

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Ciencias e Ingenierías

Evaluación ergonómica de un exoesqueleto comercial durante el transporte de carga en gradas y caminata en inclinación

**Camilo Sebastián Albuja Yépez
Milena Doménica Espoz Andrade
Rafaella Yáñez Coronel**

Ingeniería Industrial

Trabajo de fin de carrera presentado como requisito
para la obtención del título de
INGENIERO INDUSTRIAL

Quito, 20 de diciembre de 2022

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Ciencias e Ingenierías

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

**Evaluación ergonómica de un exoesqueleto comercial durante el
transporte de carga en gradas y caminata en inclinación**

**Camilo Sebastián Albuja Yépez
Milena Doménica Espoz Andrade
Rafaella Yáñez Coronel**

María Gabriela García Rodríguez, Dr. Sc.

Quito, 20 de diciembre de 2022

© DERECHOS DE AUTOR

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

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

Nombres y apellidos: Camilo Sebastián Albuja Yépez

Código: 00207017

Cédula de identidad: 1723956320

Nombres y apellidos: Milena Doménica Espoz Andrade

Código: 00205570

Cédula de identidad: 1722296496

Nombres y apellidos: Raffaella Yáñez Coronel

Código: 00207232

Cédula de identidad: 1718307695

Lugar y fecha: Quito, 20 de diciembre de 2022

ACLARACIÓN PARA PUBLICACIÓN

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

UNPUBLISHED DOCUMENT

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

RESUMEN

Los desórdenes musculoesqueléticos en el ambiente laboral se originan debido a movimientos y posturas incorrectas al momento de manipular y transportar cargas. Para prevenir dichas lesiones, se evalúa el uso de un exoesqueleto pasivo como potencial intervención ergonómica. Se estudiará si el uso de este aparato reduce la activación muscular en tres escenarios: bajada y subida de gradas y caminata en rampa. Para el estudio, se seleccionó una muestra de 30 personas, donde se evaluó a cada sujeto mientras cargaba una caja de 12 kg en los escenarios previamente mencionados, con dos condiciones diferentes: con exoesqueleto y sin exoesqueleto. Se realizó un análisis desde varios enfoques, incluyendo electromiografía (EMG), ángulos posturales (Vicon), frecuencia cardíaca y nivel de comodidad. Como resultado, se concluyó que al usar el exoesqueleto sí reduce la actividad muscular, sí existen variaciones posturales en ciertas extremidades, la frecuencia cardíaca también disminuye sin el exoesqueleto y la comodidad es mayor con el uso del mismo.

Palabras clave: exoesqueleto, EMG, Vicon, desórdenes musculoesqueléticos, ángulos posturales

ABSTRACT

Musculoskeletal disorders (MSDs) in workers, develop due to incorrect movements and postures while handling and transporting loads. To prevent such injuries, the use of a passive exoskeleton is being evaluated as a potential ergonomic intervention. It will be studied whether the use of this device reduces muscle activation in three scenarios: going up and down the stairs and walking on a treadmill. For the study, a sample of 30 people was selected, where each subject was evaluated while carrying a 12 kg box in the previously mentioned scenarios, under two different conditions: with exoskeleton and without an exoskeleton. Analysis was performed from various approaches, including electromyography (EMG), postural angles (Vicon), heart rate, and comfort level. As a result, using the exoskeleton does reduce muscle activity, certain extremities present postural variations, heart rate also decreases without the exoskeleton, and comfort is greater with its use.

Key words: exoeskeleton, EMG, Vicon, MSDs, postural angles

TABLA DE CONTENIDO

Introducción	11
Metodología	13
a. Participantes	13
b. Muestra	14
c. Instrumentos	14
1. <i>Exoesqueleto</i>	14
2. <i>Electromiografía</i>	15
3. <i>Sistema de Captura de Movimiento</i>	15
4. <i>Cuestionario de comodidad</i>	16
5. <i>Frecuencia cardíaca</i>	16
6. <i>Caminadora eléctrica y gradas</i>	17
d. Procedimiento	17
a. EMG Normalización.....	21
b. EMG Dinámico.....	21
c. Rango de movimiento (ROM)	22
d. Frecuencia Cardíaca.....	23
e. Comodidad.....	23
Resultados	23
Discusión	36
Conclusiones	39
Limitaciones y Recomendaciones	40
Anexo 1	44
A nexos 2	44
A nexos 3	47
Anexo 4	47
Anexo 5	48
A nexos 6	48
Anexo 7	49
Anexo 8	49

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla #1. Datos demográficos de participantes de evaluación ergonómica	11
Tabla #2. Modelo principal Bajada de gradas Biceps P10, P50 y P90	24
Tabla #3. Modelo principal Subida de gradas Biceps P10, P50, P90.....	24
Tabla #4. Modelo principal Rampa Biceps P10, P50, P90.....	25
Tabla #5. Modelo principal Bajada de gradas Erectus Spinae P10, P50 y P90.....	26
Tabla #6. Post Hoc Bajada de gradas Erectus Spinae P90.....	26
Tabla #7. Modelo principal Subida de gradas Erectus Spinae P10, P50 y P90.....	27
Tabla #8. Post Hoc Subida de gradas Erectus Spinae P90.....	27
Tabla #9. Modelo principal Rampa Erectus Spinae P10, P50, P90.....	27
Tabla #10. Modelo principal Bajada de gradas Gastronemius Medialis P10, P50, P90.	28
Tabla #11. Post Hoc Bajada de gradas Gastronemius Medialis P90.....	28
Tabla #12. Modelo principal Subida de gradas Gastronemius Medialis P10, P50, P90.	29
Tabla #13 Modelo principal Rampa Gastronemius Medialis P10, P50, P90.....	29
Tabla #14. Modelo principal Bajada de gradas Vastus Lateralis P10, P50, P90.....	30
Tabla #15. Modelo principal Subida de gradas Vastus Lateralis P10, P50, P90.....	30
Tabla #16. Modelo principal Rampa Vastus Lateralis P10, P50, P90.....	31
Tabla #17. Modelo principal cadera izquierda para subida de gradas.....	31
Tabla #18. Post Hoc de los efectos significativos para la cadera izquierda en la subida de gradas.....	32
Tabla #19. Modelo principal rodilla izquierda para subida de gradas.....	32
Tabla #20. Post Hoc de los efectos significativos para la rodilla izquierda en la subida de gradas.....	32
Tabla #21. Modelo principal tórax para bajada de gradas.....	33
Tabla #22. Post Hoc de los efectos significativos para el tórax en la bajada de gradas..	33
Tabla #23. Modelo principal tobillo izquierdo para la caminata en rampa.....	33

Tabla #24. Post Hoc de los efectos significativos para el tobillo izquierda en caminata en rampa.....	33
Tabla #25. Modelo Ritmo cardíaco gradas.....	34
Tabla #26. Post Hoc Ritmo cardíaco gradas.....	34
Tabla #27. Modelo Ritmo cardíaco rampa.....	35
Tabla #28. Post Hoc Ritmo cardíaco rampa.....	35
Tabla #29. Modelo Comodidad Mano/Muñeca.....	35
Tabla #30. Modelo Comodidad Tobillo.....	36
Tabla #31. Modelo Comodidad Pie.....	36
Tabla #32. Modelo Fatiga.....	36

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura #1. Modelo base en Nexus.....	13
Figura #2. Sensores en Erectus Spinae.....	14
Figura #3. Sensores en Vastus Lateralis.....	15
Figura #4. Sensores en Gastronemius Medialis.....	15
Figura #5. Sensores en Biceps Branchii.....	16
Figura #6. Vista Frontal, Lateral y Posterior.....	16

INTRODUCCIÓN

El transporte manual de carga pesada es común en varios espacios de trabajo. En general, los trabajadores tienen riesgos generados por la demanda física que implica realizar esta tarea (García, 2019). En promedio, las mujeres tienen una capacidad de levantar peso entre 45-60% de la capacidad de los hombres (Secretaría de Salud Laboral, 11 C.E.). Por ejemplo, las posturas inadecuadas, movimientos repetitivos, tiempo prolongado de carga, entre otros, son los principales factores para el desarrollo de desórdenes musculoesqueléticos (DME) (González et al., 2016). Estos son lesiones inflamatorias o degenerativas en músculos, articulaciones, ligamentos, etc, que afectan a corto o a largo plazo a las personas. Específicamente, existen DME de origen laboral, y estos, según la Organización Mundial de la Salud (OMS) son la principal causa de discapacidades de los trabajadores (Krishnan et al., 2021). Además, los DME de origen laboral son acumulativos (Secretaría de Salud Laboral, 11 C.E.), resultantes de la exposición repetida a posturas o movimientos inadecuadas. En Estados Unidos, por ejemplo, uno de cada cuatro trabajadores tiene molestias en la espalda, siendo esta la segunda causa de absentismo laboral en el país (Guo et al., 2004). Similarmente, en Europa, el 46% de trabajadores reporta dolores en hombros, cuello y espalda baja (de Kok et al., 2019). Enfocándose en Ecuador, los DME son la principal causa de ausentismo laboral (Mosquera, 2012, como se citó en García, 2019).

Se puede abordar dicho problema desde el enfoque de la ergonomía, ciencia que busca prevenir DME a través de la aplicación de principios que identifican, evalúan y controlan los factores de riesgo físicos en un entorno de trabajo (Stack et al., 2016). Varias intervenciones ergonómicas han sido creadas para disminuir los factores de riesgo de DME en el trabajo manual de carga. Estas incluyen modificaciones en el espacio de trabajo, entrenamiento, ejercicio y entre los más recientes: exoesqueletos.

Dichos dispositivos son una alternativa para reducir el impacto del trabajo en la zona lumbar baja, ya que proveen de torque adicional a otras extremidades, y así se reduce la fatiga y la actividad muscular durante el trabajo (Alemi et al., 2020). Existen exoesqueletos activos, que funcionan con motor; y pasivos que están diseñados con estructuras livianas de metal y son ajustables (Alemi et al., 2020). No obstante, tal como se plantea en Baltrusch et al., si bien el objetivo de un exoesqueleto es brindar asistencia física al reducir la carga mecánica en una tarea específica, puede obstruir el rendimiento en tareas simultáneas (2017).

Para identificar y evaluar intervenciones ergonómicas se pueden utilizar métodos subjetivos como el Cuestionario Nórdico que son encuestas que permiten identificar malestares localizados. Así mismo, métodos objetivos basados en tecnologías como sistemas de captura de movimiento y sistemas de electromiografía. Los primeros permiten capturar el movimiento del cuerpo humano para análisis cinemáticos (Liang et al., 2020). Con esta información, se encuentran ángulos, velocidades, aceleraciones que permiten entender el comportamiento de los músculos, que generalmente son divididos en secciones, durante el movimiento (Camargo et al., 2021). En cambio, la electromiografía permite evaluar la activación muscular durante una actividad. Este tipo de tecnologías, nos ayudan a cuantificar objetivamente el impacto de intervenciones ergonómicas como se ha realizado en varios estudios.

Durante el trabajo manual de cargas los exoesqueletos han sido utilizados para evaluaciones en diferentes escenarios y al realizar distintas tareas para determinar su efectividad al reducir la fatiga muscular. La mayoría de los estudios se ha enfocado específicamente en el levantamiento de cargas, más no en el transporte de la misma en espacios comunes de trabajo como lo son las gradas o las rampas. En un estudio publicado por Hamsan&Dauris (2014) se evalúa a un único sujeto al subir y bajar cinco

escalones mientras cargaba peso con un exoesqueleto pasivo por 5 ciclos. Si bien no se midió la activación muscular ni los ángulos posturales, se comparó la frecuencia cardíaca al usar y no usar exoesqueleto para realizar la misma actividad y se encontró que sí existe una diferencia significativa por lo que usar el exoesqueleto sí disminuyó la fatiga. Para caminata en rampa no se encontraron estudios con exoesqueletos pasivos, se encontró uno con exoesqueleto activo. El estudio se realizó con 8 hombres mientras corrían en caminadora. Se midió la diferencia de usar o no exoesqueleto en el costo metabólico, mismo que fue menor al usar el dispositivo (Lee et al., 2017). Existe poca revisión literaria acerca de los diferentes beneficios que tiene usar un exoesqueleto en gradas y rampa con carga.

Es por esto que la presente evaluación ergonómica se busca determinar si existen cambios biomecánicos en el trabajo manual de carga durante la caminata de rampa y gradas con y sin el uso de un exoesqueleto comercial probando las siguientes hipótesis: Al comparar el usar o no el exoesqueleto durante la caminata en rampa y gradas:

1. No existen diferencias en la activación muscular, ángulos, comodidad y ritmo cardíaco
2. No existe diferencias entre hombres y mujeres en las mediciones
3. No hay un impacto en la simetría del movimiento

METODOLOGÍA

a. Participantes

Para la toma de datos, los participantes fueron convocados mediante invitaciones personales, a conveniencia de los investigadores. Los criterios para dicha convocatoria incluían:

1. Estar en un rango de edad entre 18 y 25 años.
2. No padecer restricciones de movimiento, dolores musculoesqueléticos ni discapacidades físicas o intelectuales.

3. Ser capaces de levantar 10kg

El estudio fue previamente aprobado por el Comité de Ética de la Universidad San Francisco de Quito y todos los participantes firmaron un consentimiento informado antes de comenzar el estudio, mismo que cumple los 16 principios de la Declaración de Helsinki.

A continuación, se detallan los datos demográficos promedio de los participantes del presente estudio en la Tabla 1

Tabla 1.

Datos demográficos de participantes de evaluación ergonómica

	Hombres		Mujeres	
	Media	SD	Media	SD
Peso (kg)	66,70	7,28	59,56	8,39
Altura (cm)	176,20	6,99	160,80	4,17
Cadera (cm)	86,20	5,15	85,16	2,30
Tronco (cm)	49,27	5,18	42,70	4,48

b. Muestra

Se seleccionó una muestra de 30 participantes; 15 hombres y 15 mujeres con el fin de obtener homogeneidad de sexo. Para determinar dicho número, se tomó como guía otras publicaciones donde se ejecutaron estudios de electromiografía similares.

c. Instrumentos

1. Exoesqueleto

El exoesqueleto comercial pasivo usado es de marca Auxivo: *Carry Suit*.

El mismo es colocado y ajustado según las medidas de cada participante. Se regula la altura a diferentes tamaños y lo propio sucede con el ancho de la cadera. Además, tiene dos correas en la parte frontal donde se conecta la carga directo al exoesqueleto.

2. *Electromiografía*

Electromiografía (EMG), es la grabación de la actividad eléctrica de los músculos. La misma, es desplegada en forma de señales y ondas, y cuyo análisis permite evaluar la fatiga y activación muscular durante una actividad en específico (Mills, 2005).

En este estudio, se utilizó el sistema Delsys Trigno™. El mismo tiene dos partes: Software, *EMG Works*; y Hardware, *Electrodos Trigno Avanti*.

El software permite visualizar las señales en forma de ondas para su posterior análisis. En cuanto al hardware, se utilizaron 8 sensores inalámbricos duales, que se colocaron bilateralmente en cuatro músculos: Erector Spinae, Vastus Lateralis, Gastrocnemius Medialis, Bíceps Braquial.

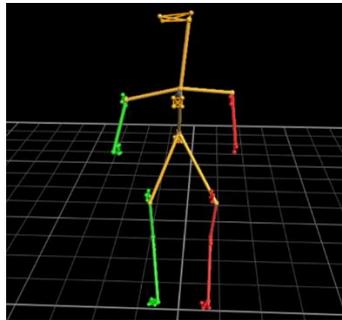
3. *Sistema de Captura de Movimiento*

Sistema de Captura de Movimiento hace referencia a la grabación de movimientos lineales que se visualizan digitalmente como coordenadas angulares y datos espaciotemporales (Gómez et al., 2018). Para este estudio se utilizó el sistema Vicon que incluye: Software: *Nexus*, y Hardware, marcadores, cámaras y calibrador. *Nexus* registra la data inercial, es decir la posición de cada marcador asignado a cada extremidad, así como el centroide de cada uno. El hardware disponible para el estudio consistió en 10 cámaras de captura de posicionamiento de los marcadores y 2 cámaras de video. Además, se utilizaron 12 marcadores reflectivos que fueron colocados en el cuerpo de cada participante. Finalmente, para integrar el hardware con el software, se diseñó un modelo base para todos los participantes que se observa en la Figura 1. Este contó con 12 segmentos a lo largo de todo el cuerpo, que posteriormente serán

analizados según movimientos de Flexión y Extensión, Rotación interna y externa, y Abducción y Aducción.

Figura 1.

Modelo base en Nexus



4. Cuestionario de comodidad

Con el fin de comparar y analizar la comodidad previa y posterior al experimento, se utilizó una adaptación del Cuestionario Nórdico (Kuorinka et al., 1987 de García et al., 2015). El mismo, enfoca sus preguntas en la detección de síntomas cuando las personas se exponen a exigencias físicas biomecánicas (Ibacache, s.f). Este tiene escalas análogas de 10 cm para evaluar el nivel de comodidad localizado en áreas específicas y los participantes calificaban dicho nivel con una marca vertical sobre la escala (ver Anexo 1). Se llenaron cuatro cuestionarios durante la sesión experimental antes y después de cada actividad (rampa y gradas).

5. Frecuencia cardíaca

La frecuencia cardíaca puede ser utilizada como parámetro para determinar la intensidad del ejercicio debido a que esta es directamente proporcional con el trabajo que se está ejecutando (Umar et al., 2020). Con el fin de analizar si existen cambios con respecto al uso o no del exoesqueleto, se colocó un dispositivo *Polar* en la parte inferior del pecho de los participantes, para registrar ritmo cardíaco promedio y máximo.

6. Caminadora eléctrica y gradas

La caminadora fue utilizada para simular la caminata en rampa. La velocidad era calculada para cada participante, tomando en cuenta su altura y el sexo, utilizando la fórmula a continuación.

$$\text{Para hombres: Velocidad de caminata } \left[\frac{km}{h} \right] = \text{altura [m]} * 2.88 * 0.415$$

$$\text{Para mujeres: Velocidad de caminata } \left[\frac{km}{h} \right] = \text{altura [m]} * 2.88 * 0.4$$

(Britzke, 2014)

Las gradas tenían 2 escalones de 17 cm de alto

d. Procedimiento

El estudio consiste en la evaluación biomecánica de una persona que transporta una carga de 10 kg en tres escenarios: subida de gradas, bajada de gradas y caminata en rampa con dos condiciones diferentes: con exoesqueleto o sin exoesqueleto. Previo a la toma de datos, se le explica al participante, las actividades que tendrá que ejecutar. Si no tenía ninguna consulta, este procedía a firmar el consentimiento informado y el cuestionario de Comodidad Base. Se tomaban medidas antropométricas de estatura, peso, cintura y tamaño de tórax. Luego, se colocaba el dispositivo *Polar* y se solicitaba al participante que descansara por diez minutos para registrar su ritmo cardíaco. Cabe recalcar que se estandarizó dicho descanso, pidiendo a todos los participantes que lo hagan en el mismo sillón y sin el uso de dispositivos electrónicos. Una vez finalizado este tiempo, se procedía con la normalización. Dicho paso consistía en la realización de cuatro ejercicios recomendados por la SENIAM, para llevar los músculos del estudio a su máxima activación. Para esto, se colocaron los sensores en los músculos previamente mencionados. Se siguieron las guías de la SENIAM para obtener una lectura adecuada; mismas que incluyen: limpieza y preparación de la piel y postura correcta del sujeto. Se

comenzó con el Erectus Spinae. Para localizarlo, se midieron 8 centímetros desde la pelvis y desde este punto, 3 centímetros hacia la izquierda y hacia la derecha, sobre la vértebra L5. Para normalizar, el sujeto levantó su tronco desde una posición de pronación (SENIAM, s.f.) y sostuvo durante 10 segundos, con un peso de 5kg en la parte superior de la espalda. En la Figura 2, se observa la postura inicial.

Figura 2.

Sensores en Erectus Spinae



Posteriormente, se procedía con el Vastus Lateralis. Para ubicarlo, se solicitó al participante que flexione su tobillo hacia sí mismo y tomando en cuenta la distancia desde la pelvis hasta la rodilla, se colocaba el electrodo en $2/3$ de este segmento (SENIAM, s.f), como se observa en la Figura 3. Para su normalización, se colocó una pesa de 2,5kg en el tobillo y se pidió al participante que eleve su pierna hasta que el talón llegue a 20 centímetros desde el piso, flexionando el tobillo hacia sí (SENIAM, s.f), alternando derecha e izquierda para asegurar un descanso del músculo.

Figura 3.

Sensores en Vastus Lateralis:



Para el *Gastronemius Medialis*, se palpó la zona más prominente del músculo (SENIAM, s.f) para colocar el sensor. Para normalizarlo, tal como se observa en la Figura 4, se solicitó al participante que se pare sobre una tabla y haga una flexión plantar mientras levantaba una pesa de (SENIAM, s.f) 7,5 kg (hombres), y 5 kg (mujeres).

Figura 4.

Sensores en Gastronemius Medialis



Finalmente, para el *Bíceps Branchii*, se pidió al participante que lo flexione para así encontrar la parte más prominente, (SENIAM, s.f) teniendo cuidado de no colocarlo donde se genera retracción. Para su normalización, como se observa en la Figura 5, este colocó su brazo en un ángulo de 45° y levantó una pesa de 7,5kg (hombres) y 5kg (mujeres) por 10 segundos, alternando derecha e izquierda para asegurar un descanso del músculo

Figura 5.

Sensores en Bíceps Branchii



Una vez culminado este paso, se llevaba al participante a un cuarto separado y se le colocaba los 48 marcadores. Para la colocación de estos, se utilizó como referencia el estudio publicado por y las zonas se detallan a continuación: cabeza (4), brazos (8), antebrazo (8), tórax (4), pelvis (4), piernas (16), empeine (8). En la Figura 6 se observa al participante con los marcadores

Figura 6.

Vista Frontal, Lateral y Posterior



Paralelamente, otro integrante del equipo calibraba las cámaras del sistema *VICON*. El participante regresaba al laboratorio, se colocaba en una posición que coincidiera con el modelo previamente explicado y se grababa por 1 segundo dicha posición, que posteriormente serviría como referencia del sujeto en posición estática. Se aleatorizaba la condición inicial (con o sin exoesqueleto) y se iniciaba con la evaluación. El orden era el siguiente: Subida de gradas derecha, Bajada de gradas derecha, Subida de gradas izquierda, Bajada de gradas izquierda, Caminata en rampa. Las actividades de subida y bajada de gradas se repetían tres veces, antes de continuar con la siguiente. Una vez finalizadas las actividades con la primera condición, el participante llenaba la segunda encuesta de Comodidad y tenía un tiempo de reposo de 10 minutos con la finalidad de

que el sujeto haya descansado lo suficiente para realizar el siguiente bloque de actividades. Cuando este finalizaba, completaba la tercera encuesta. Posteriormente se repetían las actividades con la siguiente condición y al finalizarla, el participante llenaba la última encuesta. Finalmente, se retiraban los marcadores, sensores y *Polar* del participante y se agradecía por su participación. En el Anexo 2, se detalla cada de paso del protocolo seguido para las mediciones.

e. Análisis de datos

El análisis se dividió en cinco etapas: EMG normalización, EMG dinámico, Rango de movimiento (ROM), Frecuencia Cardíaca y Comodidad. Para EMG dinámico, ROM y Frecuencia cardíaca, se utilizó modelos mixtos con una estructura de covariancia VC (“Variance-Components”) y considerando al participante con efecto aleatorio. Todas estas variables cumplieron el supuesto de normalidad. Para la comodidad se utilizó el test de Friedman dado que los datos no cumplen el supuesto. Los softwares utilizados fueron: *EMG Works Analysis*, *Vicon*, *Matlab*, *SAS Studio*.

a. EMG Normalización

En esta etapa se utilizó los datos de la activación muscular durante la fase de normalización para determinar la Activación Voluntaria Máxima (MVC) a la que llegó cada músculo. Se utilizó el software *Matlab*, y se obtuvo como resultado los valores de MVC para el lado derecho e izquierdo del participante.

b. EMG Dinámico

En esta parte se analizó diferencia en la amplitud (RMS) de la activación muscular de los ocho músculos. En el modelo mixto, el factor aleatorio fue el sujeto; los factores fijos la Condición (con y sin exoesqueleto), el Lado de inicio de la actividad (izquierdo y derecho) y el Sexo (Hombre y Mujer); y la variable dependiente los percentiles P10, P50, P90 y la media de la raíz media cuadrática (RMS).

Para esto, primero se realizó un preprocesamiento en el software *EMG Works Analysis* donde se recortaron los datos para asegurarse que la lectura comience y finalice en el momento adecuado. Esto se realizó seleccionando el segundo en el que se registra la primera señal y haciendo lo propio con el último segundo. Posteriormente, en *Matlab*, se realizó un análisis espectral de la frecuencia para asegurarse que esta siga una curva normal sesgada a la izquierda y se encuentre entre los 30-300 Hz. El resultado fueron los percentiles y RMS para el lado derecho e izquierdo del participante.

c. Rango de movimiento (ROM)

En esta etapa el objetivo fue identificar los cambios en los ángulos posturales de los participantes. En el modelo mixto, el factor aleatorio fue el sujeto; los factores fijos la Condición (con y sin exoesqueleto), el Lado de inicio de la actividad (izquierdo y derecho) y el Sexo (Hombre y Mujer); y las variables dependientes los ángulos de Flexión/Extensión de rodilla, cadera, tobillo, codo, hombro, pelvis, tórax, cuello.

Para el procesamiento, se comenzó con *Vicon*, donde se realizó un fitting del orden y posición de los marcadores respecto al modelo base presentado en la Figura 1. Cabe mencionar que, durante la evaluación, existía la posibilidad que, debido a un error de lectura del sistema, algún marcador se pierda, ocasionando pérdida de información. Por tanto, en esta etapa, se revisó las grabaciones de cada repetición con el fin de rellenar los cuadros por minuto en los que desaparecía el marcador. Esto se realizó con la opción *Gap Filling*, y se consideraba una repetición exitosa cuando se obtenía un 100% de marcadores posicionados correctamente. Una vez los datos estaban limpios, con *Matlab* se calculó el rango de movimiento (ROM). Para esto, se calculó la diferencia entre el mayor y menor ángulo de movimiento para así obtener un solo valor por trial en cada actividad. Como se realizaron 3 repeticiones por actividad, se calculó el promedio de estos para obtener un solo valor por actividad para cada participante.

d. Frecuencia Cardíaca

La frecuencia cardíaca se midió mientras el participante estaba en reposo y durante la actividad. Para el modelo mixto, el factor aleatorio fue el sujeto; los factores fijos la Condición (con y sin exoesqueleto), y el Sexo (Hombre y Mujer); y la variable dependiente el Ritmo Cardíaco Promedio.

e. Comodidad

La comodidad y la fatiga se determinaron a partir de los Cuestionarios de Comodidad realizados a los participantes antes y después de realizar la actividad con cada condición. Al tener datos que no cumplen con el supuesto de normalidad, se realizó la prueba no paramétrica de Friedman donde el factor aleatorio fue el sujeto; los factores fijos Condición 1 (con y sin exoesqueleto) y Condición 2 (encuesta base 1 y 2); y las variables dependientes la comodidad en cuello, hombros, espalda alta y baja, muñeca, cadera, rodilla, perna baja, tobillo, pie y fatiga.

RESULTADOS

Los resultados se obtuvieron a partir del software estadístico *SAS*. Cabe mencionar que se utilizó un nivel de significancia, $\alpha = 0.05$ para el estudio.

a. EMG dinámico

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la activación muscular de los ocho músculos en los tres escenarios. Los resultados muestran únicamente los percentiles P_{10} , P_{50} , y P_{90} de los cuatro músculos del lado derecho. Además, se presentan las tablas con los resultados Post-Hoc de P_{90} para cada caso donde las interacciones son estadísticamente diferentes.

1. Biceps

- Bajada de gradas

Se encontró una diferencia significativa en la interacción Sexo*Condición para los percentiles P₁₀ y P₉₀, como se puede ver en la Tabla 2, mientras que para P₅₀ no se encontraron cambios significativos en ninguna interacción. Cabe mencionar que el resultado Post Hoc indica que la interacción Sexo*Condición en P₉₀ no es significativa.

Tabla 2.

Modelo principal Bajada de gradas Biceps P₁₀, P₅₀ y P₉₀

Efecto	P ₁₀		P ₅₀		P ₉₀	
	Valor F	Pr > F	Valor F	Pr > F	Valor F	Pr > F
Sexo	3.25	0.0725	0.64	0.4236	0.72	0.3954
Condición	897.83	<.0001*	743.81	<.0001*	442.29	<.0001*
Lado	7.31	0.0072*	8.41	0.004*	9.98	0.0017**
Sexo*Condición	14.55	0.0002*	0.02	0.879	4.93	0.027
Condición*Lado	4.18	0.0417*	1.9	0.1687	0.05	0.8214
Sexo*Lado	0.88	0.3477	0.01	0.9214	0.97	0.3265
Sexo*Condición*Lado	1.15	0.285	0.64	0.4232	0.18	0.6698

Nota. Los resultados en negrita y con * indican los valores significativos

- Subida de gradas

Se encontró una diferencia significativa en la interacción Sexo*Condición únicamente para el percentil P₁₀ cómo se puede ver en la Tabla 3.

Tabla 3.

Modelo principal Subida de gradas Biceps P₁₀, P₅₀ y P₉₀

Efecto	P ₁₀		P ₅₀		P ₉₀	
	Valor F	Pr > F	Valor F	Pr > F	Valor F	Pr > F
Sexo	4.21	0.0411*	1.53	0.2166	2.05	0.1535
Condición	757.27	<.0001*	433.36	<.0001*	163.31	<.0001*
Lado	1.94	0.1643	1.68	0.196	2.96	0.0864
Sexo*Condición	24.56	<.0001*	2.04	0.1546	0.65	0.4219
Condición*Lado	1.45	0.23	0.5	0.4813	0.02	0.8933
Sexo*Lado	0.33	0.5643	0.22	0.6409	0.58	0.4457
Sexo*Condición*Lado	0.29	0.5902	1.15	0.2834	0.7	0.4032

- Rampa

Existe una diferencia significativa el factor Condición para los percentiles P₁₀, P₅₀ y P₉₀ cómo se evidencia en la Tabla 4. Para todos los percentiles, la interacción presenta una diferencia significativa, por lo que no se presentan valores del análisis Post Hoc

Tabla 4.

Modelo principal Rampa Biceps P₁₀, P₅₀ y P₉₀

Efecto	P ₁₀		P ₅₀		P ₉₀	
	Valor F	Pr > F	Valor F	Pr > F	Valor F	Pr > F
Sexo	1.34	0.2482	0.98	0.3245	1.18	0.2796
Condición	267.57	<.0001*	237.92	<.0001*	90.98	<.0001*
Sexo*Condición	0.22	0.636	0.38	0.5372	0.42	0.5195

2. Erectus Spinae

Los resultados para P₁₀, P₅₀ y P₉₀, se presentan en las Tablas 7, 8, 9, 10 y 11. En P₉₀, en la interacción Sexo*Condición, se encontró una diferencia significativa sin Exoesqueleto para las mujeres, donde en Bajada de gradas (M=66,99) y en Subida de gradas (M=86,04). Sin embargo, para Rampa, no existió una diferencia significativa en esta interacción para P₉₀.

- Bajada de gradas

Existió una diferencia significativa en la interacción Sexo*Condición para los percentiles P₁₀, P₅₀ y P₉₀ cómo se puede ver en la Tabla 5. Para P₉₀, se muestra los resultados Post Hoc en la Tabla 6, donde para las mujeres, si existen diferencias significativas con la condición y el lado de inicio de la actividad.

Tabla 5.

Modelo principal Bajada de gradas Erectus Spinae P₁₀, P₅₀ y P₉₀

Efecto	P ₁₀		P ₅₀		P ₉₀	
	Valor F	Pr > F	Valor F	Pr > F	Valor F	Pr > F
Sexo	2.6	0.108	2.91	0.0891	4.9	0.0275
Condición	1.36	0.2442	24.67	<.0001	18.3	<.0001
Lado	13.38	0.0003	10.59	0.0013	1.26	0.2628
Sexo*Condición	11.69	0.0007	6.99	0.0086	6.55	0.0109
Condición*Lado	1.17	0.2804	1.51	0.2201	2.59	0.1085
Sexo*Lado	7.65	0.006	1.04	0.3076	3.97	0.0471
Sexo*Condición*Lado	0.24	0.6237	0.96	0.3277	2.66	0.1038

Tabla 6.

Post Hoc Bajada de gradas Erectus Spinae P₉₀

Efecto	Sexo	Condición	Media	Desv. Estándar	Adj P
Sexo*	F	NEXO	66,99	23,06	<.0001
	F	EXO	68,30	32,78	

Efecto	Sexo	Lado	Media	Desv. Estándar	Adj P
Sexo*	F	I	62,08	24,39	<.0001
	F	D	71,65	30,40	

- Subida de gradas

Se encontró una diferencia significativa en la interacción Sexo*Condición únicamente para el percentil P₅₀ cómo se puede ver en la Tabla 7. Para P₉₀, se muestra los resultados Post Hoc en la Tabla 8, donde para las mujeres, si existen diferencias significativas con la condición.

Tabla 7.

Modelo principal Subida de gradas Erectus Spinae P₁₀, P₅₀ y P₉₀

Efecto	P ₁₀		P ₅₀		P ₉₀	
	Valor F	Pr > F	Valor F	Pr > F	Valor F	Pr > F
Sexo	3.58	0.0594	3.66	0.0567	6.41	0.0118
Condición	23.38	<.0001	64.31	<.0001	13.37	0.0003
Lado	7.92	0.0052	1.33	0.249	2.27	0.1326
Sexo*Condición	10.09	0.0016	3.96	0.0475	4.23	0.0405
Condición*Lado	2.43	0.1197	1.28	0.2585	2.11	0.1474
Sexo*Lado	3.62	0.058	1.69	0.194	3.29	0.0704
Sexo*Condición*Lado	0.2	0.6574	0.2	0.8756	2.34	0.1274

Tabla 8.

Post Hoc Subida de gradas Erectus Spinae P₉₀

Efecto	Sexo	Condición	Media	Desv. Estándar	Adj P
Sexo*	F	NEXO	86,04	32,88	0.0372
Condición	F	EXO	102,40	59,80	

- Rampa

Existe una diferencia significativa en la interacción Sexo*Condición únicamente para los percentiles P₁₀ y P₅₀ cómo se evidencia en la Tabla 9.

Tabla 9.

Modelo principal Rampa Erectus Spinae P₁₀, P₅₀ y P₉₀

Efecto	P ₁₀		P ₅₀		P ₉₀	
	Valor F	Pr > F	Valor F	Pr > F	Valor F	Pr > F
Sexo	1.18	0.28	2.73	0.1007	3.09	0.0808
Condición	2.2	0.1398	0.99	0.3215	0.25	0.6172
Sexo*Condición	7.48	0.007	4.85	0.0292	0.07	0.7918

3. Gastrocnemius Medialis

Los resultados para P₁₀, P₅₀ y P₉₀, se presentan en las Tablas 12, 13, 14, 15 y 16.

En P₉₀, en la interacción Sexo*Lado, se encontró una diferencia significativa sin Exoesqueleto para las mujeres únicamente en Bajada de gradas (M=21,05%).

- Bajada de gradas

Existió una diferencia significativa en la interacción Sexo*Condición únicamente para los percentiles P₁₀ y P₅₀, mientras que para P₉₀, existe una diferencia significativa en la interacción Sexo*Lado como se muestra en la Tabla 10.

Tabla 10.

Modelo principal Bajada de gradas Gastrocnemius Medialis P₁₀, P₅₀ y P₉₀

Efecto	P ₁₀		P ₅₀		P ₉₀	
	Valor F	Pr > F	Valor F	Pr > F	Valor F	Pr > F
Sexo	3.27	0.0714	1.49	0.2237	0.87	0.3503
Condición	0.25	0.6177	0.44	0.5088	17.63	<.0001
Lado	0.49	0.4847	1.36	0.2452	58.5	<.0001
Sexo*Condición	20.18	<.0001	9.66	0.0021	1.47	0.227
Condición*Lado	4.93	0.0271	2.14	0.1445	3.13	0.0779
Sexo*Lado	0.02	0.8854	0	0.9791	6.34	0.0123
Sexo*Condición*Lado	0.37	0.5454	2.93	0.0881	1.78	0.1829

Tabla 11.

Post Hoc Bajada de gradas Gastrocnemius Medialis P₉₀

Efecto	Sexo	Lado	Media	Desv. Estándar	Adj P
Sexo*	F	I	153.60	55.56	0,049
	Lado	F	D	121.00	

- Subida de gradas

Se encontró una diferencia significativa en la interacción Sexo*Lado para el percentil P₅₀ y P₉₀ cómo se puede ver en la Tabla 12. Sin embargo, el Post Hoc no corrobora lo dicho para P₉₀.

Tabla 12.

Modelo principal Subida de gradas Gastrocnemius Medialis P₁₀, P₅₀ y P₉₀

Efecto	P ₁₀		P ₅₀		P ₉₀	
	Valor F	Pr > F	Valor F	Pr > F	Valor F	Pr > F
Sexo	8.17	0.0045	7.76	0.0057	7.83	0.0055
Condición	4.84	0.0284	0.51	0.476	0.08	0.7778
Lado	0.53	0.4668	0.5	0.4819	6.42	0.0118
Sexo*Condición	0.12	0.7314	4.68	0.0312	1.97	0.1618
Condición*Lado	3.34	0.0687	5	0.0261	3.43	0.0651
Sexo*Lado	0	0.9779	4.27	0.0395	4.63	0.0321
Sexo*Condición*Lado	0.37	0.5423	1.72	0.1902	0.69	0.4059

- Rampa

No existe una diferencia significativa en la interacción Sexo*Condición para ningún percentil tal cómo se evidencia en la Tabla 13.

Tabla 13.

Modelo principal Rampa Gastrocnemius Medialis P₁₀, P₅₀ y P₉₀

Efecto	P ₁₀		P ₅₀		P ₉₀	
	Valor F	Pr > F	Valor F	Pr > F	Valor F	Pr > F
Sexo	13.28	0.0004*	3.9	0.0502	0.76	0.386
Condición	6.2	0.0139*	11.38	0.0009*	0.91	0.3407
Sexo*Condición	3.18	0.0764	1.08	0.3007	2.79	0.0968

4. Vastus Lateralis

Los resultados para P₁₀, P₅₀ y P₉₀, se presentan en las Tablas 14, 15 y 16. En P₉₀, la única interacción que aparentemente tiene una diferencia significativa es Sexo*Lado, pero los resultados Post Hoc no lo corroboraron.

- Bajada de gradas

Existe una diferencia significativa en la interacción Sexo*Condición únicamente para los percentiles P₁₀ y P₅₀ tal como se evidencia en la Tabla 14; y una aparente diferencia en Sexo*Lado en P₉₀, que no corrobora el Post Hoc.

Tabla 14.

Modelo principal Bajada de gradas Vastus Lateralis P₁₀, P₅₀ y P₉₀

Efecto	P ₁₀		P ₅₀		P ₉₀	
	Valor F	Pr > F	Valor F	Pr > F	Valor F	Pr > F
Sexo	1.97	0.1616	0.2	0.6543	3.2	0.0746
Condición	10.64	0.0012	0.58	0.446	10.72	0.0012
Lado	19.36	<.0001	72.47	<.0001	55.79	<.0001
Sexo*Condición	8.59	0.0036	8.16	0.0045	0.13	0.7139
Condición*Lado	0.62	0.4311	4.99	0.0261	0.26	0.6076
Sexo*Lado	2.57	0.1101	0.67	0.4144	5.17	0.0236
Sexo*Condición*Lado	0.5	0.4811	1.45	0.2298	1.36	0.2442

- Subida de gradas

Existe una diferencia significativa en la interacción Sexo*Condición únicamente para el percentil P₅₀ como se presenta en la Tabla 15.

Tabla 15.

Modelo principal Subida de gradas Vastus Lateralis P₁₀, P₅₀ y P₉₀

Efecto	P ₁₀		P ₅₀		P ₉₀	
	Valor F	Pr > F	Valor F	Pr > F	Valor F	Pr > F
Sexo	6.96	0.0088	0.2	0.6519	0.1	0.7554
Condición	21.12	<.0001	3.52	0.0616	11.77	0.0007
Lado	16.02	<.0001	59.92	<.0001	7.69	0.0059
Sexo*Condición	3.57	0.0597	3.9	0.0492	1.49	0.2233
Condición*Lado	4.83	0.0287	0.23	0.631	0.22	0.6423
Sexo*Lado	0.03	0.8603	0.66	0.4184	1.54	0.216
Sexo*Condición*Lado	0.97	0.3257	0.15	0.6985	0.46	0.4971

- Rampa

No existen diferencias significativas en ninguna interacción.

Tabla 16.

Modelo principal Rampa Vastus Lateralis P₁₀, P₅₀ y P₉₀

Efecto	P ₁₀		P ₅₀		P ₉₀	
	Valor F	Pr > F	Valor F	Pr > F	Valor F	Pr > F
Sexo	12.35	0.0006*	1.51	0.2212	0.45	0.5045
Condición	0.15	0.7014	2.21	0.1388	48.79	<.0001*
Sexo*Condición	0.68	0.4097	1.77	0.1853	0.49	0.4859

b. ROM

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas para el rango de movimiento de ciertas articulaciones, en las 3 actividades distintas. Los resultados del modelo se pueden ver en las Tablas 17, 19, 21 y 23, al igual que los resultados del Post Hoc evidencian los efectos significativos para cada articulación relevante (Tablas 18, 20, 22, 24). En el caso de la actividad de subir las gradas, las articulaciones con mayores diferencias son la cadera y la rodilla izquierdas. En cuanto a la actividad de bajar las gradas, la articulación con mayor diferencia es el tórax, y en el caso de la caminata en rampa es el tobillo izquierdo.

Tabla 17.

Modelo principal cadera izquierda para subida de gradas

Efecto	DF Num	Den DF	Valor F	Pr > F
Género	1	84	32.34	<.0001*
Condición	1	84	0.22	0.6437
Lado	1	84	17.37	<.0001*
Género*Condición	1	84	15.16	0.0002*
Condición*Lado	1	84	0.25	0.6181
Género*Lado	1	84	0.48	0.4921
Género*Condición*Lado	1	84	2.77	0.0996

Tabla 18.*Post Hoc de los efectos significativos para la cadera izquierda en la subida de gradas*

Efecto	Sexo	Condición	Estimación	Error Estándar	DF	Valor t	Pr > t	Adj P
Sexo*	M	EXO	59.1839	1.1872	84	49.85	<.0001	<.0001
	F	EXO	70.6843	1.1872	84	59.54	<.0001	

Efecto	Sexo	Condición	Estimación	Error Estándar	DF	Valor t	Pr > t	Adj P
Sexo*	M	EXO	59.1839	1.1872	84	49.85	<.0001	<.0001
	F	NEXO	67.9783	1.1872	84	57.26	<.0001	

Efecto	Sexo	Condición	Estimación	Error Estándar	DF	Valor t	Pr > t	Adj P
Sexo*	M	NEXO	62.6224	1.1872	84	52.75	<.0001	<.0001
	F	EXO	70.6843	1.1872	84	59.54	<.0001	

Tabla 19.*Modelo principal rodilla izquierda para subida de gradas*

Efecto	DF Num	Den DF	Valor F	Pr > F
Género	1	84	3.27	0.0742
Condición	1	84	7.68	0.0069*
Lado	1	84	74.85	<.0001*
Género*Condición	1	84	0.14	0.7112
Condición*Lado	1	84	2.39	0.1259
Género*Lado	1	84	0.24	0.6232
Género*Condición*Lado	1	84	2.98	0.0881

Tabla 20.*Post Hoc de los efectos significativos para la rodilla izquierda en la subida de gradas*

Efecto	Sexo	Condición	Lado	Estimación	Error Estándar	DF	Valor t	Pr > t	Adj P
Sexo*	M	NEXO	I	87.2656	2.3335	84	37.4	<.0001	<.0001
	M	NEXO	D	98.899	2.3335	84	42.38	<.0001	

Efecto	Sexo	Condición	Lado	Estimación	Error Estándar	DF	Valor t	Pr > t	Adj P
Sexo*	F	EXO	I	96.2003	2.3335	84	41.23	<.0001	0.0003
	F	EXO	D	105.69	2.3335	84	45.29	<.0001	

Efecto	Sexo	Condición	Lado	Estimación	Error Estándar	DF	Valor t	Pr > t	Adj P
Sexo*	F	NEXO	I	93.9416	2.3335	84	40.26	<.0001	0.0006
	F	NEXO	D	103.07	2.3335	84	44.17	<.0001	

Tabla 21.

Modelo principal tórax para bajada de gradas

Efecto	DF Num	Den DF	Valor F	Pr > F
Género	1	84	0.16	0.6871
Condición	1	84	2.45	0.1214
Lado	1	84	0.72	0.3974
Género*Condición	1	84	4.64	0.0341*
Condición*Lado	1	84	1.14	0.2891
Género*Lado	1	84	0.83	0.3653
Género*Condición*Lado	1	84	0.43	0.5117

Tabla 22.

Post Hoc de los efectos significativos para el tórax en la bajada de gradas

Efecto	Sexo	Condición	Estimación	Error Estándar	DF	Valor t	Pr > t	Adj P
Sexo*	M	EXO	11.4935	1.358	84	8.46	<.0001	0.049
	M	NEXO	6.8784	1.358	84	5.07	<.0001	

Tabla 23.

Modelo principal tobillo izquierdo para la caminata en rampa

Efecto	DF Num	Den DF	Valor F	Pr > F
Género	1	28	11.08	0.0025*
Condición	1	28	0.37	0.5455
Género*Condición	1	28	4.79	0.0372*

Tabla 24.

Post Hoc de los efectos significativos para el tobillo izquierda en caminata en rampa

Efecto	Sexo	Condición	Estimación	Error Estándar	DF	Valor t	Pr > t	Adj P
Sexo*	M	EXO	50.1066	3.2704	28	15.32	<.0001	0.0024
	F	EXO	31.7047	3.2704	28	9.69	<.0001	

Efecto	Sexo	Condición	Estimación	Error Estándar	DF	Valor t	Pr > t	Adj P
Sexo* Condición	M	EXO	50.1066	3.2704	28	15.32	<.0001	0.0179
	F	NEXO	35.4196	3.2704	28	10.83	<.0001	

c. Ritmo Cardíaco

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas para el ritmo cardíaco cuando se realizaron las actividades subida y bajada de gradas, y caminata en rampa.

Los resultados del modelo se pueden ver en las Tablas 25 y 27, al igual que los resultados del Post Hoc donde se evidencian los efectos significativos para cada bloque de actividad en las Tablas 26 y 28.

Tabla 25.

Ritmo Cardíaco Gradadas

Efecto	DF Num	Den DF	Valor F	Pr > F
Sexo	1	28	0.68	0.4149
Condición	1	28	59.56	<.0001*
Sexo*Condición	1	28	1.57	0.2206

Tabla 26.

Post Hoc Cardíaco Gradadas

Efecto	Sexo	Condición	Estimación	Error Estándar	DF	Valor t	Pr > t	Adj P
Sexo* Condición	M	EXO	92.0000	4.7089	28	19.54	<.0001	0.0005
	M	NEXO	100.60	4.7089	28	21.36	<.0001	

Efecto	Sexo	Condición	Estimación	Error Estándar	DF	Valor t	Pr > t	Adj P
Sexo* Condición	F	EXO	95.7333	4.7089	28	20.33	<.0001	<.0001
	F	NEXO	107.67	4.7089	28	22.86	<.0001	

Tabla 27.*Ritmo Cardíaco Rampa*

Efecto	DF Num	Den DF	Valor F	Pr > F
Sexo	1	28	0.79	0.3815
Condición	1	28	26.03	<.0001*
Sexo*Condición	1	28	0.00	0.9667

Tabla 28.*Post Hoc Rampa*

Efecto	Sexo	Condición	Estimación	Error Estándar	DF	Valor t	Pr > t	Adj P
Sexo* Condición	M	EXO	109.00	4.6945	28	23.22	<.0001	<.0057
	M	NEXO	117.13	4.6945	28	24.95	<.0001	

Efecto	Sexo	Condición	Estimación	Error Estándar	DF	Valor t	Pr > t	Adj P
Sexo* Condición	F	EXO	114.80	4.6945	28	24.45	<.0001	<.0067
	F	NEXO	122.80	4.6945	28	26.16	<.0001	

d. Puntajes de Comodidad

Con respecto a los puntajes de comodidad, se encontraron diferencias estadísticamente significativas para 3 de las 11 áreas del cuerpo evaluadas (mano/muñeca, tobillo, y pie). También se encontraron diferencias significativas para el nivel de fatiga entre los participantes. Los resultados del modelo no paramétrico se pueden ver en las Tablas 29, 20, 31 y 32.

Tabla 29.*Comodidad Mano/Muñeca*

Origen	DF Num	Valor F	Pr > F
Sujeto	29	0	1
Condición	1	34.66	<.0001+

Tabla 30.*Comodidad Tobillo*

Origen	DF Num	Valor F	Pr > F
Sujeto	29	0	1
Condición	1	9.16	0.0052*

Tabla 31.*Comodidad Pie*

Origen	DF Num	Valor F	Pr > F
Sujeto	29	0	1
Condición	1	5.8	0.0226*

Tabla 32.*Comodidad Fatiga*

Origen	DF Num	Valor F	Pr > F
Sujeto	29	0	1
Condición	1	5.2	0.0258*

Con respecto a la evaluación de los tiempos de descanso entre las actividades EXO y NEXO no se encontraron diferencias significativas entre ambos. Para la evaluación de las condiciones EXO y NEXO, 22 de los 30 participantes marcaron en un rango de [71; 100] que fue fácil realizar el trabajo con exoesqueleto Anexo 3. También se encontró que 19 de 11 participantes marcaron en un rango de [71; 100] que fue cómodo realizar el trabajo con exoesqueleto Anexo 4. 25 de 30 participante marcaron que prefirieron realizar el trabajo con exoesqueleto Anexo 5 y 28 de 30 participantes indicaron que si recomendarían el exoesqueleto para un trabajo de carga Anexo 6.

DISCUSIÓN

a. EMG

Al comparar la actividad muscular resultante de ejecutar las mismas actividades con y sin exoesqueleto, se espera que exista menor activación cuando se usa el

exoesqueleto lo implica menor fatiga muscular. En cuanto al Biceps, existió menor activación para hombres y mujeres cuando usaban el exoesqueleto en los tres escenarios y en los tres percentiles. Sin embargo, cabe mencionar que dicho resultado se obtiene dado que, con esta condición, el peso no lo soportaban los participantes sino el exoesqueleto, por lo que sus músculos no se fatigaban. Por otra parte, del Erectus Spinae se destaca la bajada de gradas, donde para las mujeres hubo una diferencia significativa en el músculo derecho al empezar con la pierna izquierda con y sin exoesqueleto. Lo propio sucedió en rampa, donde para las mujeres hubo mayor activación en músculo derecho sin exoesqueleto. Esto sucede ya que las mujeres tuvieron un promedio menor en estatura, y esto provocaba que realicen más esfuerzo para mantener el equilibrio. Cabe mencionar que dicha activación está relacionada el momento del tronco (Grazia et al., 2012), por lo que estaba debe ser alta para brindar el control necesario al participante. Ahora bien, del Gastrocnemius Medialis se resalta el percentil P₉₀ de subida de gradas, donde la pierna con la que se inicia la actividad afecta a las mujeres, al usar y no usar exoesqueleto. Esto sucede de igual manera por la altura de las participantes, ya que ponen más esfuerzo en su pierna de soporte estable hasta asentar la pierna con la que inician la actividad. Finalmente, el Vastus es el músculo que presentó menos diferencias significativas en los tres percentiles y en los tres escenarios, por lo que se puede decir que en general la activación se mantiene constante con y sin exoesqueleto.

b. ROM

En cuanto al ROM, se pudieron observar diferencias significativas en cuatro articulaciones diferentes (tórax, tobillo, cadera y rodilla). Estas diferencias se deben al usar y no el exoesqueleto, al sexo y al hecho de comenzar la actividad con el pie derecho o izquierdo. En el caso de las diferencias presentadas en la cadera izquierda en

subida de gradas, existen diferencias al usar y no el exoesqueleto, como comparando la actividad cuando la realiza una mujer o un hombre. Se resalta entonces, que las mujeres tienen un mayor rango de movimiento, lo que quiere decir que las mujeres tienen mayor movilidad que los hombres cuando usan o no el exoesqueleto. En el caso de la rodilla izquierda para la misma actividad, existen diferencias al momento de comenzar la actividad con el lado izquierdo o derecho. Se resalta entonces, que los hombres y mujeres tienen mayor movilidad en la rodilla izquierda cuando se empieza la actividad con el lado izquierdo, sin importar si se utiliza o no el exoesqueleto. Cabe mencionar que estos resultados se asemejan a otro estudio en donde se recalca que los sujetos de estudio tienen mayor movilidad en ciertas partes del cuerpo dependiendo del lado con el que se comienza la actividad (Baltrusch, 2018). Por otro lado, en el caso de las diferencias en el tórax al bajar las gradas, se puede resaltar que en los hombres, existe mayor movilidad cuando se utiliza el exoesqueleto que cuando no. Estos resultados pueden ser comparados con lo propuesto por Koopman et al. (2018), en donde se resalta que la movilidad del tórax depende de cuando se usa o no el exoesqueleto. Finalmente, para las diferencias en el tobillo derecho en caminata en rampa, se puede resaltar que los hombres cuando utilizan el exoesqueleto tienen mayor movilidad que las mujeres sin importar si lo utilizan o no.

c. Ritmo Cardíaco

Con respecto al ritmo cardíaco, se puede observar que existe una diferencia significativa al momento de realizar las actividades con y sin el exoesqueleto dejando afuera el factor sexo. Esto nos quiere decir que no importa si el trabajo es realizado ya sea por hombres o mujeres, cuando las actividades se realizan sin el exoesqueleto, el ritmo cardíaco sufre un aumento tanto para la subida y bajada de gradas, y la caminata en rampa. Mientras que cuando se realizan las actividades con exoesqueleto el ritmo

cardíaco es menor tal y como se ven en los Anexos 7 y 8. Esto sucede ya que el exoesqueleto tiene la capacidad de reducir el trabajo que una persona tiene que realizar en los trabajos de carga. Los resultados obtenidos se asemejan a otros estudios realizados involucrando una interacción entre el uso de un exoesqueleto y el ritmo cardíaco, en estos estudios científicos (Grazi et al., 2020) y (Álvarez et al., 2022) también concluye que cuando los participantes usan un exoesqueleto en trabajo de carga el ritmo cardíaco disminuye.

d. Puntajes de Comodidad

Con respecto a los puntajes de conformidad obtenidos, los resultados mostraron que los participantes sintieron una mayor comodidad cuando realizaron la actividad con el exoesqueleto. Estos se asemejan a los resultados obtenidos en otras publicaciones científicas donde se evidencia que al tener una reducción en el ritmo cardíaco la fatiga física en ciertas áreas del cuerpo también se reducirá (Álvarez et al., 2022). Esto se debe a una reacción en cadena producida por el uso del exoesqueleto resultando en la reducción del ritmo cardíaco y finalmente reduciendo la fatiga del usuario (Grazi et al., 2020). Este estudio corrobora la información ya que la fatiga se mostró menor cuando los participantes usaron el exoesqueleto.

CONCLUSIONES

Tras realizar la evaluación ergonómica explicada a lo largo del presente trabajo, se puede responder a las preguntas de investigación y abordar los resultados desde distintos enfoques. En cuanto a la activación muscular, los 8 músculos evaluados en el estudio presentaron diferencias significativas en su activación. Tal como se esperaba, la activación de los músculos fue mayor cuando los participantes realizaron las actividades sin exoesqueleto. El músculo Erector Spinae presentó mayor activación sin exoesqueleto y existió influencia del sexo en la activación del lado derecho e izquierdo

del mismo. En la activación muscular de *Gastronemius* se evidenció que las mujeres no presentan diferencias significativas con exoesqueleto y sin exoesqueleto. También, hay una diferencia en simetría de movimiento según la pierna con la que empiezan la actividad en *Vastus* y *Erectus Spinae*.

Ahora bien, haciendo referencia a los ángulos posturales, se evidenció una diferencia de ángulos en: Rodilla, Cadera, Tobillo, Tórax. Así mismo, existe diferencia en la condición, el sexo y el lado con el que se comenzaba la actividad. Por ejemplo, la cadera tuvo mayor rango de movimiento en mujeres sin importar el uso de exoesqueleto. Sin embargo, en el caso del tobillo los hombres demostraron tener un mayor rango de movimiento que las mujeres. Por otro lado, en el caso de la rodilla, se encuentra una diferencia significativa en el rango de movimiento cuando se trata de empezar la actividad con la pierna derecha. No obstante, las diferencias del tobillo no son por el uso del exoesqueleto sino naturales por género.

Enfocándose en la Frecuencia Cardíaca, tanto en gradas como en rampa se evidenció una diferencia significativa, donde el ritmo cardíaco aumentó en las actividades sin exoesqueleto. Por último, en cuanto a la Comodidad, ciertas áreas del cuerpo (brazo/codo, espalda baja, mano muñeca y tobillo) muestran diferencias significativas. Las mismas, presentaron mayor comodidad en las actividades con exoesqueleto. Similarmente, el nivel de fatiga es mayor con las actividades con exoesqueleto.

LIMITACIONES Y RECOMENDACIONES

El estudio tuvo algunas limitaciones que se deben tomar en cuenta al momento de entender y referenciar los resultados para futuros estudios. En primer lugar, la población estudiada son jóvenes universitarios por lo que los resultados no podrían compararse con poblaciones fuera de ese rango de edad. Similarmente, los resultados

reflejan únicamente el patrón de actividad más frecuente de cada músculo, excluyendo así los patrones menos frecuentes. Esto significa que, puede ocurrir por ejemplo que, en ciclos subsecuentes de la misma actividad, puede que un músculo cambie su patrón de activación por influencia de factores externos (Grazia et al., 2012). Ahora bien, en cuanto la instrumentación, el exoesqueleto no está diseñado para todas las alturas. Esto significa que, las personas de baja estatura no se tomaron en cuenta dentro de la muestra ya que el dispositivo no se ajustaba adecuadamente a su cuerpo. Por último, al ser una simulación en laboratorio, se bloqueaban ciertos factores como clima o ruido, que en un ambiente de trabajo normal podrían influenciar al trabajador.

Ahora bien, para futuros estudios se recomienda hacer evaluaciones con poblaciones de distintas edades para comparar patrones y ampliar la base de datos como referencia académica. Así mismo, en cuanto al diseño del exoesqueleto, se necesita más tallas y un sistema de correas más sencillo. Por último, para simular escenarios más reales, se propone medir más tiempo en cada actividad, así como incluir nuevas actividades y distintos músculos.

REFERENCIAS

- Alemi, M. M., Madinei, S., Kim, S., Srinivasan, D., & Nussbaum, M. A. (2020). Effects of Two Passive Back-Support Exoskeletons on Muscle Activity, Energy Expenditure, and Subjective Assessments During Repetitive Lifting. *Human Factors*, *62*(3), 458–474.
<https://doi.org/10.1177/0018720819897669>
- Camargo, J., Ramanathan, A., Flanagan, W., & Young, A. (2021). A comprehensive, open-source dataset of lower limb biomechanics in multiple conditions of stairs, ramps, and level-ground ambulation and transitions. *Journal of Biomechanics*, *119*.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110320>
- de Kok, J., Vroonhof, P., Snijders, J., & Roullis, G. (2019). Work-related musculoskeletal disorders: prevalence, costs and demographics in the EU. In *European Statistics on Accidents at Work*. European Health.
<https://doi.org/10.2802/66947>
- García, J. (2019). *Desórdenes músculo esqueléticos (DME) y su incidencia en la salud de los trabajadores de la construcción. Muscle skeleton disorders (DME) and its incidence on the health of workers of construction.*
- González, A., Bonilla, J., Quintero, M., Reyes, C., & Chavarro, A. (2016). Analysis of the causes and consequences of accidents occurring in two constructions projects. *Revista Ingeniería de Construcción*, *31*(1), 5–16.
<https://doi.org/http://dx.doi.org/10.4067/S0718-50732016000100001>
- Grazia, M., Agostini, V., Knaflitz, M., & Bonato, P. (2012). Muscle Activation Patterns During Level Walking and Stair Ambulation. In *Applications of EMG in Clinical and Sports Medicine*. InTech.
<https://doi.org/10.5772/25792>
- Guo, H. R., Chang, Y. C., Yeh, W. Y., Chen, C. W., & Guo, Y. L. (2004). Prevalence of Musculoskeletal Disorder among Workers in Taiwan: A Nationwide Study. *Journal of Occupational Health*, *46*(1), 26–36.
<https://doi.org/10.1539/joh.46.26>
- Krishnan, K. S., Raju, G., & Shawkataly, O. (2021). Prevalence of work-related musculoskeletal disorders: Psychological and physical risk

factors. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(17). <https://doi.org/10.3390/ijerph18179361>

Lee, G., Kim, J., Panizzolo, F. A., Zhou, Y. M., Baker, L. M., Galiana, I., Malcolm, P., & Walsh, C. J. (2017). Reducing the metabolic cost of running with a tethered soft exosuit. *Science Robotics*, 2(6). <https://doi.org/10.1126/scirobotics.aan6708>

Liang, P., Kwong, W. H., Sidarta, A., Yap, C. K., Tan, W. K., Lim, L. S., Chan, P. Y., Kuah, C. W. K., Wee, S. K., Chua, K., Quek, C., & Ang, W. T. (2020). An Asian-centric human movement database capturing activities of daily living. *Scientific Data*, 7(1). <https://doi.org/10.1038/s41597-020-00627-7>

Secretaría de Salud Laboral. (11 C.E.). métodos de evaluación ergonómica. *Unigraficas GPS*. www.saludlaboralmadrid.es

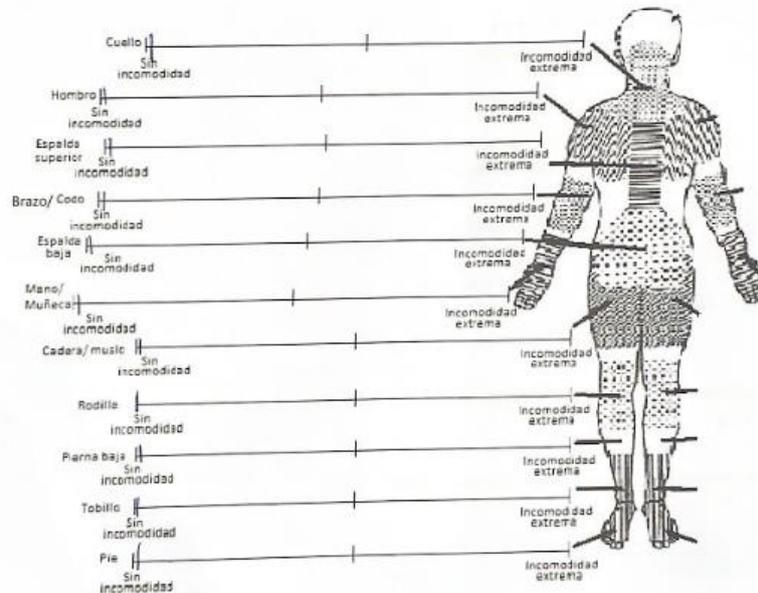
Stack, T., Ostrom, L. T., & Wilhelmsen, C. A. (2016). *Occupational Ergonomics: A practical approach*. John Wiley & Sons.

ANEXO 1: CUESTIONARIO DE COMODIDAD

Evaluación ergonómica de exoesqueletos comerciales durante simulaciones de tareas laborales, Quito-Ecuador, 2022.

Código del Participante: 5016 - BSL ↓

Para cada área del cuerpo presentada en el diagrama, coloque una barra vertical (|) a través de la línea correspondiente según su nivel de molestia



ANEXO 2: PROTOCOLO EXPERIMENTAL

1. Antes de que los participantes lleguen, se debía preparar el espacio en donde se iba a medir al participante. Esto incluía una preparación de los softwares en donde se creaban las carpetas correspondientes a cada participante. Por otro lado, se preparaba el espacio para realizar los ejercicios de normalización.
2. Una vez que llegaba el participante, se le explicaba el experimento, se le pedía que se ponga la ropa adecuada para realizar la actividad, y se le pedía que firme el consentimiento informado asegurándose de que cumpla con los requisitos para ser evaluado.
3. Toma de datos demográficos, antropométricos (altura, peso, ancho de la cadera, medida del torso, y años) y preguntar el lado del cuerpo que más utilizan, para así aleatorizar el experimento.
4. Calibrar el exoesqueleto de tal forma que el participante se sienta cómodo al utilizarlo, siguiendo las reglas de calibración.
5. Pedir al participante que llene el *Cuestionario de Comodidad Base 1*.

6. Colocar sensor de frecuencia cardíaca POLAR en el pecho del participante y pedirle que repose por 5 minutos.
7. Realizar los ejercicios de normalización, exfoliar el área con Skin Prep Gel y colocar los sensores en los músculos de estudio. Si es necesario, rasurar las áreas específicas de los participantes antes de colocar los sensores.
8. Calibrar las cámaras infrarrojas del espacio.
9. Colocar los marcadores de movimiento en las áreas específicas del participante.
10. Realizar la primera grabación de movimiento en posición estática.
11. Arreglar el escenario para realizar el primer bloque de actividades (subida y bajada de gradas).
12. Suponiendo que en la aleatorización el participante debe empezar la actividad utilizando el exoesqueleto. Colgar en el exoesqueleto ya colocado en el participante, la caja con el peso de 10 kg. Crear en VICON las carpetas S0XX_UpStairsR_EXO, S0XX_DownStairsR_EXO, S0XX_UpStairsL_EXO, S0XX_DownStairsL_EXO, y S0XX_Ramp_EXO.
13. Empezar con las actividades y registrar durante 3 ensayos, la activación muscular y el movimiento del participante en los programas EMG y VICON.
 - a. Subida de gradas comenzando la actividad con el pie derecho utilizando el exoesqueleto.
 - b. Bajada de gradas comenzando la actividad con el pie derecho utilizando el exoesqueleto.
 - c. Subida de gradas comenzando la actividad con el pie izquierdo utilizando el exoesqueleto.
 - d. Bajada de gradas comenzando la actividad con el pie izquierdo utilizando el exoesqueleto.
14. Arregla el escenario para colocar la caminadora eléctrica para empezar la actividad de caminata en rampa.
15. Registrar durante 3 ensayos de 10 segundos aproximadamente cada uno, la activación muscular y el movimiento del participante en los programas EMG y VICON.
16. Pedir al participante que llene el *Cuestionario de Comodidad EXO*.
17. Retirar el exoesqueleto del participante para que tome un descanso de 10 minutos.
18. Pedir al participante que llene el *Cuestionario de Comodidad Base 2*.

19. Comenzar con el segundo bloque de actividades (NEXO) pidiendo al participante que cargue la caja con el peso de 10 kg. Crear en VICON las carpetas S0XX_UpStairsR_NEXO, S0XX_DownStairsR_NEXO, S0XX_UpStairsL_NEXO, S0XX_DownStairsL_NEXO, y S0XX_Ramp_NEXO.
20. Registrar durante 3 ensayos de caminata en rampa por 10 segundos aproximadamente cada uno, la activación muscular y el movimiento del participante en los programas EMG y VICON.
21. Arregla el escenario para colocar nuevamente las gradas para continuar con las actividades de subida y bajada de gradas.
22. Empezar con las actividades y registrar durante 3 ensayos, la activación muscular y el movimiento del participante en los programas EMG y VICON.
 - a. Subida de gradas comenzando la actividad con el pie derecho sin utilizar el exoesqueleto.
 - b. Bajada de gradas comenzando la actividad con el pie derecho sin utilizar el exoesqueleto.
 - c. Subida de gradas comenzando la actividad con el pie izquierdo sin utilizar el exoesqueleto.
 - d. Bajada de gradas comenzando la actividad con el pie izquierdo sin utilizar el exoesqueleto.
23. Pedir al participante que llene el *Cuestionario de Comodidad NEXO*.
24. Retirar todos los marcadores, sensores, POLAR y limpiar.

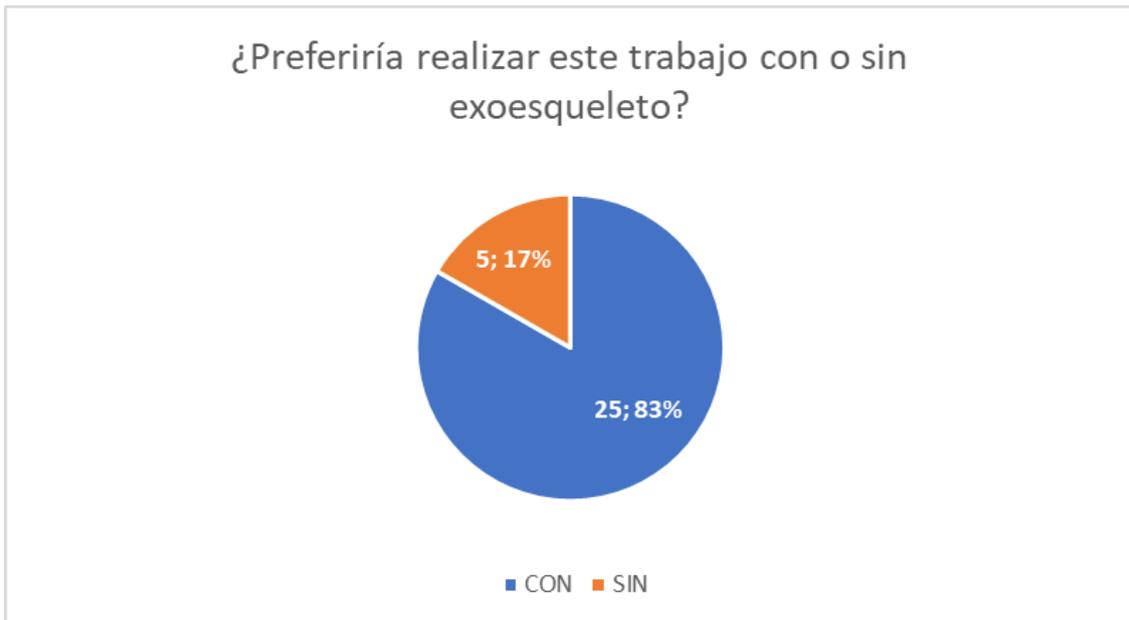
ANEXO 3: ¿QUÉ TAN FÁCIL FUE REALIZAR EL TRABAJO CON EL EXOESQUELETO?



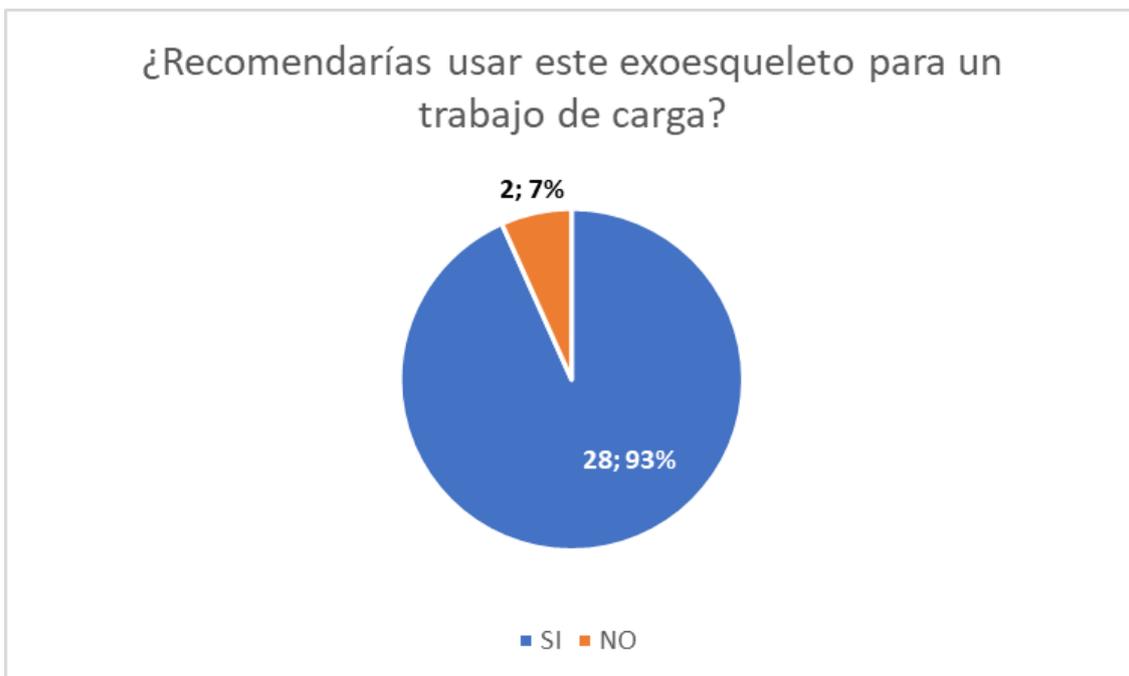
ANEXO 4: ¿QUÉ TAN CÓMODO FUE REALIZAR EL TRABAJO CON EL EXOESQUELETO?



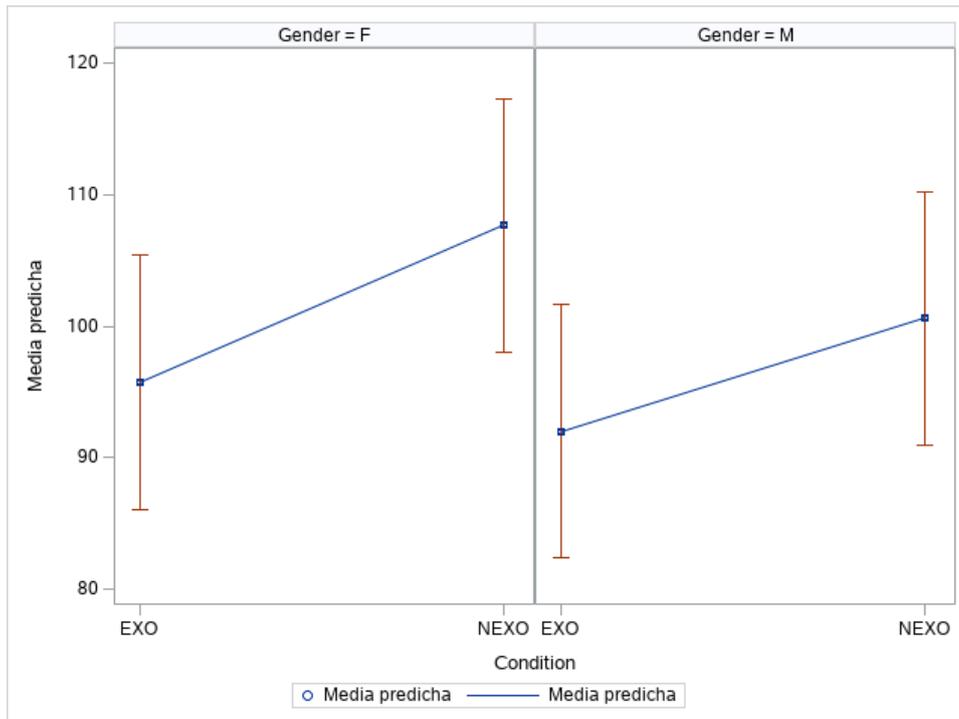
ANEXO 5 ¿PREFERIRÍA REALIZAR ESTE TRABAJO CON O SIN EXOESQUELETO?



ANEXO 6: ¿RECOMENDARÍAS USAR ESTE EXOESQUELETO PARA UN TRABAJO DE CARGA?



ANEXO 7: RITMO CARDÍACO EN GRADAS



ANEXO 8: RITMO CARDÍACO RAMPA

