0.039</u>	0.267	0.122	0.376
Categoría x Tipo de agarre	0.179	0.090	0.491	0.364	0.283	0.097	0.931	0.851	0.527

**ANEXO H: TABLA DE DIFERENCIAS DE MEDIAS DE MÍNIMOS CUADRADOS
PARA EL RANGO DE MOVIMIENTO ARTICULAR EN PARTICIPANTES
HOMBRES**

Rango de movimiento (°) - Hombres					
Tobillo derecho en Flexión-Extensión					
Efecto significativo	Categoría	Tipo de agarre	P ajustado	Media	Error estándar
Tipo de agarre		Pinza	0.009	19.51	± 1.77
		Romo		24.27	± 1.77
Tobillo izquierdo en Flexión-Extensión					
Tipo de agarre		Pinza	0.031	17.03	± 1.75
		Romo		20.09	± 1.75
Pelvis en Flexión-Extensión					
Categoría	Avanzado		0.018	9.92	± 1.14
	Sedentario			4.17	± 1.68

**ANEXO I: TABLA DE TEST DE TIPO 3 DE EFECTOS FIJOS PARA PICO
NORMALIZADO DE LA FUERZA DE REACCIÓN DEL SUELO EN
PARTICIPANTES MUJERES**

Efecto	Valor P
Categoría	<u>0.0011</u>
Tipo de agarre	<u>< 0.0001</u>
Categoría x Tipo de agarre	0.1043

**ANEXO J: TABLA DE DIFERENCIAS DE MEDIAS DE MÍNIMOS CUADRADOS
PARA EL PICO NORMALIZADO DE LA FUERZA DE REACCIÓN DEL SUELO
EN PARTICIPANTES MUJERES**

Pico Normalizado de la Fuerza de Reacción del Suelo (%BW) - Mujeres					
Efecto significativo	Categoría	Tipo de agarre	P ajustado	Media	Error estándar
Categoría	Avanzado		0.001	153.66	± 3.92
	Sedentario			130.40	± 4.80
Categoría	Avanzado		0.015	153.66	± 3.92
	Intermedio			135.40	± 4.80
Tipo de agarre		Romo	< 0.0001	156.30	± 3.32
		Pinza		123.92	± 3.32
Tipo de agarre		Romo	< 0.0001	156.30	± 3.32
		Regleta		139.24	± 3.32
Tipo de agarre		Pinza	0.0004	123.92	± 3.32
		Regleta		139.24	± 3.32

**ANEXO K: TABLA DE TEST DE TIPO 3 DE EFECTOS FIJOS PARA PICO
NORMALIZADO DE LA FUERZA DE REACCIÓN DEL SUELO EN
PARTICIPANTES HOMBRES**

Efecto	Valor P
Categoría	< 0.0001
Tipo de agarre	< 0.0001
Categoría x Tipo de agarre	<u>0.017</u>

**ANEXO L: TABLA DE DIFERENCIAS DE MEDIAS DE MÍNIMOS CUADRADOS
PARA EL PICO NORMALIZADO DE LA FUERZA DE REACCIÓN DEL SUELO
EN PARTICIPANTES HOMBRES**

Pico Normalizado de la Fuerza de Reacción del Suelo (%BW) - Hombres					
Efecto significativo	Categoría	Tipo de agarre	P ajustado	Media	Error estándar
Categoría x Tipo de agarre	Intermedio	Pinza	0.003	130.25	± 6.64
	Intermedio	Romo		159.59	± 6.64
	Intermedio	Romo	0.013	159.59	± 6.64
	Avanzado	Romo		189.66	± 4.51
	Avanzado	Pinza	< 0.0001	138.25	± 4.51
	Avanzado	Romo		189.66	± 4.51
	Avanzado	Pinza	0.0001	138.25	± 4.51
	Avanzado	Regleta		162.83	± 4.51
	Avanzado	Romo	< 0.0001	189.66	± 4.51
	Avanzado	Regleta		162.83	± 4.51
	Avanzado	Romo	0.0003	189.66	± 4.51
	Sedentario	Romo		149.03	± 6.64
	Avanzado	Regleta	0.003	162.83	± 4.51
	Sedentario	Regleta		129.15	± 6.64
	Sedentario	Pinza	0.013	123.26	± 6.64
	Sedentario	Romo		149.03	± 6.64

**ANEXO M: TABLA DE TEST DE TIPO 3 DE EFECTOS FIJOS PARA LA FUERZA
MÁXIMA DE AGARRE EN PARTICIPANTES MUJERES**

Efecto	Valor P
Categoría	< 0.0001
Tipo de agarre	< 0.0001
Categoría x Tipo de agarre	<u>0.015</u>

ANEXO N: TABLA DE DIFERENCIAS DE MEDIAS DE MÍNIMOS CUADRADOS PARA LA FUERZA MÁXIMA DE AGARRE EN PARTICIPANTES MUJERES

Fuerza Máxima (kgf) - Mujeres					
Efecto significativo	Categoría	Tipo de agarre	P ajustado	Media	Error estándar
Categoría x Tipo de agarre	Sedentario	Pinza	0.0001	7.22	± 2.18
	Sedentario	Romo		23.52	± 2.18
	Sedentario	Pinza	0.040	7.22	± 2.18
	Sedentario	Regleta		17.22	± 2.18
	Sedentario	Pinza	0.038	7.22	± 2.18
	Avanzado	Pinza		16.83	± 1.78
	Sedentario	Romo	< 0.0001	23.52	± 2.18
	Avanzado	Romo		43.95	± 1.78
	Sedentario	Regleta	< 0.0001	17.22	± 2.18
	Avanzado	Regleta		36.83	± 1.78
	Avanzado	Pinza	< 0.0001	16.83	± 1.78
	Avanzado	Romo		43.95	± 1.78
	Avanzado	Pinza	< 0.0001	16.83	± 1.78
	Avanzado	Regleta		36.83	± 1.78
	Avanzado	Romo	< 0.0001	43.95	± 1.78
	Intermedio	Romo		26.79	± 2.18
	Avanzado	Regleta	< 0.0001	36.83	± 1.78
	Intermedio	Regleta		20.66	± 2.18
	Intermedio	Pinza	0.0001	10.58	± 2.18
	Intermedio	Romo		26.79	± 2.18
	Intermedio	Pinza	0.038	10.58	± 2.18
	Intermedio	Regleta		20.66	± 2.18

ANEXO O: TABLA DE TEST DE TIPO 3 DE EFECTOS FIJOS PARA LA FUERZA MÁXIMA DE AGARRE EN PARTICIPANTES HOMBRES

Efecto	Valor P
Categoría	< 0.0001
Tipo de agarre	< 0.0001
Categoría x Tipo de agarre	<u>0.0025</u>

ANEXO P: TABLA DE DIFERENCIAS DE MEDIAS DE MÍNIMOS CUADRADOS PARA LA FUERZA MÁXIMA DE AGARRE EN PARTICIPANTES HOMBRES

Fuerza Máxima (kgf) - Hombres					
Efecto significativo	Categoría	Tipo de agarre	P ajustado	Media	Error estándar
Categoría x Tipo de agarre	Intermedio	Pinza	0.0069	19.00	± 4.99
	Intermedio	Romo		42.44	± 4.99
	Intermedio	Romo	0.0027	42.44	± 4.99
	Avanzado	Romo		68.40	± 3.39
	Avanzado	Pinza	< 0.0001	26.03	± 3.39
	Avanzado	Romo		68.40	± 3.39
	Avanzado	Pinza	< 0.0001	26.03	± 3.39
	Avanzado	Regleta		57.51	± 3.39
	Avanzado	Romo	< 0.0001	68.40	± 3.39
	Sedentario	Romo		33.08	± 4.99
	Avanzado	Regleta	< 0.0001	57.51	± 3.39
	Sedentario	Regleta		20.53	± 4.99

ANEXO Q: TABLA DE TEST DE TIPO 3 DE EFECTOS FIJOS PARA EL TIEMPO DE SOSTENER EL AGARRE EN PARTICIPANTES HOMBRES

Efecto	Valor P
Categoría	0.1242
Tipo de agarre	0.3241
Categoría x Tipo de agarre	<u>0.0094</u>

ANEXO R: TABLA DE DIFERENCIAS DE MEDIAS DE MÍNIMOS CUADRADOS PARA EL TIEMPO DE SOSTENER EL AGARRE EN PARTICIPANTES HOMBRES

Tiempo de sostener el agarre (s) - Hombres					
Efecto significativo	Categoría	Tipo de agarre	P ajustado	Media	Error estándar
Categoría x Tipo de agarre	Avanzado	Pinza	0.0192	54.54	± 5.95
	Intermedio	Pinza		94.60	± 9.23
	Sedentario	Pinza	0.0059	43.74	± 8.43
	Intermedio	Pinza		94.60	± 9.23
	Intermedio	Romo	0.0257	50.29	± 9.23
	Intermedio	Pinza		94.60	± 9.23