

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Ciencias e Ingenierías

**Evaluación ergonómica y biomecánica de un exoesqueleto
comercial durante un trabajo de carga pesada**

Isabel Sofia Álvarez Córdova

Nicolas Andrés Encalada Jaramillo

Shirley Melisa Vega Nieto

Ingeniería Industrial

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

Quito, 18 de mayo de 2022

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Ciencias e Ingenierías

HOJA DE CALIFICACIÓN DE TRABAJO DE FIN DE CARRERA

**Evaluación ergonómica y biomecánica de un exoesqueleto comercial
durante un trabajo de carga pesada**

**Isabel Sofia Álvarez Córdova
Nicolas Andrés Encalada Jaramillo
Shirley Melisa Vega Nieto**

Nombre del profesor, Título académico

María Gabriela García Rodríguez, Dr. Sc.

Quito, 18 de mayo 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 participantes 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: Isabel Sofia Álvarez Córdova

Código: 00204719

Cédula de identidad: 1804467379

Nombres y apellidos: Nicolás Andrés Encalada Jaramillo

Código: 00203603

Cédula de identidad: 1718925140

Nombres y apellidos: Shirley Melisa Vega Nieto

Código: 00204574

Cédula de identidad: 1750293720

Lugar y fecha: Quito, 18 de mayo 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UNPUBLISHED DOCUMENT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

Las lesiones musculoesqueléticas son muy comunes en diversos trabajos cómo aquellos que requieren levantamiento y manipulación de cargas pesadas. Actualmente se buscan posibles soluciones que permitan disminuir el impacto del manejo manual de cargas en el trabajo, una de ellas son los exoesqueletos. En este estudio buscamos determinar si el uso de un exoesqueleto pasivo comercial ayuda a disminuir la activación muscular de la parte superior del cuerpo sin afectar mayormente las posturas del cuerpo al realizar actividades de carga. Se realizó la toma de datos en dos diferentes días bajo dos condiciones diferentes (con exoesqueleto y sin exoesqueleto) a un grupo de 24 personas (12 hombres y 12 mujeres). La actividad que se realizó fue la carga de una caja con 15 kilos por 10 minutos. Se tomaron datos de electromiografía (EMG), cinemática (VICON), frecuencia cardíaca (Polar) y comodidad (NMQ). El realizar la actividad con exoesqueleto presentó menor activación muscular en las extremidades superiores y menor frecuencia cardíaca que la actividad sin el exoesqueleto. No hubo mayor cambio postural en ambas condiciones.

Palabras clave: Exoesqueleto, Vicon, electromiografía, frecuencia cardíaca, lesiones musculoesqueléticas, cuestionario de comodidad, EMG.

ABSTRACT

Musculoskeletal injuries are common in various jobs, such as those that require lifting and handling heavy loads. Viable solutions are currently investigated to reduce the impact of manual handling of loads at work, one of which is exoskeletons. In this study we look to determine if the use of a commercial passive exoskeleton helps to decrease muscle activation of the upper body without affecting body postures when carrying out load-bearing activities. Data collection was conducted on two different days under two different conditions (with exoskeleton and without exoskeleton) to a group of twenty-four people (12 men and 12 women). The activity that was carried out was loading of a box with fifteen kilos for 10 minutes. Electromyography (EMG), kinematics (VICON), heart rate (Polar), and comfort (NMQ) data were collected. Performing the activity with an exoskeleton presented less muscle activation in the upper extremities and lower heart rate than the activity without the exoskeleton. There was no major postural change in both conditions.

Key words: Exoskeleton, Vicon, electromyography, heart rate, musculoskeletal injuries, Nordic questionnaire, EMG.

TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN	11
Preguntas de Investigación	12
Ángulos posturales	13
Activación Muscular	13
Fatiga muscular en la espalda baja.....	14
Cuestionarios de Comodidad	14
DESARROLLO	14
Metodología	14
Participantes	14
Muestra.....	15
Instrumentos.....	15
Vicon	15
Frecuencia Cardíaca	16
Cuestionario de Comodidad	16
Electromiografía.....	17
PROTOCOLO	19
DISEÑO EXPERIMENTAL	19
ANÁLISIS DE DATOS.....	20
EMG - Test Estático	20
EMG - Test Dinámico	21
Cuestionario de Comodidad	22
Frecuencia Cardíaca	22
Ángulos posturales (VICON).....	23
RESULTADOS	23
EMG - Test Estático	23
EMG - Test Dinámico	27
Cuestionario de Comodidad	31
Ritmo Cardíaco	32
Captura de Movimiento.....	33
DISCUSIÓN	35
Test estático.....	35
Test dinámico	36
Frecuencia Cardíaca	38

Cuestionario de Comodidad	38
Movimiento en Vicon.....	39
LIMITACIONES	39
RECOMENDACIONES Y FUTUROS ESTUDIOS	40
CONCLUSIONES	41
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	42
ANEXOS	50
ANEXO A: Protocolo Experimental.....	50
ANEXO B: G*Power - Obtención de muestra.....	53
ANEXO C: Sensores de EMG	53
ANEXO D: marcadores VICON.....	55
ANEXO E: Flujograma Test Dinámico	56
ANEXO F: Flujograma Electromiografía	56
ANEXO G: Flujograma Frecuencia Cardíaca.....	56
ANEXO H: Flujograma Test Estático.....	57
ANEXO I: Gráficas comparación de media de la pendiente de la espalda baja lado derecho repetición 1	57
Anexo J: Gráficas Comparación De Media De La Pendiente De La Espalda Baja Lado Derecho Repetición 2	58
ANEXO K: Gráficas comparación de media del intercepto de la espalda baja lado derecho repetición 1	58
Anexo L: Gráficas Comparación De Media Del Intercepto De La Espalda Baja Lado Derecho Repetición 2	59
ANEXO M: Gráficas Comparación De Media De La Activación Muscular De La Espalda Baja Lado Derecho.....	59
ANEXO N: Gráficas comparación de media de la activación muscular del trapecio con exoesqueleto	60
ANEXO O: Gráficas comparación de media de la activación muscular del trapecio sin exoesqueleto	60
ANEXO P: Gráficas comparación de media de la activación muscular del deltoide	61
ANEXO Q: Gráficas Comparación De Media De La Activación Muscular Del Bíceps.....	61
Anexo R: Gráficas Comparación De Media De La Activación Muscular Del Brachioradialis	62
ANEXO S: gráficas comparación de media de la activación muscular del vastus lateralis	62
ANEXO T: Gráficas Comparación De Media De La Activación Muscular Del Gastrocnemio	63
ANEXO U: Gráfica De Medias De Variables Significativas Con Exoesqueleto	63

ANEXO V: Gráfica De Medias De Variables Significativas Sin Exoesqueleto.....	64
ANEXO X: Predicción De Media Del Ritmo Cardíaco.....	65
ANEXO Y: Promedio De Los Cuadrantes Significativos	65
ANEXO Z: Mínimo de los cuadrantes significativos	66
ANEXO AB: Máximo De Los Cuadrantes Significativos.....	66
ANEXO AC: Rango de los cuadrantes significativos.....	67

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Intercepto de espalda baja lado derecho repetición 1	24
Tabla 2 Intercepto de espalda baja lado derecho repetición 2	24
Tabla 3 Pendiente espalda baja lado derecho repetición 1	25
Tabla 4 Pendiente espalda baja lado derecho repetición 2	25
Tabla 5 Intercepto espalda baja lado izquierdo repetición 1.....	26
Tabla 6 Intercepto espalda baja lado izquierdo repetición 2.....	26
Tabla 7 Pendiente espalda baja lado izquierdo repetición 1	26
Tabla 8 Pendiente espalda baja lado izquierdo repetición 2	27
Tabla 9 Interacciones y variables significativas para espalda baja.....	28
Tabla 10 Interacciones y variables significativas para el trapecio.....	28
Tabla 11 Interacciones y variables significativas para el deltoide.....	29
Tabla 12 Interacciones y variables significativas para el bíceps	29
Tabla 13 Interacciones y variables significativas para el brachioradialis.....	30
Tabla 14 Interacciones y variables significativas para el vastus lateralis.....	30
Tabla 15 Interacciones y variables significativas para el gastrocnemio	31
Tabla 16 Valores p para las variables del cuestionario de comodidad	31
Tabla 17 Valores p de la diferencia (END - BSL) de puntajes de comodidad de las variables	32
Tabla 18 Valores p de los efectos fijos de la interacción entre el tiempo de descanso y actividad.....	33
Tabla 19 Valores p de los cuadrantes significativos (codo y tobillo derechos) para condición y tiempo	34
Tabla 20 Valores p de los cuadrantes significativos (cadera y hombro izquierdos) para condición y tiempo.....	35

INTRODUCCIÓN

En varios ambientes de trabajo y en especial durante una actividad de carga pesada, es común adoptar posturas incómodas, realizar sobreesfuerzos y movimientos repetitivos para poder cumplir la tarea (Daneshmandi, et al., 2017). Estas actividades pueden causar Trastornos Musculoesqueléticos (o MSDs con sus siglas en inglés) las cuales son lesiones en nervios, tendones, articulaciones, cartílagos y discos espinales que a largo plazo puede llegar a inhabilitar a una persona a continuar con una vida sana (CDC, 12/02/2021). Uno de los precursores de estos trastornos es la fatiga muscular, la cual es una disminución de la fuerza máxima en respuesta a una actividad. (Wan, et al., 2017). De esta manera ambas dolencias disminuyen la productividad de una persona y llega a ser una pérdida económica para las empresas.

En respuestas a estos problemas, en los últimos años se ha desarrollado distintas técnicas para prevenir lesiones, reducir la fatiga muscular y la exposición a factores de riesgo de MSDs y mejorar el desempeño del trabajador (CDC, 12/02/2021). Entre estas prácticas se han desarrollado técnicas correctas de manipulación de cargas y equipo de elevación de cargas pesadas como montacargas, elevadores eléctricos y bandas transportadoras (ILO, s/f). Sin embargo, sigue existiendo trabajos de levantamientos de cargas a los que es difícil aplicar estas técnicas y las personas los deben seguir manipulando manualmente. Para este tipo de trabajos una potencial solución podrían ser los exoesqueletos.

El exoesqueleto es un sistema de asistencia portátil que es diseñado para brindar asistencia física a través del torque para sostener el cuerpo humano. Un exoesqueleto puede servir como una intervención ergonómica eficaz para mitigar los riesgos de desarrollar trastornos musculo esqueléticos que se relacionan con tareas de manipulación manual de cargas. A su vez, los exoesqueletos pasivos no están alimentados por motores eléctricos para sostener el cuerpo humano por lo tanto son más livianos y presentan menos riesgos de

seguridad para los usuarios (Antwi-Afari, et al. 2021). Sin embargo, al ser una tecnología relativamente nueva existen ciertas dudas respecto a sus beneficios y problemas. De acuerdo con un estudio realizado por el departamento de investigación y desarrollo Heliomare de Holanda, existe reducción de fatiga al realizar la actividad de carga de objetos, sin embargo, los usuarios sufrieron incomodidad y restricción de movilidad al realizar la actividad con exoesqueleto (Baltrusch et al., 2018).

Para este estudio se presenta el análisis de un exoesqueleto pasivo diseñado para aliviar el esfuerzo en las extremidades superiores (Auxivo, s/f) durante tareas de transporte de cargas. Este reduce la carga de las manos, brazos, hombros y espalda al momento de transportar y sujetar cargas pesadas. El marco del exoesqueleto es rígido se extiende desde la cadera del usuario por encima de los hombros y se puede conectar directamente mediante adaptadores (ej.: mosquetones) a cargas externas. Este exoesqueleto está diseñado para ser utilizado en tareas de construcción, reubicación, almacenamiento, logística, entre otros. El objetivo del exoesqueleto *Carry Suit* es transferir el peso de la carga útil a la cadera de cada uno de los usuarios, evitando sobreesfuerzo en los brazos y espalda (Auxivo, s/f). Sin embargo, al momento no se ha evaluado si *Carry Suit* cumple su meta de diseño durante una tarea continua de transporte de carga. Por ende, el presente proyecto tiene como objetivo:

Evaluar el impacto de un exoesqueleto comercial en cambios fisiológicos y biomecánicos durante un trabajo de carga pesada simulado en un laboratorio en participantes saludables entre los 18 y 25 años.

Preguntas de Investigación

Las preguntas de investigación planteadas para este proyecto son:

1. ¿Hay cambios en los ángulos posturales durante un trabajo de carga pesada con y sin exoesqueleto considerando género?
2. ¿Hay cambios en la activación muscular durante un trabajo de carga pesada con y sin exoesqueleto considerando género?
3. ¿Hay cambios de fatiga de la espalda baja al iniciar, durante y finalizar un trabajo de carga pesada con y sin exoesqueleto?
4. ¿Hay cambios de comodidad en los participantes al iniciar y finalizar un trabajo de carga pesada con y sin exoesqueleto?

Sus hipótesis respectivas son las siguientes:

Ángulos posturales

Ho: No hay cambios en los ángulos posturales durante un trabajo de carga pesada con y sin exoesqueleto considerando género.

Ha: Hay cambios en los ángulos posturales durante un trabajo de carga pesada con y sin exoesqueleto considerando género.

Activación Muscular

Ho: No hay cambios en la activación muscular durante un trabajo de carga pesada con y sin exoesqueleto considerando género.

Ha: Hay cambios en la activación muscular durante un trabajo de carga pesada con y sin exoesqueleto considerando género.

Fatiga muscular en la espalda baja

Ho: No hay cambios de fatiga en la espalda baja al iniciar, durante y finalizar un trabajo de carga pesada con y sin exoesqueleto.

Ha: Hay cambios de fatiga en la espalda baja al iniciar, durante y finalizar un trabajo de carga pesada con y sin exoesqueleto.

Cuestionarios de Comodidad

Ho: No hay cambios en la comodidad de los participantes al iniciar y finalizar un trabajo de carga pesada con y sin exoesqueleto.

Ha: Hay cambios en la comodidad de los participantes al iniciar y finalizar un trabajo de carga pesada con y sin exoesqueleto.

DESARROLLO

Metodología

Participantes

Los participantes afirmaron no tener trastornos musculoesqueléticos, discapacidad ni problemas relacionados a la salud mental. Además, los participantes deben estar en un rango de edad entre los 18 y 25 años. Para la recolección de datos, cada participante firmó el consentimiento informado para el experimento, el cual fue previamente aprobado por el Comité de Ética de la Universidad San Francisco de Quito y el mismo que sigue los principios de la Declaración de Helsinki.

Muestra

Para el estudio se utilizó una muestra de 24 participantes jóvenes mujeres y hombres, quienes fueron reclutados de la universidad y la comunidad local. Para poder obtener el número de participantes se utilizó como referencia otros artículos científicos, en específico el estudio realizado por Alemi M., Geissinger J., Simon A., et al. (2019) quienes ejecutaron un estudio con similares características en electromiografía. En donde obtuvieron valores F, con sus p valores y eta cuadrado (η^2) respectivos para un conjunto de participantes jóvenes reclutados en una universidad. Para lograr calcular la muestra para este estudio se utilizó el software G*Power y se ocupó el valor de *Partial η^2* de 0,0523 (Alemi, et al., 2019), el valor 2 en *Número de grupo*, ya que se realiza con dos condiciones todo el estudio (con exoesqueleto y sin exoesqueleto), y el *Número de medidas* corresponde a un valor de cinco ya que se tomó cinco medidas a través del tiempo (T0, T1, T2, T3, T4, T5) en toda la actividad. Con todos estos datos ingresados se obtuvo la muestra de 24 participantes. Esto se lo puede observar en el Anexo B.

Instrumentos

Vicon

Una herramienta importante que se va a utilizar para esta investigación es el sistema de captura de movimiento de Vicon. “La tecnología de sensor de movimiento inercial, portátil e inalámbrico presenta nuevas posibilidades para monitorear el movimiento de la columna y el dolor en las personas durante sus actividades diarias de trabajo, descanso y juego” (Mjøsund et al., s/f). Mediante este sistema se recolectan datos por segmentos. Cada segmento está siendo rastreado por al menos 3 marcadores adheridos rígidamente directamente a la piel. El sistema registra la posición y orientación de los marcadores asignado a cada cuerpo rígido, calcula el

centroide y el sistema de coordenadas de estos cuerpos rígidos y luego usa esos datos para realizar el análisis y la visualización estándar (Vicon, 2020). Para la utilización de este sistema se creó un modelo específico el cual será utilizado por todos los participantes del estudio y consta de 13 segmentos ubicados a ambos lados del cuerpo los cuales nos permitirán evaluar los 3 movimientos angulares que se realizarán a lo largo de la actividad (Aducción y Aducción, Rotación Interna y Rotación Externa, Flexión y Extensión). En el Anexo D se puede observar los 52 marcadores en todos los segmentos

Frecuencia Cardíaca

Debido a que los participantes van a realizar una actividad física constante en un lapso determinado se decidió utilizar la frecuencia cardíaca para así evidenciar cambios respecto al tiempo y a la condición. Para esto se utilizó el sistema de sensores llamado Polar el cual consiste en una banda con electrodo que se ubica debajo del pecho de los participantes y nos da los resultados de ritmo cardíaco máximo, ritmo cardíaco promedio, duración, velocidad y calorías quemadas.

Cuestionario de Comodidad

Se utilizó una encuesta de comodidad el cual consiste en una adaptación del cuestionario musculoesquelético nórdico (NMQ) por sus siglas en inglés. Este cuestionario autoadministrado permite evaluar los sitios de dolor musculoesqueléticos únicos y múltiples entre los participantes de estudio (Dahl et al., 2022). La adaptación de este cuestionario consiste en escalas análogas idénticas de 10 cm (0-10) para 11 áreas del cuerpo (parte inferior de la espalda, cadera derecha e izquierda/parte superior de la pierna, rodilla, parte inferior de la pierna, tobillo, pie) indicadas en un diagrama corporal. Los participantes califican cada nivel

de incomodidad colocando una marca vertical a través de la línea de la escala correspondiente (García et al., 2015).

Electromiografía

Electromiografía es un registro de las potenciales acciones generados por los músculos esqueléticos. El análisis de la señal EMG es muy relevante en la evaluación de la activación muscular y la fatiga durante una actividad.

Para este estudio se utilizó el sistema EMG de Delsys con 8 sensores de superficie bipolares inalámbricos de alto rendimiento diseñado para registrar fácilmente captura datos de actividad muscular y movimientos con datos precisos y confiables (Delsys. s/f). Los sensores se colocaron en los siguientes músculos del cuerpo:

Erector Spinae: El músculo erector spinae ha sido un músculo muy estudiado debido a su activación durante actividades de levantamiento de carga que provocan fatiga. Además, es evaluado durante contracciones isométricas o contracciones dinámicas no fatigantes. (Arvanitidis,2020). Para este estudio se utilizó dos sensores para el lado izquierdo y lado derecho en la zona L5, respectivamente.

Trapezio: El músculo trapecio descendente es una de las zonas más comúnmente estudiada del cuello. Varios estudios muestran que en la actividad de levantamiento y movimiento de objetos es uno de los músculos que más se activan (Skals, et al., 2021).

Brachioradialis: Según un estudio realizado por Boland (2008) dice que la activación brachioradialis es más fuerte y la mayor actividad de EMG durante actividades de flexión de codo que durante una tarea de rotación de brazo. La actividad de EMG del brachioradialis es aproximadamente 2 veces mayor durante las tareas de flexión con las tareas de rotación. (Boland, 2008)

Deltoide: El deltoide se activa de manera diferente según el ejercicio específico. Esto ocurre incluso si los ejercicios no son específicos para el hombro. Esto demuestra que el músculo deltoide se activa incluso cuando se realizan ejercicios que involucran a otros grupos musculares, como ejercicios multiarticulares (Ehlers et al., s/f).

Gastrocnemios: La activación total del sóleo inferior y del gastrocnemios tiende a incrementarse a medida que aumenta la velocidad de la caminata en jóvenes adultos” (Waanders et al., 2021) por lo que se decidió colocar un sensor EMG en el músculo gastrocnemios. Sin embargo, se debe considerar que existen dos áreas del gastrocnemios (interno y externo) los cuales se activan al momento de realizar la caminata. El sensor se colocó en el área interna.

Bicep Brachi: Consideramos que los bíceps van a ser uno de los músculos que va a tener mayor activación ya que la carga de la caja se la realiza con ambos brazos. “La mayoría de los resultados de EMG muestran que la actividad muscular es más alta en la parte inferior del músculo y disminuye continuamente hasta la parte superior” (Ahamed et al., 2012). Por lo que se recomienda colocar el sensor pasado la parte media del bíceps.

Vastus lateralis: En un estudio realizado se pudo comprobar que el vastus lateralis se activa en actividades como son: elevación de pierna recta con posición neutral y rotación externa posiciones de cadera y cuádriceps de arco corto con posiciones de cadera neutras y rotadas externamente. (Kushion et al., 2012)

En el Anexo C se puede observar los ocho sensores de EMG que se colocan cada uno de los participantes.

PROTOCOLO

El protocolo completo del estudio se encuentra en el Anexo A. Para poder realizar el estudio se convocó a voluntarios a que se acercasen dos días. En cada día, de manera aleatoria, se determinaría la condición del estudio, con exoesqueleto o sin exoesqueleto. Entre las dos mediciones debe existir una separación entre 2 a cinco días para evitar fatiga muscular del primer día de medición. El estudio consiste en que el participante mueva una caja de 15 kilogramos de una mesa a otra a 3 metros de distancia, en un laboratorio con condiciones controladas durante 10 minutos. El tiempo que tomó el día experimental es de 1h20. Durante este tiempo se realizan la siguiente toma de datos:

- Ritmo cardiaco (Cuando la persona está en descanso y durante los 10 minutos de carga)
- Test estático de fatiga muscular de espalda baja (EMG en músculos erector spinae antes de realizar la actividad de carga y después de la actividad)
- Test dinámico (EMG y VICON durante los 10 minutos de carga, se toman cinco mediciones cada 2 minutos)
- Cuestionario de conformidad (Antes y después de todo el estudio)

Todas estas mediciones se realizan con las dos condiciones, con exoesqueleto y sin exoesqueleto.

DISEÑO EXPERIMENTAL

Debido a que en esta investigación se va a realizar con seres humanos, se decidió utilizar un diseño experimental de un solo participante o de caso único. “Los diseños experimentales de caso único (SCED, por sus siglas en inglés) son diseños experimentales que tienen como objetivo probar el efecto de una intervención, utilizando mediciones repetidas, introducción secuencial (aleatoria) de una intervención y análisis de datos específicos del método, incluido

el análisis visual y estadísticas específicas” (Krasny-Pacini & Evans, 2018). Este diseño experimental es beneficioso para los estudios en humanos ya que son flexibles y permiten evidenciar de manera fácil las diferencias individuales en respuesta al estudio. “La metodología CED tiene como objetivo probar la efectividad de una intervención o comparar la efectividad relativa de dos o más intervenciones” (Krasny-Pacini & Evans, 2018).

Esta metodología nos permite trabajar con variables fijas, las cuales serían el tiempo, la condición y el género, y con variables aleatorias las cuales serían los participantes. Como se realizan dos mediciones de cada participante bajo diferentes condiciones (con exoesqueleto y sin exoesqueleto) esta metodología es ideal ya que nos permite comparar cada medición tanto del mismo participante como del participante con los demás participantes medidos para así poder llegar a conclusiones más exactas.

ANÁLISIS DE DATOS

En cuanto al análisis estadístico, este se va a realizar mediante un análisis estadístico de modelos mixto cuando los datos son normales o análisis Friedman cuando no cumplen el supuesto de normalidad. Los análisis estadísticos se realizarán en SAS (University Edition). A continuación, se describe el procesamiento de datos de cada test los cuáles se realizaron en Matlab, Nexus, y EMGworks.

EMG - Test Estático

Para este test que se lo realiza antes y después de la actividad (2 réplicas), se quiere comprobar si hay cambios de fatiga en la espalda baja con y sin exoesqueleto. Antes de realizar el análisis de los datos se debe hacer un procesamiento de los mismos, esto se realizó en el programa EMGworks analysis donde como primer paso, se realiza un corte de los datos empezando en el segundo 10 y terminando en el segundo 30, esto se lo realiza para tomar el

tiempo exacto donde el participante ya se encuentra posicionado correctamente. Como segundo paso, se realiza un filtrado de los datos, el cual se eliminan los datos que no se encuentran en la frecuencia (Hz) de EMG en el rango de 10 – 400 Hz. Como tercer paso se realiza el análisis espectral de potencia que nos sirve para obtener la frecuencia mediana y finalmente lograr obtener la pendiente y el intercepto.

Las variables dependientes analizadas con modelos mixtos fueron: pendiente y el intercepto, como variables independientes el tiempo (TI_1, TI_2, TF_1, TF_2), condición (con exoesqueleto, sin exoesqueleto), género y factor aleatorio el participante. Los datos analizados para este test fueron de 12 participantes en las dos condiciones.

EMG - Test Dinámico

Para este test que se lo realiza durante toda la actividad, se quiere comprobar si hay activación muscular con y sin exoesqueleto. Antes de realizar el análisis de los datos se debe hacer un procesamiento de estos, esto se realizó en el programa EMGworks analysis. El primer paso, se realiza un corte de los datos empezando en el segundo 5 y finalizando 5 segundos antes de que se termine la actividad, esto se lo realiza para tomar el tiempo de un ciclo de los participantes. Como segundo paso, se realiza un filtrado de los datos, el cual se eliminan los datos que no se encuentran en la frecuencia (Hz) de EMG en el rango de 30 – 300Hz. Como tercer paso se realiza la normalización de los datos con la activación mediada de la primera toma de datos, es decir del tiempo cero para los otros cuatro tiempos restantes. Además, se realiza el análisis espectral de potencia que nos sirve para observar si los datos que obtuvimos son buenos y no que no tengan ningún ruido. Finalmente, se calculan los percentiles 10, 50, 90 y la media de la raíz de la media cuadrática (RMS).

Las variables dependientes analizadas con modelos mixtos fueron: media RMS, percentil 10, percentil 50, percentil 90, como variables independientes el tiempo (T0, T1, T2,

T3, T4, T5), condición (con exoesqueleto, sin exoesqueleto), género y factor aleatorio el participante. Los datos analizados para este test fueron de 11 participantes con las dos condiciones.

Cuestionario de Comodidad

Los cuestionarios se realizan antes y después de la actividad, con las dos condiciones con exoesqueleto y sin exoesqueleto. Para poder analizar los datos de comodidad y de fatiga de cada músculo se tiene las siguientes variables dependientes: Cuello (Neck), Hombro (Shoulder), Espalda Alta (Uback), Brazo- Codo (Elbow), Espalda Baja (Lback), Mano – Muñeca (Hand W), Caderas (Hip), Rodillas (Knees), Pierna Baja (Lower L), Tobillo (Ankles), Pies (Feet) y Fatiga. Se identificó si los datos no seguían una distribución normal, por este motivo se realizó una prueba no paramétrica de Friedman en SAS. En base a esto se obtuvieron los resultados. Se analizó por condiciones (EXO y NEXO) y por Tiempo (BSL: Base line o tiempo inicial y END: Tiempo Final). Además, se realizó las diferencias entre los puntajes de comodidad (END – BSL) para así realizar una comparación entre las dos condiciones EXO y NEXO. Los datos analizados para esta prueba fueron de 23 participantes con las dos condiciones.

Frecuencia Cardíaca

La frecuencia cardíaca se la obtuvo cuando el participante estaba en reposo y durante de la actividad, con las dos condiciones: con exoesqueleto y sin exoesqueleto. Además, se realizó el análisis según el Tiempo (D: En descanso y A: Después de la actividad), la condición (EXO y NEXO) y Género (F: Femenino y M: Masculino). Todo esto se realizó en SAS en un Modelo Mixto. Los datos analizados para este test fueron de 23 participantes con las dos condiciones.

Ángulos posturales (VICON)

El sistema de captura de movimiento de VICON nos permite evidenciar si existen cambios en los ángulos de movimiento de los participantes. Durante los 10 minutos de la actividad de transporte de carga se obtuvo 5 mediciones (T0, T1, T2, T3, T4, T5). El procesamiento de datos en VICON incluye los siguientes pasos para garantizar que los datos están correctos. Primero se debe realizar un procesamiento de datos directamente en el programa Nexus en el cual encontraremos todos los puntos (marcadores) que se perdieron al momento de tomar datos, luego exportamos los datos a formato “.csv” donde realizamos un análisis estadístico que nos permitió limpiar los datos. Después de realizar el procesamiento y la limpieza de datos, nos da como resultado los ángulos de los 3 tipos de movimientos que se van a estudiar, los cuales son (Flexión y Extensión, Rotación interna y externa, Abducción y aducción).

Una vez que se tiene los datos limpios, se calculó utilizando los programas MATLAB y Excel la media de los ángulos, ángulos máximos y mínimos y el rango. Se decidió utilizar estas métricas básicas ya que nos permiten evidenciar el cambio de los ángulos en el periodo de tiempo determinado. Se analizaron estas métricas con modelos mixtos. Como variables independientes el tiempo (T0, T1, T2, T3, T4, T5), condición (con exoesqueleto, sin exoesqueleto), y factor aleatorio el participante. Los datos analizados para este test fueron de 13 participantes con las dos condiciones.

RESULTADOS

EMG - Test Estático

Una vez analizados los datos para cada los dos músculos de la espalda baja considerando el género. Se puede visualizar en las tablas los valores p de variables

dependientes (pendiente e intercepto), la condición (con exoesqueleto y sin exoesqueleto). Se utilizó un nivel de significancia (alpha) de 0.05 para este estudio

Intercepto espalda baja lado derecho inicial repetición 1

En la tabla se observa los valores p que son mayores que alpha, por lo tanto, no hay diferencia significativa en el intercepto de fatiga de la espalda baja del lado derecho en la medición al inicio de la actividad repetición 1.

Test de tipo 3 de efectos fijos				
Efecto	DF Num	Den DF	Valor F	Pr > F
Condition	1	49	0.17	0.6855
Time	1	49	1.28	0.2639
Condition*Time	1	49	0.22	0,6429

Tabla 1 Intercepto de espalda baja lado derecho repetición 1

Intercepto espalda baja lado derecho inicial repetición 2

En la tabla se observa los valores p que son mayores que alpha, por lo tanto, no hay diferencia significativa en el intercepto de fatiga de la espalda baja del lado derecho en la medición al inicio de la actividad repetición 2

Test de tipo 3 de efectos fijos				
Efecto	DF Num	Den DF	Valor F	Pr > F
Condition	1	50	0.25	0.6218
Time	1	50	0.84	0.3630
Condition*Time	1	50	0,00	0,9773

Tabla 2 Intercepto de espalda baja lado derecho repetición 2

Pendiente espalda baja lado derecho inicial repetición 1

En la tabla se observa los valores p que son mayores que alpha, por lo tanto, no hay diferencia significativa en la pendiente de fatiga de la espalda baja del lado derecho en la medición al inicio de la actividad repetición 1

Test de tipo 3 de efectos fijos				
Efecto	DF Num	Den DF	Valor F	Pr > F
Condition	1	49	0.04	0.8431
Time	1	49	0.28	0.5982
Condition*Time	1	49	1.09	0.3012

Tabla 3 Pendiente espalda baja lado derecho repetición 1

Pendiente espalda baja lado derecho inicial repetición 2

En la tabla se observa los valores p que son mayores que alpha, por lo tanto, no hay diferencia significativa en la pendiente de fatiga de la espalda baja del lado derecho en la medición al inicio de la actividad repetición 2

Test de tipo 3 de efectos fijos				
Efecto	DF Num	Den DF	Valor F	Pr > F
Condition	1	50	0.52	0.4749
Time	1	50	0.49	0.4882
Condition*Time	1	50	0.16	0.6942

Tabla 4 Pendiente espalda baja lado derecho repetición 2

Intercepto espalda baja lado izquierdo inicial repetición 1

En la tabla se observa los valores p que son mayores que alpha, por lo tanto, no hay diferencia significativa en el intercepto de fatiga de la espalda baja del lado izquierdo en la medición al inicio de la actividad repetición 1.

Test de tipo 3 de efectos fijos				
Efecto	DF Num	Den DF	Valor F	Pr > F
Condition	1	46	0,12	0,7341
Time	1	46	1,11	0,2986
Condition*Time	1	46	0,19	0,6671

Tabla 5 Intercepto espalda baja lado izquierdo repetición 1

Intercepto espalda baja lado izquierdo inicial repetición 2

En la tabla se observa los valores p que son mayores que alpha, por lo tanto, no hay diferencia significativa en el intercepto de fatiga de la espalda baja del lado izquierdo en la medición al inicio de la actividad repetición 2.

Test de tipo 3 de efectos fijos				
Efecto	DF Num	Den DF	Valor F	Pr > F
Condition	1	48	0,48	0,4907
Time	1	48	0,46	0,5020
Condition*Time	1	48	0,75	0,3896

Tabla 6 Intercepto espalda baja lado izquierdo repetición 2

Pendiente espalda baja lado izquierdo inicial repetición 1

En la tabla se observa los valores p que son mayores que alpha, por lo tanto, no hay diferencia significativa en la pendiente de fatiga de la espalda baja del lado izquierdo en la medición al inicio de la actividad repetición 1.

Test de tipo 3 de efectos fijos				
Efecto	DF Num	Den DF	Valor F	Pr > F
Condition	1	46	0,28	0,6006
Time	1	46	0,05	0,8174
Condition*Time	1	46	0,02	0,8923

Tabla 7 Pendiente espalda baja lado izquierdo repetición 1

Pendiente espalda baja lado izquierdo inicial repetición 2

En la tabla se observa los valores p que son mayores que alpha, por lo tanto, no hay diferencia significativa en la pendiente de fatiga de la espalda baja del lado izquierdo en la medición al inicio de la actividad repetición 2.

Test de tipo 3 de efectos fijos				
Efecto	DF Num	Den DF	Valor F	Pr > F
Condition	1	48	1.49	0.2285
Time	1	48	0.88	0.3533
Condition*Time	1	48	0,63	0,4322

Tabla 8 Pendiente espalda baja lado izquierdo repetición 2

En las gráficas de los Anexos I – L se puede observar que no hay diferencia significativa entre estas dos condiciones.

EMG - Test Dinámico

Una vez analizados los datos para cada uno de los músculos considerando el género. Se puede visualizar en las tablas a continuación las variables dependientes (mean RMS, p10, p50, p90), la condición (con exoesqueleto y sin exoesqueleto) y las variables independientes que son y no son significativas. Se utilizó un nivel de significancia (alpha) de 0.05 para este estudio

Espalda Baja

En la tabla se puede observar que la interacción Gender * Time es significativa ya que el valor p es menor que alpha. Está interacción que fue significativa para la espalda baja derecha en la media RMS y percentil 90 con exoesqueleto. Los que se encuentran con la palabra *NO* son los no significativos.

		Media RMS	P10	P50	P90
EXO	Espalda Baja Derecha	GENDER * TIME	NO	NO	GENDER*TIME
	Espalda Baja Izquierda	NO	NO	NO	NO
SIN EXO	Espalda Baja Derecha	NO	NO	NO	NO
	Espalda Baja Izquierda	NO	NO	NO	NO

Tabla 9 Interacciones y variables significativas para espalda baja

En la gráfica en el Anexo M se observa la comparación de medias de la activación muscular de la espalda baja entre mujeres y hombres a lo largo del tiempo al usar exoesqueleto.

Trapezio

En la tabla se puede observar que la interacción Gender * Time y Time son significativas ya que el valor p es menor que alpha. Esta interacción que fue significativa para el trapecio con sin exoesqueleto en los percentiles 10 y 90. La variable Time fue significativa en la media RMS, percentiles 10 y 50 con exoesqueleto. Los que se encuentran con la palabra *NO* son los no significativos.

		Media RMS	P10	P50	P90
EXO		TIME	TIME	TIME	NO
SIN EXO		NO	GENDER*TIME	TIME	NO

Tabla 10 Interacciones y variables significativas para el trapecio

En la gráfica en el Anexo N se observa la comparación de medias de la activación muscular del trapecio entre mujeres y hombres a lo largo del tiempo al usar exoesqueleto.

En la gráfica en el Anexo O se observa la comparación de medias de la activación muscular del trapecio entre mujeres y hombres a lo largo del tiempo al no usar exoesqueleto.

En estas dos gráficas se observa que si hay diferencia al realizar la actividad con exoesqueleto y sin exoesqueleto entre mujeres y hombres.

Deltoide

En la tabla se puede observar que la variable Time fue significativa sin exoesqueleto en los percentiles 10 y 90 ya que el valor p es menor que alpha. Los que se encuentran con la palabra *NO* son los no significativos.

	Media RMS	P10	P50	P90
EXO	NO	NO	NO	NO
SIN EXO	NO	TIME	NO	TIME

Tabla 11 Interacciones y variables significativas para el deltoide

En la gráfica en el Anexo P se observa la comparación de medias de la activación muscular del deltoide entre mujeres y hombres a lo largo del tiempo al no usar exoesqueleto. En este caso, las mujeres tienen mayor activación que los hombres

Bíceps

En la tabla se puede observar que la interacción Gender * Time y Gender son significativas ya que el valor p es menor que alpha. Esta interacción que fue significativa para el bíceps con sin exoesqueleto en el percentil 90 y la media RMS, por otro lado, se puede observar que Gender y Time es significativo en el percentil 50. Con exoesqueleto se puede visualizar que Time es significativo en la media RMS y el percentil 90 y que en el percentil 50 todas las variables e interacciones son significativas. Los que se encuentran con la palabra *NO* son los no significativos

	Media RMS	P10	P50	P90
EXO	TIME	NO	TODO	TIME
SIN EXO	GENDER, GENDER * TIME	NO	TIME, GENDER	GENDER, GENDER * TIME

Tabla 12 Interacciones y variables significativas para el bíceps

En la gráfica en el Anexo Q se observa la comparación de medias entre la condición con exoesqueleto y sin exoesqueleto para los hombres en el bíceps para el percentil 90. Se puede visualizar que se activa mucho más al no usar exoesqueleto durante toda la actividad

Brachioradialis

En la tabla se puede observar que la variable Gender son significativas ya que el valor p es menor que alpha. Esta interacción fue significativa para el brachioradialis con exoesqueleto en el percentil 50, por otro lado, se puede observar que Gender, Gender * Time es significativo en el percentil 90 y la media RMS sin exoesqueleto, además el Gender y Time son significativos en el percentil 50. Los que se encuentran con la palabra *NO* son los no significativos

	Media RMS	P10	P50	P90
EXO	NO	NO	GENDER	NO
SIN EXO	GENDER, GENDER * TIME	NO	GENDER, TIME	GENDER, GENDER * TIME

Tabla 13 Interacciones y variables significativas para el brachioradialis

En la gráfica en el Anexo R se observa la comparación de medias de la activación muscular entre mujeres y hombres del brachioradialis a lo largo del tiempo al no usar exoesqueleto.

Vastus lateralis

En la tabla se puede observar que ninguna variable fue significativa en ninguna de las condiciones en la media RMS, percentiles 10, 50 y 90 ya que el valor p es mayor que alpha.

	Media RMS	P10	P50	P90
EXO	NO	NO	NO	NO
SIN EXO	NO	NO	NO	NO

Tabla 14 Interacciones y variables significativas para el vastus lateralis

En la gráfica en el Anexo S se observa la comparación de medias de la activación muscular del vastus lateralis entre mujeres y hombres a lo largo del tiempo al no usar exoesqueleto.

Gastrocnemio

En la tabla se puede observar que la variable Time son significativas ya que el valor p es menor que α . Esta interacción fue significativa para el gastrocnemio sin exoesqueleto en el percentil 50, por otro lado, se puede observar que Gender * Time es significativo en la media RMS y el percentil 10 con exoesqueleto, además que el Time es significativo en el percentil 90. Los que se encuentran con la palabra *NO* son los no significativos

	Media RMS	P10	P50	P90
EXO	GENDER*TIME	GENDER*TIME	NO	TIME
SIN EXO	NO	NO	TIME	NO

Tabla 15 Interacciones y variables significativas para el gastrocnemio

En la gráfica en el Anexo T se observa la comparación de medias de la activación muscular del gastrocnemio entre mujeres y hombres a lo largo del tiempo

Cuestionario de Comodidad

En la siguiente tabla se muestra todos los valores p de las variables estudiadas en los cuestionarios de comodidad con las dos condiciones:

	Neck	Shoulder	Uback	Elbow	Lback	HandW	HipUL	Kness	LowerL	Ankles	Feet	Fatigue
EXO	0,0083	0,0001	0,0005	0,4175	0,1367	0,6278	0,1367	0,6041	0,213	0,1347	0,0047	0,0127
SIN EXO	0,0011	0,0147	0,0001	0,0005	0,0426	0,0127	0,1619	0,1103	0,0011	0,0001	0,0164	0,001

Tabla 16 Valores p para las variables del cuestionario de comodidad

Todas las variables cuyos valores p sean menor a alpha (0,05) son variables significativas, de esta manera se evidencia que si hay un cambio en la comodidad con las distintas condiciones.

Se observa la gráfica de la Media en el Anexo V, en donde se muestra solo las variables que son significativas según el valor p con exoesqueleto y sin exoesqueleto:

- Media de comodidad Con exoesqueleto: Aquí se muestra cómo cambia la comodidad de un participante antes y después de realizar la actividad utilizando el exoesqueleto.
- Media de comodidad Sin exoesqueleto: De la misma manera, aquí se muestra cómo cambia la comodidad de un participante antes y después de realizar la actividad sin utilizar el exoesqueleto. En esta gráfica que se encuentra en el Anexo W se observa que hay más partes del cuerpo que sintieron incomodidad al realizar la actividad sin exoesqueleto.

En la siguiente tabla que se encuentra se compara las diferencias de los puntajes de comodidad (END – BSL) entre condiciones:

P - Values Condition EXO vs NEXO												
	Neck	Shoulder	Uback	Elbow	Lback	HandW	HipUL	Kness	LowerL	Ankles	Feet	Fatigue
END - BSL	0,8328	0,285	0,1293	0,0254	0,5035	0,0469	0,6647	0,0357	0,1367	0,0147	1	0,0181

Tabla 17 Valores p de la diferencia (END - BSL) de puntajes de comodidad de las variables

Se observa que hay cambios en la diferencia de comodidad al utilizar exoesqueleto y al no utilizarlo.

Ritmo Cardíaco

Se observa en la gráfica en el Anexo Y, la predicción de la media, en donde se muestra la interacción entre el tiempo (D y A) con condición y género.

A continuación, se muestra los valores P de cada efecto fijo:

Type 3 Tests of Fixed Effects				
Effect	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
Time	1	53	417,28	<,0001
Condition	1	53	9,85	0,0028
Gender	1	53	0,14	0,7054
Time*Condition	1	53	18,57	<,0001
Time*Gender	1	53	0,27	0,6023
Condition*Gender	1	53	0,23	0,6331
Time*Conditio*Gender	1	53	0,00	0,9770

Tabla 18 Valores p de los efectos fijos de la interacción entre el tiempo de descanso y actividad

Se puede observar que los factores significativos son Tiempo y Condición ya que su valor p es menor que alpha. Por ende, se observa que el ritmo cardíaco cambia durante el tiempo y cuando utiliza o no el exoesqueleto.

Captura de Movimiento

Para obtener los resultados se analizaron 234 variables en total, las cuales están divididas en la media de los ángulos, el rango, mínimos y máximos. Se utilizó un valor de alpha de 0.05 para poder determinar la significancia de los factores. Y se analizaron los 3 movimientos previamente mencionados (Flexión y Extensión, Rotación interna y externa, Abducción y aducción).

- **Media:**

Respecto a la media, se analizaron las variables tiempo, condición (con exoesqueleto y sin exoesqueleto), los planos donde se ubicaron los marcadores de VICON, el tipo de movimiento y en este caso la media. Aquí se pudo observar que respecto a la media existen 22 variables que son significativas (menores que 0.05) de las cuales todas son debido a la condición. Esto quiere decir que estos ángulos si tuvieron cambios cuando utilizaban el exoesqueleto vs cuando

no lo utilizaban. En la tabla del Anexo Z se puede evidenciar de manera más clara cuales fueron los cuadrantes significativos.

- **Mínimo:**

Respecto al ángulo mínimo, se analizaron las variables tiempo, condición (con exoesqueleto y sin exoesqueleto), los planos donde se ubicaron los marcadores de VICON, el tipo de movimiento y en este caso la media. Aquí se pudo observar que respecto a la media existen 15 variables que son significativas (menores que 0.05) de las cuales todas son debido a la condición. Esto quiere decir que estos ángulos si tuvieron cambios cuando utilizaban el exoesqueleto vs cuando no lo utilizaban. En la tabla del Anexo AB se puede evidenciar de manera más clara cuales fueron los cuadrantes significativos.

Además, en la siguiente tabla se puede evidenciar los valores p de 2 cuadrantes con valor significativo para la condición y para el tiempo.

Cuadrante	Valor P	Movimiento	Mínimo Dif. Significativa
Codo Der.	0.0291	Rotación Interna y Externa	Condición y Tiempo
Tobillo Der.	0.0033	Flexión y Extensión	Condición y Tiempo

Tabla 19 Valores p de los cuadrantes significativos (codo y tobillo derechos) para condición y tiempo

- **Máximo:**

Respecto al ángulo máximo, se analizaron las variables tiempo, condición (con exoesqueleto y sin exoesqueleto), los planos donde se ubicaron los marcadores de VICON, el tipo de movimiento y en este caso la media. Aquí se pudo observar que respecto a la media existen 19 variables que son significativas (menores que 0.05) de las cuales todas son debido a la condición. Esto quiere decir que estos ángulos si cambia cuando utilizaban el exoesqueleto

vs cuando no lo utilizaban. En la tabla en el Anexo AD se puede evidenciar de manera más clara cuales fueron los cuadrantes significativos.

Además, en la siguiente tabla se puede evidenciar los valores p de 2 cuadrantes con valor significativo para la interacción entre la condición y el tiempo.

Cuadrante	Valor P	Movimiento	Máximo Dif. Significativa
Cadera Izq.	0.0703	Rotación Interna y Externa	Condición*Tiempo
Hombro Izq.	0.0091	Aducción y Abducción	Condición*Tiempo

Tabla 20 Valores p de los cuadrantes significativos (cadera y hombro izquierdos) para condición y tiempo

- **Rango:**

Respecto a la media, se analizaron las variables tiempo, condición (con exoesqueleto y sin exoesqueleto), los planos donde se ubicaron los marcadores de VICON, el tipo de movimiento y en este caso la media. Aquí se pudo observar que respecto a la media existen 5 variables que son significativas (menores que 0.05) de las cuales todas son debido al tiempo. Esto quiere decir que estos ángulos si tuvieron cambios cuando utilizaban el exoesqueleto vs cuando no lo utilizaban a través del tiempo. En la tabla del Anexo AD se puede evidenciar de manera más clara cuales fueron los cuadrantes significativos.

DISCUSIÓN

Test estático

“Varios exoesqueletos pasivos (incluido el EXO probado en este estudio) ya han sido evaluados y han demostrado su efecto en la reducción de la actividad muscular de la espalda medida por electromiografía (EMG) en un 10-40%. Sin embargo, el efecto del dispositivo sobre

la actividad EMG depende en gran medida de la flexión lumbar” (Koopman et al., 2019). Con respecto al test estático se puede evidenciar en las gráficas y por los valores p que no son significativos, es decir que no hay diferencia de medias de fatiga en la espalda baja al momento de realizar la actividad de llevar una carga pesada de un lado a otro. Como se mencionó anteriormente, esto puede ocurrir ya que el diseño del experimento o la actividad a realizar no hace que fatiguen estos músculos y por lo tanto no hay mayor activación muscular. Cabe recalcar que estos músculos tienen comúnmente una fuerte activación en levantamientos de carga, pero la actividad medida para este estudio incluyó solamente transporte de carga. También se puede observar que al usar exoesqueleto no se ve afectada la zona crítica como es la espalda.

Test dinámico

En lo que respecta al test dinámico, se espera que el uso del exoesqueleto reduzca la fatiga muscular conforme se realiza la actividad. De acuerdo con una investigación realizada por el instituto de MOVE de Ámsterdam: los exoesqueletos reducen entre un 35%-38% la activación de los músculos en los que actúa de manera directa como el *erecto spinae* y los bíceps y en menor porcentaje en los músculos donde no actúa de manera directa como el abdomen y las piernas (Bosch et al., 2016).

Con respecto a las variables para la espalda baja sin exoesqueleto se puede observar que no hay ninguna diferencia significativa esto quiere decir que la espalda baja del lado derecho e izquierdo no realiza un gran cambio y solo trabaja de manera constante. Mientras que al trabajar con el exoesqueleto en la espalda baja derecha es significativo el tiempo y el género y que la espalda baja se activa mucho más en mujeres. Una posible razón para esto es que muchas mujeres en el estudio fueron pequeñas y el exoesqueleto no se ajusta muy bien a personas muy pequeñas de estatura por tal motivo se tuvo que realizar más presión en la parte de la espalda al colocar el exoesqueleto. Con respecto al trapecio se pudo observar en la gráfica

que en la media RMS disminuye durante la actividad, esto sucede ya que las personas se están acostumbrando a usar el exoesqueleto, al inicio realizan fuerza en el trapecio, pero con el tiempo ya dejan de activarlo y se relajan más.

Por otro lado, tenemos el deltoide se puede observar que el tiempo es una variable significativa al no usar exoesqueleto, esto quiere decir que con el tiempo se activa el deltoide al cargar un peso durante toda la actividad, esto puede ocurrir porque el bíceps al trabajar por largo tiempo se cansa y el deltoide comienza a tener mayor activación. Mientras que con exoesqueleto no hay mayor activación en este músculo y esta es constante. Bíceps como se activa mucho más al hacer el trabajo sin exoesqueleto y con exoesqueleto no hay mayor cambio. Brachioradialis tiene mayor activación durante la actividad sin exoesqueleto en ambos sexos a diferencia de realizar la actividad con exoesqueleto ya que no hay gran cambio.

Vastus es un músculo que no hay diferencia significativa si se realiza la actividad con y sin exoesqueleto y se mantiene constante durante la actividad. Esto sucede ya que este músculo no tiene mayor activación en la actividad de llevar una carga pesada de un lado a otro. Gastrocnemios mayor activación en las mujeres al realizar la actividad con exoesqueleto en cambio en los hombres constante. Posiblemente, esté músculo se activa más en las mujeres debido al peso que deben soportar (aproximadamente 20kg).

Finalmente, en términos generales se puede decir que, si hay diferencias significativas entre la condición, género y a través del tiempo en la mayoría de los músculos y que hay mayor activación muscular al realizar la actividad de llevar una carga pesada de un lado a otro al no usar exoesqueleto.

Frecuencia Cardíaca

En cuanto a la frecuencia cardíaca, se puede evidenciar que si hay una diferencia antes de la actividad y durante la misma. Hay un aumento del ritmo cardíaco cuando se cambia el tiempo, de descanso a actividad. Sin embargo, al observar la gráfica podemos evidenciar que la frecuencia cardíaca aumenta mucho más cuando los participantes no utilizan el exoesqueleto. Esto se debe a que el exoesqueleto disminuye el trabajo que tiene que hacer una persona al cargar cajas. Este resultado es similar a otros estudios científicos, en donde concluyen que cuando los participantes usan un exoesqueleto se reduce su ritmo cardíaco (Grazi et al., 10/2020). Por otro lado, se observa que no existe diferencia significativa en el aumento de la frecuencia cardíaca según el género, el ritmo cardíaco de los hombres y de las mujeres es similar a la hacer la actividad.

Cuestionario de Comodidad

En cuanto al cuestionario de comodidad, los resultados muestran que los participantes sintieron mayor incomodidad cuando realizaron la actividad sin el exoesqueleto. Otros estudios también muestran que la evidencia de la reducción de la frecuencia cardíaca por utilizar el exoesqueleto puede provocar la reducción global de la fatiga física del usuario (Grazi et al., 10/2020). Esto también se puede evidenciar en este estudio, ya que hay menor incomodidad y fatiga en general al utilizar el exoesqueleto. Por otro lado, el factor de tiempo es el factor con más significancia, ya que a pesar de las condiciones que tenga el participante, existe una mayor incomodidad global después de realizar la actividad. Por último, hay que destacar que para ambas condiciones la mayor cantidad de fatiga para ambas condiciones se encuentra en los hombros, en el cuello, en la espalda y en los pies.

Movimiento en Vicon

Después de realizar el análisis de datos respecto a captura de movimiento del sistema Vicon, se pudo evidenciar que la variable más significativa para los 3 movimientos angulares es la condición (con exoesqueleto y sin exoesqueleto) ya que fue significativa en 56 variables. Esto quiere decir que los movimientos angulares de los participantes si se vieron afectados cuando usaban el exoesqueleto. Pese a que no existen muchos estudios actualmente que determinen la causa de este cambio en los movimientos angulares se debe hacer análisis más exhaustivos de estos datos.

Un estudio previo observó que “La mayoría de los exoesqueletos solo tienen una articulación a la altura de la cadera, lo que da como resultado la pérdida del rango de movimiento y el desplazamiento del exoesqueleto en relación con el cuerpo” (Koopman et al., 2020). Otro variable que resulto ser significativa, aunque no al nivel esperado, fue el tiempo. Se esperaba que la interacción entre condición y tiempo fuera a ser mucho más significativa, sin embargo, solo fue significativa en 8 cuadrantes, entre los que destacan el hombro, los tobillos, el tórax y la rodilla. Se puede interpretar que esto sucedió debido a que estos cuadrantes son mayormente utilizados al realizar la actividad. Finalmente, se pudo evidenciar que existen cuadrantes que fueron mayormente afectados por el uso del exoesqueleto tanto por tipo de movimiento como por tiempo y condición; estos cuadrantes fueron los hombros, la cadera y el cuello. Se infiere que esto se debe a que el exoesqueleto está ubicado directamente sobre ellos lo que restringe y cambia su movilidad.

LIMITACIONES

Los resultados del estudio tienen ciertas limitaciones. Los datos son obtenidos de una población de adultos jóvenes por lo que no se puede generalizar los resultados a todas las

edades. Adicionalmente, no se diferenci6 si las personas estaban acostumbradas a realizar trabajo de manipulaci6n de carga por lo que se podr3a profundizar el an3lisis y utilidad del exoesqueleto a personas con experiencia en ese tipo de trabajos. Adicionalmente hay que considerar algunas limitaciones respecto al dise1o del exoesqueleto. Primero, no es muy aplicable para personas de baja estatura, concretamente personas que midan menos de 1.55 metros, ya que no se ajusta al cuerpo como deber3a y queda flojo, por lo que no cumple su funci6n al 100%. Segundo, pese a ser una estructura s6lida, existen momentos en los que se descuadra en personas peque1as o muy delgadas y es necesario volver a calibrarla lo que podr3a afectar la toma de datos si se detiene la medici6n o generar dolores al participante si no se detiene. Finalmente, existe cierta problem3tica al momento de calibrar debido a que las tallas se encuentran en la parte interna de exoesqueleto por lo que, si se eligi6 mal la talla mientras se calibra, es necesario que el participante se saque el exoesqueleto para poder volver a calibrarlo lo que generar una p6rdida de tiempo y una molestia para el participante de estudio.

RECOMENDACIONES Y FUTUROS ESTUDIOS

Al ser una tecnolog3a nueva, y con pocas investigaciones es recomendable que se sigan haciendo estudios a largo plazo. Ya que esa es la 6nica manera de determinar si el exoesqueleto realmente es beneficioso para el usuario. Adem3s, en este estudio 6nicamente se analiz6 un tipo de movimiento (carga con peso), por lo que existen muchos movimientos y actividades que se pueden analizar utilizando el exoesqueleto como levantamiento de peso, carga en gradas, carga continua las cuales mostrar3an el alcance del exoesqueleto. Tamb3en, es recomendable realizar los futuros estudios con diferentes poblaciones, en las que se cambien los rangos de edad y el tipo de actividad que realizan los participantes. Se podr3a analizar a rangos de mayor edad y que tengan otra profesi6n relacionada con carga y movimiento de objetos para que los resultados sean m3s robustos y enfocados en la poblaci6n objetivo.

CONCLUSIONES

- Los participantes no mostraron fatiga muscular significativa en el músculo erector spinae, cuando realizan la actividad sin el exoesqueleto y con exoesqueleto.
- Los participantes mostraron activación muscular significativa en las extremidades superiores (brazos y muñecas) cuando realizan la actividad sin el exoesqueleto, pero esta no era significativa cuando realizaban la actividad con el exoesqueleto.
- No hay cambio significativo en la activación muscular del vastus al realizar la actividad con y sin el exoesqueleto.
- Si existe cambio significativo en la activación muscular del bíceps, trapecio, deltoide y brachioradialis al realizar la actividad sin exoesqueleto.
- Existe un aumento del ritmo cardíaco cuando el participante pasa de descanso a actividad, sin embargo, este es menor cuando se usa el exoesqueleto.
- Los participantes sintieron mayor incomodidad cuando realizan la actividad sin el exoesqueleto.
- Sí existe cambios significativos en los ángulos posturales de los participantes especialmente en los hombros, cuello, espalda y pies debido a la condición. Por ende, si hay cambio en los ángulos posturales al momento de realizar la actividad con exoesqueleto y sin exoesqueleto.
- Los sujetos sintieron restricción de movimiento al realizar la actividad usando el exoesqueleto en la cadera y los hombros.
- Después de analizar los resultados podemos evidenciar que el exoesqueleto si es efectivo, debido a que reduce el ritmo cardíaco, por ende, el cansancio y la incomodidad en los participantes.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Ahamed, N. U., Sundaraj, K., Ahmad, R. B., Rahman, M., & Islam, M. A. (2012). Analysis of right arm biceps brachii muscle activity with varying the electrode placement on three male age groups during isometric contractions using a wireless EMG sensor. *Procedia Engineering*, 41, 61–67. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2012.07.143>
- Alemi, M. M., Geissinger, J., Simon, A. A., Chang, S. E., & Asbeck, A. T. (2019). A passive exoskeleton reduces peak and mean EMG during symmetric and asymmetric lifting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 47, 25–34. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.05.003>
- 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.
- Antwi-Afari, M. F., Li, H., Anwer, S., Li, D., Yu, Y., Mi, H. Y., & Wuni, I. Y. (2021). Assessment of a passive exoskeleton system on spinal biomechanics and subjective responses during manual repetitive handling tasks among construction workers. *Safety Science*, 142. <https://doi.org/10.1016/j.ssci.2021.105382>
- Arvanitidis, M., Bikinis, N., Petrakis, S., Gkioka, A., Tsimpolis, D., Falla, D., & Martinez-Valdes, E. (2020). Spatial distribution of lumbar erector spinae muscle activity in individuals with and without chronic low back pain during a dynamic isokinetic fatiguing task. *Clinical Biomechanics*, 105214. [doi:10.1016/j.clinbiomech.2020.105214](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.105214)

Auxivo (s/f). Carrysuit. Recuperado el 2 de marzo, 2022, de

<https://www.auxivo.com/carrysuit>

Baltrusch, S. J., van Dieën, J. H., van Bennekom, C. A. M., & Houdijk, H. (2018). The effect of a passive trunk exoskeleton on functional performance in healthy individuals. *Applied Ergonomics*, 72, 94–106. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.04.007>

Bosch, T., van Eck, J., Knitel, K., & de Looze, M. (2016). The effects of a passive exoskeleton on muscle activity, discomfort and endurance time in forward bending work. *Applied Ergonomics*, 54, 212–217. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2015.12.003>

Boland, M. R., Spigelman, T., & Uhl, T. L. (2008). *The Function of Brachioradialis*. *The Journal of Hand Surgery*, 33(10), 1853–1859. doi:10.1016/j.jhsa.2008.07.019

Catai, A. M., Pastre, C. M., Godoy, M. F. de, Silva, E. da, Takahashi, A. C. de M., & Vanderlei, L. C. M. (2020). Heart rate variability: are you using it properly? Standardisation checklist of procedures. In *Brazilian Journal of Physical Therapy* (Vol. 24, Issue 2, pp. 91–102). *Revista Brasileira de Fisioterapia*. <https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2019.02.006>

CDC. (s/f). Work-Related Musculoskeletal Disorders & Ergonomics | Workplace Health Strategies by Condition | Workplace Health Promotion | CDC. Recuperado marzo 23, 2022, de <https://www.cdc.gov/workplacehealthpromotion/health-strategies/musculoskeletaldisorders/index.html>

Dahl, A. G., Havang, S., & Hagen, K. (2022). Reliability of a self-administrated musculoskeletal questionnaire: The fourth Trøndelag health study. *Musculoskeletal Science and Practice*, 57. <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2021.102496>

- Daneshmandi, H., Choobineh, A. R., Ghaem, H., Alhamd, M., & Fakherpour, A. (2017). The effect of musculoskeletal problems on fatigue and productivity of office personnel: a cross-sectional study. *Journal of Preventive Medicine and Hygiene*, 58(3), E252. [/pmc/articles/PMC5668935/](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35668935/)
- Day, S. (s/f). Important Factors in Surface EMG Measurement. www.rrd.nl/projects/content/file_100.htm
- Dufaug, A., Barthod, C., Goujon, L., & Marechal, L. (2020). New joint analysis of electromyography spectrum and amplitude-based methods towards real-time muscular fatigue evaluation during a simulated surgical procedure: A pilot analysis on the statistical significance. *Medical Engineering and Physics*, 79, 1–9. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2020.01.017>
- Ehlers Botton, C., Nestor Wilhelm, E. A., Cavedon Ughini, C. B., Silveira Pinto, R. A., & Silveira Lima, C. A. (s/f). *Medicina Sportiva ELECTROMYOGRAPHICAL ANALYSIS OF THE DELTOID BETWEEN DIFFERENT STRENGTH TRAINING EXERCISES*. <https://doi.org/10.5604/17342260.1055261>
- Garcia, M. G., Läubli, T., & Martin, B. J. (2015). Long-term muscle fatigue after standing work. *Human Factors*, 57(7), 1162–1173. <https://doi.org/10.1177/0018720815590293>
- Garcia, M. G., Läubli, T., & Martin, B. J. (2015). Long-term muscle fatigue after standing work. *Human Factors*, 57(7), 1162–1173. <https://doi.org/10.1177/0018720815590293>
- Gorelick, M., Brown, J. M., & Groeller, H. (2003). Short-duration fatigue alters neuromuscular coordination of trunk musculature: implications for injury. *Applied Ergonomics*, 34(4), 317–325. doi:10.1016/s0003-6870(03)00039-5

Grazi, L., Trigili, E., Proface, G., Giovacchini, F., Crea, S. y Vitiello, N. (10/2020) "Design and Experimental Evaluation of a Semi-Passive Upper-Limb Exoskeleton for Workers with Motorized Tuning of Assistance," in *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 28, no. 10, pp. 2276-2285, Oct. 2020, doi: 10.1109/TNSRE.2020.3014408.

Halaki, M., & Ginn, 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. <https://doi.org/10.5772/49957>

Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 10(5), 361–374. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4)

ILO (International Labour Organization). (s/f). Manual handling (Labour administration and inspection). Recuperado Marzo 23, 2022, de <https://www.ilo.org/global/topics/labour-administration-inspection/resources-library/publications/guide-for-labourinspectors/manual-handling/lang--en/index.htm>

Kalwa, S., & Patil, H. T. (2016). Neuromuscular disease classification based on discrete wavelet transform of dominant motor unit action potential of EMG signal. *Proceedings - IEEE International Conference on Information Processing, ICIP 2015*, 708–713. <https://doi.org/10.1109/INFOP.2015.7489474>

K. G. (2022, febrero 8). Delsys - wearable sensors for movement sciences. Delsys. <https://delsys.com/>

- Khodaveisi, H., Sadeghi, H., Memar, R., & Anbarian, M. (2016). Comparison of selected muscular activity of trunk and lower extremities in young women's walking on supinated, pronated and normal foot. *Apunts Medicina de l'Esport*, 51(189), 13–19. <https://doi.org/10.1016/j.apunts.2015.10.002>
- Koopman, A. S., Näf, M., Baltrusch, S. J., Kingma, I., Rodriguez-Guerrero, C., Babič, J., de Looze, M. P., & van Dieën, J. H. (2020). Biomechanical evaluation of a new passive back support exoskeleton. *Journal of Biomechanics*, 105. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109795>
- Koopman, A. S., Kingma, I., Faber, G. S., de Looze, M. P., & van Dieën, J. H. (2019). Effects of a passive exoskeleton on the mechanical loading of the low back in static holding tasks. *Journal of Biomechanics*, 83, 97–103. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.11.033>
- Krasny-Pacini, A., & Evans, J. (2018). Single-case experimental designs to assess intervention effectiveness in rehabilitation: A practical guide. In *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* (Vol. 61, Issue 3, pp. 164–179). Elsevier Masson SAS. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2017.12.002>
- Krasny-Pacini, A., & Evans, J. (2018). Single-case experimental designs to assess intervention effectiveness in rehabilitation: A practical guide. In *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* (Vol. 61, Issue 3, pp. 164–179). Elsevier Masson SAS. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2017.12.002>
- Kushion, D., Rheaume, J., Kopchitz, K., Glass, S., Alderink, G., & Jinn, J.-H. (2012). EMG Activation of the Vastus Medialis Oblique and Vastus Lateralis During Four Rehabilitative Exercises. In *The Open Rehabilitation Journal* (Vol. 5).

- Leardini, A., Biagi, F., Belvedere, C., & Benedetti, M. G. (2009). Quantitative comparison of current models for trunk motion in human movement analysis. *Clinical Biomechanics*, 24(7), 542–550. <https://doi.org/10.1016/J.CLINBIOMECH.2009.05.005>
- Madinei, S., Alemi, M. M., Kim, S., Srinivasan, D., & Nussbaum, M. A. (2020). Biomechanical Evaluation of Passive Back-Support Exoskeletons in a Precision Manual Assembly Task: “Expected” Effects on Trunk Muscle Activity, Perceived Exertion, and Task Performance. *Human Factors*, 62(3), 441–457. <https://doi.org/10.1177/0018720819890966>
- Marasingha-Arachchige, S. U., Rubio-Arias, J., Alcaraz, P. E., & Chung, L. H. (2021). Factors that affect heart rate variability following acute resistance exercise: A systematic review and meta-analysis. In *Journal of Sport and Health Science*. Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2020.11.008>
- Marasingha-Arachchige, S. U., Rubio-Arias, J., Alcaraz, P. E., & Chung, L. H. (2021). Factors that affect heart rate variability following acute resistance exercise: A systematic review and meta-analysis. In *Journal of Sport and Health Science*. Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2020.11.008>
- Michiel P. de Looze, Tim Bosch, Frank Krause, Konrad S. Stadler & Leonard W. O’Sullivan (2016) Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical workload, *Ergonomics*, 59:5, 671-681, DOI: 10.1080/00140139.2015.1081988
- Mjøsund, H. L., Boyle, E., Mygind Mieritz, R., Skallgård, T., & Kent, P. (s/f). Clinically acceptable agreement between the ViMove wireless motion sensor system and the Vicon motion capture system when measuring lumbar region inclination motion in the sagittal and coronal planes. <https://doi.org/10.1186/s12891-017-1489-1>

- OSHA. (23/01/2007). E-fact 14 - Hazards and risks associated with manual handling in the workplace | Safety and health at work EU-OSHA. Recuperado Marzo 23, 2022, de <https://osha.europa.eu/en/publications/e-fact-14-hazards-and-risks-associated-manual-handlingworkplace>
- R. A. R. C. Gopura and K. Kiguchi, "Mechanical designs of active upper-limb exoskeleton robots: State-of-the-art and design difficulties," 2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, 2009, pp. 178-187, doi: 10.1109/ICORR.2009.5209630.
- S. Kalwa and H. T. Patil, "Neuromuscular disease classification based on discrete wavelet transform of dominant motor unit action potential of EMG signal," 2015 International Conference on Information Processing (ICIP), 2015, pp. 708-713, doi: 10.1109/INFOP.2015.7489474.
- Skals, S., Bláfoss, R., Andersen, M. S., de Zee, M., & Andersen, L. L. (2021). Manual material handling in the supermarket sector. Part 1: Joint angles and muscle activity of trapezius descendens and erector spinae longissimus. *Applied Ergonomics*, 92, 103340. <https://doi.org/10.1016/J.APERGO.2020.103340>
- Vicon. 2020. Nexus. https://documentation.vicon.com/nexus/v2.2/Nexus1_8Guide.pdf
- Waanders, J. B., Murgia, A., DeVita, P., Franz, J. R., & Hortobágyi, T. (2021). Age does not affect the relationship between muscle activation and joint work during incline and decline walking. *Journal of Biomechanics*, 124. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110555>
- Wan, J.-J., Qin, Z., Wang, P.-Y., Sun, Y., & Liu, X. (2017). Muscle fatigue: general understanding and treatment. *Experimental & Molecular Medicine*, 49, 384. <https://doi.org/10.1038/emm.2017.194>

Yazdanirad, S., Pourtaghi, G., Raei, M., & Ghasemi, M. (2022). Developing and validating the personal risk assessment of musculoskeletal disorders (PRAMUD) tool among workers of a steel foundry. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 88. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2022.103276>

ANEXOS

ANEXO A: Protocolo Experimental

1. Antes de la llegada del participante, abrir todos los programas (VICON, Delsys y reunión Zoom) y crear participante en VICON. Preparar los sensores y markers. Se debe tener lista la ropa en caso de que el participante no traiga.
2. Explicar el experimento y que firme el consentimiento informado (asegurarse que no está dentro del grupo de exclusión)
3. Ofrecer enviar por mail el consentimiento informado firmado.
4. Toma de datos demográficos y antropométricos (altura, peso, años) y aleatorizar experimento.
5. Hacer el *Cuestionario Inicial* al participante.
6. Colocar sensor de frecuencia cardiaca POLAR en el participante.
7. Preparar marcadores VICON.
8. Calibrar el exoesqueleto. Seguir los pasos en el manual para calibrar según el participante.

Verificar que esté bien cómodo al colocar carga y pueda caminar normalmente.

9. Colocar los sensores:
 - a. VICON: Colocar 38 marcadores reflectivos.
 - b. EMG:
 - i. Pasar con el wipe en todos los músculos y afeitarse donde sea necesario con una nueva afeitadora a cada paciente.
 - ii. Poner Skin Prep Gel en los músculos.

- iii. Marcar, con un marcador permanente, los lugares en donde va a ir ubicado el EMG.
 - iv. Colocarlos 9 sensores: Erector Spinae (2), Trapezius (1), brachioradialis (1), bicep brachii (1), deltoid (1), vastus lateralis (1), gastrocnemius (1), sensor 10 avanti (Test estático- C7).
 - v. Hacer prueba de que se esté midiendo el músculo con contracción máxima voluntaria.
 - vi. Colocar cinta sobre EMGs para asegurar.
10. Colocar a la persona en el lugar para medir su postura a 45 grados según el nivel de su cadera.
11. Tapar cualquier material reflectivo
12. Esconder al participante y explicar las acciones que se van a realizar
13. Calibrar sistema Vicon:
- a. Crear participante donde el nombre sea el número que le toca al participante bajo estudio (SUBJECT00#)
 - b. Colocar la fecha (mm_dd_aaaa)
 - c. Colocar el nombre dependiendo el tipo de medición:
 - i. Colocar el código del participante
 - ii. Seguido por un guion, **STATIC** cuando se realiza el test estático a 45 grados o **DINAMIC** cuando se realiza el test dinámico.
 - iii. Después, **EXO** cuando la medición sea CON exoesqueleto y **NEXO** cuando la medición sea SIN exoesqueleto
 - iv. Finalmente, el Tiempo inicial, medio y final: **T0, T1, T2, T3**

Ejemplo: SUBJECT001_STATIC_NEXO_T0, SUBJECT001_DINAM_EXO_T2

14. Después de cada condición se debe desactivar el video.

15. Hacer la captura inicial del participante

16. Test Estático Inicial:

- a. Dar instrucciones al participante
- b. Hacer la primera toma de referencia de 45 grados utilizando la guía.
- c. Dar una pesa de 5kg al participante y tomar datos pidiéndole que se mantenga en la línea que observa en la pantalla (Zoom). Repetir esto 2 veces por 40 segundos. (T0, T1)
- d. Almacenar el dato de referencia de 45 grados para la siguiente sesión.

17. Situar al participante en el punto central y explicar las actividades

18. Activar App de sensor de frecuencia cardiaca **POLAR**.

19. Test Dinámico:

- a. Caminata de 10 minutos con un peso de 15 kg
- b. El área de caminata es de aproximadamente 3 metros
- c. Se realiza 5 mediciones en Vicon y Delsys simultáneamente cada 2 minutos (T0, T1, T2, T3, T4)
- d. Contar los ciclos que le toma al participante dejar la caja por 1 min.

20. Verificar que los datos se hayan guardado.

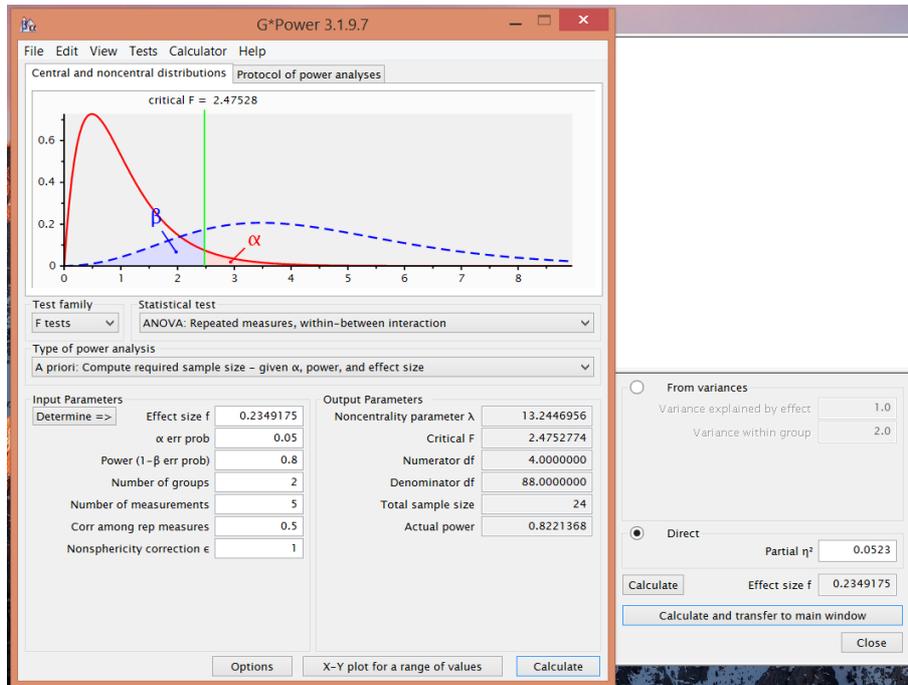
21. Test Estático Final:

- e. Dar instrucciones al participante
- f. Colocar la línea guía en la pantalla Zoom
- g. Dar una pesa de 5kg al participante y tomar datos pidiéndole que se mantenga en la línea que observa en la pantalla (Zoom). Repetir esto 2 veces por 40 segundos. (T2, T3)

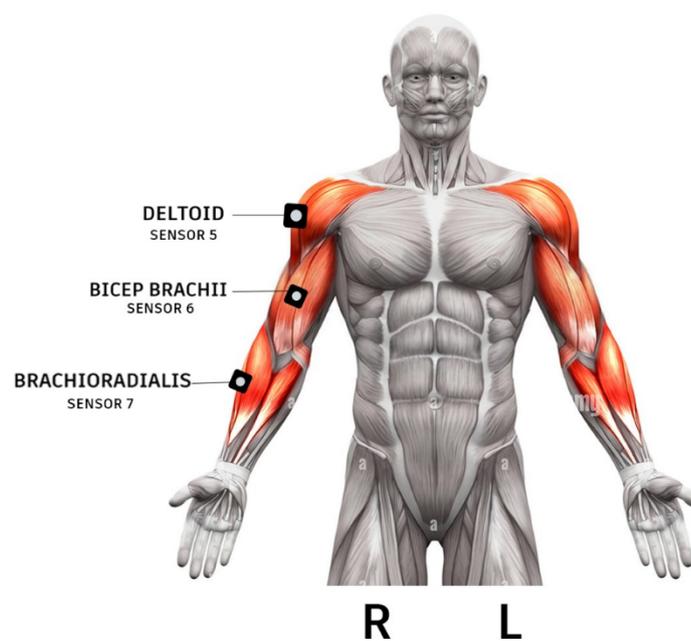
22. Hacer el *Cuestionario Final* al participante.

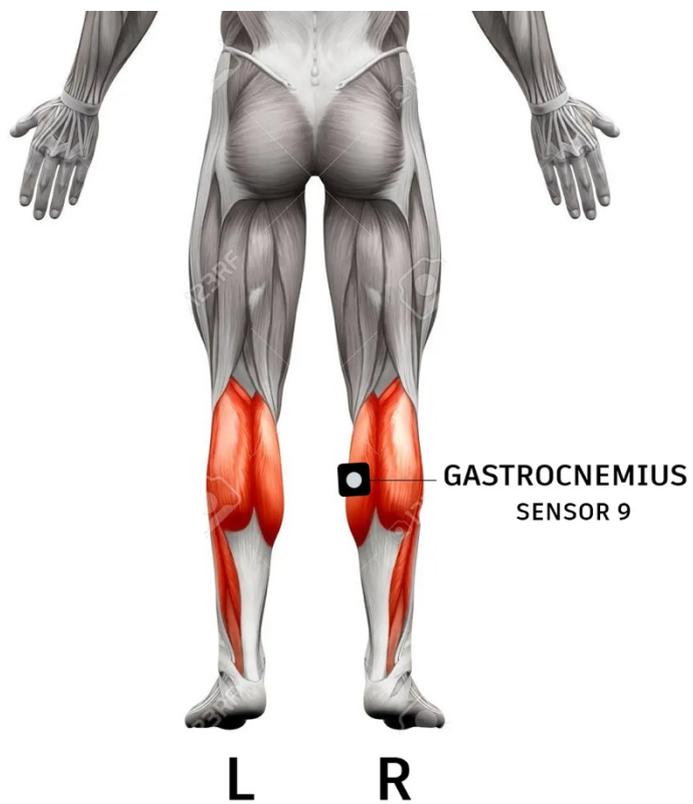
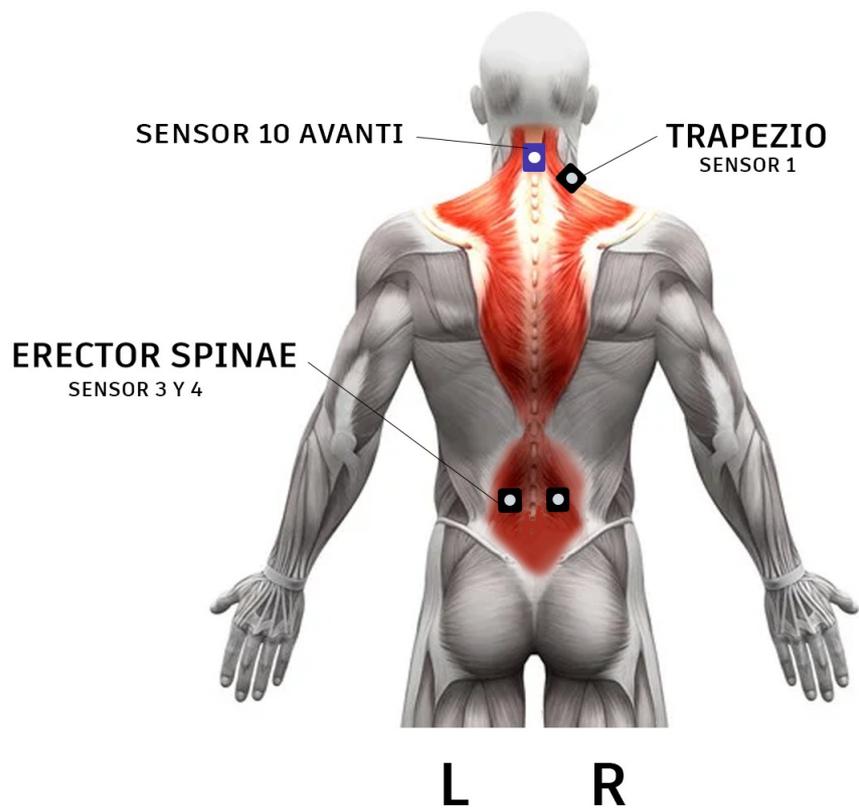
23. Retirar todos los marcadores, sensores, POLAR y limpiar.

ANEXO B: G*Power - Obtención de muestra



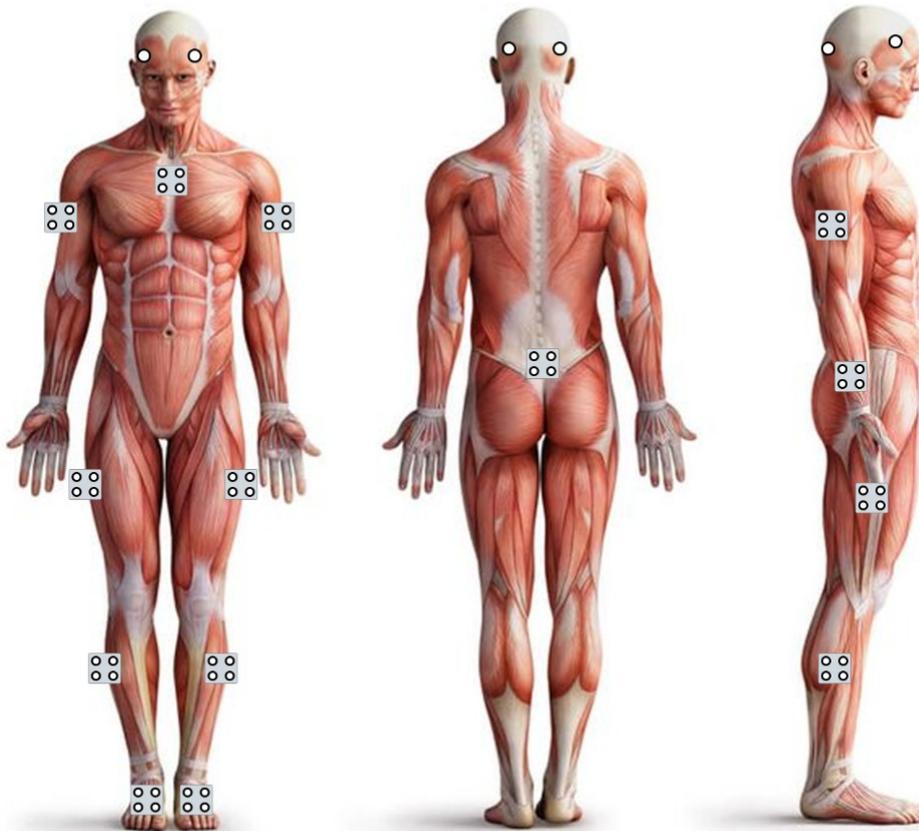
ANEXO C: Sensores de EMG



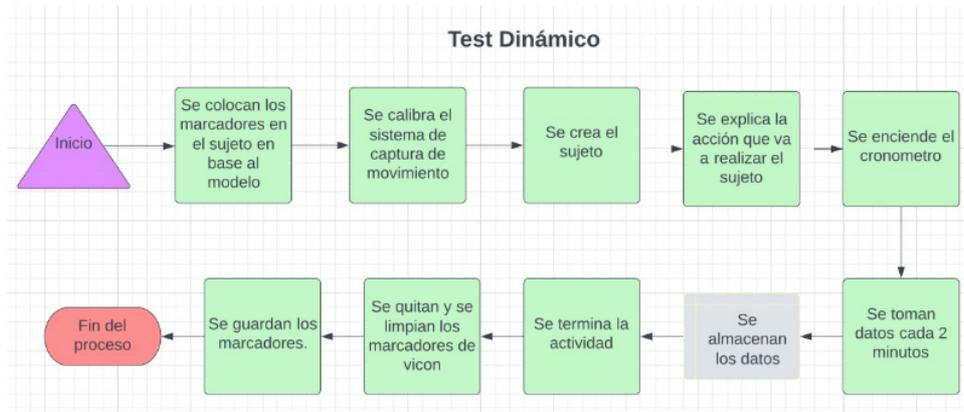




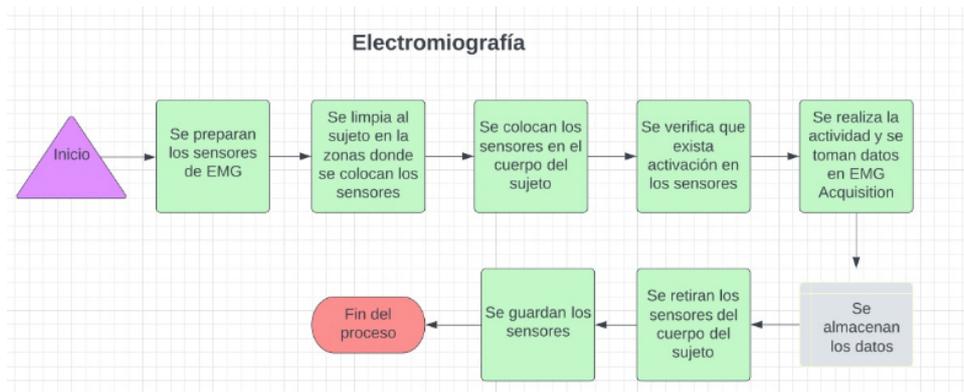
ANEXO D: marcadores VICON



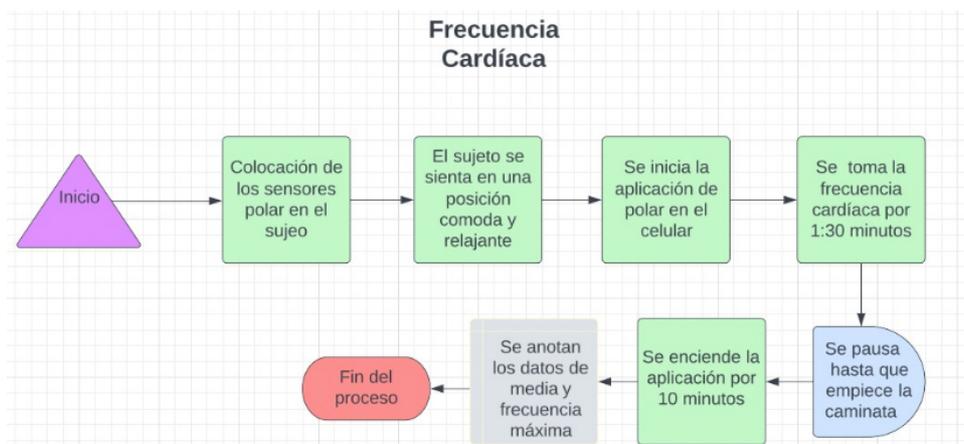
ANEXO E: Flujograma Test Dinámico



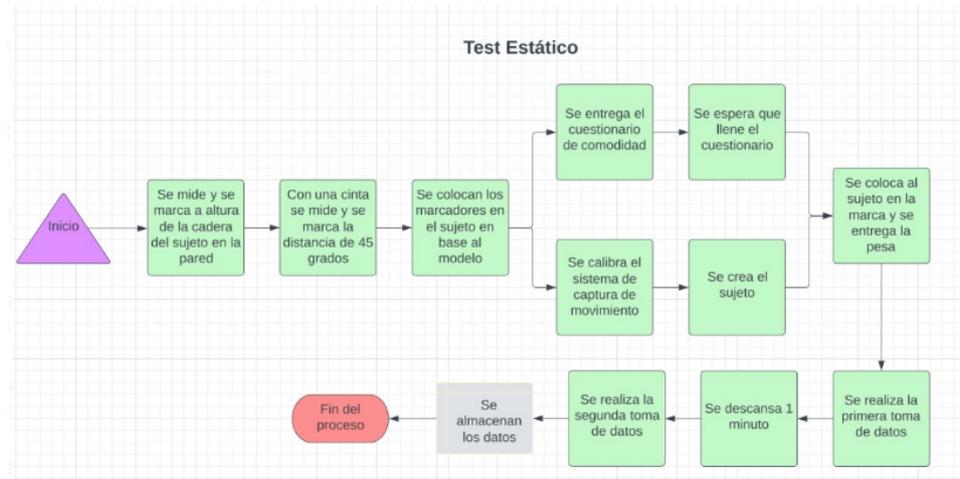
ANEXO F: Flujograma Electromiografía



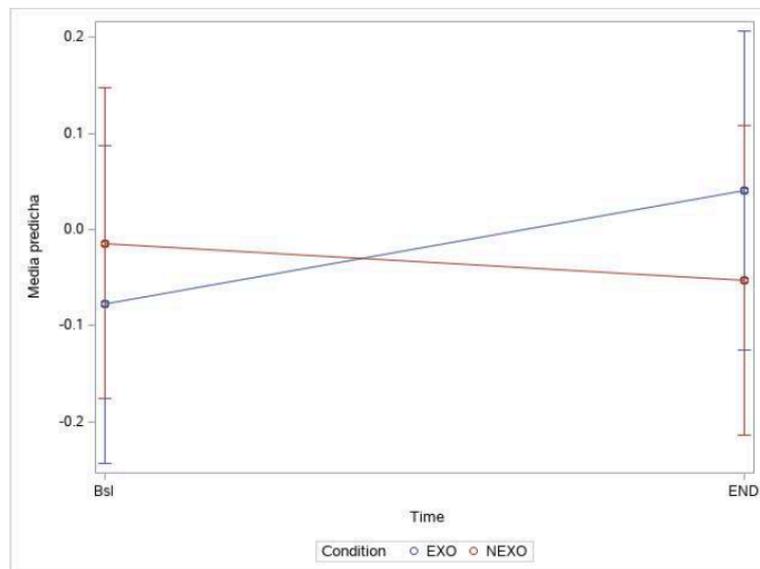
ANEXO G: Flujograma Frecuencia Cardíaca



ANEXO H: Flujograma Test Estático

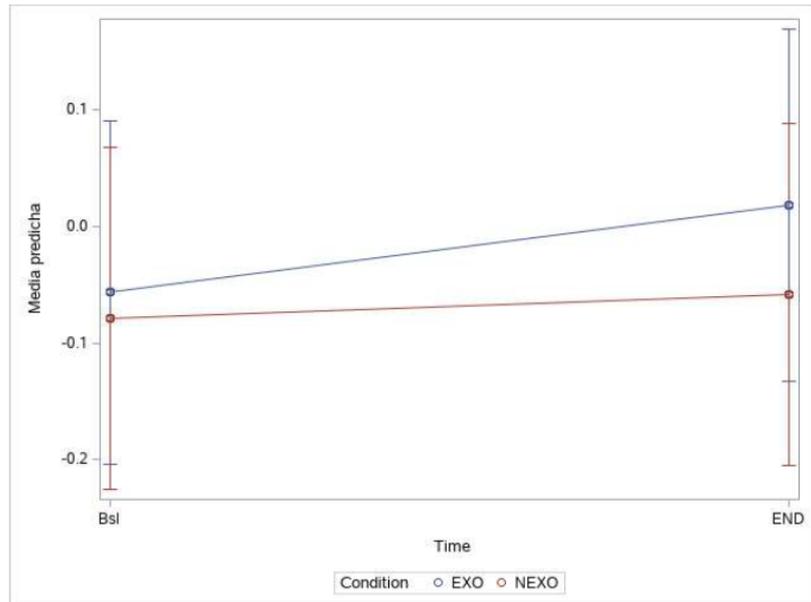


ANEXO I: Gráficas comparación de media de la pendiente de la espalda baja lado derecho repetición 1



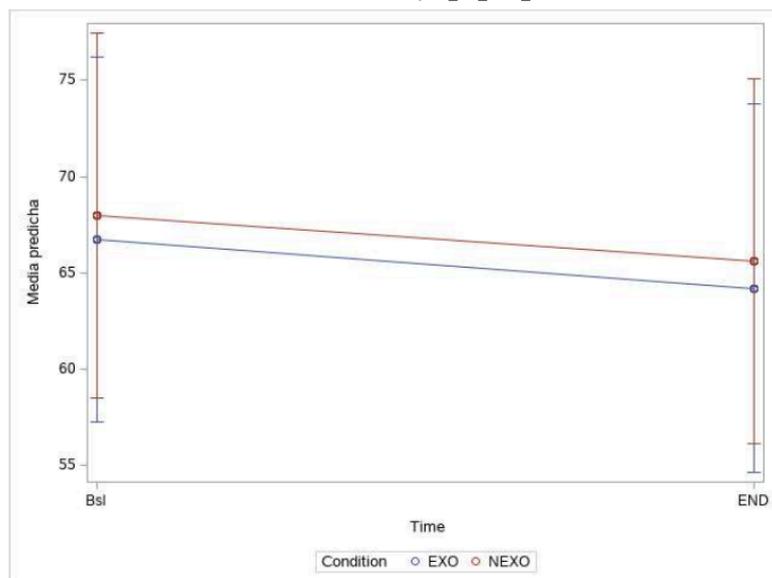
Anexo J: Gráficas Comparación De Media De La Pendiente De La Espalda Baja Lado

Derecho Repetición 2



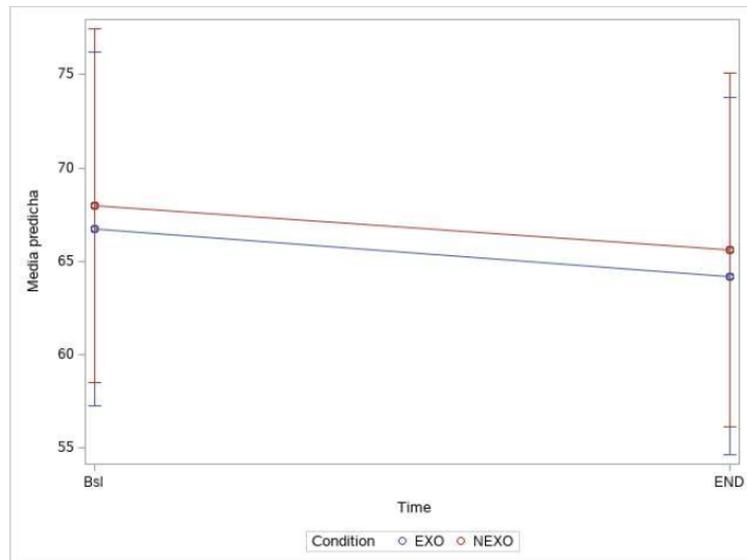
ANEXO K: Gráficas comparación de media del intercepto de la espalda baja lado

derecho repetición 1



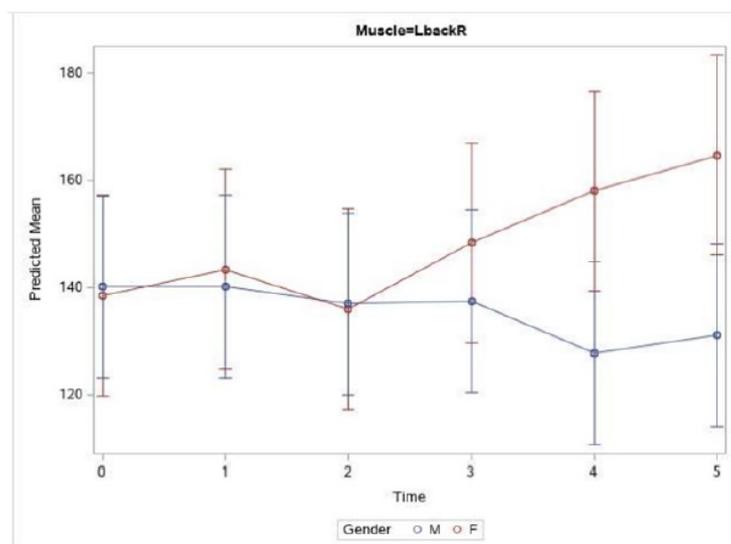
Anexo L: Gráficas Comparación De Media Del Intercepto De La Espalda Baja Lado

Derecho Repetición 2

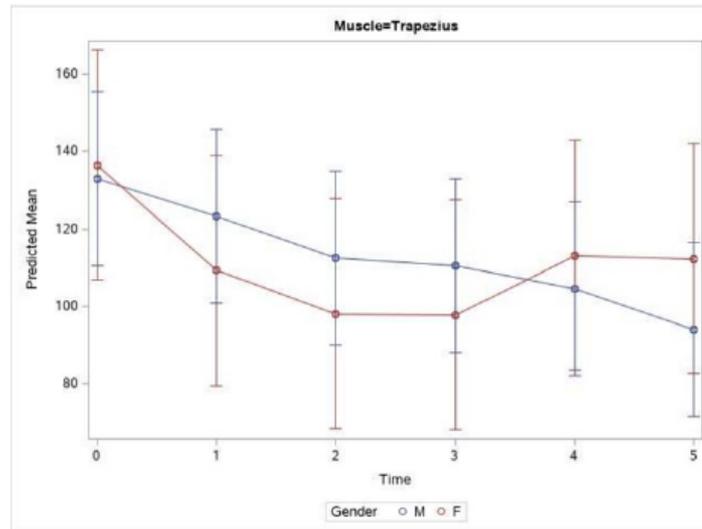


ANEXO M: Gráficas Comparación De Media De La Activación Muscular De La

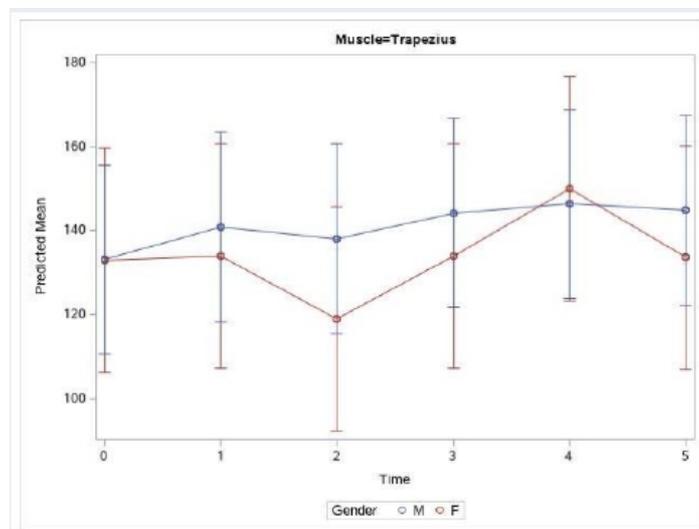
Espalda Baja Lado Derecho



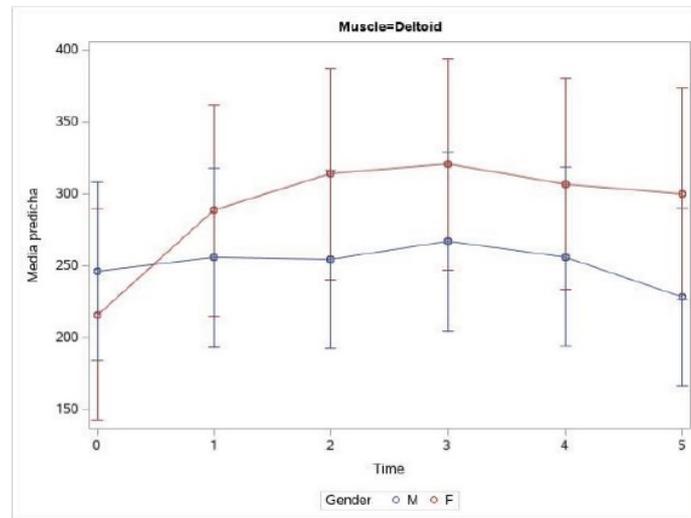
ANEXO N: Gráficas comparación de media de la activación muscular del trapecio con exoesqueleto



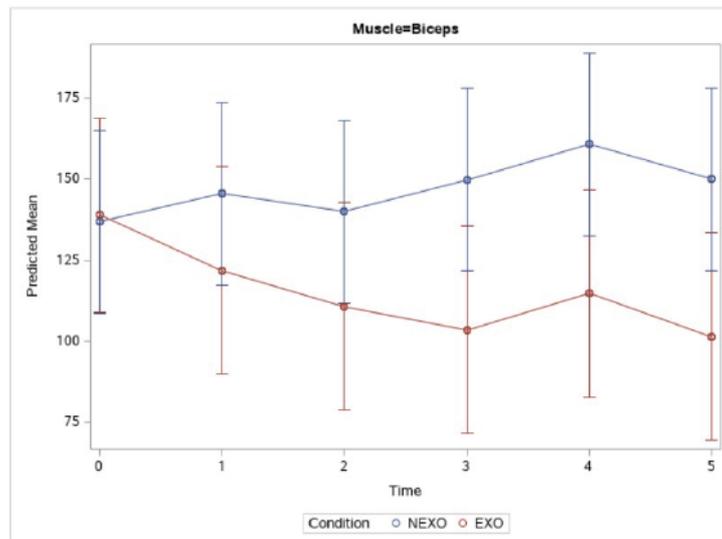
ANEXO O: Gráficas comparación de media de la activación muscular del trapecio sin exoesqueleto



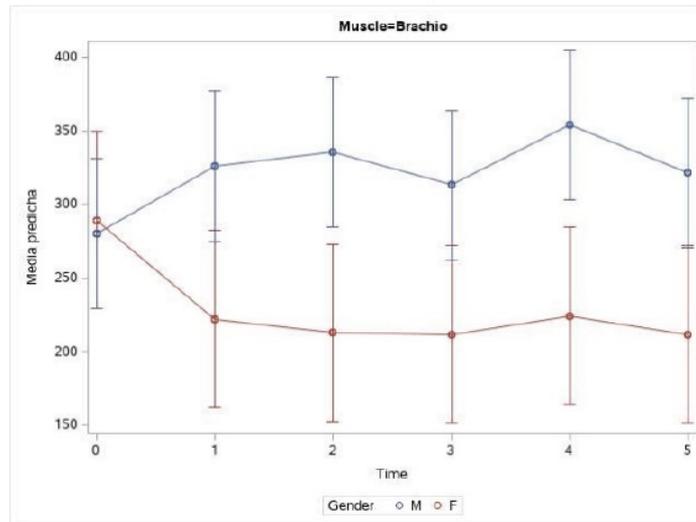
ANEXO P: Gráficas comparación de media de la activación muscular del deltoide



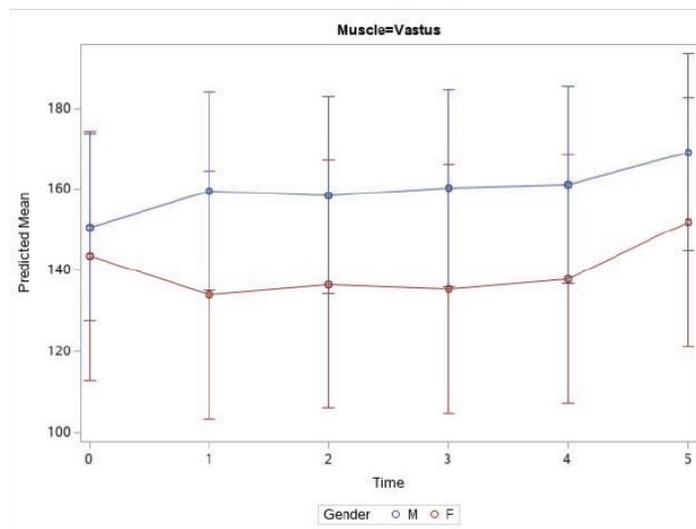
ANEXO Q: Gráficas Comparación De Media De La Activación Muscular Del Bíceps



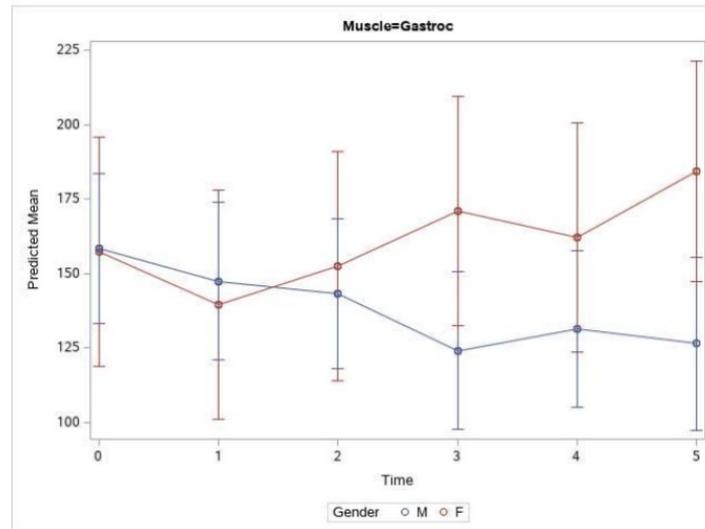
Anexo R: Gráficas Comparación De Media De La Activación Muscular Del Brachioradialis



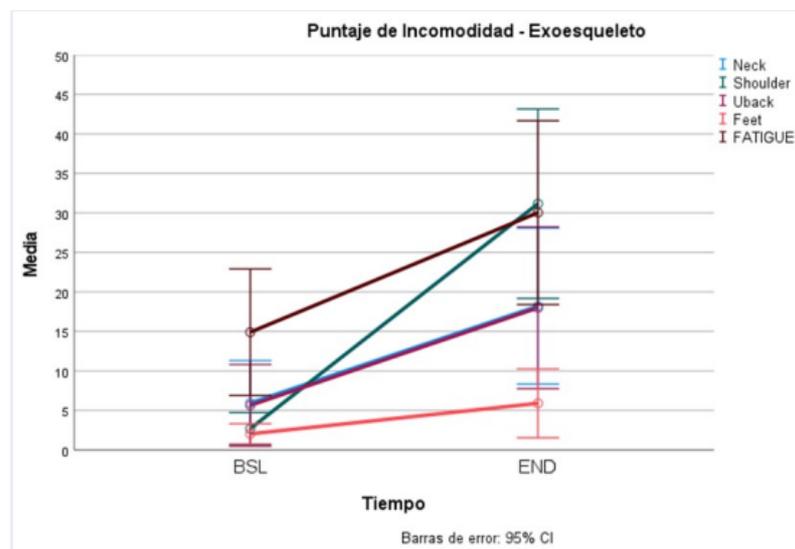
ANEXO S: gráficas comparación de media de la activación muscular del vastus lateralis



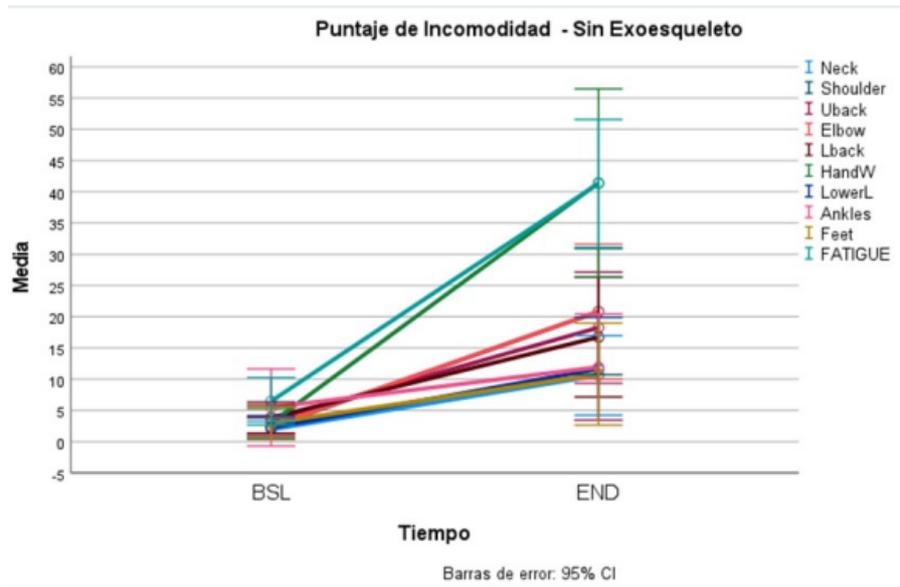
ANEXO T: Gráficas Comparación De Media De La Activación Muscular Del Gastrocnemio



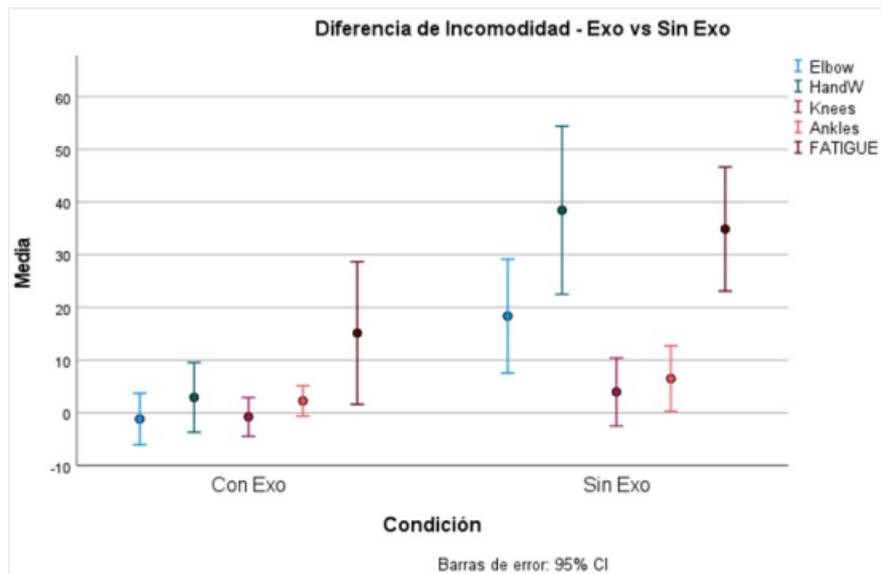
ANEXO U: Gráfica De Medias De Variables Significativas Con Exoesqueleto



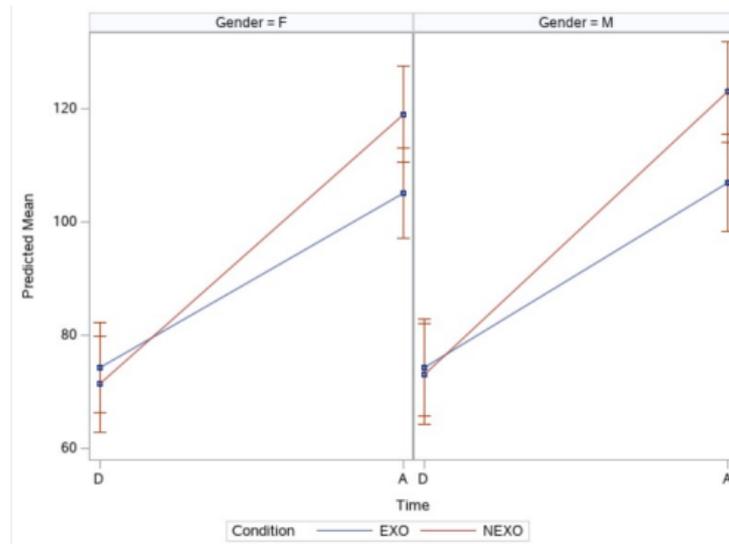
ANEXO V: Gráfica De Medias De Variables Significativas Sin Exoesqueleto



ANEXO W: Gráficas Comparación De Diferencias De Los Puntajes De Comodidad



ANEXO X: Predicción De Media Del Ritmo Cardíaco



ANEXO Y: Promedio De Los Cuadrantes Significativos

Cuadrante	Valor p	Movimiento	Promedio Dif. Significativa
Rodilla Izq.	<.0001	Aducción y Abducción	Condición
Cadera Der.	<.0001		
Codo Der.	0.0346		
Cuello	<.0001		
Hombro Izq.	0.0011		
Hombro Der.	0.0917		
Pelvis	0.0370		
Tobillo Der.	0.0098		
Tobillo Izq.	0.0001		
Rodilla Der.	<.0001		
Rodilla Izq.	0.0070	Flexión y Extensión	
Codo Der.	0.0252		
Hombro Der.	<.0001		
Pelvis	0.0264		
Rodilla Der.	<.0001		
Tobillo Izq.	<.0001	Rotación Interna y Externa	
Cadera Izq.	<.0001		
Codo Der.	0.0004		
Hombro Der.	0.0108		
Pelvis	0.0001		
Rodilla Der.	<.0001		
Tórax	<.0001		

ANEXO Z: Mínimo de los cuadrantes significativos

Cuadrante	Valor P	Movimiento	Mínimo Dif. Significativa
Rodilla Izq.	<.0001	Aducción y Abducción	Condición
Tobillo Izq.	0.0087		
Codo Izq.	0.0055		
Rodilla Der.	<.0001	Flexión y Extensión	
Rodilla Der.	<.0001		
Tobillo Izq.	<.0001		
Codo Der.	0.0356		
Cadera Der.	0.0383	Rotación Interna y Externa	
Hombro Izq.	0.0002		
Rodilla Der.	<.0001		
Pelvis	<.0001		
Codo Izq.	0.0014		
Cadera Der.	0.0103		
Hombro Der.	<.0001		
Cuello	0.0192		

ANEXO AB: Máximo De Los Cuadrantes Significativos

Cuadrante	Valor P	Movimiento	Máximo Dif. Significativa
Pelvis	0,0033	Aducción y Abducción	Condición
Tobillo Der.	0,0231		
Codo Der.	0,044		
Cadera Der.	<.0001		
Cuello	<.0001		
Rodilla Der.	<.0001		
Rodilla Der.	<.0001	Flexión y Extensión	
Codo Izq.	0,0432		
Codo Der.	0,0435		
Cadera Der.	0,0017		
Hombro Der.	<.0001		
Cuello	0,0004	Rotación Interna y Externa	
Rodilla Der.	<.0001		
Tobillo Izq.	0,0155		
Tobillo Der.	0,0018		
Codo Izq.	<.0001		
Codo Der.	<.0001		
Cuello	0,0282		
Tórax	0,0339		

ANEXO AC: Rango de los cuadrantes significativos

Cuadrante	Valor P	Movimiento	Mínimo Dif. Significativa
Cadera Izq.	0.0001	Rotación Interna y Externa	Tiempo
Hombro Der.	0.0739		
Rodilla Der	0.0268		
Torác	0.038		
Torác	0.0446	Aducción y Abducción	