

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE CHIHUAHUA**  
**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA CULTURA FÍSICA**  
**SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO**



**INFLUENCIA DEL PORCENTAJE DE CARGA MÁXIMA EN LA  
ACTIVACIÓN MUSCULAR DE LA SENTADILLA.**

**TESIS PARA OBTENER EL GRADO DE:  
DOCTOR EN CIENCIAS DE LA CULTURA FÍSICA**

**PRESENTA:**

**VÍCTOR HUGO LÓPEZ TRUJILLO**

**DIRECTOR DE TESIS: DR. RAÚL JOSUÉ NÁJERA LONGORIA**

**ASESORES:**

**DRA. KARLA DOLORES BUSTAMANTE VALLES**

**DR. MARCO ANTONIO ÁVALOS ÁVALOS**

**DRA. SANDRA ALICIA REZA LÓPEZ**

**DRA. JUDITH MARGARITA RODRÍGUEZ VILLALOBOS**

**DR. DANIEL COMADURÁN MARQUEZ**

**CHIHUAHUA, CHIH., ENERO DE 2023**

# **UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE CHIHUAHUA**

## **FACULTAD DE CIENCIAS DE LA CULTURA FÍSICA**

El que suscribe, integrante del Núcleo Académico del Programa de Doctorado Interinstitucional en Ciencias de la Cultura Física de la Facultad de Ciencias de la Cultura Física de la Universidad Autónoma de Chihuahua.

### **CERTIFICA**

Que el presente trabajo titulado “Influencia del porcentaje de carga máxima en la activación muscular de la sentadilla.”, ha sido realizado bajo mi dirección en la Facultad de Ciencias de la Cultura Física, en convenio con el Centro de Investigación en Bioingeniería A.C., por el M.C. Víctor Hugo López Trujillo, para optar por el grado de:

### **DOCTOR EN CIENCIAS DE LA CULTURA FÍSICA**

Esta es una investigación original que ha sido realizada con rigor ético y científico, por lo que **autorizo** su presentación ante el grupo de sinodales correspondiente.

Para los fines a que haya lugar, se extiende la presente a los veintisiete días del mes de enero de dos mil veintitrés.

Atentamente

“Educar para la vida, a través del movimiento”



**Dr. Raúl Josué Nájera Longoria**  
Doctor en Ciencias de la Cultura Física  
FOD-UANL.

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE CHIHUAHUA**  
**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA CULTURA FÍSICA**  
**SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO**

El presente trabajo: “influencia del porcentaje de carga máxima en la activación muscular de la sentadilla” realizado por el Máster en Ciencias del Deporte Víctor Hugo López Trujillo, fue revisado por los docentes integrantes del Comité Tutorial quienes constataron y avalaron los cambios, avances y logros de esta investigación desde su inicio.

Asimismo; y de conformidad con el Reglamento Interno de la Facultad de Ciencias de la Cultura Física, el Reglamento General de Estudios de Posgrado y el Reglamento General Académico de la Universidad Autónoma de Chihuahua, ha sido APROBADO para su presentación y defensa para obtener el grado de:

**DOCTOR EN CIENCIAS DE LA CULTURA FISICA**

**COMITÉ TUTORIAL**

**DR. RAÚL JOSUÉ NÁJERA LONGORIA**

Director de tesis

  
**DR. MARCO ANTONIO ÁVALOS**

**ÁVALOS**

Asesor de tesis

  
**DR. DANIEL COMADURÁN MÁRQUEZ**

Asesor de tesis

  
**DRA. SANDRA ALICIA REZA LÓPEZ**

Asesora de tesis

  
**DRA. JUDITH MARGARITA RODRÍGUEZ VILLALOBOS**

Asesora de tesis

  
**DRA. KARLA DOLORES BUSTAMANTE VALLES**

Asesora de tesis


Chihuahua, Chih., Enero de 2023.

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE CHIHUAHUA**  
**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA CULTURA FÍSICA**  
**SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO**

El contenido del presente reporte de la investigación denominada “influencia del porcentaje de carga máxima en la activación muscular de la sentadilla”, realizado por el Máster en Ciencias del Deporte Víctor Hugo López Trujillo fue revisado y **APROBADO** por doctores externos al Comité Tutorial quienes constataron su calidad para ser presentado como opción a tesis de:

**DOCTORADO EN CIENCIAS DE LA CULTURA FÍSICA**

**REVISORES EXTERNOS**

  
**Dr. Marco Antonio Avalos Avalos**  
Rosalind Franklin University of  
Medicine and Science

  
**Dr. Daniel Comadurán Márquez**  
University of Calgary:  
Cumming School of Medicine

Persona de Contacto: **M.C. Víctor Hugo López Trujillo** Chihuahua, Chihuahua, México, Tel. +52 (614) 1979065, Correo electrónico: [vhlopez@uach.mx](mailto:vhlopez@uach.mx)

Para citar en APA 7: López, M.C. (2023). *Influencia del porcentaje de carga máxima en la activación muscular de la sentadilla*. [Tesis Doctoral, Universidad Autónoma de Chihuahua].

## CARTA ANTIPLAGIO

**M.A.R.H. CARLOS JAVIER ORTIZ RODRÍGUEZ**  
**DIRECTOR DE LA FACULTAD DE CIENCIAS DE LA CULTURA FÍSICA**  
**PRESENTE. -**

Por este conducto hago de su conocimiento que el trabajo de tesis titulado **“Influencia del porcentaje de carga máxima en la activación muscular de la sentadilla”**, realizado por las suscritas como requisito para realizar la titulación del programa de **Doctorado en Ciencias de la Cultura Física**, en la **Facultad de Ciencias de la Cultura Física** de la Universidad Autónoma de Chihuahua, fue revisado de manera previa a su presentación y defensa ante el jurado correspondiente, a través de la herramienta anti-plagio denominada **iThenticate®**.

Con base en la revisión realizada y el análisis del reporte de las similitudes encontradas por dicho software, no se identificaron elementos originales contenidos en alguna obra de terceros que se hagan pasar como propios por el autor del trabajo recepcional. Por ello, se considera que este trabajo presentado es resultado del esfuerzo individual de su autor y que se emplearon las normas y protocolos de citación pertinentes en su desarrollo, por lo cual, no infringe derechos intelectuales de terceros.

Sin otro particular por el momento, quedo de Usted.

Atentamente

Vo.Bo.

  
Estudiante

  
Director de tesis

175911

# ACTA DE EXAMEN DE GRADO



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE  
CHIHUAHUA

Número de acta: 055

Número de matrícula: 175911

## UNIVERSIDAD AUTONOMA DE CHIHUAHUA

En la ciudad de CHIHUAHUA, CHIH. a los 22 días del mes de FEBRERO del 2023, se reunieron en la:

### FACULTAD DE CIENCIAS DE LA CULTURA FISICA

#### ACTA DE EXAMEN DE GRADO

Los señores profesores: DR. C. GABRIEL GASTELUM CUADRAS, DR. C. MARCO ANTONIO ÁVALOS ÁVALOS, DR. C. RAUL JOSUE NAJERA LONGORIA, DRA. SANDRA ALICIA REZA LOPEZ y DRA. C. JUDITH MARGARITA RODRIGUEZ VILLALOBOS.

Bajo la presidencia del primero y fungiendo como secretario el último, para proceder AL EXAMEN DE GRADO de DOCTORADO EN CIENCIAS DE LA CULTURA FISICA del Candidato:

**VICTOR HUGO LOPEZ TRUJILLO**

quien para el efecto cumplió con anterioridad el requisito reglamentario siguiente:

**TESIS. INFLUENCIA DEL PORCENTAJE DE CARGA MÁXIMA EN LA ACTIVACIÓN MUSCULAR DE LA SENTADILLA**

Los señores sinodales replicaron al sustentante y terminada la réplica, después de debatir entre sí, reservada y libremente, lo declararon:

aprobado por unanimidad de votos

Acto continuo, el presidente del jurado le tomó la protesta de ley.



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE  
CHIHUAHUA  
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA  
CULTURA FISICA  
SECRETARIA DE INVESTIGACIÓN Y  
POSGRADO

DR. C. GABRIEL GASTELUM CUADRAS  
Presidente(a)

DR. C. MARCO ANTONJO AVALOS AVALOS  
Vocal 1

DR. C. RAUL JOSUE NAJERA LONGORIA  
Vocal 2

DRA. SANDRA ALICIA REZA LOPEZ  
Vocal 3

DRA. C. JUDITH MARGARITA RODRIGUEZ VILLALOBOS  
Secretario(a)

M.A.R.H. CARLOS JAVIER ORTIZ RODRIGUEZ  
Director(a)

El C. Director que suscribe, certifica que las firmas que aparecen en esta acta son auténticas.

CHIHUAHUA, CHIH. a 22 de FEBRERO del 2023.

## DEDICATORIAS

A mi madre, mi mayor formadora, facilitadora, mediadora y consejera. Que por medio de la palabra y el ejemplo me enseñó valores y principios que espero me guíen por el resto de mi vida. Que dentro de muchas cosas, me legaste estudio, carrera y profesión. Gracias por tu apoyo leal, cálido e incondicional.

A mi esposa, mi mayor compañera, que con tu cálido corazón brindas confianza, amor y felicidad. Agradezco tu apoyo fiel e incondicional en ésta y muchas aventuras.

A mi hija, chica ruda y llena de determinación, que de manera consciente e inconsciente brindas fuerza y motivación a tu padre en la búsqueda de un propósito.

A mi padre, hermanos, familia, colegas y amigos con los que he tenido la suerte de contar y disfrutar.

A dios, por ponerme en el camino de todas las personas antes mencionadas.

## AGRADECIMIENTOS

Agradezco a mi director de tesis el Dr. Raúl Josué Nájera Longoria, primero por la invitación a formar parte de su equipo de trabajo en investigación. En segundo por su apoyo en materia de orientación, coordinación y gestión de recursos. También a cada uno de mis asesores Dra. Karla Dolores Bustamante Valles, el Dr. Marco Antonio Ávalos Ávalos, el Dr. Daniel Comadurán Márquez, la Dra. Sandra Alicia Reza López y la Dra. Judith Margarita Rodríguez Villalobos, que han brindado su confianza, y han compartido su conocimiento, recursos y una valiosa cantidad de tiempo en la realización del presente estudio de investigación.

De la misma manera a la compañera de investigación, la Master Daniela Pacheco Díaz de León del CIBAC por su valiosa colaboración y asesoría, gracias.

A la Dra. Concepción Soto Valenzuela por su guía y acompañamiento a lo largo de toda esta aventura.

Finalmente, a todos aquellos colegas, compañeros y demás personas que de manera directa o indirecta apoyaron en la realización del presente estudio de investigación.



## RECONOCIMIENTO INSTITUCIONAL

El presente estudio fue realizado en distintas instituciones educativas del Estado de Chihuahua, entre ellas, la Facultad de Ciencias de la Cultura Física, de la Universidad Autónoma de Chihuahua, con ayuda de Servicios Educativos del Estado de Chihuahua y del *Centro de Investigación en Bioingeniería A.C.*, organismo que mediante su apoyo, se me permitió contar con la infraestructura y recursos requeridos para el presente trabajo de investigación, bajo la dirección del Dr. Raúl Josué Nájera Longoria y la asesoría de los doctores: Dra. Karla Dolores Bustamante Valles, Dr. Marco Antonio Ávalos Ávalos, Dr. Daniel Comadurán Márquez, Dra. Sandra Alicia Reza López y Dra. Judith Margarita Rodríguez Villalobos



1.6. Objetivo general -----	50	
1.7. Objetivos específicos-----	51	
CAPÍTULO II	MÉTODO -----	52
2.1. Sujetos o muestra -----	52	
2.2. Diseño de investigación y variables de estudio -----	53	
2.2.1. Variables de estudio -----	54	
2.3. Herramientas/Instrumentos -----	55	
2.4 Procedimiento -----	56	
2.5 Procesamiento de la señal de EMG-----	64	
2.6. Análisis estadístico-----	65	
CAPÍTULO III	RESULTADOS-----	67
CAPÍTULO IV	DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES -----	80
REFERENCIAS-----	91	
ANEXOS-----	101	
Anexo 1. Consentimiento informado para la prueba de esfuerzo en adultos aparentemente sanos (sin conocimiento o sospecha de enfermedades cardíacas y osteomusculares). -----	101	
Anexo 2. Indicaciones y recomendaciones para la ejecución de la prueba de 1RM y de actividad muscular con cargas ascendentes en la sentadilla. -----	104	
Anexo 3: Protocolo para obtención de 1RM -----	105	
Anexo 4. Formato de evaluación con cargas ascendentes -----	106	
Anexo 5. Escala de percepción del esfuerzo y de las repeticiones en reserva	107	

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2. 1. Posicionamiento de cada electrodo en relación con el músculo medido. -----	601
Tabla 3. 2. Datos generales de los sujetos evaluados (n=10) -----	677
Tabla 3. 3. Análisis de medidas repetidas de la media (DS) de la AM bajo las diferentes cargas de la %1RM, expresado en un porcentaje de la AMNorm1RM -----	688
Tabla 3. 4. Análisis del modelo lineal mixto de estimación de la $\beta$ (EE) de la AM, por efecto de la carga de trabajo en las diferentes fases de la SLB.-----	796

## INDICE DE FIGURAS

Figura 3. 1. Media (DS) del tiempo ejecución en las diferentes cargas de trabajo (%1RM) en fase de bajada (A) y subida (B) en SLB.-----	69
Figura 3. 2. Media (DS) de AMNorm1RM del VM y RF en la ejecución de las diferentes cargas de trabajo (%1RM) de la fase de bajada en SLB. -----	71
Figura 3. 3 Media (DS) de AMNorm1RM del GM y ST en la ejecución de la diferentes cargas de trabajo (%1RM) de la fase de bajada en SLB. -----	72
Figura 3. 4. Media (DS) de AMNorm1RM del VM y RF en la ejecución de las diferentes cargas de trabajo (%1RM) de la fase de subida en SLB -----	72
Figura 3. 5. Media (DS) de AMNorm1RM del GM y ST en la ejecución de las diferentes cargas de trabajo (%1RM) de la fase de subida en SLB. -----	73

Figura 3. 6. Media (DS) de los picos de AMNorm1RM del VM y RF en la ejecución de las diferentes cargas de trabajo (%1RM) de fase de bajada y de subida en SLB

----- 73

Figura 3. 7. Media (DS) de los picos de AMNorm1RM del GM y ST en la ejecución de las diferentes cargas de trabajo (%1RM) de fase de bajada y de subida en SLB

----- 74





## RESUMEN

El objetivo del presente estudio es analizar el efecto de diferentes cargas de trabajo sobre la activación muscular (AM) en la sentadilla libre con barra (SLB) en adultos jóvenes con experiencia previa en el entrenamiento resistido. Nuestra hipótesis inicial fue que el aumento de la carga de trabajo (%1RM) produciría un incremento significativo de la AM hasta llegar a un umbral (cercano a las cargas submáximas) que pasaría a convertirse en meseta.

Se realizó un protocolo experimental en donde se obtuvo la repetición máxima (1RM) y se analizó el efecto de ocho cargas ascendentes porcentuales (55, 60, 65, 70, 75, 80, 85 y 90%1RM) sobre la actividad eléctrica muscular en de la SLB. Para la medición de las señales de actividad muscular fueron requeridas técnicas de electromiografía superficial (sEMG), usando un Electromiógrafo (Delsys Trigno System) de hasta 16 canales inalámbricos con rango de 40m, ancho de banda de 20-450hz y una frecuencia de muestreo de 2,000c/s. Cuatro sensores inalámbricos fueron ubicados en el vientre de cada uno de los músculos analizados (vasto medio, recto femoral, glúteo mayor y semitendinoso) y la señal de estos fue capturada por medio del software Nexus 2.5.

La señal bruta de EMG obtenida de la pierna dominante de cada uno de los sujetos, fue procesada con ayuda del software EMGworks Analysis 4.0, lo cual incluye el filtrado, rectificado, suavizado y finalmente normalizado en base al pico



de actividad muscular obtenida de cada músculo durante la ejecución de la 1RM en SLB.

Se contó con la participación final de un total de 10 adultos jóvenes (edad  $26.5 \pm 3.0$  años, estatura  $170.9 \pm 7.8$ cm, peso  $77.0 \pm 11.4$ kg) con una 1RM promedio de  $121.3 \pm 25.9$ kg y un promedio de  $6.3 \pm 2.8$  años de experiencia previa en entrenamiento resistido.

En el análisis de los resultados, se identifica que en los cuatro músculos evaluados se produce un incremento de AM conforme al aumento de la 1RM, sin embargo, no se produce un aumento constante de la actividad muscular hasta llegar a un punto de meseta (plateau) como era esperado. Además, el término cuadrático no fue estadísticamente significativo.

Dicho lo anterior, la actividad muscular tiende a agruparse en estadios, en donde el umbral entre las cargas moderadas y altas refleja el punto de cambio, espacio en que la actividad de los músculos analizados aumenta de manera significativa.





## ABSTRACT

The aim of this study is to analyze the effect of different workloads on muscle activation (MA) during the free barbell back squat (BS) in young adults with previous resistance training experience. Our initial hypothesis was that the increase in workload (%1RM) would produce a significant increase in MA up to a threshold (close to submaximal loads) that would convert into a plateau.

An experimental protocol was conducted where the 1RM was obtained, we analyzed the effect of eight ascending workloads (55, 60, 65, 70, 75, 80, 85 y 90%1RM) over the muscle electrical activity produced in the BS. For measurement of RAW signals of muscular activity, surface EMG techniques were required, using an Electromyograph (Delsys Trigno System) with up to 16 wireless channels with a range of 40m, a bandwidth of 20-450hz and a sampling rate of 2,000s/s. Four wireless sensors were placed on the belly of each of the muscles analyzed (vastus medial, rectus femoris, gluteus maximus, and semitendinosus) and their signal was captured using the Nexus 2.5 software.

The raw EMG signal obtained from the dominant leg of each subject was processed in the EMGworks Analysis 4.0 software, including filtering, rectification, smoothing, and finally normalization based on peak muscular activity obtained from each muscle during the execution of the 1RM BS.



A total of 10 young adults assisted in the study, with age  $26.5 \pm 3.0$ , height of  $170.9 \pm 7.8$ cm, weight of  $77.0 \pm 11.4$ kg, 1RM of  $121.3 \pm 25.9$ kg, and  $6.3 \pm 2.8$  years of previous experience in resistance training.

In the analysis of the results, it is identified that the four muscles evaluated reflects an increase in MA according to the increase in 1RM, however, there is not a constant increase in muscle activity until reaching a plateau as expected. Furthermore, the quadratic term was not statistically significant.

Having said that, the muscle activity seems to group in stages, where the threshold between moderate and high loads seems to reflect the breaking point, a space in which the activity of the analyzed muscles increases significantly.



## CAPÍTULO I

## INTRODUCCIÓN

La comprensión de la anatomía funcional es parte esencial para establecer la relación entre la estructura del sistema musculoesquelético y las posibilidades de movimiento del cuerpo humano. En otras palabras, reconocer como los músculos producen movimiento al contraerse de manera individual y grupal, pueden sentar las bases para que el profesional del ejercicio comprenda las bases teóricas del entrenamiento para planificar mejores sesiones de entrenamiento de fuerza (Lee, 2007)

Dentro de las modalidades de ejercicio más implementadas, podemos identificar al entrenamiento resistido (de fuerza) como uno de alta trascendencia para diferentes actividades atléticas, debido al desarrollo de la fuerza muscular, la potencia, la velocidad, la resistencia muscular y la hipertrofia (Hughes et al., 2018).

También, en los años recientes se ha identificado de mejor forma el efecto y las recomendaciones del entrenamiento resistido en niños, adolescentes, adultos, adultos mayores y aquellos con necesidad de atención clínica (Hongu et al., 2015). De los efectos más reconocidos se encuentran aquellos que impactan de manera positiva en su condición física, tales como la mejora de sus habilidades motoras, el desarrollo de sus capacidades físicas condicionales, facilitar la independencia motriz, así como efectos positivos en la rehabilitación y la prevención de lesiones (Westcott, 2012). También es de aceptar otros beneficios



del entrenamiento resistido en la salud, incluyendo mejoras en la condición cardiovascular, la composición corporal, la densidad mineral ósea, los perfiles de lípidos en sangre, la sensibilidad a la insulina y el estado emocional (Stricker et al., 2020).

Es importante reconocer que toda adaptación muscular producida por efecto del entrenamiento resistido, es iniciada en primera instancia por una determinada activación neuromuscular en respuesta a una demanda de movimiento, la cual puede ser medida mediante el estudio de electromiografía superficial (sEMG).

La sEMG es considerada como una técnica segura, confiable y no invasiva que permite medir el nivel de activación eléctrica muscular resultante de la contracción de uno o varios grupos musculares como respuesta a una acción motriz (Winter, 2009).

El rango de movimiento, la velocidad de ejecución, la fatiga o la carga de trabajo parecen influir sobre la activación muscular (Konrad, 2005). El efecto de la carga es la de mayor interés para el presente estudio, debido a que evidencia actual reconoce que los cambios en la carga de trabajo durante el entrenamiento no sólo influyen en las respuestas neuromusculares, sino que también inducen adaptaciones metabólicas, hormonales y cardiopulmonares (B. J. Schoenfeld et al., 2021).



En el entrenamiento resistido, la prueba de una repetición máxima (1RM) es considerada como el estándar de oro para evaluar la fuerza muscular y dosificar la carga de trabajo. La 1RM, definida como la cantidad máxima de peso que puede ser levantado en una sola repetición, durante la ejecución de un ejercicio con la técnica correcta. Se considera como una prueba confiable, económica ya que no requiere equipo costoso de laboratorio y es relativamente simple de aplicar; que a la vez es sugerida como una prueba segura de aplicar en ramas del entrenamiento atlético, la salud, el acondicionamiento físico y la rehabilitación (Seo et al., 2012).

Existe evidencia de que la implementación de un mayor %1RM puede llegar a propiciar un reclutamiento superior de unidades motoras, así como y de mayor desarrollo de fuerza y masa muscular (Csapo & Alegre, 2016; B. J. Schoenfeld et al., 2014). No obstante, el aumento en el porcentaje de la 1RM (%1RM) también puede representar un incremento del estrés articular y neuromuscular durante la ejecución de un ejercicio (Ratamess, 2015).

Dentro de los ejercicios más utilizados y estudiados en el entrenamiento resistido y las pruebas de 1RM, podemos identificar al movimiento de la sentadilla. Al ser un ejercicio multiarticular de peso libre, que propicia un alto reclutamiento y acondicionamiento de los músculos extensores de la rodilla (cuádriceps), músculos extensores de cadera (isquiotibiales y glúteo mayor) y de otros músculos con función estabilizadora (erectores espinales y tríceps sural) (Myer et al., 2014).



El presente estudio busca reconocer y analizar el efecto del aumento de la carga de trabajo sobre la actividad muscular producida en la ejecución de la sentadilla libre con barra, sentado un punto de referencia para una óptima prescripción de la intensidad por parte aquellos especialistas que implementan el entrenamiento resistido con el objetivo de inducir al practicante a una diversidad de adaptaciones cronológicas.

## **1.1. Marco teórico**

### **1.1.1. Morfología y fisiología muscular.**

El músculo está compuesto por células especializadas conocidas como fibras musculares, las cuales presentan una forma alargada y estrecha cuando se encuentran en estado de relajación (Moore et al., 2013). Tiene la capacidad de activarse y generar una fuerza o tensión, acción que suele definirse como contracción muscular (Coburn & Malek, 2016). Es considerado como uno de los componentes básicos del movimiento humano, ya que una de sus principales funciones es la de convertir energía química en energía mecánica para generar tensión en sus extremos (contraerse), permitiendo la capacidad de oponerse o vencer a una resistencia, al generar fuerza, potencia, mantener una postura y en general producir un movimiento (Frontera & Ochala, 2015).



El músculo esquelético presenta la particularidad de contraerse bajo control voluntario, sin embargo, también produce movimientos automáticos de acción refleja o estereotipados, facilita la estabilidad entre huesos, articulaciones y otras estructuras (Coburn & Malek, 2016). Es uno de los tejidos más dinámicos y plásticos del cuerpo, componiendo alrededor del 40 al 45% del peso corporal y representando una fuente de entre el 50 y el 75% de las proteínas del cuerpo (Frontera & Ochala, 2015).

#### **1.1.1.1. Organización del músculo esquelético**

El músculo esquelético se compone de haces de fibras musculares conocidas como fascículos (Infantolino et al., 2012), los cuales a su vez se integran de conjuntos de fibras musculares aisladas y envueltas por una membrana plasmática conocida como sarcolema, la cual recibe y transmite estímulos provenientes de impulsos eléctricos denominados potenciales de acción (Shier et al., 2019).

En el interior del sarcolema, se encuentra una solución acuosa conocida como sarcoplasma, la cual presenta concentraciones de moléculas energéticas tales como: adenosín trifosfato (ATP), fosfocreatina, glucógeno y partículas de grasa. Suspendidos en el sarcoplasma se encuentran las mitocondrias cuya función se encuentra la de producir ATP dentro de la célula. También el retículo sarcoplasmático que almacena y libera calcio dentro del sarcoplasma cuando un



potencial de acción pasa al interior de la célula a través de los túbulos T, para facilitar y regular el proceso de contracción muscular (Coburn & Malek, 2016).

La fibra muscular se encuentran formada de estructuras paralelas en forma de columna conocidas como miofibrillas, compuestas a su vez por haces de filamentos gruesos (miosina) y de filamentos delgados (actina) responsables de la contracción muscular (Wilmore et al., 2012). Cada miofibrilla se forma de aproximadamente 1,500 filamentos de miosina y 3,000 filamentos de actina adyacentes uno del otro. Los filamentos de actina están unidos a estructuras conocidas como discos Z, los cuales separan a las miofibrillas en pequeñas porciones conocidas como sarcómeros (Guyton & Hall, 2019).

#### **1.1.1.1.1. Sarcómero**

El sarcómero es considerado como la unidad funcional y contráctil básica del músculo esquelético (Marzuca-Nassr et al., 2018). El sarcómero conforma el espacio entre una línea Z y otra adyacente. Por lo tanto, podemos decir que cada miofibrilla está compuesta por numerosos sarcómeros unidas y segmentadas por las líneas Z (discos), a los cuales, los filamentos de actina se encuentran anclados en uno de los extremos, y de ahí se extienden hacia el centro del sarcómero conocido como línea M (Wilmore et al., 2012)

Según la teoría de los filamentos deslizantes, los músculos son acortados o alargados debido a que los filamentos de actina y miosina se deslizan uno sobre





otro en dirección a la línea M, sin necesariamente cambiar la longitud de cada uno de estos (Coburn & Malek, 2014).

### **1.1.1.2. Potencial de acción**

El potencial de acción es un cambio rápido, repentino y transitorio del voltaje (potencial) de membrana, que se extiende rápidamente a lo largo de la membrana de la fibra nerviosa cuando ésta es estimulada, todo esto con el objetivo de transmitir una señal nerviosa al interior de la célula (Coburn & Malek, 2016). Su proceso comienza con un cambio súbito desde el potencial de membrana negativo (en reposo) hasta un potencial positivo, para después regresar rápidamente a su estado normal (Med.libretexts.org, 2021). Todo este proceso de potencial de cambio en la membrana puede ser desglosado en fase de reposo, fase de despolarización y fase de repolarización.

La fase de reposo, es aquella en donde el potencial de membrana se encuentra en estado basal, se dice que se encuentra polarizada debido a su voltaje negativo de -90 mV (Guyton & Hall, 2019).

La fase de despolarización se produce cuando un estímulo es capaz de cambiar el potencial de membrana al alcanzar o superar el umbral de activación (-65mV aprox), se comienza el potencial de acción, en donde la permeabilidad de la membrana aumenta súbitamente a los iones de sodio, lo cual permite que un gran número de iones positivos se difundan hacia el interior del axón, modificando



rápidamente el potencial de membrana en dirección positiva, es decir, despolarizarse (Wilmore et al., 2012).

Después en la fase de repolarización, en un breve espacio de aproximadamente diez milésimos de segundo, los canales de sodio se empiezan a cerrar y los canales de potasio permiten una mayor difusión de iones de potasio hacia el exterior; reestableciendo el potencial de membrana a su normalidad (negativo) (Guyton & Hall, 2019).

Finalmente, algunos autores reconocen una breve fase de hiperpolarización, ocurriendo en el espacio en donde los canales de sodio aún no son restablecidos y los canales de potasio permanecen abiertos, dando como resultado una polarización de la membrana por encima de su estado de reposo, debido a la salida excesiva de potasio. Para después recuperarse y volver al estado de reposo (Barnett & Larkman, 2007).

Los canales de sodio y potasio activados por el voltaje tienen una participación importante en la velocidad de despolarización y repolarización de la membrana (Guyton & Hall, 2019).

### **1.1.1.3. Unión neuromuscular**

La unión neuromuscular, también conocida como placa motora (Camacho, 2005), es una región especializada de las fibras musculares que permiten recibir un estímulo (señal eléctrica) proveniente del sistema nervioso y poder generar



como resultado la contracción muscular. Cada una de las fibras musculares cuenta con una única unión neuromuscular situada al centro de la célula (Coburn & Malek, 2016).

Dicha unión neuromuscular es el espacio en donde ocurre la sinapsis entre el sistema nervioso y el músculo. Está compuesta por el terminal del axón de la neurona, la membrana de las células musculares y el espacio entre ambos (hendidura sináptica) (Del Arco, 2014).

Desde una vista más amplia, al conjunto funcional conformado por el cuerpo celular de la neurona motora (motoneurona), sus dendritas, su axón, la unión neuromuscular y las fibras musculares que son inervadas, se conoce como unidad motora (Camacho, 2005).

El término “unidad” hace referencia a su comportamiento, ya que todas las fibras musculares que son inervadas por una unidad motora actúan "como una", de modo que, cuando una motoneurona es activada, también las fibras que ésta inerva (Konrad, 2005). De esto, es importante reconocer que a la suma de la actividad eléctrica producida en todas las fibras musculares inervadas por una motoneurona se le conoce como potencial de acción de la unidad motora (PAUM) (Dhand, 2014).

Las unidades motoras pueden variar en el número de fibras musculares inervadas, reconociendo que las unidades motoras de músculos pequeños, tienden a inervar menor cantidad de fibras cuando se les compara con músculos



más grandes. Esto debido a que los músculos pequeños pueden requerir de un control más rápido y fino que músculos grandes, los cuales que pueden llegar a tener hasta varios centenares de fibras musculares inervados por sólo una unidad motora (Guyton & Hall, 2019).

#### **1.1.1.4. Reclutamiento y frecuencia de activación de las fibras musculares**

El reclutamiento de unidades motoras y la frecuencia de activación son considerados como aquellos mecanismos que permiten al sistema nervioso modificar o regular la fuerza muscular generada durante la realización de alguna tarea (Broman et al., 1985). En primera instancia, el reclutamiento de unidades motoras hace referencia al número de unidades motoras que son reclutadas por el sistema nervioso durante la ejecución de una tarea. Mientras que, como segundo mecanismo de adaptación, la frecuencia de activación permite controlar la velocidad de reclutamiento con que las unidades motoras son descargadas una y otra vez (potenciales de acción por unidad de tiempo) (Coburn & Malek, 2016)

. Por lo tanto, mientras más alta sea la cantidad de unidades motoras reclutadas y mayor la velocidad de frecuencia con que éstas son descargadas, mayor será la fuerza muscular resultante (Bushman et al., 2014).

Bajo este concepto, es importante reconocer que los músculos pequeños de funciones motrices finas, tienden a producir un alto reclutamiento de unidades motoras aún en tareas relativamente bajas de esfuerzo, y conforme aumenta la



necesidad de producción de fuerza, será la frecuencia de activación aquella que permita satisfacer la demanda. Por otro lado, se sugiere que los músculos más grandes del cuerpo sólo tienden a alcanzar un alto reclutamiento muscular en aquellas tareas que requieran una elevada producción de fuerza, presentando una menor frecuencia máxima de descarga cuando se compara con los músculos más pequeños (Coburn & Malek, 2016).

El fenómeno del reclutamiento de unidades motoras, atiende al denominado “principio del tamaño”, el cual establece que al realizar una determinada tarea, el sistema nervioso empezará por reclutar las unidades motoras más pequeñas (más fácilmente excitables), y conforme aumente el grado de dificultad de la tarea, se procederá al reclutamiento de unidades motoras más grandes y potentes para mantener o incrementar la fuerza generada (Carpinelli, 2008; Jungblut, 2009).

El principio del tamaño también reconoce que las unidades motoras tienden a inervar una menor cantidad de fibras cuando se trata de fibras tipo I conocidas como fibras de contracción lenta, mientras que las unidades motoras tienden a inervar una mayor cantidad de fibras en el caso de fibras tipo II, conocidas como fibras de contracción rápida. También, es reconocible que las neuronas de las unidades motoras contenidas en las fibras de contracción lenta tienden a presentar un menor tamaño, lo cual supone menores umbrales de activación y con ello una facilidad para ser reclutadas en tareas con niveles bajos de fuerza.



Por otro lado, las fibras de contracción rápida suelen ser mayormente inervadas por neuronas motoras más grandes, representando un umbral de reclutamiento más elevado, y por lo tanto tienden a ser reclutadas en tareas de mayores requerimientos de fuerza (Coburn & Malek, 2016).

#### **1.1.1.5. Conceptualización de la fuerza muscular**

La fuerza muscular puede definirse como la capacidad de uno o varios músculos para ejercer tensión bajo determinadas condiciones oponiéndose a una resistencia (Grgic et al., 2020), cuya acción es iniciada y sincronizada por la activación del sistema nervioso (Rosa Guillamón, 2013). Esta capacidad es considerada como uno de los atributos más importantes tanto para personas atletas como no atletas, debido en parte al gran impacto que ésta tiene en el desempeño físico, así como para disminuir el riesgo de mortalidad (Androulakis-Korakakis et al., 2020). A su vez, la fuerza muscular puede clasificarse dentro de tres diferentes categorías: la fuerza de resistencia, la fuerza explosiva y la fuerza máxima.

En primera instancia, la fuerza de resistencia es aquella capacidad del sistema neuromuscular para mantener un esfuerzo (producido por una o varias contracciones musculares) en contra de una resistencia, durante un periodo de tiempo prolongado (Mitchell & Taylor, 2017).



En segundo la fuerza explosiva, también conocida como potencia, es la capacidad para generar el mayor esfuerzo en la menor cantidad de tiempo posible (Coburn & Malek, 2016).

La fuerza máxima llega a definirse como la cantidad máxima de fuerza (esfuerzo) que uno o varios músculos pueden generar durante una sola contracción voluntaria, esto sin necesariamente tomar en cuenta la velocidad del movimiento (Candia, 2014).

#### **1.1.1.6. Mecanismo de estiramiento-acortamiento muscular**

El trabajo mecánico producido por la relación entre las fuerzas internas (musculares) y las externas (resistencia) determina el movimiento articular resultante, dando como resultado tres posibles tipos de contracciones musculares; siendo éstas un factor que permiten regula la producción y el control del movimiento articular, así como el de la transferencia de energía entre los diferentes segmentos del cuerpo (Frontera & Ochala, 2015).

De forma específica, la contracción isométrica (ISO) se produce cuando un músculo genera tensión sin cambiar su longitud ni afectar el ángulo articular. En el caso de la contracción concéntrica (CON) ocurre cuando hay movimiento articular, acortando la longitud muscular y el ángulo entre las inserciones musculares Finalmente, la contracción excéntrica (EXC) se produce cuando a pesar de producirse una tensión muscular, el músculo parece elongarse y las



inserciones del músculo se alejan (Mitchell & Taylor, 2017; Phillips, 1997; Reed & Bowen, 2008).

El proceso muscular que conlleva la ejecución de un movimiento, puede explicarse por medio del ciclo de estiramiento-acortamiento, el cual comienza por un periodo de preactivación muscular conocido como fase de desaceleración (EXC), en donde el músculo se estira almacenando energía elástica, a la vez que estimulan sus husos musculares y envía una señal al SNC (Turner & Jeffreys, 2010). Después, procede a un breve espacio conocido como fase de amortización (ISO), en la que acontece la sinapsis nerviosa de la médula espinal y se envía estímulo a la musculatura responsable del movimiento; para que finalmente, en la denominada fase de acortamiento (CON), el estímulo nervioso llegue de vuelta a las fibras musculares, se libere la energía elástica almacenada y se produzca el acortamiento éstas, permitiendo un movimiento con mayor fuerza, potencia y ventaja mecánica (Coburn & Malek, 2016).

#### **1.1.1.7. Factores que determinan la producción de fuerza muscular**

Factores tales como la morfología muscular, la relación longitud-fuerza, la relación fuerza-tiempo, la relación fuerza-brazo de momento y la relación carga-velocidad son factores que llegan a determinar la cantidad total de fuerza que puede generar un determinado músculo.





### **1.1.1.7.1. Factores intrínsecos en la producción de fuerza muscular**

#### **1.1.1.7.1.1. Relación longitud-fuerza**

La relación longitud-tensión indica que la tensión (fuerza) que un músculo ejerce, varía acorde a la longitud a la cual es estimulado. El principio de longitud-tensión considera que el punto en donde la fibra muscular puede generar su mayor tensión (óptimo), se encuentra aproximadamente a la longitud en donde el músculo se encuentra en reposo (Wilmore et al., 2012). Por consiguiente, mientras más se aleje la fibra de su longitud de reposo (ya sea se acorte o se elongue), la capacidad para genera tensión irá descendiendo progresivamente (Nordin & Frankel, 2012).

Identificar la razón del fenómeno de relación tensión-longitud, requiere precisar las bases estructurales de la sarcómera. Recordando que una fibra muscular está compuesta por sarcómeros conectados de extremo a extremo, los cuales están compuestos por filamentos de actina y miosina. Por lo tanto, la longitud óptima del sarcómero para generar tensión máxima puede definirse como la longitud a la cual la superposición de los filamentos de actina y miosina se produce a lo largo de toda su longitud, maximizando el contacto entre los puentes cruzados. Reconociendo que la longitud óptima de tensión equivale al punto en donde la sarcómera se encuentran en su longitud de reposo (2.0 a 2.25  $\mu\text{m}$ ) (Wilmore et al., 2012).



Si las sarcómeras se alargan más allá de su longitud de reposo, habrá menos uniones entre los filamentos y la capacidad para generar tensión disminuye (Medicine LibreTexts, 2020).

Cuando la sarcómera se acorta por debajo de su longitud de reposo, también se disminuye la capacidad para generar tensión, esto debido a una superposición de los filamentos finos en extremos opuestos de la sarcómera, los cuales se encuentran funcionalmente polarizados en direcciones opuestas, interfiriendo uno con el otro (Williams et al., 2013).

Por último, es importante reconocer que también existen los mecanismos de tensión activa y tensión pasiva derivados de la relación tensión-longitud, en donde la primera es producida por los componentes contráctiles del músculo y la segunda por componentes elásticos, es por ello, que la tensión pasiva tiende a incrementarse de forma progresiva conforme el músculo se vaya estirando más allá de su longitud de reposo (Nordin & Frankel, 2012).

#### **1.1.1.7.1.2. Relación fuerza-tiempo.**

La relación fuerza-tiempo indica que la fuerza (tensión) generada por un músculo es proporcional al tiempo de contracción, reconociendo que mientras mayor sea el tiempo de contracción, mayor será la fuerza que la fibra pueda desarrollar hasta alcanzar el punto máximo de tensión. Es decir, una contracción concéntrica más lenta puede llegar a producir una mayor cantidad de fuerza, debido a que el mayor



tiempo permite que los elementos contráctiles del músculo transmitan la tensión hacia los componentes elásticos paralelos a los tendones. Ya que aun cuando la producción de tensión en los componentes contráctiles puede llegar a alcanzar su máximo en tan sólo 10ms, transferir dicha tensión a los componentes elástico puede llegar a requerir hasta los 300ms, por lo tanto, los tendones sólo podrán desarrollar la máxima tensión si se cuenta con el suficiente tiempo de contracción (Nordin & Frankel, 2012).

#### **1.1.1.7.2. Factores extrínsecos en la producción de fuerza muscular**

##### **1.1.1.7.2.1. Relación fuerza-brazo de momento.**

El brazo de momento se define como la distancia perpendicular entre la línea de la línea de acción de la fuerza y el centro de rotación articular (eje) (Hik & Ackland, 2019).

Referente a la producción de fuerza, se reconoce que a mayor la longitud de brazo de momento, mayor será el torque creado por el músculo en cuestión, ya que, el brazo de momento de un músculo al estar determinado por el seno del ángulo de aplicación y la distancia entre la inserción del músculo y el eje de rotación de la articulación, el torque alcanza su máximo cuando el ángulo de aplicación se encuentra a los 90° de inclinación. Por ello, un músculo con mayor longitud en su brazo de momento puede producir mayor toque que otro músculo de brazo más corto, aun cuando ambos músculos llegasen a generar fuerzas



equivalentes de manera intrínseca. Finalmente, la capacidad de un músculo para producir fuerza dependerá en gran parte de la posición una articulación durante un determinado movimiento (Lorenz & Campello, 2013).

#### **1.1.1.7.2.2. Relación carga-velocidad**

La relación carga-velocidad nos permite establecer la velocidad de acortamiento (concéntrica) o elongación (excéntrica) de una determinada fibra muscular bajo diferentes cargas de trabajo externas. De esto podemos determinar que la velocidad de acortamiento es inversamente proporcional a la carga aplicada (Nordin & Frankel, 2012). Esto debido a que la fuerza generada por un músculo dependerá del número de puentes de actina y miosina formados, y considerando que la formación de los puentes cruzados no es inmediata, aumentar la velocidad podría implicar una reducción de carga y por consiguiente también de la fuerza y potencia generadas (Medicine LibreTexts, 2020).

Una contracción concéntrica sólo puede alcanzar su máxima velocidad cuando la carga externa es igual a cero, por lo tanto, a medida que aumente la carga, la velocidad de contracción se irá minorizando y una vez que la carga externa sea igual a la capacidad de fuerza máxima en el músculo, la velocidad de acortamiento será igual a cero (contracción isométrica). Sin embargo, si la carga continúa en aumento, sobrepasando a la capacidad de fuerza máxima, el músculo pasará a elongarse excéntricamente y la relación carga-velocidad se invierte, es



decir, el aumento de la carga llevará a aumentar la velocidad de movimiento (elongamiento). Por otro lado, mientras menor sea la carga, mayor será la capacidad del músculo para oponerse excéntricamente a la resistencia, reduciendo la velocidad de movimiento (Nordin & Frankel, 2012).

#### **1.1.1.8. Roles de participación muscular en base a la función.**

Durante la realización de un movimiento específico, el sistema nervioso estimula de forma coordinada diferentes grupos musculares con el objeto de satisfacer una demanda motriz. De esta forma cada músculo puede llevar a cabo diferentes tareas específicas durante la realización de un determinado gesto motriz, pudiéndose clasificar dentro de diferentes categorías con base a su función (Shier et al., 2019).

En primera instancia, los músculos agonistas, son aquellos usualmente denominados como motores primarios, ya que sobre ellos recae la acción principal del movimiento al realizar el mayor trabajo mecánico. Además, los motores primarios, son aquellos músculos que usualmente producen el mayor gasto energético y presentan la mayor activación eléctrica muscular (Moore et al., 2013).

En segundo, cada músculo agonista cuenta con uno o varios grupos musculares con función anatómicamente opuesta, denominados músculos antagonistas (Coburn & Malek, 2016). Estos músculos pueden resistirse al agonista, deteniendo la acción de éste y modificando la dirección del movimiento



en sentido contrario (Shier et al., 2019). Sin embargo, en un determinado movimiento, son aquellos que usualmente se relajan y/o se contraen de forma excéntrica para permitir y controlar la acción producida, es decir, la relajación progresiva de estos músculos permite un movimiento suave y controlado (Cánovas, 2014).

De igual manera, es de reconocer la participación de músculos cuya contracción permite contribuir y complementar a la acción del agonista, identificados como músculos sinergistas (Shier et al., 2019). Asimismo, es de aceptar que tanto músculos agonistas como sinergistas participan de forma directa en la ejecución de un movimiento, sin embargo, estos últimos son reconocidos por representar un componente más débil (secundario) o con mayor desventaja mecánica cuando son comparados con los agonistas (Moore et al., 2013).

De forma indirecta, es posible determinar la participación de músculos estabilizadores, también conocidos como fijadores, al ser aquellos que mediante una contracción mayormente isométrica permiten un punto de apoyo fijo al movimiento, estabilizando articulaciones proximales para permitir un movimiento con mayor ventaja mecánica (Cánovas, 2014).

Esto permite reconocer que existe una estrecha coordinación entre los diferentes grupos musculares durante la realización de una tarea, destacando de manera específica el principio de coactivación muscular (co-contracción), siendo



éste la contracción simultánea de la musculatura agonista y antagonista, en que en ocasiones se contraen con fuerzas similares estabilizando una articulación, siendo que, en otras ocasiones, mientras unos se contrae (acorta), el otro debe relajarse (elongarse) para permitir y regular el movimiento (Coburn & Malek, 2016).

### **1.1.2. Medición de niveles de activación muscular**

Para determinar un nivel o grado de activación muscular durante la ejecución de una tarea; es necesario determinar la cantidad de unidades motoras que son activadas y la frecuencia de potenciales de acción que éstas reciben (Holt & Azizi, 2016). El efecto de la contracción muscular produce actividad eléctrica que puede ser medida en tiempo real por medio de técnicas de electromiografía, consideradas como el estándar de oro para la realización de dicha tarea (Elamvazuthi et al., 2015; M. Alahmad et al., 2021).

#### **1.1.2.1 Electromiografía**

La electromiografía (EMG) se define como una técnica de registro que permite identificar los potenciales de acción producidos en las fibras musculares (Camacho, 2005). Sin embargo, de forma más compleja, se reconoce como una disciplina que permite la detección, análisis y medición de la señal eléctrica



producida como efecto de la contracción muscular, determinando la actividad neuromuscular producida durante un determinado esfuerzo (De Luca, 2006).

La señal electromiográfica se produce gracias a los potenciales de acción de la fibra muscular resultantes del proceso de despolarización y repolarización en la membrana celular (Tortora & Derrickson, 2014). De manera específica, la señal de EMG permite identificar el reclutamiento y frecuencia de activación de unidades motoras en una determinada fibra o región muscular (Konrad, 2005).

La amplitud de la señal permite determinar el nivel o porcentaje de activación de un determinado músculo, así como del tiempo que este demora en ser activado (latencia); y el análisis de la frecuencia de la señal de EMG permite precisar el nivel de fatiga muscular desde una perspectiva electrofisiológica (Konrad, 2005).

La medición de la señal de EMG nos puede ayudar a comprender de mejor forma los patrones neuromusculares, al identificar el comportamiento electromiográfico muscular durante la ejecución de una tarea, así como de las posibles alteraciones sufridas como consecuencia de la fatiga, la lesión o la disfunción. Por ello, la EMG se ha convertido en una herramienta de diagnóstico, análisis y corrección de posturas; siendo comúnmente implementada en diversas áreas científicas, como es el caso de la actividad física, la fisioterapia, la rehabilitación, la bioingeniería y la medicina deportiva o la ocupacional (Turker & Sze, 2013).





### **1.1.2.2. Técnicas de medición de EMG**

Para la detección de la señal de EMG, se utilizan principalmente dos tipos de técnicas diferentes, las cuales varían por el tipo de electrodo implementado. Uno de ellos es por medio de un electrodo de aguja (invasivo), mientras que el otro usa un electrodo para la superficie de la piel (no invasivo) (Al-Mulla et al., 2011).

#### **1.1.2.2.1 Electromiografía profunda.**

La electromiografía profunda, conocida como EMG de aguja o intramuscular, consiste en una técnica que implementa el uso de electrodos conectados a una aguja, la cual es insertada directamente sobre una fibra muscular en particular para medir de señales eléctricas producidas por la contracción muscular (Rubin, 2019). Debido a que la EMG de aguja es una técnica invasiva con un procedimiento delicado, suele ser poco implementada cuando se mida la actividad de músculos superficiales. Sin embargo, la EMG profunda suele ser requerida cuando se desea medir músculos profundos, así como cuando se desea registrar la actividad de una unidad motora en particular, ya que la actividad registrada no se ve alterada y no sufre pérdida de energía ya a través de tejido adyacente al músculo como la piel o la grasa subcutánea (De Luca, 2006).



Es importante señalar, que la EMG profunda, al medir sólo una pequeña parte muscular, puede no reflejar el mejor dato cuando se busca conocer una actividad muscular general, sobre todo cuando se desea valorar en situaciones dinámicas (Konrad, 2005). También, al requerir la inserción de una aguja a través del músculo, puede llegar a producir dolor, sangrado, hematoma e infección (Gechev et al., 2016).

#### **1.1.2.2 Electromiografía superficial**

La Electromiografía superficial (sEMG) es una técnica que consiste en la colocación de electrodos superficiales que se adhieren a la piel, convirtiéndose en una opción cuyas ventajas con la de ser incruenta, no es invasiva y permite analizar distintos músculos en acciones dinámicas de duración ilimitada sin afectar el movimiento natural de la persona (Massó et al., 2010).

La sEMG suele ser aplicable a varios estudios que incluyan el análisis biomecánico de un movimiento, el estudio de la fatiga muscular producida por efecto repetido de un movimiento o técnica deportiva, así como de la investigación en áreas de la medicina laboral y la ergonomía (Reinvee et al., 2015).

Una señal procesada de sEMG proporciona parámetros de amplitud y frecuencia de descarga de unidades motoras que permiten lleva a cabo estudios descriptivos y comparativos, sin embargo es importante contemplar, que como desventaja, no permite valorar la musculatura profunda y no permite tomar



señales de fibras musculares específicas, sino que realiza la toma de una agrupamiento de unidades motoras ubicadas en la región muscular donde es ubicado el electrodo (Péter et al., 2019), y debido a la dispersión producida por el tejido que se interpone entre el electrodo y el músculo que mide, puede llegar a realizar la toma parcial de señales no deseadas (Dimitrova et al., 2002). Finalmente, se requiere de una colocación (instrumentación) específica de los electrodos para adquirir de manera precisa la señal del músculo que se desea medir, con la menor interferencia posible de músculos aledaños (Blanc & Dimanico, 2014).

### **1.1.2.3 Instrumentación del sujeto en la sEMG**

Previo a la instrumentación, es necesario asegurarse de la debida limpieza del área de colocación del sensor, eliminando el vello de la región mediante rasurado. En caso de que la que la piel se encuentre excesivamente seca, puede ser recomendable usar cinta médica para la remoción de células muertas en la piel (Delsys, 2011). Posteriormente limpiar la región con alcohol isopropílico y secar la región (Florimond, 2010).

La adecuada instrumentación de los electrodos inicia por identificar el músculo objetivo, en donde por medio de manipulación de la región se localiza el músculo superficial que se desea medir, así como de su estructura anatómica específica. Posteriormente se debe precisar la trayectoria de las fibras musculares, ya que la dirección de los electrodos deberá estar alineada con



aquella de las fibras que mide. Finalmente, precisar el vientre muscular, el cual se encuentra usualmente en la parte media de las fibras musculares ubicadas entre ambos tendones (origen e inserción) (Nishihara & Isho, 2012).

#### **1.1.2.4 Procesamiento de la señal de EMG**

La señal generada de EMG es tomada directamente por los electrodos, para después ser amplificada por los sensores antes de ser convertida a una señal digital por un codificador. Finalmente, la señal bruta recolectada (conocida como señal *raw*), es capturada por la computadora para ser procesada y respaldada por un software especializado (Florimond, 2010).

La señal RAW posteriormente pasa por un proceso de filtrado, rectificación y suavizado para facilitar su interpretación (Halaki & Gi, 2012), para de esta forma representar información de mayor utilidad y comprensión. Posteriormente, para que esta señal pueda ser usada en estudios de comparación entre diferentes sujetos, sesiones o grupos musculares, es necesario pasar la señal por otro proceso conocido como normalización (Ball & Scurr, 2013).

#### **1.1.2.5 Normalización de la señal de EMG**

La normalización de la señal de EMG permite convertir dicha señal a un porcentaje de activación muscular, al ajustar la señal con base a otro valor de referencia obtenida en el mismo músculo (tarea EMG / referencia EMG) × 100,



permitiendo expresar de manera relativa la capacidad neuromuscular de un músculo durante la realización de una tarea (Ball & Scurr, 2013), En algunos casos, esto permite llevar a cabo comparaciones de activación neuromuscular entre diferentes músculos, así como entre los mismos músculos valorados en diferentes días; ya sea inter o intra sujetos (Albertus-Kajee et al., 2010).

Existen diversos métodos de normalización que hacen uso de diferentes datos como referencia. De los actualmente implementados, no existe un método considerado como el estándar de oro, por lo cual se debe tomar en cuenta el uso que se desea dar a los datos obtenidos, el protocolo que se espera implementar y la repetibilidad del proceso (Halaki & Gi, 2012).

Los métodos más comúnmente implementados para la obtención de los valores de referencia de normalización son:

#### **1.1.2.5.1. Niveles máximos (pico) de activación durante contracciones isométricas máximas.**

Este método puede realizarse normalizando las señales con base a una contracción máxima voluntaria isométrica (MVIC) obtenida del mismo músculo, la cual suele ser una de las opciones más comúnmente implementadas (Chalard et al., 2020).

Dentro de las ventajas de este método se encuentra que permite una comparación entre músculos y entre diferentes movimiento, ya que en teoría toma



como referencia a la máxima capacidad de activación muscular posible y se considera tiene una alta repetibilidad cuando es realizado en el mismo día que la medición que esperamos normalizar (Halaki & Gi, 2012). Sin embargo, no existe un consenso sobre cuál es la prueba específica que permita medir en MVIC de un determinado músculo que aplique para todos los sujetos, además, es común ver que la actividad registrada durante una contracción dinámica supere a su supuesto capacidad de activación muscular máxima obtenida en la prueba de MVIC (Jobe et al., 1983; Mehls et al., 2020), lo cual puede llevar a problemas en la interpretación de los datos obtenidos. Finalmente, es importante considerar que este método toma como referencia un movimiento monoarticular de contracción isométrica, para normalizar un gesto usualmente es multiarticular y de contracción dinámica (Korak et al., 2020).

#### **1.1.2.5.2. Niveles máximos (pico) de activación durante la ejecución de la tarea al máximo esfuerzo.**

Dentro de un rubro similar al MVIC, el método de normalización en función de la activación máxima durante la misma tarea de investigación realizada al máximo esfuerzo, consiste en tomar un valor máximo para normalizar los datos de EMG, sin embargo, en éste caso tomando como referencia los valores más altos de una contracción dinámica, es decir, ejecutar la misma tarea que deseamos normalizar, sólo que a la mayor intensidad o carga de trabajo posible (Korak et al., 2020).



Este método permite una alta repetibilidad entre pruebas, presenta la ventaja de tomar como referencia la misma técnica del movimiento que se evalúa y reduce de manera importante (a comparación del MVIC) la posibilidad de que los niveles de EMG de la tarea evaluada superen a los considerados valores máximos de referencia para normalizar la señal (Halaki & Gi, 2012). Sin embargo, cabe mencionar que la máxima actividad muscular durante la ejecución de una tarea no necesariamente refleja la máxima capacidad muscular, por lo cual, cuando el objetivo es la comparación entre diferentes músculos o entre diferentes movimientos, es un método que carece de validez (Halaki & Gi, 2012).

#### **1.1.5.3. Niveles de activación máximos o medios obtenidos durante la ejecución de la tarea que se investiga.**

Consiste en normalizar la señal de EMG, sobre sí misma, tomando como referencia el punto máximo o medio de activación obtenido durante la ejecución de la actividad misma (Halaki & Gi, 2012). Este método puede ser recomendable para comparar patrones de EMG en experimentos longitudinales, sin embargo, parece no ser consistente ni confiable para hacer comparaciones entre diferentes músculos, tareas o sujetos. Finalmente, no es un método que tome como referencia la máxima actividad muscular posible, ya sea de manera individual (aislado) o durante la ejecución de una tarea (complejo) (Chalard et al., 2020).



#### **1.1.5.4. Niveles de activación durante las contracciones isométricas submáximas.**

Método de normalización que toma como referencia valores submáximos de contracciones isométricas de los músculos valorados. Éste método representa una opción factible para aquellos estudios con sujetos a los cuales no sea recomendable llevarles a esfuerzos máximos (Sousa & Tavares, 2012). Dentro de las limitaciones de esta metodología, se encuentra que carece de validez para llevar a cabo comparaciones entre un mismo músculo en momentos diferentes, así como al momento de contrastar diferentes músculos o diferentes sujetos, ya que el valor de referencia no representa un valor máximo de capacidad muscular (Halaki & Gi, 2012).

#### **1.1.3. Carga de trabajo en el entrenamiento de fuerza.**

##### **1.1.3.1. Entrenamiento de fuerza.**

El entrenamiento de fuerza, también conocido como entrenamiento resistido (ER) o contra resistencia, hace referencia a un método especializado de condicionamiento que involucra el uso de diversas modalidades de entrenamiento basadas en el trabajo muscular progresivo, ante un amplio rango de cargas de trabajo (resistencias externas) (Lloyd et al., 2014).

El ER favorece a la salud, al ayudar en la prevención y control de enfermedades crónico-degenerativas, mejora de la salud cardiovascular,





promueve la densidad ósea, así como del desarrollo de la capacidad física funcional y la coordinación motriz (Westcott, 2012).

El diseño óptimo de un programa de ER contempla la implementación de principios y variables de entrenamiento tales como la frecuencia, la intensidad y el volumen de entrenamiento, así como de la selección de ejercicios (Faigenbaum et al., 2016). Esto para facilitar la adquisición de adaptaciones neuromusculares asociadas al rendimiento deportivo y a la salud (Ratamess, 2015).

Dentro de los beneficios más comúnmente conocidos por la práctica del ER, se encuentra el desarrollo de las capacidades físicas como fuerza, velocidad, resistencia, potencia o agilidad (Coburn & Malek, 2016). De manera adicional se distinguen otras adaptaciones fisiológicas como cambios en composición corporal (desarrollo de masa magra y disminución de masa grasa) (Hass et al., 2001).

### **1.1.3.2. Volumen e intensidad de entrenamiento.**

El término carga de trabajo, es usualmente implementado para describir el volumen y/o la intensidad de entrenamiento de fuerza (Staunton et al., 2021). De forma específica, el volumen de entrenamiento es usualmente definido como la cantidad total de trabajo realizado o planificado, tomando en cuenta variables como la frecuencia de entrenamiento, la carga, y el total de series y repeticiones (Grgic et al., 2018). Por otra parte, la intensidad de entrenamiento puede



concebirse como el nivel específico de actividad muscular que se puede cuantificar en términos de fuerza, potencia o velocidad (Staunton et al., 2021).

La carga de entrenamiento es una magnitud que puede definirse como el peso levantado durante la ejecución de una serie de repeticiones, siendo considerada como una de las variables más importantes en la prescripción del entrenamiento de fuerza, debido a su influencia en las adaptaciones producidas en los sistemas metabólico, hormonal, neuronal y cardiovascular (B. J. Schoenfeld et al., 2021).

### **1.1.3.3. Pruebas de medición del volumen e intensidad de entrenamiento.**

#### **1.1.3.3.1. Prueba de 1RM (Repetición Máxima).**

La 1RM es definida como la cantidad máxima de peso que un individuo puede levantar en una sola repetición, ejecutando la técnica correcta en un ejercicio determinado (Levinger et al., 2009).

La prueba de 1RM es considerada por algunos investigadores como el estándar de oro para la valoración de la fuerza máxima (Barbalho et al., 2018). Además, es una prueba confiable para evaluar una amplia diversidad de ejercicios de fuerza, lo cual incluye un amplio rango de edad y de nivel de entrenamiento previo, y además es relativamente simple de realizar, no requiere de equipo



especializado de laboratorio y facilita la comparación de datos entre diferentes sujetos (Grgic et al., 2020).

#### **1.1.3.3.2. Escalas de valoración del esfuerzo percibido y de repeticiones en reserva.**

La valoración del esfuerzo percibido (RPE) es una herramienta comúnmente implementada para monitorear la respuesta percibida por una persona al entrenamiento o ante un determinado ejercicio (Looney et al., 2015).

Tomando como consideración pruebas existentes de RPE, se realizó la escala de RIR, la cual consiste en la estimación de las repeticiones que un sujeto considera puede llegar a realizar antes de llegar al fallo muscular. La escala de RIR es considerada como una prueba práctica y confiable que permite valorar la intensidad del ejercicio en base a la percepción del sujeto, sobre todo, entre mayor se acerque éste su fallo muscular (Helms et al., 2016).

Aún con lo antes mencionado, se recomienda que la escala de RIR, al depender de la percepción de la persona, se complemente con otros métodos para valoración y prescripción de la intensidad, como es el caso del %1RM (Lagally et al., 2004).



#### **1.1.4. La sentadilla**

##### **1.1.4.1. Generalidades de la sentadilla**

La sentadilla es un ejercicio multiarticular prescrito comúnmente en programas de entrenamiento de fuerza y acondicionamiento, debido a la activación y acondicionamiento de músculos extensores de rodilla (cuádriceps), músculos extensores de cadera (isquiotibiales y glúteo mayor) (Caterisano et al., 2002; B. Schoenfeld, 2010) y de otros músculos con función estabilizadora (erectores espinales y tríceps sural) (Myer et al., 2014).

Además, es considerado como uno de los ejercicios con mayor potencial de transición positiva para el desarrollo de la capacidad física funcional, ya que consiste en un gesto con gran similitud a actividades cotidianas como sentarse, levantarse y cargar objetos, así como de realizar acciones requeridas en diversas disciplinas deportivas tales como saltar, correr o empujar (Pérez-Castilla et al., 2021).

En general, la sentadilla es un movimiento ampliamente utilizado en diferentes ramas de la actividad física, con perspectiva hacia el ejercicio terapéutico, de tipo recreacional o para el desempeño deportivo (B. Schoenfeld, 2010).

A pesar de las diversas variaciones sobre cómo se instruye y se ejecuta la técnica de sentadilla para la obtención de objetivos específicos, casi todas las variaciones comprenden un estándar básico y fundamental que subyace a la base



biomecánica para el desarrollo progresivo de atributos físicos y disminución de riesgos inducidos por el entrenamiento (Kushner et al., 2015; Myer et al., 2014).

La sentadilla ha sido propuesta como un movimiento de referencia para evaluar el control neuromuscular, la fuerza, la estabilidad y la movilidad de un individuo; permitiendo identificar posibles déficits biomecánicos que pueden obstaculizar patrones óptimos de movimiento que comprometan el rendimiento físico y aumenten los factores de riesgo en lesiones osteomusculares. (Horschig et al., 2016).

#### **1.1.4.2. La sentadilla libre con barra**

Una de las variantes de sentadilla más implementadas es la versión de sentadilla libre con barra (SLB). En parte por la capacidad de sobrecargar los músculos con relativa seguridad, facilitando adaptaciones tales como el desarrollo del tono muscular, la fuerza, la potencia e inclusive la velocidad de desplazamiento (Clark et al., 2012)

#### **1.1.4.3. Principios biomecánicos en la SLB**

Una técnica correcta en la SLB deberá ser aquella que permita llevar a cabo una óptima participación muscular a la vez que minimiza los riesgos de lesión de aquella persona que la ponga en práctica (Lorenzetti et al., 2018). Para lograr lo antes mencionado, se recomienda adoptar un apoyo natural de los pies a una



anchura que no restrinja el movimiento de las rodillas, con los talones en contacto con el piso durante todo el movimiento, mirada al frente o arriba y una bajada profunda (de entre 115-125° de flexión de la rodilla), siempre y cuando se mantenga una posición neutra de la columna (antes de llevar a la retroversión pélvica). Es importante una correcta alineación de la rodilla, siguiendo la misma línea trazada por los dedos de los pies, sin producir valgo de rodilla (Comfort et al., 2018).

Finalmente, llevar a cabo una toma de la barra alta en la SLB, facilita mantener una posición vertical de la columna, lo cual puede ayudar a prevenir riesgos de lesión, debido a que conforme la inclinación del tronco aumente, mayor será la tendencia del efecto compresivo en la región lumbar, transfiriendo parte de la carga muscular hacia el tejido conectivo de la región (Yavuz & Erdag, 2017).

#### **1.1.4.3.1 Rango de movimiento articular.**

El rango de movimiento articular (ROM) puede definirse como el espacio a través del cual se puede mover una articulación en una o varias direcciones (Afonso et al., 2021). En el caso de la SLB, se produce movimiento de articulaciones de cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital. El ROM de cada unión articular, deberá ajustarse en base a los objetivos y especificidades morfológicas de cada individuo (Myer et al., 2014).



En la articulación de rodilla, se ha identificado que, para el estímulo y desarrollo de la musculatura del cuádriceps, la flexión del muslo hasta la paralela con el piso, puede llevar a representar uno de los mayores beneficios (B. Schoenfeld, 2010). Además, una sentadilla por debajo de la paralela, puede llegar a representar mayor estímulo a los músculos extensores de la cadera sin significar un mayor riesgo, debido a que las fuerza de compresión en ligamentos de rodilla disminuyen una vez pasados los  $60^\circ$  en el ligamento cruzado anterior y una vez superados los  $90^\circ$  en el ligamento cruzado posterior (B. Schoenfeld, 2014).

#### **1.1.4.3.2 Velocidad de ejecución (tempo).**

Otra variable ampliamente utilizada en el entrenamiento de fuerza, es la velocidad de movimiento conocida como “tempo”, la cual está determinada por tres datos, haciendo referencia a la velocidad de cadencia de las fases excéntrica, isométrica y concéntrica (EXC/ISO/CON), identificándose diversos beneficios en materia del desarrollo de fuerza e hipertrofia cuando la fase EXC se realiza con mayor cadencia que la fase CON (Suchomel et al., 2019).

También es de reconocer que una fase EXC controlada (de dos a tres segundos) puede ser una referencia que nos permita reducir las fuerzas de compresión en la articulación de la rodilla durante la ejecución de la sentadilla. Dicho lo anterior, la prescripción del tempo deberá ser considerando las necesidades y objetivos del atleta en particular (B. Schoenfeld, 2010).



### **1.1.4.3.3 Activación Muscular en la SLB**

El ejercicio de sentadilla es un movimiento reconocido por su alto estímulo de músculos del tren inferior, considerando como motores primarios los: a) músculos extensores de rodilla, compuestos por: vasto medio, vasto lateral, recto femoral y vasto intermedio, formando al cuádriceps; b) músculos extensores de cadera monoarticulares, compuestos por glúteo mayor, glúteo medio y glúteo menor; y c) músculos extensores de cadera multiarticulares, compuestos por bíceps femoral, semitendinoso y semimembranoso, formando a los isquiotibiales. (Kubo et al., 2019; Monajati et al., 2019; Yavuz & Erdag, 2017).

Además, también que propicia una considerable participación sinergista y estabilizadora de otros músculos de tren inferior, como es el caso de aductores del muslo, gastrocnemios, sóleo y tibial (Joseph et al., 2020), y músculos del tronco como los erectores espinales, el recto del abdomen y oblicuos externos (D. Clark et al., 2016; Slater & Hart, 2017)

## **1.2. Antecedentes**

### **1.2.1. Carga de trabajo.**

Se ha sugerido que la prueba 1RM es un método confiable que inclusive puede ser aplicado con sujetos de edad adulta no entrenados, siempre y cuando se lleve a cabo una etapa de familiarización y un calentamiento previo (Levinger





et al., 2009). También la medición de la 1RM ha demostrado ser una prueba confiable para hombres y mujeres sanos por igual, y que además puede ser aplicada en una diversidad de ejercicios destinados al trabajo de diferentes regiones musculares (Seo et al., 2012).

Con relación a esto, dosificar la resistencia en base al porcentaje de la 1RM (%1RM), ha demostrado ser uno de los mejores métodos para prescribir la carga de entrenamiento con objeto de la inducción de adaptaciones fisiológicas. Produciendo mayor efecto en los ejercicios multiarticulares cuando son comparados a los ejercicios monoarticulares, y en los ejercicios de enfoque en la musculatura del tren inferior cuando son contrastados con aquellos del tren superior (Thompson et al., 2020).

### **1.2.2. Factores de influencia en la activación muscular.**

Se ha identificado que el estímulo muscular producido durante la realización de un ejercicio resistido puede ser influenciado por la experiencia del sujeto en la ejecución del movimiento. Esto, por medio de estudios que comparan la activación y coordinación muscular entre sujetos entrenados y no entrenados, en donde se confirman diferencias sustanciales entre ambos grupos en la ejecución de ejercicios tradicionales de fuerza (Kristiansen et al., 2015). De forma similar en otro estudio cuando se comparan las mismas poblaciones, los sujetos



entrenados activan un mayor porcentaje de su máxima capacidad muscular, cuando se comparan a los sujetos no entrenados en la SLB (Pick & Becque, 2000).

En otro estudio de comparación entre la SLB y ejercicios multiarticulares comúnmente implementados para el trabajo del tren inferior (muerto rumano y el empuje de cadera), se reconoce a la SLB como aquel movimiento con mayor activación de los músculos extensores de rodilla (vasto lateral), a la vez que es secundado por músculos extensores de cadera (bíceps femoral y glúteo mayor) (Delgado et al., 2019).

Cabe mencionar, que también se ha valorado a la sentadilla desde un amplio abanico de variantes en su modalidad de peso libre, como es el caso de estudios comparativos entre sentadilla con carga en cinto y SLB, denotando actividad muscular del cuádriceps muy similar entre ambos (Gulick et al., 2015), no obstante, algunos músculos extensores de cadera representan mayor reclutamiento en la versión de SLB (Evans et al., 2019). Ahora, cuando se compara a la SLB con la versión de barra al frente, el reclutamiento muscular tiende a presentar una actividad muscular muy similar, sin embargo, se reconoce a la SLB como la versión con una mayor 1RM y mayor actividad de EMG en los músculos involucrados (Contreras et al., 2016; Yavuz et al., 2015).

Cuando se busca identificar diferencias entre géneros durante la ejecución de la SLB, no se presentan diferencias significativas en las valoraciones de EMG de los músculos primarios entre ambos grupos (Evans et al., 2019). Con



excepciones de mayor actividad de la cadena posterior del tren inferior (del bíceps femoral y el gastrocnemio) cuando se compara hombres con mujeres (Gulick et al., 2015; Mehls et al., 2020).

Se han realizado estudios comparativos de la SLB con diferentes rangos de movimiento, en donde la activación de los músculos extensores de rodilla no presenta diferencias significativas entre rangos parciales y completos de flexión en la articulación de la rodilla (Da Silva et al., 2017). En cambio, se observa mayor actividad del glúteo mayor, el bíceps femoral y el sóleo cuando se compara la variante de sentadilla de menor rango de movimiento (sentadilla parcial) con aquella de rango completo (sentadilla profunda), debido a que el glúteo mayor tiende a un menor reclutamiento conforme al brazo de palanca de la cadera tiende a aumentar (B. Schoenfeld, 2010). También, contemplando que cada una de las variantes es realizada con base en su propia 1RM, en donde los menores rangos de movimiento son aquellos que permiten una mayor carga de trabajo y probablemente de ello se derive la mayor actividad muscular (Contreras et al., 2016).

Los puntos antes mencionados pueden sugerir que el aumento de la carga de trabajo compensa un menor rango de movimiento, en lo que actividad muscular se refiere, sin embargo, mayores cargas pueden llegar a representar mayor estrés articular (Da Silva et al., 2017).



### **1.2.3. Influencia de la carga de trabajo en la activación muscular.**

Es de reconocer que una mayor 1RM puede llegar a ser una estrategia que permita aumentar el estímulo muscular (Korak et al., 2018; Looney et al., 2015). Sin embargo, en casos donde se evalúan altas cargas de trabajo, con cadencia constante (1.5 s de subida y 1.5 s de bajada) se identifica una posible meseta en donde datos de EMG tomados de varios músculos dejan de presentar aumentos significativos una vez alcanzado el 80% de la 1RM, y algunos músculos restantes una vez alcanzado el 90% de la 1RM, reconociendo que el 100% de la 1RM en la SLB no representa una ventaja significativa en AM y aumenta la inclinación del tronco, incrementando el estrés articular de región lumbar (Yavuz & Erdag, 2017).

De forma interesante, cuando el movimiento no es realizado con una cadencia estandarizada, sino que se solicita al sujeto la realice una bajada lenta y una subida lo más rápido posible pero de manera controlada, se ha identificado que el aumento gradual de cargas entre el 75 y el 95% de la 1RM tiende a provocar mayor actividad en los músculos estabilizadores del tronco pero no en los extensores de rodilla, además la velocidad de ejecución tiende a reducirse conforme al incremento de cargas (D. Clark et al., 2016). Reconociendo que la activación de aquellos músculos de mayor participación isométrica parecer ser afectados exclusivamente por el aumento en la carga, mientras que aquellos de contracción dinámica pueden ser afectados tanto por la carga como por la velocidad de ejecución.



En otro estudio, cuando se analiza a un amplio rango de cargas de trabajo (30-100% 1RM), se produce un aumento no lineal de la señal EMG, identificando mesetas entre el 40 y el 60% de la 1RM, así como entre el 70 y el 90% de la 1RM en la ejecución de la SLB. En donde el 100% de la 1RM presenta mayor actividad en algunos músculos evaluados, sólo cuando es ejecutada en la mayor velocidad en posible en su fase de subida. Sin embargo, la velocidad de ejecución tiende a descender conforme al incremento de cargas, lo cual sugiere que, para producir una mayor activación de músculos del tren inferior, una mayor velocidad de levantamiento puede equiparar el efecto producido por las mayores cargas de trabajo (Van den Tillaar et al., 2019).

Hay que mencionar que en el estudio de Van den Tillaar, las señales de EMG no fueron normalizadas con base en una referencia de potencial muscular, por lo que se desconoce el porcentaje de actividad máxima producida en cada uno de los grupos musculares activados.

La información antes mencionada indica que la AM puede ser tanto por la carga de trabajo como por la velocidad de ejecución. Siendo sugerido que la relación entre el aumento de la carga y la velocidad de subida tienden a una relación inversa.



### **1.3. Planteamiento del problema.**

El entrenamiento resistido (de fuerza) puede producir un amplio potencial de adaptaciones cronológicas como el incremento del tamaño transversal (hipertrofia), además del desarrollo de aptitudes físicas como la fuerza, la potencia y la resistencia muscular (Hughes et al., 2018). Sin embargo, posibles incógnitas en fundamentación científica pueden llevar a la inadecuada planificación de cargas de trabajo, desconocimiento de la participación muscular, así como de la práctica incorrecta de gestos técnico-deportivos, lo cual puede llevar a que las personas o atletas no alcancen sus objetivos y/o desarrollen un estrés innecesario a los diferentes sistemas del organismo.

La activación muscular (AM) usualmente medida a través de técnicas de EMG, es una variable que permite reconocer la participación y el grado de compromiso muscular durante la realización de un determinado movimiento, como el caso de la SLB. Estudios actuales identifican una posible correlación entre el aumento de la carga de trabajo y la activación de unidades motoras, sin embargo, mayores cargas tienden a aumentar el estrés dirigido a los diferentes sistemas, y en algunos casos a producir la participación de otros grupos musculares como apoyo al movimiento, sin necesariamente aumentar la participación de los músculos extensores de rodilla (Korak et al., 2018; Van den Tillaar et al., 2019).

No obstante, aún desconocemos cual es el rango de óptimo estímulo muscular producido por efecto la carga de trabajo, y cual puede llegar a ser la



participación de los músculos mayormente involucrados en la SLB. Así mismo, adquirir un registro sobre la actividad muscular ejercida por las cargas de trabajo más comúnmente implementadas en el ER, permitiendo dosificar cargas de trabajo a diferentes rangos de intensidad que faciliten un importante estímulo muscular sin la necesidad de someter al sujeto a rangos innecesariamente altos, es decir, mejorar la relación costo/beneficio entre carga de trabajo y activación muscular.

#### **1.4. Justificación**

El presente estudio de investigación busca establecer el efecto de la carga de trabajo sobre la activación muscular, ya que aún se desconoce en gran parte, el cómo las diferentes cargas de trabajo (en base al %1RM) comúnmente implementados, pueden afectar la actividad muscular producida bajo un entrenamiento de fuerza, y por lo tanto, poder identificar aquellas cargas de trabajo que favorezcan una mayor activación muscular, facilitando las condiciones necesarias para mejores adaptaciones cronológicas, sin la necesidad de someter a los diferentes sistemas del cuerpo humano a un estrés innecesario que puede derivar en sobre-entrenamiento y lesiones.

Dentro de los movimientos más comúnmente implementados dentro del entrenamiento de fuerza, podemos identificar a la sentadilla como un ejercicio multiarticular que presenta una amplia similitud con patrones básicos de



movimiento como: agacharse, sentarse o levantarse, sino que también de una alta transferencia al desempeño atlético al optimizar acciones como: correr, saltar, lanzar y golpear (B. J. Schoenfeld, 2010). Por lo tanto, la sentadilla puede llegar a ser un movimiento que sirva de parámetro de estudio para poder establecer el efecto del aumento de la carga de trabajo (%1RM) sobre la actividad eléctrica muscular (medida por EMG).

Los resultados de la presente investigación pueden llegar a establecer un punto de referencia para una óptima prescripción de la intensidad en el entrenamiento resistido por parte aquellos especialistas de diferentes áreas y disciplinas del área de la salud y el deporte, así como de una base de estudio para futuras investigaciones.

### **1.5. Hipótesis**

El aumento de la carga de trabajo (%1RM) durante la ejecución de la SLB produce un incremento constante de la actividad muscular hasta llegar a un punto de meseta (plateau) cercano a las cargas sub-máximas, en sujetos físicamente activos.

### **1.6. Objetivo general**

Analizar el efecto de cargas ascendentes sobre la activación muscular en sentadilla libre con barra en adultos jóvenes físicamente activos.





### **1.7. Objetivos específicos**

- Identificar el rango de carga de trabajo con mayor actividad muscular en cada uno de los diferentes músculos valorados en la sentadilla.
- Evaluar la activación muscular producida bajo las diferentes cargas de trabajo usualmente implementadas.



## CAPÍTULO II

## MÉTODO

### 2.1. Sujetos o muestra

Para la realización del presente estudio fueron valorados un total de 10 sujetos voluntarios (1 mujer y 9 hombres) reclutados por muestreo de juicio, con experiencia previa en entrenamiento de fuerza. Para la participación del sujeto se consideró la firma del consentimiento informado (Anexo 1) en el cual se establece el procedimiento de la valoración física y los riesgos propios de la ejecución de un ejercicio de resistencia muscular. En ese mismo anexo, se estipula que cada sujeto podrá solicitar información adicional cuando lo desee, e inclusive podrá retirarse del estudio sin detrimento de ningún tipo atendiendo a la declaración de Helsinki para el trato con seres humanos y aprobado por el comité de ética en investigación del Hospital Ángeles Chihuahua, el cual fue aprobado en mayo de 2021 con el número de registro CONBIOETICA-08-CEI-001-20160413

Los criterios considerados para los participantes del estudio fueron los siguientes:

Criterios de Inclusión:

1. Contar con un mínimo un año de experiencia en la ejecución de la SLB y al menos tres meses de actividad constante y reciente en alguna modalidad de entrenamiento resistido.
2. Rango de edad entre 18-35 años (adulto joven).



3. No padecer lesiones en un periodo previo de seis meses o molestias que pudiesen reducir o afectar su máximo desempeño.
4. Que cuenten con algún servicio médico.

#### Criterios de Exclusión:

1. No ser considerado apto para la participación en prueba de fuerza máxima por parte del médico responsable del laboratorio de fisiología del ejercicio de la FCCF.
2. No poder replicar la técnica de sentadilla con barra alta, especificada en el presente estudio, bajando en un plano sagital hasta el punto en donde el muslo alcance la paralela con el piso.

## **2.2. Diseño de investigación y variables de estudio**

El presente estudio considera un enfoque cuantitativo y un diseño de tipo experimental dada la manipulación de variables. Cuenta con un corte transversal dado que las mediciones serán en una ocasión y un alcance comparativo, puesto que se establecen comparaciones mediante el análisis de varianza de medidas repetidas en relación al porcentaje del EMG normalizado a la 1RM con respecto a cada carga de trabajo.



## **2.2.1. Variables de estudio**

### **2.2.1.1. Variable independiente**

#### **Carga de trabajo en base al % de 1RM**

La carga de trabajo fue dosificada con base en un porcentaje de la 1RM, implementando un rango de aumento progresivo de 5% (55-100% de la 1RM). El 100% de la 1RM se define como la carga de trabajo máxima que puede levantar el sujeto en una sola repetición, manteniendo la técnica correcta de levantamiento. Para estimar la 1RM de los sujetos, utilizamos la prueba de una repetición máxima recomendada por la Asociación Nacional de Fuerza y Acondicionamiento Físico (Coburn & Malek, 2016), la cual es descrita en el capítulo del procedimiento.

### **2.2.1.2. Variable dependiente**

#### **Actividad muscular normalizada al pico de la 1RM**

La actividad muscular (AM) se define como la actividad eléctrica resultante del reclutamiento y la frecuencia de activación de unidades motoras, producida por efecto de una contracción dinámica (concéntrica y excéntrica) o isométrica (Holt & Azizi, 2016). En este caso, la AM es medida por medio de herramientas de EMG, en donde la señal cruda de EMG (rawEMG) obtenida de cada músculo es filtrada, rectificadora, suavizada a la root mean square (RMS) y normalizada al



pico de actividad muscular obtenida durante la ejecución de la SLB al 100% de la 1RM.

### **2.2.1.3. Covariable**

#### **Tiempo de ejecución**

Intervalo de tiempo medido en segundos, que transcurre entre el punto inicial y final de cada una de las fases de la SLB. La fase de bajada en la SLB (predominancia excéntrica) consiste en que una vez ubicado el sujeto en posición, el espacio temporal entre el cuadro en que la barra comienza a descender hasta el cuadro en que la barra alcanza su punto más bajo. La fase de subida (predominancia concéntrica) consiste en el espacio temporal entre el cuadro del punto más bajo de la barra, hasta el punto más alto alcanzado por la barra una vez que vuelve asciende. Por consiguiente la fase completa en la SLB radica en la suma tiempo transcurrido por ambas fases.

### **2.3. Herramientas/Instrumentos**

- 12 cámaras activas con reflectores pasivos (Vicon) con una frecuencia de muestreo de 100 Hz, de las cuales, según el modelo, son: siete cámaras (T10), tres (T10-S) y dos (T40-S).
- Electromiógrafo (Delsys Trigno System) con 16 canales inalámbricos con rango de 40m, ancho de banda de 20-450hz y frecuencia de muestreo de hasta 4000 cuadros por segundo.
- Báscula digital Tanita Modelo PH7404121



- Marcadores pasivos reflejantes de 12 mm de diámetro en marcas anatómicas
- Rack para Sentadilla (sin marca)
- Barra Olímpica de 45 lbs.
- Discos Olímpicos de 45, 35, 25, 10, 5 y 2.5lbs.
- Banda de resistencia de 15 mm
- Cajón pliométrico (sin marca)
- Pelvímetro (sin marca)
- Programa (software) Nexus 2.5. para captura de datos de EMG y de análisis de movimiento.
- Programa (software) EMGworks Analysis 4.0 (Delsys) para procesamiento de señales de EMG.

## **2.4 Procedimiento**

### **2.4.1. Convocatoria.**

Una convocatoria fue publicada por medio de redes sociales para el reclutamiento de sujetos voluntarios de investigación, en donde fueron especificados los criterios de inclusión. Respondieron a la convocatoria 12 candidatos (dos mujeres y 10 hombres), quienes llenaron un formulario de registro por medio de Google Forms con información referente a sus datos generales, datos de contacto y datos que permitieran confirmar cumplieren con los criterios de inclusión.



Posteriormente los sujetos recibieron un informe detallado de las fases y procesos del presente protocolo de investigación, solicitándoles dieran lectura y confirmaran su participación voluntaria por medio de la firma del consentimiento informado de participación (anexo 1).

Como paso siguiente, los candidatos asistieron a una valoración médica en el laboratorio de Fisioterapia de la Facultad de Ciencias de la Cultura Física la cual incluyó la revisión de historial clínico, antecedentes, padecimientos, exploración física y finalmente la consideración de si el sujeto se encuentra apto para realizar la prueba por médico responsable. Posteriormente se dio lectura a una lista de indicaciones y recomendaciones (anexo 2) necesarias para su participación en las 48 horas previas a la fase siguiente, se aclararon dudas y finalmente entregada de manera digital y/o en físico al sujeto.

#### **2.4.2. Etapa de familiarización.**

La etapa de inició con una segunda explicación detallada sobre el procedimiento a realizar, recordándoles que su participación es totalmente libre y voluntaria, la cual podía ser detenida en cualquier momento que ellos lo desearan.

Se tomaron datos de estatura, peso, anchura biiliocrystal y la 1RM estimada, posteriormente se instruyó a cada sujeto con la técnica de ejecución de SLB requerida, la cual se especifica a continuación:



1. Colocar las manos sobre la barra utilizando una técnica de barra alta, la cual consiste en un agarre en pronación con una anchura ligeramente mayor que la de los hombros, pasar la cabeza por debajo de la barra y ajustar el cuerpo hasta que la barra quede centrada.

2. Usar una toma alta, apoyando la barra sobre la musculatura del trapecio y el deltoides posterior, a una altura ligeramente por encima de la línea del acromion.

4. Los codos en una alineación posteroinferior, manteniendo el pecho elevado y hacia afuera, con las escápulas en posición de retracción y el mentón ligeramente levantado.

5. Una vez en posición, dará señal de despegue a los *spotters* para de la posición erguida, colocar cada pie sobre líneas de marca previamente delimitadas con apertura al 150% de la anchura biiliocristal del sujeto.

6. Mantener la columna en posición neutra durante todo el movimiento.

7. Realizar la velocidad de ejecución con una bajada (fase excéntrica) lenta y controlada, con una subida (fase concéntrica) a la mayor velocidad posible (pero controlada) en la fase de subida.

8. Bajar hasta que el muslo alcance la paralela con el piso en el plano sagital, en donde la marca *Tibiale Laterale* y *Trochanterion* se encuentren en una misma altura, delimitado por medio de una banda de resistencia previamente ajustada que le permita al sujeto controlar el rango de movimiento en rodilla





### **2.4.3. Etapa experimental.**

Inicia con un calentamiento estandarizado, progresivo y específico, acorde a las recomendaciones realizadas por (Cilli et al., 2014; Tankisi et al., 2020; Van den Tillaar et al., 2019; Yavuz & Erdag, 2017). Empezando con 5 minutos de actividad de baja intensidad en bicicleta estacionaria (50-60% FCMax), seguido de ejercicios de movilidad articular basado en estiramientos dinámicos con énfasis en la articulación de la columna, cadera y extremidades inferiores.

#### **2.4.3.1. Estiramientos dinámicos:**

- 1) Flexión y extensión plantar de la articulación del tobillo.
- 2) Flexión y extensión de cadera con piernas extendidas y espalda erguida.
- 3) Flexión y extensión isolateral de la cadera con pierna semiflexionada.
- 4) Lateralización de cadera de derecha a izquierda con pies a la anchura de los hombros y rodillas extendidas.
- 5) Abducción y aducción isolateral de la cadera.
- 6) De la posición de flexión de cadera de uno de los lados, extensión y flexión de la articulación de la rodilla.
- 7) Flexión y extensión de columna con manos a la nuca.
- 8) Torsión de tronco con extensión de abducción de brazo contrario.
- 9) Flexión y extensión de tobillo con planta apoyada.



10) Sentadilla de peso corporal guiada por los criterios de ejecución de la sentadilla con barra que será aplicado en la determinación del 1RM.

#### 2.4.3.2. Instrumentación

La instrumentación del sujeto inició con un un ligero rasurado, así como de limpieza del área de piel con toalla y alcohol isopropílico.

La colocación de los electrodos es presentada en la tabla 2.1, la cual fue realizada considerando la normativas de la guía de usuario del sistema Trigno Wireles System (Delsys, 2011) y de literatura con protocolos metodológicos similares (Florimond, 2010; Yavuz & Erdag, 2017), que recomienda colocar cada electrodo sobre la línea media del vientre muscular, siguiendo la dirección de las fibras musculares, con la marca guía apuntando en dirección proximal al cuerpo de sujeto y considerando los aspectos morfológicos de cada uno de los músculos valorados.

**Tabla 2. 1. Posicionamiento de cada electrodo en relación con el músculo medido.**

<b>Músculo</b>	<b>Colocación de electrodo</b>
Rector femoral	Aproximadamente a medio camino entre la espina ilíaca anterosuperior y la rótula en la cara anterior del muslo
Vasto medial	Aproximadamente tres cuartos de la longitud del muslo desde la espina ilíaca anteroinferior en el lado medial del muslo
Glúteo Mayor	50% de la línea entre las vértebras sacras y el trocánter mayor. Esta posición se corresponde con la mayor prominencia de la mitad de la nalga, muy por encima del abultamiento visible del trocánter mayor
Semitendinoso	A mitad de camino entre la tuberosidad isquiática y el cóndilo medial del fémur en la cara posterior del muslo



### **2.4.3.3. Obtención de la 1RM y del pico de AM al 100% de la 1RM.**

Recordando las indicaciones para la ejecución de la SLB en la etapa de familiarización, se llevó a cabo un protocolo estandarizado basado en los lineamientos de la NSCA y estudios similares para el acercamiento progresivo a la 1RM (Coburn & Malek, 2016; Van den Tillaar et al., 2019). Consistiendo en la ejecución de 1 serie de 12-15 repeticiones con la barra sin peso agregado (45lbs), 1 serie de 8-10 repeticiones con el 50% de la 1RM estimada y una 3er serie de 3-5 repeticiones con el 75% de la 1RM estimada, dejando un espacio mínimo de 3 minutos entre cada serie.

Posteriormente, se ejecutan series individuales (1 rep) con cargas ascendentes y descansos de 3 a 5min entre series. Partiendo del 80% de la 1RM estimada y procediendo con un aumento gradual de cargas del 5% hasta que uno de los siguientes 3 puntos suceda:

- 1) No puede completar la repetición (intento fallido).
- 2) Considera que ha alcanzado su 1RM y no desea realizar una nueva serie con mayor carga.
- 3) No puede completar la repetición con la técnica correcta.

Nota: En caso de que uno de los puntos antes mencionados suceda, se disminuye en 2.5% de carga y se realiza un último intento.

Todo este proceso fue registrado con ayuda del protocolo de obtención y seguimiento de la 1RM (anexo 3).



#### **2.4.3.4. Medición de actividad muscular en cargas ascendentes (55-90%1RM).**

Después de 10 a 20 min de descanso pasivo, se revisa que los electrodos sigan colocados de forma correcta, y se instrumenta al sujeto por ambos hemisferios con marcadores de análisis de movimiento ubicados en los siguientes puntos: a) maléolo lateral, b) borde superior de la meseta tibial lateral de la rodilla derecha, c) borde posterior del trocánter mayor, y d) borde lateral de la barra olímpica. Sincronizando la señal de EMG con las cámaras de análisis de movimiento por medio del software Nexus y Delsys EMG Works para proceder al protocolo de valoración de activación muscular.

El protocolo de valoración de EMG con cargas variables consiste en la ejecución de 10 series de 1 repetición con cargas de trabajo progresivas de un 5% de carga, iniciando con el 55% del 1RM, aumentando gradualmente la carga en un 5% hasta llegar al 90% de la 1RM, realizando un descanso de 3 a 5 minutos entre cada una, el seguimiento de éste es realizado con apoyo del registro de seguimiento de cargas ascendentes (Anexo 4).

Para la ejecución de este proceso, se contó con un mínimo de tres investigadores por sesión, uno con la tarea de dar el visto bueno para cada una de las repeticiones, contemplando que el sujeto se posicione acorde a los lineamientos de la etapa de familiarización, apoyado de marcadores en el piso



para delimitar la apertura de los pies, así como una banda para el control del rango de movimiento (muslo a la paralela con el piso), así como el registro de la percepción del esfuerzo al sujeto (Anexo 5) al término de cada una de las series.

Un segundo investigador apoyando en la revisión de que el sujeto haga contacto con la banda que delimita el rango de movimiento y llevando a cabo la toma del tiempo de descanso entre series.

El tercer investigador lleva a cabo el control técnico del software de análisis de movimiento y de medición de EMG, dando señal de visto bueno de grabación previo a la ejecución de cada una de las series, así como del seguimiento del registro de datos durante la ejecución de la sentadilla.

Por razones de seguridad, los investigadores uno y dos realizan la función de “*spotters*” u observadores de apoyo, posicionados a los extremos de barra para acompañar al sujeto al posicionamiento en la marca acorde a las recomendaciones de la NSCA (Coburn & Malek, 2016). Una vez colocado el sujeto en posición, los “*spotters*” no deben hacer contacto con la barra hasta que el sujeto haya terminado el movimiento completo de la sentadilla, salvo en el caso de que llegue a producirse una repetición fallida, ayudando al sujeto a posicionar la barra en cajones (box) especialmente implementados para repeticiones al fallo.



#### **2.4.4. Medidas de seguridad.**

Al menos uno de los investigadores cuenta con capacitación de reanimación cardiopulmonar (RCP) y primeros auxilios. Además, cada uno de los sujetos cuenta con al menos una afiliación de servicio médico activo. En caso de algún accidente hubiese ocurrido durante la prueba, se estipuló previamente llevar al sujeto hacia las instalaciones de atención médica inicial con las cuales cuenta el sujeto.

Es importante mencionar que el riesgo de lesión durante la prueba fue mínima ya que los sujetos cumplen los criterios de inclusión (incluida la experiencia previa en el movimiento de la sentadilla) y pasan por procesos de revisión de seguridad antes mencionados (ej. valoración médica y etapa de familiarización).

#### **2.5 Procesamiento de la señal de EMG**

Una vez pasado el proceso de la medición de variables, se procedió a una etapa de procesamiento de datos, en donde las señales crudas de EMG de cada uno de los músculos valorados en pierna dominante de cada sujeto, se pasan por un filtro Butterworth pasa bandas de corte altas y bajas de 20-400hz a 2,000c/seg para optimizar la información obtenida de la señal de EMG (De Luca et al., 2010). Posteriormente un proceso de rectificado y suavizado a la Root Mean Square (RMS) a una longitud de ventana de 0.125seg y una superposición de ventana de



0.0625seg acorde a las recomendaciones de estudios previos (Korak et al., 2020). Como proceso de normalización, las señales de AM a la RMS fueron normalizadas al pico de la AM producida en el mismo músculo en la ejecución del 100% de la 1RM en la SLB, para de esta forma obtener la activación muscular normalizada a la 1RM (AMNorm1RM).

Por medio de los datos y grabación obtenida de las cámaras Vicon, los marcadores reflejantes y el software Nexus 2.5, se segmentaron los datos en: fase completa, fase de bajada y fase de subida; finalmente se obtuvo el tiempo (s) de duración de las fases en las ocho series ejecutadas.

## **2.6. Análisis estadístico**

Los datos fueron analizados estadísticamente, llevando a cabo pruebas de: i) análisis exploratorio: gráficos, pruebas de normalidad, verificación de datos y de detección de puntos extremos fuera de rango (*outliers*), de ii) de análisis descriptivo: medias y desviaciones estándar, de iii) análisis de medidas repetidas mediante ANOVA y modelos lineales mixtos.

Para el análisis exploratorio, los datos obtenidos de AM fueron agrupados en una base de datos para la verificar la calidad de la distribución de datos y de valores extremos fuera de rango (*outliers*). Una prueba de normalidad de Shapiro-Wilk fue realizada en cada una de las variables evaluadas, lo cual permitió identificar una distribución normal de los datos obtenidos ( $p > 0.05$ ). Para el



análisis descriptivo se obtienen las medias aritméticas y desviaciones estándar de cada una de las cargas evaluadas. Se realizó un análisis de varianza de medidas repetidas, con post-hoc de Bonferroni para identificar diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) de actividad muscular y de tiempo de ejecución entre las diferentes cargas de trabajo (55-90%1RM).

Así mismo, se generaron gráficos espagueti para observar los patrones individuales de respuesta de cada uno de los sujetos a las cargas de trabajo

Para el análisis de estimación de la AM en respuesta al aumento de la carga de trabajo, se llevó a cabo un modelo lineal mixto, el cual contempla como efecto fijo a la carga de trabajo y como efecto aleatorio las diferencias intra-sujetos en AM. Se exploró el efecto de la edad de los sujetos, la experiencia y el tiempo de ejecución en cada una de las fases para determinar su inclusión como covariables en el modelo de efectos mixtos. El análisis se realizó para los valores obtenidos en la ejecución completa de la SLB, así como separando por las fases de ejecución del movimiento. Se consideró un valor de  $p < 0.05$  como estadísticamente significativo.





### CAPÍTULO III

### RESULTADOS

#### Generalidades.

De los 12 sujetos que llevaron a cabo el protocolo de investigación, dos de ellos fueron excluidos debido a que los datos presentaron errores de medición los cuales fueron detectados durante el análisis exploratorio. Los datos generales son presentados en la Tabla 3.2:

**Tabla 3. 2. Datos generales de los sujetos evaluados (n=10).**

Variable	Media (DS)
Edad (años)	26.5 ± 3.0
Estatura (cm)	170.9 ± 7.8
Peso (kg)	77.0 ± 11.4
1RM (kg)	121.3 ± 25.9
% Peso Corporal (1RM)	1.5 ± 0.2
Experiencia (años)	6.3 ± 2.8
Anchura Biiliocristal (cm)	31.3 ± 11.4
Tiempo de ejecución (s)	2.9 ± 0.6

#### Análisis de la AM en la fase completa de la SLB.

La tabla 3.2 presenta las medias y desviaciones estándar de la actividad muscular (AM) obtenida de las cargas evaluadas (55-90%1RM) en cada uno de los cuatro músculos analizados en la ejecución completa de la SLB. Se observa una tendencia al incremento de AM conforme al aumento de la carga de trabajo.



Sin embargo, un aumento significativo de AM con respecto a la carga del 55%1RM se produce hasta alcanzar: a) el 75%1RM, para el vasto medio (VM) y el glúteo mayor (GM), b) el 80%1RM en el recto femoral (RF) y el 85%1RM para el semitendinoso (ST).

**Tabla 3. 3. Actividad muscular (porcentaje de AMNorm1RM) de acuerdo a las diferentes cargas en la SLB**

Músculo	55%	60%	65%	70%	75%	80%	85%	90%
<b>Vasto Medial</b>	31.2±13.6	35.9±11.6	37.8±14.1	38.3±12.3	40.2±14.4 <sup>†</sup>	42.2±13.5 <sup>†</sup>	44.9±12.5 <sup>†</sup>	50.9±11.3 <sup>*</sup>
<b>Recto Femoral</b>	27.1±10.5	28.8±9.3	30.5±10.8	31.8±8.2	31.7±9.8	35.5±9.0 <sup>†</sup>	37.0±9.9 <sup>†</sup>	42±7.9 <sup>†</sup>
<b>Glúteo Mayor</b>	16.7±4.3	19.1±6.3	22.2T±5.3	22.5T±5.5	25.2±6.5 <sup>†</sup>	27.9±5.1 <sup>†</sup>	29.9±5.0 <sup>†</sup>	34.3±8.7 <sup>†</sup>
<b>Semitendinoso</b>	24.2±6.6	26.9±8.9	27.6±7.1	30.1±7.8	32.6±7.6	32.3±6.9	34.2±7.5 <sup>†</sup>	35.7±6.9 <sup>†</sup>

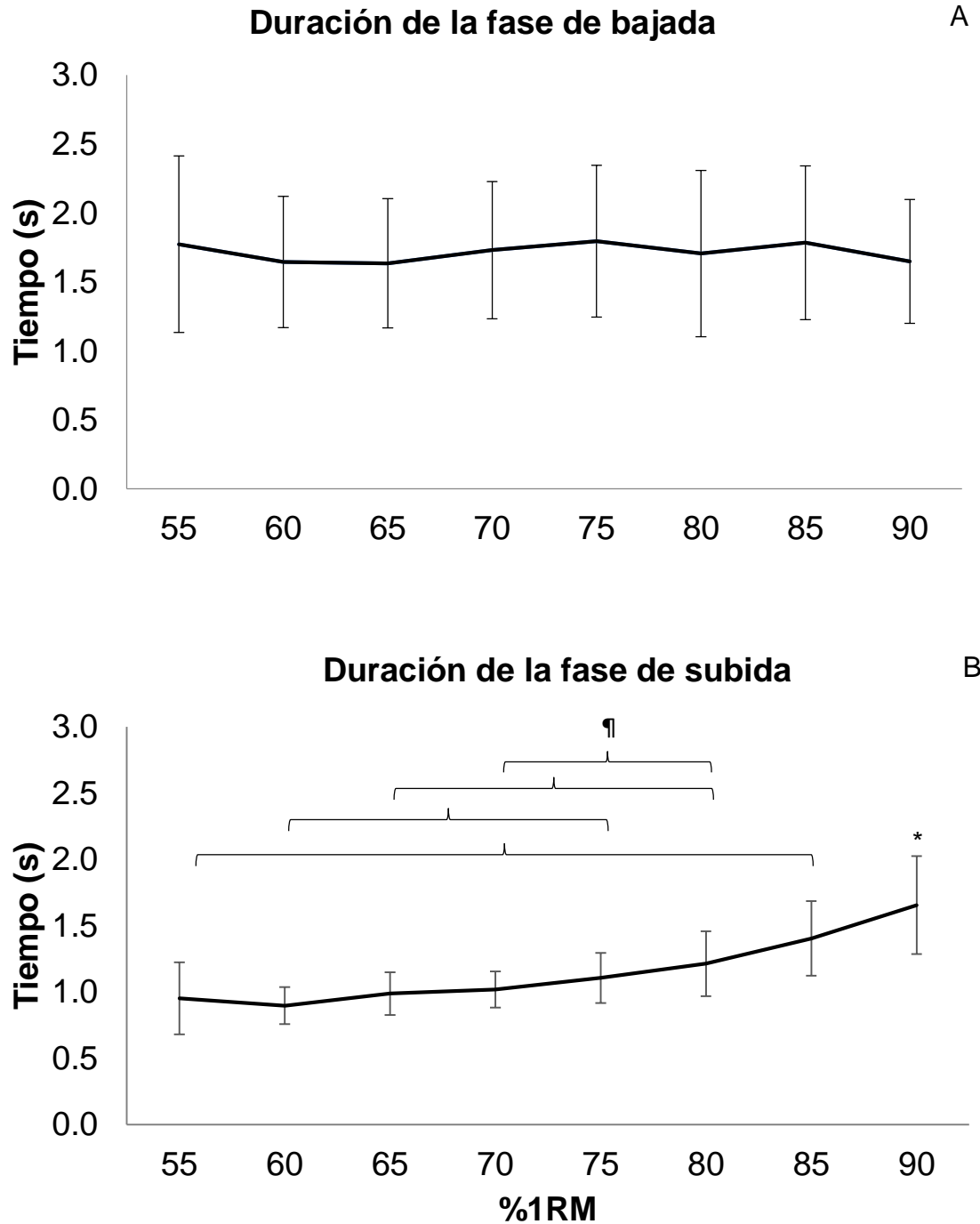
Media±(DS) de AMNorm1RM en la ejecución de las diferentes cargas de trabajo (%1RM) de la fase completa en SLB.

<sup>†</sup> Indica diferencia significativa ( $p < 0.05$ ) comparada con la carga inicial (55%1RM)

<sup>\*</sup> Indica diferencia significativa ( $p < 0.05$ ) con respecto del resto de las cargas.

### Tiempo de ejecución por fases.

La duración de la fase de bajada en la ejecución de la SLB no presenta cambios significativos entre las diferentes cargas de trabajo (figura 3.1A). Sin embargo, en la fase de subida, se identifican incrementos en los tiempos de ejecución conforme al aumento de la carga (figura 3.1B), en donde se observa que el tiempo requerido en la carga al 90% de 1RM es mayor que el resto de los tiempos.



**Figura 3. 1. Media  $\pm$  (DS) del tiempo ejecución en las diferentes cargas de trabajo (%1RM) en fase de bajada (A) y subida (B) en SLB.**

¶ Indica diferencia significativa ( $p < 0.05$ ) entre ambas cargas y las subsecuentes.

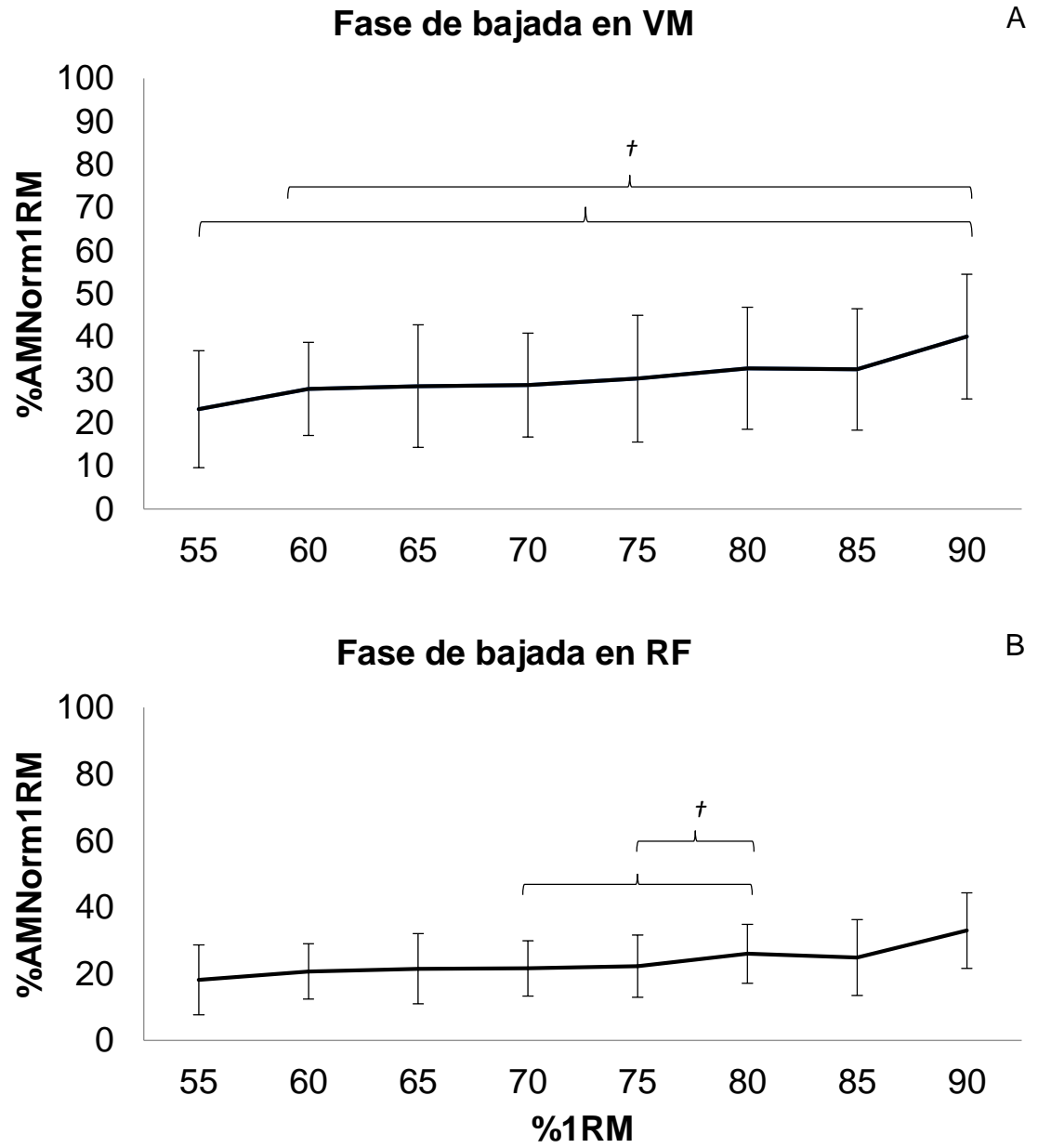
\* Indica diferencia significativa ( $p < 0.05$ ) con respecto del resto de las cargas.



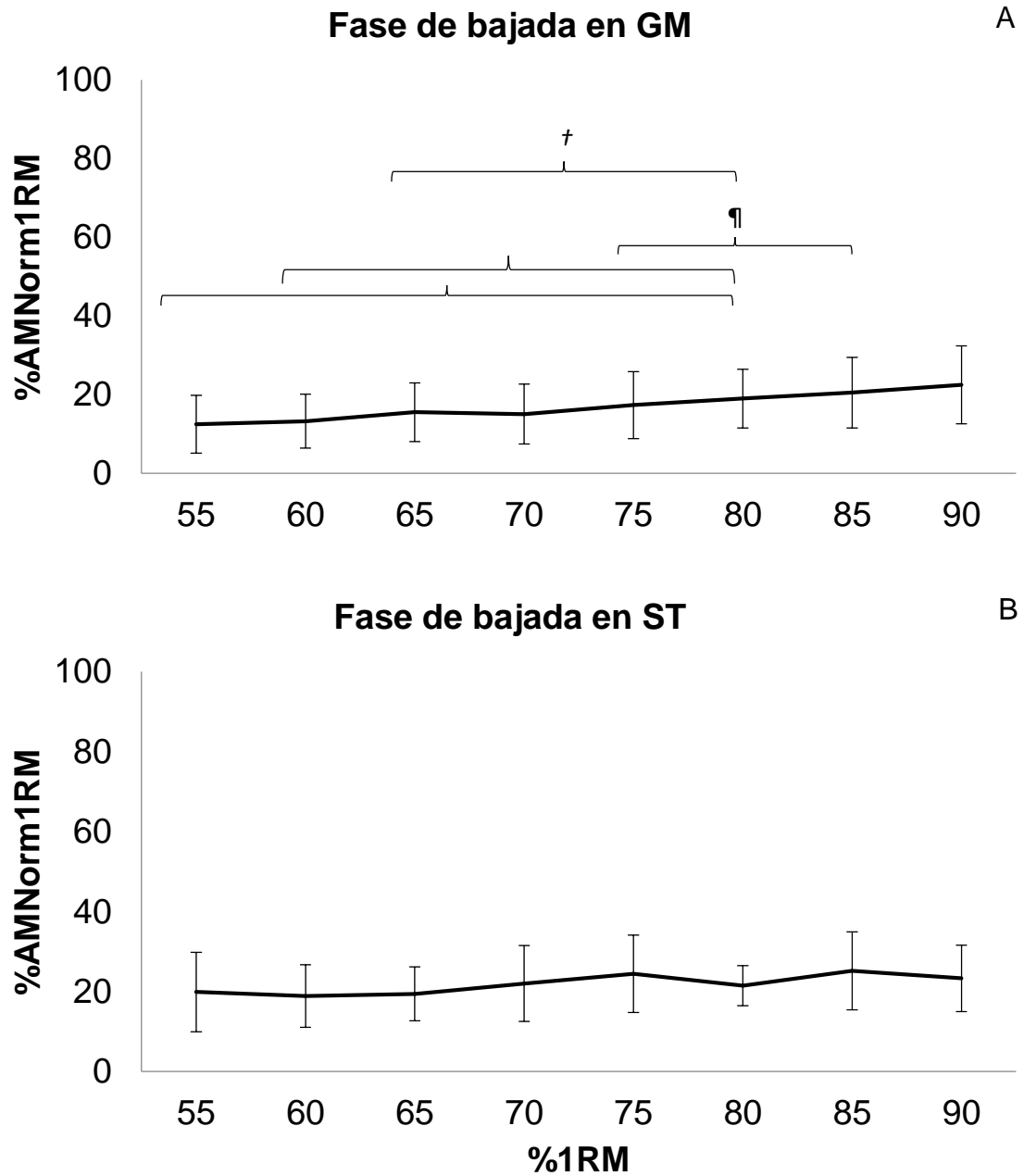
### **Análisis de AM segmentada por fases de ejecución.**

Al segmentar el análisis de los datos por fases de ejecución del movimiento de la SLB, la AM de la fase de bajada en VM fue mayor en la carga al 90% de 1RM con respecto a las primeras dos cargas (55 y 60%) (Figura 3.2A). En el caso del músculo RF, mayor respuesta muscular fue encontrada en el 80% comparada con el 70 y 75% de 1RM (Figura 3.2B).

El GM presenta mayor respuesta una vez alcanzado el 80% de la 1RM comparado con el 55, 60 y 65% de 1RM (figura 3.3A). En el caso del ST, no se encuentran cambios significativos entre ninguna de las cargas (figura 3.3B).



**Figura 3. 2. Media $\pm$ (DS) de AMNorm1RM de VM (A) y RF (B) en la ejecución de las diferentes cargas de trabajo (%1RM) de fase de bajada en SLB.**  
† Indica diferencia significativa ( $p < 0.05$ ) entre ambas cargas.



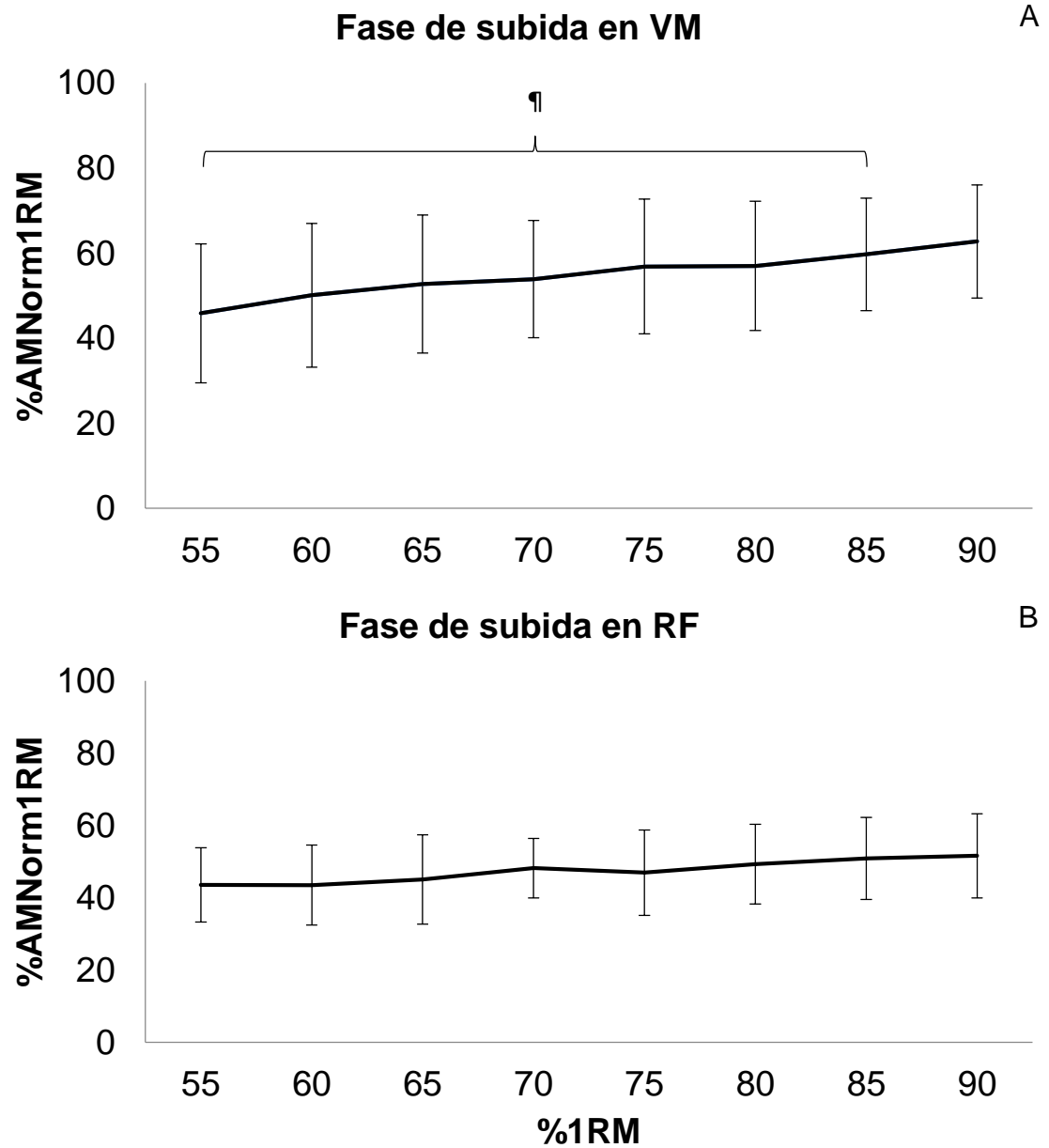
**Figura 3. 3. Media  $\pm$  (DS) de AMNorm1RM de GM (A) y st (B) en la ejecución de las diferentes cargas de trabajo (%1RM) de fase de bajada en SLB.**

† Indica diferencia significativa ( $p < 0.05$ ) entre ambas cargas.

¶ Indica diferencia significativa ( $p < 0.05$ ) entre ambas cargas y las subsecuentes.



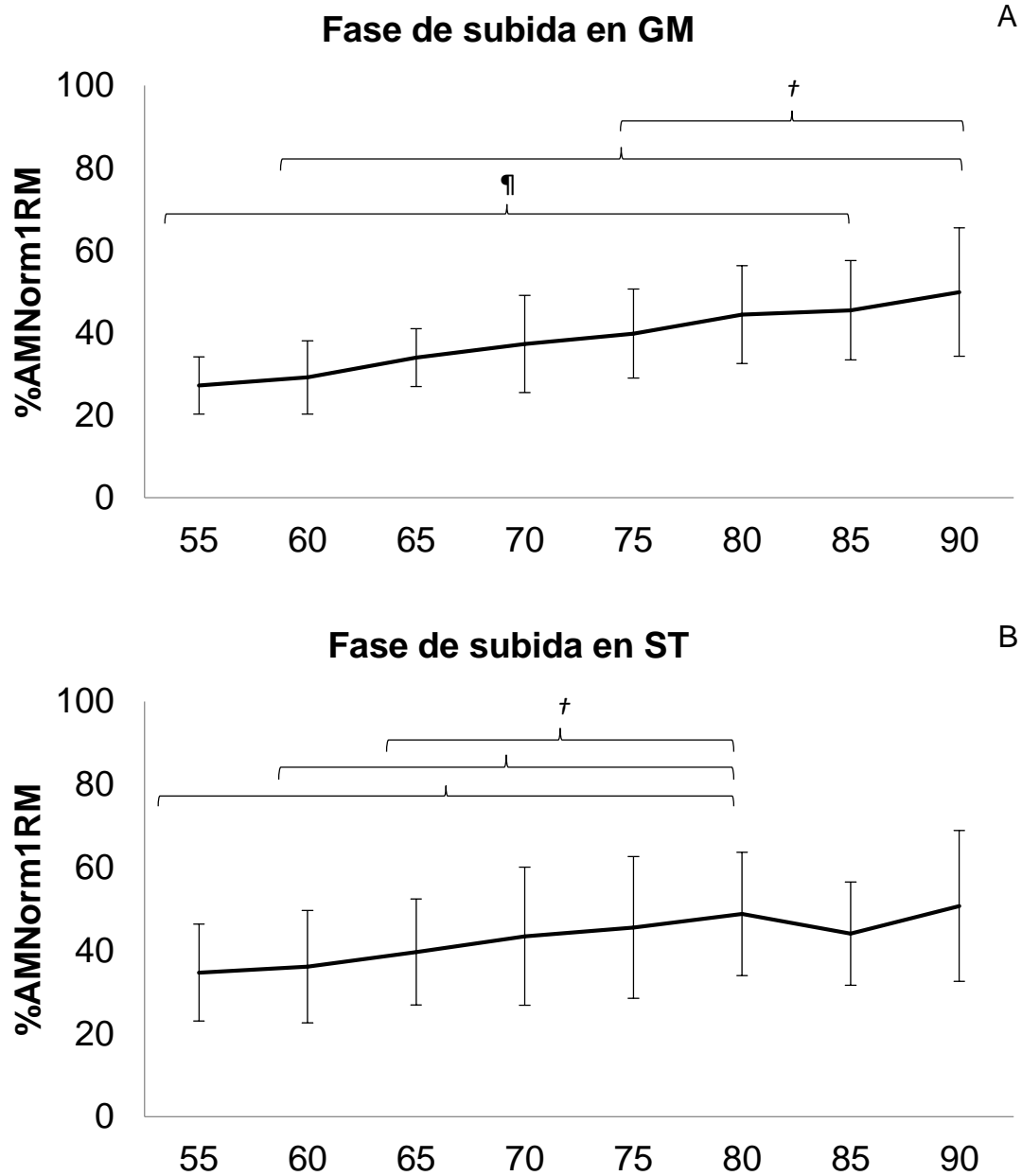
En la fase de ascenso de la SLB, en el VM y GM se puede identificar un aumento significativo de AM una vez alcanzado el 85% de la 1RM compara a la carga inicial (55% de 1RM) (figura 3.4A y 3.5A). En el RF no se encontraron diferencias significativas entre ninguna de las cargas evaluadas (figura 3.4B). El ST presenta una AM significativamente mayor al 80% de la 1RM cuando es comparada con el 55, 60 y 65% de 1RM (figura 3.5B).



**Figura 3. 4. Media  $\pm$  (DS) de AMNorm1RM de GM (A) y ST (B) en la ejecución de las diferentes cargas de trabajo (%1RM) de fase de bajada en SLB.**

¶ Indica diferencia significativa ( $p < 0.05$ ) entre ambas cargas y las subsecuentes.





**Figura 3. 5. Media  $\pm$  (DS) de AMNorm1RM del GM (A) y ST (B) en la ejecución de las diferentes cargas de trabajo (%1RM) de la fase de subida en SLB.**

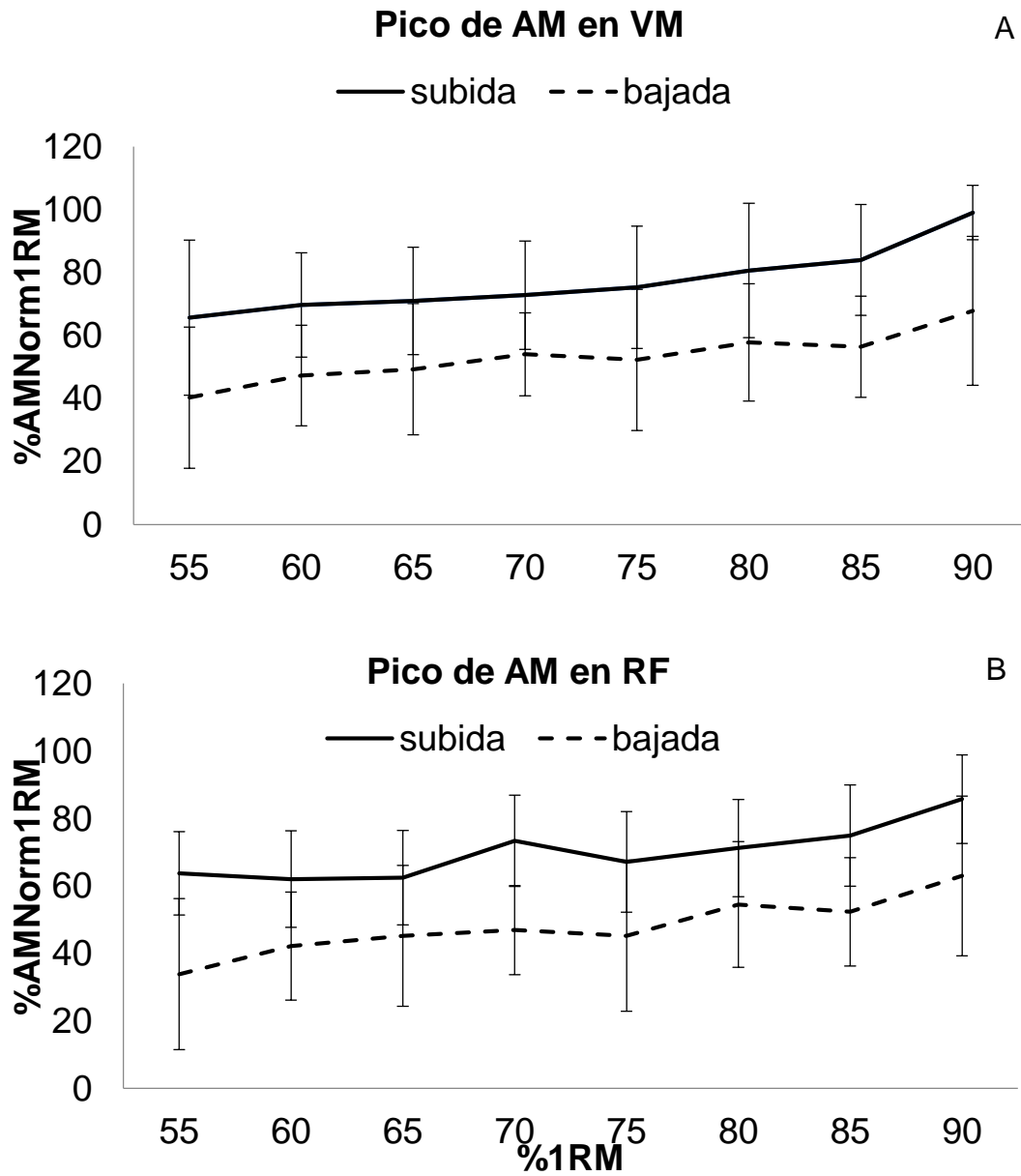
† Indica diferencia significativa ( $p < 0.05$ ) entre ambas cargas.

‡ Indica diferencia significativa ( $p < 0.05$ ) entre ambas cargas y las subsecuentes.

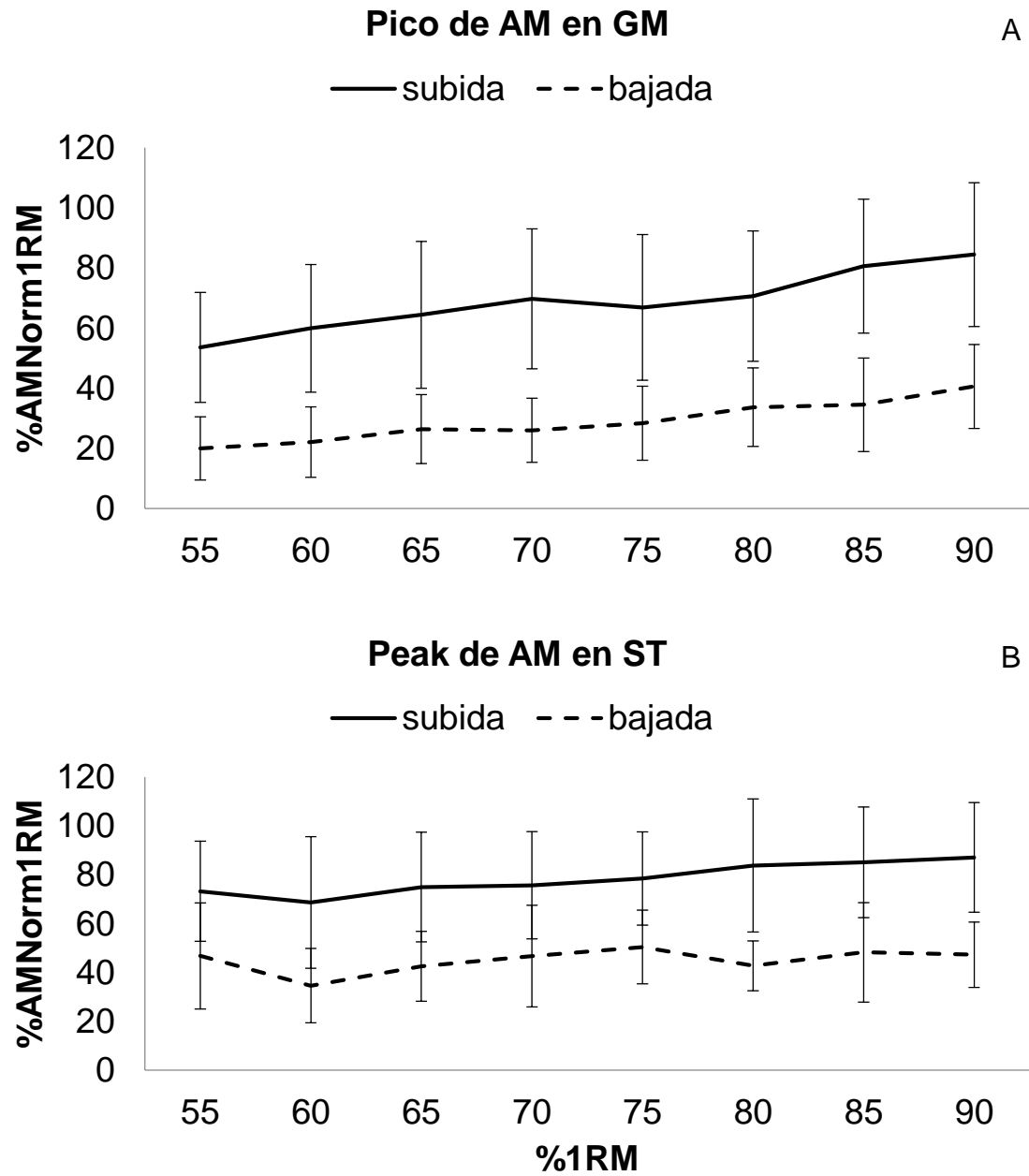


### **Picos de actividad muscular**

Los picos de actividad muscular en las fase de ascenso y fase de descenso pueden ser visualizados en la (figura 3.6 y 3.7). El pico en la fase de subida presenta una mayor actividad muscular comparada al pico encontrado en la fase de bajada en todas y cada una de las cargas de los cuatro músculos evaluados en la SLB.



**Figura 3. 3. Media  $\pm$  (DS) de AMNorm1RM de VM (A) y RF (B) en la ejecución de las diferentes cargas de trabajo (%1RM) en fase de bajada y de subida en SLB**



**Figura 3. 4. Media  $\pm$  (DS) de AMNorm1RM del GM (A) y ST (B) en la ejecución de las diferentes cargas de trabajo (%1RM) de fase de bajada y de subida en SLB**



### Estimación de los componentes de varianza en la AM.

Se llevó a cabo un análisis con un modelo de efectos mixtos, en donde se contempla como variable fija a la carga de trabajo (%1RM) y como variable aleatoria, al sujeto.

Se contemplaron como covariables el efecto de la edad de los sujetos, la experiencia y el tiempo de ejecución en cada una de las fases. Solo el tiempo de ejecución fue significativo en la fase de subida, por lo cual fue la única covariable incluida en los datos.

Los resultados de la pendiente estimada de actividad muscular conforme a cada aumento del 1% de la 1RM, pueden ser visualizados en la tabla 3.4.

**Tabla 3. 4. Análisis del modelo lineal mixto de estimación de la  $\beta$  (EE) de la AM, por efecto de la carga de trabajo en las diferentes fases en SLB.**

MÚSCULO	FASE	$\beta$ (EE)
VASTO MEDIO	COMPLETO	0.47 $\pm$ 0.04
	BAJADA	0.37 $\pm$ 0.05
	SUBIDA*	0.44 $\pm$ 0.06
RECTO FEMORAL	COMPLETO	0.38 $\pm$ 0.04
	BAJADA	0.33 $\pm$ 0.05
	SUBIDA*	0.25 $\pm$ 0.06
GLUTEO MAYOR	COMPLETO	0.47 $\pm$ 0.03
	BAJADA	0.28 $\pm$ 0.03
	SUBIDA*	0.63 $\pm$ 0.06
SEMITENDINOSO	COMPLETO	0.32 $\pm$ 0.04
	BAJADA	0.15 $\pm$ 0.05
	SUBIDA*	0.43 $\pm$ 0.07

Modelo mixto de tendencia en donde se presenta la  $\beta$  de AMNorm1RM como variable continua al 1% de la 1RM.

\*Ajustada por efecto del tiempo de ejecución.



## CAPÍTULO IV

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El objetivo del presente estudio es analizar el efecto de diferentes cargas de trabajo sobre la activación muscular en la SLB en adultos jóvenes con experiencia previa en el entrenamiento resistido. Nuestra hipótesis inicial fue que el aumento de la carga de trabajo (%1RM) produciría un incremento significativo de la actividad muscular hasta llegar a un punto de quiebre (cercano a las cargas submáximas) que pasaría a convertirse en meseta (*plateau*). En general, en los cuatro músculos evaluados se identifica un incremento de AM conforme al aumento de la 1RM. Sin embargo, el análisis de medidas repetidas no presenta cambios significativos entre la mayoría de las cargas evaluadas, además, el término cuadrático no fue estadísticamente significativo en ninguna de las tres fases valoradas (completa, subida y bajada).

Dicho lo anterior, es importante reconocer que en las primeras etapas (55 al 70%1RM) de la fase completa, los cambios en la AM fueron discretos, haciéndose notorios a partir de las cargas de 75-80%1RM para músculos de participación agonista y sinergista (VM, RF y GM), y a partir de la carga de 85%1RM para aquel de prevalencia antagonista (ST). Además, el 90% de la 1RM fue aquella carga que produjo de manera significativa la mayor AM del VM y a su vez requirió el mayor tiempo de ejecución.



En general, el tiempo en la fase de subida tiende a incrementar conforme al aumento de la carga, lo cual es de esperarse, ya que ha sido identificado en estudios previos (D. Clark et al., 2016; Fernandez Ortega et al., 2022; Van den Tillaar, 2019). Además, las mayores cargas de trabajo requieren mayor tiempo de contracción, debido a que mayor resistencia implica una menor velocidad de ejecución en la fase de subida, y una mayor demanda de fuerza requiere mayor tiempo para la formación de puentes cruzados, así como para la producción de tensión en los componentes contráctiles (músculo) y elásticos (tendones) (Nordin & Frankel, 2012).

En cuanto al tiempo en la fase de bajada, no se encontraron modificaciones importantes, ya que los participantes lograron mantener esta fase de manera constante y controlada; sin diferencias significativas entre cargas.

### **Influencia de la velocidad de ejecución en la AM.**

Para intentar comprender el fenómeno, es importante reconocer la posible influencia de la velocidad en la AM, ya que los todos los sujetos fueron instruidos para realizar una fase ascendente con la mayor velocidad de ejecución posible en cada una de las cargas evaluadas. Identificando que la mayor velocidad de ejecución de cargas inferiores puede llegar a compensar al aumento del %1RM producido en las cargas superiores en los que respecta a la AM.



Estudios previos consideran que la velocidad de propagación de los potenciales de acción intracelulares pueden influenciar la amplitud de señal del EMG (Chapman et al., 2019). También, aquellos que reconocen una tendencia a que en materia de AM, la mayor velocidad de contracción en la fase de subida puede llegar a compensar el menor estímulo producido por las menores cargas de trabajo, y de manera inversa las mayores cargas de trabajo pueden compensar la menor velocidad de ejecución (Van den Tillaar et al., 2019). Teoría confirmada en parte por estudios que identifican una correlación positiva entre la mayor velocidad de ejecución en la fase de subida y una mayor amplitud en las mediciones de EMG (Sy et al., 2015; Sy & Bugtai, 2014).

Esto podría explicar en parte aquellos análisis previos de protocolos similares en donde la SLB es realizada con la mayor velocidad de subida posible, donde el aumento de cargas no refleja cambios significativos entre cargas subsecuentes (D. Clark et al., 2016), sino que es necesario analizar cargas con un amplio rango de separación para identificar aumentos significativos (Gomes et al., 2015), en donde los análisis tienden a producir agrupamientos de cargas segmentados por las diferencias significativas identificadas (Van den Tillaar et al., 2019).

Para explicar la relación entre la AM y la carga de trabajo, es importante reconocer que las cargas de trabajo son usualmente agrupadas por niveles o escalas, como por ejemplo: cargas ligeras (<60%), cargas moderadas (60-80%) y





cargas altas (>80%) (Chapman et al., 2019), las cuales podrían servir no solo como referencia para agrupar o segmentar clasificaciones de cargas de trabajo, sino que también en lo que respecta a rangos o umbrales de actividad muscular.

En la fase de subida de nuestro estudio, identificamos un posible umbral de AM ubicado entre el cambio de cargas moderadas a cargas altas para tres de los músculos valorados (VM, GM, y ST). Este agrupamiento muscular, no debe llegar a extrañar ya que aun cuando son músculos con diferente función en la SLB, todos ellos deben llevar a cabo una contracción concéntrica (parcialmente en ST) para lograr la extensión de rodilla y cadera en la subida. Algo inesperado, es la falta de cambios significativos de AM en el RF en la fase de subida, debido a que es considerado como uno de los músculos agonistas, sin embargo, se ha identificado, que tiende a una actividad muscular menor que los vastos en la ejecución de la sentadilla (López et al., 2022). Esto podría deberse en parte a la naturaleza multiarticular del RF y a su incidencia en la conocida *paradoja de lombard* en donde el RF debe acortarse en su inserción pero a la vez elongarse en su origen para poder subir el peso en la SLB (B. J. Schoenfeld, 2010), por lo cual, es posible que el RF aun cuando tenga una participación importante, esta no tienda a producir una afectación relevante conforme al aumento de la carga de trabajo. Sin embargo, el principio de Lombard parece no haber afectado de la misma manera al ST en lo que respecta a la fase de ascenso, lo cual puede



significar que su participación sinérgica y estabilizadora tiende a aumentar conforme a la carga.

Cuando se analiza la AM en fase de bajada, se identifica un posible umbral una vez alcanzadas las cargas altas ( $\geq 80\% 1RM$ ), solo en los músculos VM, RF y GM, a diferencia del ST en donde no se observaron cambios significativos como respuesta al estímulo propio de la carga de trabajo. Esto podría llegar a suponerse que es debido al tipo de contracción muscular producida en la fase de descenso, en donde los músculos agonistas y sinérgicos deben llevar a cabo una acción de frenado ante la carga, realizando una contracción excéntrica gradual. Sin embargo, en el caso del ST, al tener una participación mayormente antagonista, no presenta una función tan importante de resistencia contra la carga, razón por la cual podría no presentar un aumento de AM significativo conforme al aumento de la carga.

### **Efecto de la cantidad de repeticiones medidas por serie.**

Es importante reconocer que en la práctica, el rango de repeticiones de una serie de entrenamiento puede oscilar de entre una (cargas máximas) hasta 20 repeticiones o más (cargas muy ligeras) (Coburn & Malek, 2016; B. J. Schoenfeld et al., 2021). Por lo tanto, se podría pensar que tiende a ser necesario el análisis de cada una de las repeticiones posibles por serie para identificar la AM en cada una de las cargas.



El presente estudio, sólo se realizó una repetición en cada serie, para evitar la acumulación de fatiga que pudiese afectar los datos sumativos de esa misma serie, así como de las series posteriores en materia de la actividad muscular. Además, estudios previos indican que la primera repetición de una serie, es la que refleja de mejor manera los parámetros de intensidad y esfuerzo (González-badillo et al., 2011) y puede considerarse como el mejor indicador para evaluar y normalizar las señales de EMG durante de la ejecución de un movimiento de cadena cinética cerrada como es el caso de la SLB (Korak et al., 2020).

### **Proceso de normalización de la señal de EMG en la SLB.**

De acuerdo a la literatura revisada, son pocos los estudios previos en donde se haya normalizado la señal de EMG en base a la AM producida bajo la ejecución del mismo movimiento al 100% de su 1RM. La cual podría ser considerada como una mejor opción que la MVIC (Korak et al., 2020). Lo antes mencionado, debido a que: a) los picos de AM superan en menor margen a su considerado 100%, b) no se estaría normalizando un ejercicio dinámico multiarticular con uno isométrico y monoarticular, c) el movimiento implementado para normalizar la señal es el mismo que aquel que está por evaluarse; d) es un gesto motriz con el que muy probablemente los sujetos estén familiarizados, y e) en teoría sigue siendo un MVC, ya que la actividad muscular obtenida en la



ejecución de la 1RM puede considerarse como la contracción máxima voluntaria en la realización de un determinado movimiento.

Sin embargo, para estudios cuyo objetivo sea comparar diferentes músculos o movimientos, la normalización a la 1RM puede presentar la limitante de que se toma como referencia el mayor esfuerzo en un determinado movimiento (en este caso la SLB) y no necesariamente representa la mayor actividad muscular posible en cada uno de los músculos valorados.

Referente a la normalización en base a la 1RM del presente estudio, es de reconocer que los picos de la AM tomados bajo la 1RM, tienden a referenciar de mejor manera a su máxima actividad muscular, debido a que tanto las medias, como los picos de AM al 90% de la 1RM en los músculos evaluados, denotan un porcentaje de actividad muscular proporcional, la cual se acerca pero no sobrepasa a su propio 100%. A diferencia de estudios previos de EMG, en donde es común ver que los datos de actividad muscular normalizada en base al MVIC, tiende a superar de manera considerable a su propio 100%, aun cuando se evalúan las cargas submáximas y menores (Evans et al., 2019; Joseph et al., 2020; Mehls et al., 2020).

También es importante reconocer que estudios previos pueden llegar a recomendar el proceso de normalización en base a la 1RM, sobre todo en aquellos casos donde se realicen análisis comparativos de EMG en ejercicios dinámicos contra resistencia. Esto ya que los métodos de normalización con referencias



dinámicas, tienden a presentar una menor variabilidad interparticipantes, mayor confiabilidad absoluta y mayor sensibilidad cuando son comparados con la técnica de la MVIC (Balshaw & Hunter, 2012; Korak et al., 2020).

### **Limitaciones del estudio y futuras líneas de investigación.**

Si bien el modelo y procedimiento del presente estudio permitió minimizar el sesgo potencial por efecto de la influencia de diversas variables, sería innegable la posible influencia que estos puedan tener en los resultados finales o en la forma en que estos fueron abordados.

En primera instancia, es de reconocer posibles limitaciones alusivas a la sEMG, ya que es de aceptar que durante una contracción dinámica, el músculo medido se mueve por debajo de la piel y los sensores superficiales, lo cual puede significar variaciones en la región muscular medida así como de una posible diafonía producida por músculos vecinos.

En segundo, aun cuando se llevó a cabo el control del grado de profundidad de la sentadilla (muslo a la paralela con el piso), la apertura de la base de apoyo y se solicitó a los sujetos realizaran una bajada lenta y controlada, así como de subida a la mayor velocidad posible, hubo aspectos que no fueron controlados de manera homogénea, como es el grado de flexión de tobillo, rodilla, cadera o columna. Además, aun cuando se midió el tiempo de ejecución de cada una de las fases, desconocemos el producto de la velocidad en cada una de ellas.



También es de reconocer, que el presente estudio desconoce la actividad muscular producida por efecto de la carga de trabajo, cuando cada serie es realizada con un número de repeticiones cercanas al fallo, como suele realizarse comúnmente en el área de entrenamiento, sin embargo, también es de reconocer que estudios previos nos indican que es la primer repetición de cada serie, aquella que permite valorar de mejor forma el grado óptimo de activación muscular sin influencia por efecto de la fatiga.

Finalmente, sólo sujetos físicamente activos con experiencia previa en entrenamiento resistido y en la ejecución de la sentadilla fueron evaluados, por lo cual, los hallazgos no necesariamente puede ser generalizados hacia grupos poblacionales en rangos extremos, como es el caso de sujetos sin experiencia previa o atletas con el más alto nivel de especialización como serían los competidores de powerlifting o levantamiento de pesas (olímpico).

Es de considerar que las posibles aportaciones del presente trabajo de tesis, puedan llegar a contribuir a futuras líneas de investigación que expliquen de mejor manera como la actividad eléctrica muscular puede ser afectada por otras variables, tales como el rango de movimiento, el estrés metabólico o el efecto de la velocidad de ejecución en la fase de subida y bajada. Además, finalmente poder llegar a reconocer la relación entre la actividad muscular producida sobre las posibles adaptaciones cronológicas, tales como el desarrollo de la fuerza, la



potencia, la hipertrofia, la capacidad funcional, la rehabilitación o la prevención de lesiones.

### **Conclusiones.**

- En la sentadilla, trabajar con cargas altas (entre 80-90%1RM), puede representar una mayor actividad muscular en vasto medio, glúteo mayor y recto femoral en la fase de bajada.
- De manera similar, trabajar con cargas altas produce una mayor actividad muscular de vasto medio, glúteo mayor y semitendinoso durante la fase de subida.
- Se sugiere que la actividad muscular de vasto medio y glúteo mayor, es aquella mayormente influenciada por el aumento del %1RM. Mientras que el aumento de la carga parece no afectar de manera significativa al semitendinoso en la bajada, ni al recto femoral en la subida.
- Independientemente del músculo evaluado, se percibe una mayor actividad muscular durante la fase de subida, quizá debido a una predominancia de actividad muscular de tipo concéntrica.
- Subir el %1RM aumenta el tiempo de ejecución de la fase de subida, sin embargo, parece no afectar el tiempo en la fase de bajada.
- Desde un punto de vista dirigido a la práctica, se teoriza que una mayor actividad muscular puede facilitar mayores adaptaciones musculares. Sin



embargo, son necesarios estudios futuros que determinen una posible relación causa-efecto entre estos.





## REFERENCIAS

- Afonso, J., Moscão, J., Rocha, T., Zacca, R., Martins, A., Milheiro, A., Ferreira, J., Ramirez-Campillo, R., & Clemente, F. M. (2021). Strength training is as effective as stretching or improving range of motion: A systematic review and meta-analysis. *MetaArXiv*, 1–52. <https://doi.org/10.37766/inplasy2020.9.0098.2.2>.
- Al-Mulla, M. R., Sepulveda, F., & Colley, M. (2011). A review of non-invasive techniques to detect and predict localised muscle fatigue. *Sensors*, 11(4), 3545–3594. <https://doi.org/10.3390/s110403545>
- Albertus-Kajee, Y., Tucker, R., Derman, W., & Lambert, M. (2010). Alternative methods of normalising EMG during cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(6), 1036–1043. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.07.011>
- Androulakis-Korakakis, P., Fisher, J. P., & Steele, J. (2020). The Minimum Effective Training Dose Required to Increase 1RM Strength in Resistance-Trained Men: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine*, 50(4), 751–765. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01236-0>
- Ball, N., & Scurr, J. (2013). Electromyography normalization methods for high-velocity muscle actions: Review and recommendations. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(5), 600–608. <https://doi.org/10.1123/jab.29.5.600>
- Balshaw, T. G., & Hunter, A. M. (2012). Evaluation of electromyography normalisation methods for the back squat. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(2), 308–319. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.11.009>
- Barbalho, M., Coswig, V., Raiol, R., Steele, J., Fisher, J., Paoli, A., & Gentil, P. (2018). Effects of Adding Single Joint Exercises to a Resistance Training Programme in Trained Women. *Sports*, 6(4), 160. <https://doi.org/10.3390/sports6040160>
- Barnett, M., & Larkman, P. (2007). The Action Potential. *Practical Neurology*, 7, 192–197. [https://doi.org/10.1007/978-3-030-39705-0\\_3](https://doi.org/10.1007/978-3-030-39705-0_3)
- Blanc, Y., & Dimanico, U. (2014). Electrode Placement in Surface Electromyography (sEMG) "Minimal Crosstalk Area" (MCA). *The Open Rehabilitation Journal*, 3(1), 110–126. <https://doi.org/10.2174/1874943701003010110>
- Broman, H., De Luca, C. J., & Mambrito, B. (1985). Motor unit recruitment and firing rates interaction in the control of human muscles. *Brain Research*, 337(2), 311–319. [https://doi.org/10.1016/0006-8993\(85\)90068-X](https://doi.org/10.1016/0006-8993(85)90068-X)
- Bushman, B., Rebecca, B., Pamela, S., Lynda, R., & Walter, T. (2014). ACSM's Resource for Personal Trainer. In *Acsm* (Issue 1).
- Camacho, L. (2005). Evaluación de la placa motora por métodos electrofisiológicos. *Guía Neurológica* 7, 237–250.



- Candia, R. (2014). *Efectos sobre la masa muscular y las manifestaciones de la fuerza, del entrenamiento unilateral excéntrico vs Concéntrico*. 140.
- Cánovas, R. (2014). *Anatomía y Musculación. Guía Visual Completa*. Paidotribo.
- Carpinelli, R. (2008). The size principle and a critical analysis of the unsubstantiated heavier-is-better recommendation for resistance training. *Journal of Exercise Science and Fitness*, 6(2), 68–86.
- Caterisano, A., Raymond, F., Pellingier, T. K., Lewis, V. C., Booth, W., Science, E., & Highway, P. (2002). *The Effect of Back Squat Depth on the EMG Activity of 4 Superficial Hip and Thigh Muscles*. 16(3), 428–432. [https://doi.org/10.1519/1533-4287\(2002\)016<0428:TEOBSD>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1519/1533-4287(2002)016<0428:TEOBSD>2.0.CO;2)
- Chalard, A., Belle, M., Montané, E., Marque, P., Amarantini, D., & Gasq, D. (2020). Impact of the EMG normalization method on muscle activation and the antagonist-agonist co-contraction index during active elbow extension: Practical implications for post-stroke subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 51(February), 102403. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102403>
- Chapman, M., Larumbe-Zabala, E., Gosss-Sampson, M., Colpus, M., Triplett, N. T., & Naclerio, F. (2019). Perceptual, Mechanical, and Electromyographic Responses to Different Relative Loads in the Parallel Squat. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(1), 8–16. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001867>
- Cilli, M., Gelen, E., Yildiz, S., Saglam, T., & Camur, M. H. (2014). Acute effects of a resisted dynamic warm-up protocol on jumping performance. *Biology of Sport*, 31(4), 277–282. <https://doi.org/10.5604/20831862.1120935>
- Clark, D., Lambert, M. I., & Hunter, A. M. (2016). Reliability of Trunk Muscle Electromyography in the Loaded Back Squat Exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 37(6), 448–456. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1569366>
- Clark, Dave, Lambert, M., & Hunter, A. (2012). Muscle activation in the loaded free barbell squat: A Brief Review. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(4), 32. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31822d533d>
- Coburn, J., & Malek, M. (2014). *Manual NSCA. Fundamentos del Entrenador Personal* (Paidotribo (ed.); 2a ed.).
- Coburn, J., & Malek, M. (2016). *Manual NSCA Fundamentos del entrenamiento personal* (segunda ed). Paidotribo.
- Comfort, P., McMahon, J. J., & Suchomel, T. J. (2018). Optimizing squat technique-revisited. *Strength and Conditioning Journal*, 40(6), 68–74. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000398>
- Contreras, B., Vigotsky, A. D., Schoenfeld, B. J., Beardsley, C., & Cronin, J. (2016). A Comparison of Gluteus Maximus, Biceps Femoris, and Vastus Lateralis Electromyographic Activity in the Back Squat and Barbell Hip Thrust Exercises. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(3), 254–260. <https://doi.org/10.1123/jab.2015-0091>



- Csapo, R., & Alegre, L. M. (2016). Effects of resistance training with moderate vs heavy loads on muscle mass and strength in the elderly: A meta-analysis. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 26(9), 995–1006. <https://doi.org/10.1111/sms.12536>
- Da Silva, J. J., Schoenfeld, B. J., Marchetti, P. N., Pecoraro, S. L., Greve, J. M. D., & Marchetti, P. H. (2017). Muscle Activation Differs Between Partial and Full Back Squat Exercise with External Load Equated. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(6), 1688–1693. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001713>
- De Luca, C. J. (2006). Electromyography. In J. G. Webster (Ed.), *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation* (pp. 98–109). John Wiley. <https://doi.org/10.1166/jnn.2011.3358>
- De Luca, C. J., Donald Gilmore, L., Kuznetsov, M., & Roy, S. H. (2010). Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*, 43(8), 1573–1579. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.01.027>
- Del Arco, J. (2014). Trastornos de la unión neuromuscular. *Farmacia Profesional*, 28(6), 37–43.
- Delgado, J., Drinkwater, E. J., Banyard, H. G., Haff, G. G., & Nosaka, K. (2019). Comparison Between Back Squat, Romanian Deadlift, and Barbell Hip Thrust for Leg and Hip Muscle Activities During Hip Extension. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(10), 2595–2601. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003290>
- Delsys. (2011). *Trigno TM Wireless System User ' s Guide TRIGNO Wireless System User ' s Guide*. October, 1–42. [http://delsys.com/Attachments\\_pdf/download/users-guides/trigno-wireless-systems.pdf](http://delsys.com/Attachments_pdf/download/users-guides/trigno-wireless-systems.pdf)
- Dhand, U. K. (2014). Motor Unit Potential. *Encyclopedia of the Neurological Sciences*, 3(1998), 117–119. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-385157-4.00534-0>
- Dimitrova, N. A., Dimitrov, G. V., & Nikitin, O. A. (2002). Neither high-pass filtering nor mathematical differentiation of the EMG signals can considerably reduce cross-talk. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(4), 235–246. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(02\)00008-1](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00008-1)
- Elamvazuthi, I., Zulkifli, Z., Ali, Z., Khan, M. K. A. A., Parasuraman, S., Balaji, M., & Chandrasekaran, M. (2015). Development of Electromyography Signal Signature for Forearm Muscle. *Procedia Computer Science*, 76(Iris), 229–234. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2015.12.347>
- Evans, T. W., McLester, C. N., Howard, J. S., McLester, J. R., & Calloway, J. P. (2019). Comparison of Muscle Activation Between Back Squats and Belt Squats. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33, S52–S59. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002052>



- Faigenbaum, A. D., Lloyd, R. S., MacDonald, J., & Myer, G. D. (2016). Citius, Altius, Fortius: Beneficial effects of resistance training for young athletes: Narrative review. *British Journal of Sports Medicine*, *50*(1), 3–7. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094621>
- Fernandez Ortega, J. A., Mendoza Romero, D., Sarmiento, H., & Prieto Mondragón, L. (2022). Bar Load-Velocity Profile of Full Squat and Bench Press Exercises in Young Recreational Athletes. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *19*(11), 6756. <https://doi.org/10.3390/ijerph19116756>
- Florimond, V. (2010). *Basics of Surface Electromyography*. Applied to Physical Rehabilitation and Biomechanics. <https://doi.org/10.1021/ed043pa901.1>
- Frontera, W. R., & Ochala, J. (2015). Skeletal Muscle: A Brief Review of Structure and Function. *Behavior Genetics*, *45*(2), 183–195. <https://doi.org/10.1007/s00223-014-9915-y>
- Gechev, A., Kane, N. M., Koltzenburg, M., Rao, D. G., & van der Star, R. (2016). Potential risks of iatrogenic complications of nerve conduction studies (NCS) and electromyography (EMG). *Clinical Neurophysiology Practice*, *1*, 62–66. <https://doi.org/10.1016/j.cnp.2016.09.003>
- Gomes, W. A., Brown, L. E., Soares, E. G., Da Silva, J. J., Silva, F. H. D. D. O., Serpa, É. P., Corrêa, D. A., Vilela Junior, G. de B., Lopes, C. R., & Marchetti, P. H. (2015). Kinematic and sEMG analysis of the back squat at different intensities with and without knee wraps. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *29*(9), 2482–2487. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000922>
- González-badillo, J. J., Marques, M. C., & Sánchez-medina, L. (2011). *The Importance of Movement Velocity as a Measure to Control Resistance Training Intensity*. 15–19.
- Grgic, J., Lazinica, B., Schoenfeld, B. J., & Pedisic, Z. (2020). Test–Retest Reliability of the One-Repetition Maximum (1RM) Strength Assessment: a Systematic Review. *Sports Medicine - Open*, *6*(1). <https://doi.org/10.1186/s40798-020-00260-z>
- Grgic, J., Schoenfeld, B. J., Davies, T. B., Lazinica, B., Krieger, J. W., & Pedisic, Z. (2018). Effect of Resistance Training Frequency on Gains in Muscular Strength: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine*, *48*(5), 1207–1220. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0872-x>
- Gulick, D. T., Fagnani, J. A., & Gulick, C. N. (2015). Comparison of muscle activation of hip belt squat and barbell back squat techniques. *Isokinetics and Exercise Science*, *23*(2), 101–108. <https://doi.org/10.3233/IES-150570>
- Guyton, A., & Hall, J. (2019). *Tratado de Fisiología Médica*. (Decimoterc, Vol. 1).
- Halaki, M., & Gi, K. (2012). Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to? *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and*



- Future Challenges*, October. <https://doi.org/10.5772/49957>
- Hass, C. J., Feigenbaum, M. S., & Franklin, B. A. (2001). Prescription of resistance training for healthy populations. *Sports Medicine*, 31(14), 953–964. <https://doi.org/10.2165/00007256-200131140-00001>
- Helms, E. R., Cronin, J., Storey, A., & Zourdos, M. C. (2016). Application of the Repetitions in Reserve-Based Rating of Perceived Exertion Scale for Resistance Training. *Strength and Conditioning Journal*, 38(4), 42–49. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000218>
- Hik, F., & Ackland, D. C. (2019). The moment arms of the muscles spanning the glenohumeral joint: a systematic review. *Journal of Anatomy*, 234(1), 1–15. <https://doi.org/10.1111/joa.12903>
- Holt, N. C., & Azizi, E. (2016). The effect of activation level on muscle function during locomotion: Are optimal lengths and velocities always used? *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 283(1823). <https://doi.org/10.1098/rspb.2015.2832>
- Hongu, N., Wells, M. J., Gallaway, P. J., & Bilgic, P. (2015). Resistance Training: Health Benefits and Recommendations. *Univ Arizona Coop Ext*, 21(93).
- Horschig, A., Sonthana, K., & Neff, T. (2016). *The Squat Bible. The Ultimate Guide to Mastering the Squat and Finding Your True Strength.*
- Hughes, D. C., Ellefsen, S., & Baar, K. (2018). Adaptations to endurance and strength training. *Cold Spring Harbor Perspectives in Medicine*, 8(6). <https://doi.org/10.1101/cshperspect.a029769>
- Infantolino, B. W., Neuberger, T., & Challis, J. H. (2012). The Arrangement of Fascicles in Whole Muscle. *Anatomical Record*, 295(7), 1174–1180. <https://doi.org/10.1002/ar.22484>
- Jobe, F. W., Tibone, J. E., Perry, J., & Moynes, D. (1983). An EMG analysis of the shoulder in throwing and pitching: A preliminary report. *The American Journal of Sports Medicine*, 11(1), 3–5. <https://doi.org/10.1177/036354658301100102>
- Joseph, L., Reilly, J., Swezey, K., Waugh, R., Carlson, L. A., & Lawrence, M. A. (2020). Activity of Trunk and Lower Extremity Musculature: Comparison between Parallel Back Squats and Belt Squats. *Journal of Human Kinetics*, 72(1), 223–228. <https://doi.org/10.2478/hukin-2019-0126>
- Jungblut, S. (2009). The Correct Interpretation of the Size Principle and Its Practical Application to Resistance Training. *Medicina Sportiva*, 13(4), 203–209. <https://doi.org/10.2478/v10036-009-0033-2>
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography* (Issue April).
- Korak, J. A., Bruininks, B. D., & Paquette, M. R. (2020). The influence of normalization technique on between-muscle activation during a back-squat. *International Journal of Exercise Science*, 13(1), 1098–1107.
- Korak, J. A., Paquette, M. R., Fuller, D. K., Caputo, J. L., & Coons, J. M. (2018). Muscle Activation Patterns of Lower-Body Musculature Among 3 Traditional





- Lower-Body Exercises in Trained Women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 32(10), 2770–2775. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002513>
- Kristiansen, M., Madeleine, P., Hansen, E. A., & Samani, A. (2015). Inter-subject variability of muscle synergies during bench press in power lifters and untrained individuals. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 25(1), 89–97. <https://doi.org/10.1111/sms.12167>
- Kubo, K., Ikebukuro, T., & Yata, H. (2019). Effects of squat training with different depths on lower limb muscle volumes. *European Journal of Applied Physiology*, 119(9), 1933–1942. <https://doi.org/10.1007/s00421-019-04181-y>
- Kushner, A. M., Brent, J. L., Schoenfeld, B. J., Hugentobler, J., Lloyd, R. S., Vermeil, A., Chu, D. A., Harbin, J., McGill, S. M., & Myer, G. D. (2015). The back squat: Targeted training techniques to correct functional deficits and technical factors that limit performance. *Strength and Conditioning Journal*, 37(2), 13–60. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000130>
- Lagally, K., McCaw, S. T., Young, G., Medema, H., & Thomas, D. (2004). RATINGS OF PERCEIVED EXERTION AND MUSCLE ACTIVITY DURING THE BENCH PRESS EXERCISE IN RECREATIONAL AND NOVICE LIFTERS. *Strength And Conditioning*, 18(2), 359–364.
- Lee, B. (2007). Strength Training. In Human Kinetics (Ed.), NSCA.
- Levinger, I., Goodman, C., Hare, D. L., Jerums, G., Toia, D., & Selig, S. (2009). The reliability of the 1RM strength test for untrained middle-aged individuals. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(2), 310–316. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.10.007>
- Lloyd, R. S., Faigenbaum, A. D., Stone, M. H., Oliver, J. L., Jeffreys, I., Moody, J. A., Brewer, C., Pierce, K. C., McCambridge, T. M., Howard, R., Herrington, L., Hainline, B., Micheli, L. J., Jaques, R., Kraemer, W. J., McBride, M. G., Best, T. M., Chu, D. A., Alvar, B. A., & Myer, G. D. (2014). Position statement on youth resistance training: The 2014 International Consensus. *British Journal of Sports Medicine*, 48(7), 498–505. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092952>
- Looney, D. A. P., Kraemer, W. I. J., Joseph, M. I. F., Comstock, B. R. A., Denegar, C. R. R., Flanagan, S. H. D., Newton, R. O. U., Szivak, T. U. K., & Maresh, C. A. R. L. M. (2015). Electromyographical and perceptual responses to different resistance intensities in a squat protocol: does performing sets to failure with light loads produce the same activity? *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(3), 792–799. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26270694/>
- López, V. H., Bustamante, K. D., Candia, R., & Najera, R. J. (2022). Análisis de electromiografía en la sentadilla libre con barra: Revisión sistemática (Electromyography analysis of the free barbell squat: A systematic review). *Retos*, 45, 611–621. <https://doi.org/10.47197/retos.v45i0.87246>
- Lorenz, T., & Campello, M. (2013). Biomechanics of skeletal muscle. *Basic*



- Biomechanics of the Musculoskeletal System*, 150–178.  
<https://doi.org/10.5040/9781492595298>
- Lorenzetti, S., Ostermann, M., Zeidler, F., Zimmer, P., Jentsch, L., List, R., Taylor, W. R., & Schellenberg, F. (2018). How to squat? Effects of various stance widths, foot placement angles and level of experience on knee, hip and trunk motion and loading. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 10(1), 1–11. <https://doi.org/10.1186/s13102-018-0103-7>
- M. Alahmad, Y., Al-Khafaji, F., Mohamad Alahmad, M. A., & Al-Taie, A. (2021). Comprehensive Assessment of Ultrasound's Role in Carpal Tunnel Syndrome in Reference to Electromyography. *Cureus*, 13(12). <https://doi.org/10.7759/cureus.20798>
- Marzuca-Nassr, G. N., Vitzel, K. F., Mancilla-Solorza, E., & Márquez, J. L. (2018). Sarcomere structure: The importance of desmin protein in muscle atrophy. *International Journal of Morphology*, 36(2), 576–583. <https://doi.org/10.4067/S0717-95022018000200576>
- Massó, N., Rey, F., Romero, D., Gual, G., Costa, L., & Germán, A. (2010). Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. *Apunts: Medicina de l'esport*, 45(166), 8.
- Med.libretexts.org. (2021). *The Action Potential and Propagation*. 12/3/21.
- Medicine LibreTexts. (2020). Book: Anatomy and Physiology. *National Science Foundation*, 183.
- Mehls, K., Grubbs, B., Jin, Y., & Coons, J. (2020). Electromyography Comparison of Sex Differences During the Back Squat. *Journal of Strength and Conditioning Research*, February, 1–4. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000003469>
- Mitchell, N., & Taylor, J. (2017). *Principles of Muscle Building Program Design* (M. Taylor (ed.)).
- Monajati, A., Larumbe-Zabala, E., Goss-Sampson, M., & Naclerio, F. (2019). Surface Electromyography Analysis of Three Squat Exercises. *Journal of Human Kinetics*, 67(1), 73–83. <https://doi.org/10.2478/hukin-2018-0073>
- Moore, K., Dailey, A., & Agur, A. (2013). *Anatomía con Orientación Clínica* (7a ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- Myer, G., Kushner, A., Brent, J., Schoenfeld, B., Hugentobler, R., Vermeil, A., Harbin, J., & McGill, S. (2014). The back squat: A proposed assessment of functional deficits and technical factors that limit performance. *Strength Cond J*, 36(6), 4–27. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000103>
- Nishihara, K., & Isho, T. (2012). Location of Electrodes in Surface EMG. *EMG Methods for Evaluating Muscle and Nerve Function*, January 2012. <https://doi.org/10.5772/25421>
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2012). Basic Biomechanics of the MUSCULOSKELETAL SYSTEM. In P. Dawn Leger (Ed.), *Paper Knowledge . Toward a Media History of Documents* (4th ed.). Julie K. Stegman.



- Pérez-Castilla, A., Janicijevic, D., Akyildiz, Z., Senturk, D., & García-Ramos, A. (2021). Assessment of back-squat performance at submaximal loads: Is the reliability affected by the variable, exercise technique, or repetition criterion? *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(9). <https://doi.org/10.3390/ijerph18094626>
- Péter, A., Andersson, E., Hegyi, A., Finni, T., Tarassova, O., Cronin, N., Grundström, H., & Arndt, A. (2019). Comparing Surface and Fine-Wire Electromyography Activity of Lower Leg Muscles at Different Walking Speeds. *Frontiers in Physiology*, 10(October), 1–12. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.01283>
- Phillips, N. (1997). Essentials of Strength Training and Conditioning. In *Physiotherapy* (Vol. 83, Issue 1). [https://doi.org/10.1016/s0031-9406\(05\)66120-2](https://doi.org/10.1016/s0031-9406(05)66120-2)
- Pick, J., & Becque, M. D. (2000). The Relationship Between Training Status and Intensity on Muscle Activation and Relative Submaximal Lifting Capacity During the Back Squat. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 14(2), 175. [https://doi.org/10.1519/1533-4287\(2000\)014<0175:trbtsa>2.0.co;2](https://doi.org/10.1519/1533-4287(2000)014<0175:trbtsa>2.0.co;2)
- Ratamess, N. A. (2015). *Manual ASCM de Entrenamiento de la Fuerza y del Acondicionamiento Físico* (Paidotribo (ed.)).
- Reed, J., & Bowen, J. D. (2008). Principles of Sports Rehabilitation. In *The Sports Medicine Resource Manual* (Second Ed.). Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/B978-141603197-0.10033-3>
- Reinvee, M., Vaas, P., Ereline, J., & Pääsuke, M. (2015). Applicability of Affordable sEMG in Ergonomics Practice. *Procedia Manufacturing*, 3(October), 4260–4265. <https://doi.org/10.1016/j.promfg.2015.07.412>
- Rosa Guillamón, A. (2013). Metodología de entrenamiento de la fuerza. *Lecturas: Educación Físicas y Deportes*, 186(April), 1–11. <https://efdeportes.com/efd186/metodologia-de-entrenamiento-de-la-fuerza.htm>
- Rubin, D. I. (2019). Needle electromyography: Basic concepts. In *Handbook of Clinical Neurology* (1st ed., Vol. 160). Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-64032-1.00016-3>
- Schoenfeld, B. (2010). Squatting Kinematics and Kinetics and Their Application to Exercise Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(12), 3497–3506.
- Schoenfeld, B. (2014). The Biomechanics of Squat Depth. *NSCA Hot Topic Series*.
- Schoenfeld, B. J. (2010). Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(12), 3497–3506. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181bac2d7>
- Schoenfeld, B. J., Contreras, B., Willardson, J. M., Fontana, F., & Tiryaki-Sonmez, G. (2014). Muscle activation during low- versus high-load resistance training





- in well-trained men. *European Journal of Applied Physiology*, 114(12), 2491–2497. <https://doi.org/10.1007/s00421-014-2976-9>
- Schoenfeld, B. J., Grgic, J., Van Every, D. W., & Plotkin, D. L. (2021). Loading Recommendations for Muscle Strength, Hypertrophy, and Local Endurance: A Re-Examination of the Repetition Continuum. *Sports*, 9(2), 1–25. <https://doi.org/10.3390/sports9020032>
- Seo, D. H., Kim, E., Fahs, C. A., Rossow, L., Young, K., Ferguson, S. L., Thiebaud, R., Sherk, V. D., Loenneke, J. P., Kim, D., Lee, M. K., Choi, K. H., Bemben, D. A., Bemben, M. G., & So, W. Y. (2012). Reliability of the one-repetition maximum test based on muscle group and gender. *Journal of Sports Science and Medicine*, 11(2), 221–225.
- Shier, D., Butler, J., Lewis, R., Day, L., & Pilcher, J. (2019). *HOLE'S HUMAN ANATOMY & PHYSIOLOGY, FIFTEENTH EDITION* (Fifteenth). McGraw Hill Education.
- Slater, L. V., & Hart, J. M. (2017). Muscle Activation Patterns during Different Squat Techniques. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(3), 667–676. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001323>
- Staunton, C. A., Abt, G., Weaving, D., & Wundersitz, D. W. T. (2021). Misuse of the term 'load' in sport and exercise science. *Journal of Science and Medicine in Sport*, xxxx. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2021.08.013>
- Stricker, P. R., Faigenbaum, A. D., & McCambridge, T. M. (2020). Resistance training for children and adolescents. *Pediatrics*, 145(6). <https://doi.org/10.1542/peds.2020-1011>
- Suchomel, T. J., Wagle, J. P., Douglas, J., Taber, C. B., Harden, M., Haff, G. G., & Stone, M. H. (2019). Implementing Eccentric Resistance Training—Part 1: A Brief Review of Existing Methods. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 4(2), 38. <https://doi.org/10.3390/jfmk4020038>
- Sy, A. C., & Bugtai, N. T. (2014). *Velocity and Acceleration Induced Response to Motion Intention Detection*. November, 2–7.
- Sy, A. C., Bugtai, N. T., Domingo, A. D., Liang, S. M. V., & Santos, M. L. R. (2015). Effects of Movement Velocity, Acceleration and Initial Degree of Muscle Flexion on Bicep EMG Signal Amplitude. *The Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc. (IEEE) – Philippine Section*, December.
- Tankisi, H., Burke, D., Cui, L., de Carvalho, M., Kuwabara, S., Nandedkar, S. D., Rutkove, S., Stålberg, E., van Putten, M. J. A. M., & Fuglsang-Frederiksen, A. (2020). Standards of instrumentation of EMG. *Clinical Neurophysiology*, 131(1), 243–258. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2019.07.025>
- Thompson, S. W., Rogerson, D., Ruddock, A., & Barnes, A. (2020). The Effectiveness of Two Methods of Prescribing Load on Maximal Strength Development: A Systematic Review. *Sports Medicine*, 50(5), 919–938. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01241-3>
- Tortora, G., & Derrickson, B. (2014). *Principles of Anatomy & Physiology*.



- [https://doi.org/10.1007/978-3-540-75863-1\\_1](https://doi.org/10.1007/978-3-540-75863-1_1)
- Turker, H., & Sze, H. (2013). Surface Electromyography in Sports and Exercise. *Electrodiagnosis in New Frontiers of Clinical Research*, November. <https://doi.org/10.5772/56167>
- Turner, A. N., & Jeffreys, I. (2010). The stretch-shortening cycle: Proposed mechanisms and methods for enhancement. *Strength and Conditioning Journal*, 32(4), 87–99. <https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e3181e928f9>
- Van den Tillaar, R. (2019). Effect of Descent Velocity upon Muscle Activation and Performance in Two-Legged Free Weight Back Squats. *Sports*, 7(1), 15. <https://doi.org/10.3390/sports7010015>
- Van den Tillaar, R., Andersen, V., & Saeterbakken, A. H. (2019). Comparison of muscle activation and kinematics during free-weight back squats with different loads. *PLoS ONE*, 14(5), 1–13. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0217044>
- Westcott, W. L. (2012). *Resistance Training is Medicine: Effects of Strength Training on Health*. 209–216.
- Williams, C. D., Salcedo, M. K., Irving, T. C., Regnier, M., & Daniel, T. L. (2013). The length-tension curve in muscle depends on lattice spacing. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 280(1766). <https://doi.org/10.1098/rspb.2013.0697>
- Wilmore, J. H., Costill, D. L., & Kenney, W. L. (2012). Physiology of sport and exercise 5th edition. In *Medicine & Science in Sports & Exercise*. file:///Volumes/pubdev/Production - Print/E5000/E5100/E51...onversion/epub/9781450421102/OEBPS/9781450421096\_epub\_fm\_r1.htm
- Winter, D. A. (2009). Kinesiological Electromyography. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, September 2017, 250–280. <https://doi.org/10.1002/9780470549148.ch10>
- Yavuz, H. U., & Erdag, D. (2017). Kinematic and Electromyographic Activity Changes during Back Squat with Submaximal and Maximal Loading. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2017(May). <https://doi.org/10.1155/2017/9084725>
- Yavuz, H. U., Erdağ, D., Amca, A. M., & Aritan, S. (2015). Kinematic and EMG activities during front and back squat variations in maximum loads. *Journal of Sports Sciences*, 33(10), 1058–1066. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.984240>



## ANEXOS

**Anexo 1.** Consentimiento informado para la prueba de esfuerzo en adultos aparentemente sanos (sin conocimiento o sospecha de enfermedades cardíacas y osteomusculares).



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE CHIHUAHUA.  
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA CULTURA FÍSICA.



### Consentimiento informado

Yo \_\_\_\_\_ acepto participar voluntariamente en el proyecto de investigación denominado "Influencia del porcentaje de carga máxima en la activación muscular sobre el entrenamiento resistido.", cuyo objetivo es identificar y comparar la activación eléctrica muscular a través de la electromiografía de superficie mediante la realización del ejercicio de sentadilla con barra con diferentes cargas de entrenamiento. Estoy siendo invitado a participar en este estudio, ya que reúno las características siguientes: experiencia mínima de un año realizando sentadilla con barra, en al menos los últimos tres meses he realizado alguna modalidad de entrenamiento resistido, no presento lesiones actuales o recientes y tengo entre 18 y 35 años de edad.

Acepto voluntariamente que se me someta a una prueba de esfuerzo para determinar mi capacidad de fuerza máxima y actividad muscular en cargas ascendentes. También acepto que se me tomen muestras antropométricas como peso, diámetros óseos, circunferencias y porcentaje de grasa corporal por medio de impedancia bioeléctrica. Se me ha informado de que la información obtenida me ayudará a determinar actividades físicas en la que podría tomar parte en el futuro.

Además, manifiesto y confirmo que he realizado una valoración médica con personal capacitado para identificar si soy apto para realizar la presente prueba, e identificar si existe algún motivo que desaconsejaría realizar la prueba. En consecuencia, entiendo la importancia de responder con exactitud y admito que no hacerlo podría provocarme posibles lesiones innecesarias durante la prueba.

Confirmo que he recibido algunas indicaciones y recomendaciones para llevar a cabo previas a las pruebas de esfuerzo que estaré realizando, las cuales me comprometo de forma voluntaria a llevar a cabo para mi persona y para los resultados de la investigación.

La prueba a la que me someteré se realizará en al menos una etapa de familiarización, un protocolo de medición de mi 1RM y otro para la medición de la actividad muscular en diversas cargas progresivas de trabajo. Tal y como se me ha informado, este incremento de la intensidad continuará hasta que alcance cargas máximas de esfuerzo. Se me ha informado y recomendado que tengo el derecho de pedir que la prueba se interrumpa en cualquier momento si siento molestias, dolor o fatiga anormales. Se me ha recomendado que debiera informar inmediatamente cuando sienta tales síntomas o, si así lo deseo, informar al administrador de que deseo interrumpir la prueba en ese u otro momento. En ese sentido se procederá según mi voluntad.

Se me ha informado debidamente de que, previamente a la realización de la prueba, se me conectará mediante electrodos inalámbricos a un equipo de electromiografía, lo cual permitirá al



personal del programa supervisar mi actividad muscular, así como marcadores para el análisis de movimiento. Se me ha informado de que, durante la prueba, un observador cualificado supervisará en todo momento mis datos, mi ejecución y de mis verbalizaciones del esfuerzo. Soy consciente de que para determinar con exactitud mi capacidad para el ejercicio es necesario llegar a un punto de estímulos máximos.

Una vez completada la prueba y antes de abandonar la zona habilitada para la prueba se me darán instrucciones necesarias para reconocer ciertos síntomas que pudieran aparecer en las 24 horas siguientes a la prueba. Me comprometo a seguir estas instrucciones y a contactar con el personal del programa o personal médico si tales síntomas aparecieran.

### **Riesgos.**

Soy consciente y se me ha informado de que existe la posibilidad de efectos negativos durante la aplicación de la prueba. Se me ha informado de que estos efectos podrían incluir una posible irritación leve de la piel en la zona de colocación de los electrodos, cansancio durante las pruebas, una alteración de la presión arterial, mareos, trastornos del ritmo cardiaco, derrames cerebrales, problemas osteoarticulares y casos excepcionales de infarto o incluso muerte, aun así, conociendo estos riesgos, deseo realizar la prueba como ya he manifestado. Asimismo, se me ha comunicado que se pondrán todos los medios disponibles para minimizar que estas incidencias se produzcan mediante el calentamiento apropiado, monitoreo en la ejecución de la prueba, así como descanso activo y pasivo entre series.

Mi participación es totalmente voluntaria, no tendrá ningún costo económico para mi persona ni tampoco recibiré ninguna compensación monetaria o en especie por mi colaboración en la presente investigación.

### **Beneficios que cabe esperar y alternativas disponibles a la prueba de esfuerzo.**

Los resultados de esta prueba pueden o no reportarme beneficios. Los posibles beneficios están relacionados con mis motivos personales para someterme a la prueba, como por ejemplo conocer mi capacidad para el ejercicio en relación con la población en general, mis posibles cargas de trabajo, ser consciente de mi condición física para ciertos deportes y actividades de ocio, planificar mi programa de puesta a punto físico o evaluar los efectos de mis hábitos recientes de actividad física.

Como parte de los beneficios, los datos obtenidos por el análisis biomecánico con los voluntarios seleccionados serán de utilidad para una prescripción más fundamentada del entrenamiento de fuerza con diferentes enfoques como la rehabilitación, prevención de lesiones, recomposición corporal o para la mejora del desempeño físico y deportivo.

### **Confidencialidad y uso de la información.**

Se me ha informado de que la información obtenida en esta prueba de esfuerzo se tratará con máxima confidencialidad y, en consecuencia, no se proporcionará o revelará a nadie sin mi consentimiento expreso por escrito. Acepto, en cambio, que se use la información con propósitos de investigación o estadísticos siempre que los datos utilizados no puedan llevar a la identificación de mi persona. Cualquier otra información obtenida, solo será utilizada por el personal del programa para evaluar mis necesidades o situación en la relación con el ejercicio.

### **Consultas y libertad del consentimiento.**



Se me ha dado la oportunidad de preguntar por ciertas cuestiones en referencia a los procedimientos utilizados. En general, estas peticiones fueron debidamente anotadas por el personal encargado de las entrevistas siendo sus respuestas las siguientes:

---

---

---

---

Soy así mismo consciente de que existen otros riesgos más improbables que pueden asociarse con este procedimiento a pesar del hecho de que no se me ha comunicado una relación exhaustiva de estos riesgos más improbables, deseo igualmente proceder a la realización de ésta prueba.

Confirmando que he leído este documento en su totalidad o que se me ha leído en caso de no ser capaz de leerlo personalmente.

Autorizo que se lleven a cabo todos los servicios y procedimientos tal y como ha comunicado el personal del programa.

Fecha: \_\_\_\_\_

Firma del participante: \_\_\_\_\_

Firma del testigo: \_\_\_\_\_

Firma del supervisor de la prueba: \_\_\_\_\_

Investigador: M.C. Víctor Hugo López Trujillo  
Coinvestigadores: Ph.D. Karla Dolores Bustamante Valles.  
Dr. Raúl Josué Nájera Longoria.  
Dr. Daniel Comadurán Márquez  
B.Sc. Daniela Pacheco Díaz de León  
Asesor: Dra. Flor Bustamante Valles.

En caso de alguna duda comunicarse al siguiente contacto:  
Víctor Hugo López Trujillo 6141979065

Yo, \_\_\_\_\_, con mi firma CERTIFICO que he leído y comprendido completa y correctamente el cuestionario y mis respuestas son ciertas y apegadas a la verdad.



## **Anexo 2. Indicaciones y recomendaciones para la ejecución de la prueba de 1RM y de actividad muscular con cargas ascendentes en la sentadilla.**

- No realizar entrenamiento de fuerza para el tren inferior en al menos 48 horas previas a las pruebas de esfuerzo.
- No consumir ayudas ergogénicas como: creatina, beta alanina, cafeína, arginina, precursores hormonales, hormonas, suplementos pre-entreno, entre otros; por al menos 48 horas previas a las pruebas de esfuerzo.
- Para la realización del ejercicio físico, presentarse con calzado y ropa deportiva adecuada y cómoda.
- Previo a la sesión de actividad EMG con cargas ascendentes, realizar un rasurado o depilado de las regiones en donde será aplicados los electrodos.
- Preferentemente dormir bien, evitar desveladas en las 48 horas previas a las pruebas de esfuerzo.
- Independientemente de la hora de la prueba, no haber pasado un largo periodo de ayuno previo a ésta (entre 2-4 horas).
- Evitar llevar a cabo una dieta hipocalórica (muy baja en calorías) en 48 horas previas a las pruebas de esfuerzo.
- Evitar el consumo de bebidas alcohólicas en 48 horas previas a las pruebas de esfuerzo.
- Evitar el consumo de alimentos voluminosos y de lento vaciado gástrico en las horas previas a las evaluaciones.
- Realizar previo a la prueba, un depilado del posible vello corporal de las regiones de muslo anterior y posterior donde serán ubicados los electrodos.
- En el caso de las mujeres, evitar participar en la fase folicular temprana de su periodo de menstruación.



**Anexo 3: Protocolo para obtención de 1RM**

Sujeto: \_\_\_\_\_ Fecha: \_\_\_\_\_ Peso (kg): \_\_\_\_\_

1RM Estimada: \_\_\_\_\_ 1RM OBTENIDA: \_\_\_\_\_

Anchura BC: \_\_\_\_\_

**Nota:** Realizar calentamiento previo

**Procedimiento:**

No.	Intensidad (%RME)	Peso	Repeticiones	Observación
1	x	45lbs	12-15	
2	50%		8-10	
3	75%		3-5	
4	80%		1	
5	85%		1	
6	90%		1	
7	95%		1	
8	100%		1	
9			1	
10			1	
11			1	
12			1	

**Cuadro de vaciado de porcentajes estimados de la 1RME:**

% RM	REP.	PESO
100	1	
95	2	
93	3	
90	4	
87	5	
85	6	
83	7	
80	8	
77	9	
75	10	
50	>20	



**Anexo 4. Formato de evaluación con cargas ascendentes**



CENTRO DE INVESTIGACIÓN  
EN BIOINGENIERÍA A.C.

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE CHIHUAHUA.**

**CENTRO DE INVESTIGACIÓN EN BIOINGENIERÍA A.C.**

**SUJETO:** \_\_\_\_\_ **FECHA:** \_\_\_\_\_

**EVALUADOR:** \_\_\_\_\_ **1RM:** \_\_\_\_\_ **Anchura BC:** \_\_\_\_\_

SERIE y REP	%1RM	CARGA (PESO)	RIR PERCIBIDO	NOTAS
1	55%			
2	60%			
3	65%			
4	70%			
5	75%			
6	80%			
7	85%			
8	90%			
9	95%			
10	100%			





**Anexo 5. Escala de percepción del esfuerzo y de las repeticiones en reserva**

<b>Escala:</b>	<b>Esfuerzo</b>	<b>Repeticiones en reserva</b>
10	Máximo	No puedo más rep o carga
9.5		No puedo más rep pero si un poco más de carga
9	En Extremo difícil	1 rep en reserva
8.5		1-2 rep en reserva
8	Muy Difícil	2 rep en reserva
7.5		2-3 rep en reserva
7	Difícil	3 rep en reserva
5-6	Algo Difícil	4-6 rep en reserva
3-4	Moderado	
1-2	Fácil	