

**UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ**

**Colegio de Ciencias e Ingenierías**

**Análisis Biomecánico de un Exoesqueleto Pasivo Durante  
Levantamientos de Carga Pesada**

**Guillermo David Chávez Guerrero  
Claudia Valentina Reinoso Naranjo**

**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**

**Análisis Biomecánico de un Exoesqueleto Pasivo Durante Levantamientos de  
Carga Pesada**

**Guillermo David Chávez Guerrero  
Claudia Valentina Reinoso Naranjo**

**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 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: Guillermo David Chávez Guerrero  
Código: 207556  
Cédula de identidad: 1725373318

Nombres y apellidos: Claudia Valentina Reinoso Naranjo  
Código: 202551  
Cédula de identidad: 1720809944

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## **UNPUBLISHED DOCUMENT**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

En la actualidad existen diferentes intervenciones ergonómicas que ayudan a la prevención de los desórdenes musculoesqueléticos relacionados al trabajo. Entre las intervenciones más recientes se encuentran los exoesqueletos. El presente estudio, buscó determinar el impacto de un exoesqueleto pasivo llamado “Liftsuit”, en rango de movimiento, fuerzas de reacción, comodidad, facilidad y preferencia por parte del usuario durante un levantamiento de carga. La toma de datos se realizó en una sola sesión, considerando dos ajustes del exoesqueleto y comparando sin el uso de este, en 18 personas (9 hombres y 9 mujeres). La actividad realizada fue una serie de 3 sentadillas, levantando y descargando una caja con 15 kilogramos. Los datos tomados fueron rango de movimiento (RDM), rango de fuerzas de reacción (RDF), promedio de fuerzas de reacción (PMF) y la velocidad del centro de presión (CDP). Adicionalmente, se llevó a cabo un cuestionario sobre la comodidad, preferencia y facilidad de uso. La realización de la actividad con este exoesqueleto presentó restricción de movimiento, particularmente en flexión-extensión, solamente en hombres, en las articulaciones de la cadera y pelvis. La mayoría de los participantes indicaron que fue cómoda y fácil la realización del trabajo con el Liftsuit y recomiendan su uso. No existió diferencia entre el nivel de ajuste máximo y medio del Liftsuit, excepto en la flexión-extensión del tobillo. El promedio de la fuerza de reacción vertical presentó mucha variabilidad. Utilizando el Liftsuit, la velocidad fue significativamente menor en el análisis del CDP.

**Palabras clave:** Exoesqueleto, Liftsuit, biomecánica, desórdenes musculoesqueléticos, rango de movimiento, fuerzas de reacción, centro de presión.

## ABSTRACT

Currently, there are different ergonomic interventions that help prevent work-related musculoskeletal disorders. Among the most recent interventions are exoskeletons. The present study sought to determine the impact of a passive exoskeleton called "Liftsuit", in range of motion, reaction force, comfort, ease, and user preference during a load lift. Data collection was carried out in a single session, considering two adjustments of the exoskeleton, and comparing without its use, in 18 people (9 men and 9 women). The activity carried out was a series of 3 squats, lifting and unloading a box with 15 kilograms. The data taken were range of motion (ROM), reaction force range, reaction force average, and center of pressure (COP) speed. Additionally, a questionnaire on comfort, preference and ease of use was carried out. Carrying out the activity with this exoskeleton presents movement restriction, particularly in flexion-extension, only in men, in the hip and pelvic joints. Most of the participants indicated that it was comfortable and easy to carry out work with the Liftsuit and recommended its use. There was no difference between the adjustment levels of the Liftsuit, except in ankle flexion-extension. The average of the vertical reaction force presented a lot of variability. Using the Liftsuit, speed was significantly lower in the COP analysis.

**Key words:** Exoskeleton, Liftsuit, biomechanics, WMSD, range of motion, ground reaction force, center of pressure.

**TABLA DE CONTENIDO**

<b>INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>13</b>
<b>PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN .....</b>	<b>15</b>
<b>MÉTODO .....</b>	<b>16</b>
<i>Participantes .....</i>	<i>16</i>
<i>Diseño experimental .....</i>	<i>18</i>
<i>Exoesqueleto: Auxivo Liftsuit .....</i>	<i>19</i>
<i>Instrumentación .....</i>	<i>20</i>
<i>Encuesta de percepción personal .....</i>	<i>21</i>
<i>Variables .....</i>	<i>21</i>
<i>Protocolo .....</i>	<i>22</i>
<i>Procesamiento de datos .....</i>	<i>24</i>
<i>Análisis estadístico .....</i>	<i>25</i>
<b>RESULTADOS .....</b>	<b>27</b>
<i>Rango de Movimiento .....</i>	<i>27</i>
<i>Simetría .....</i>	<i>33</i>
<i>Reacción de Fuerzas .....</i>	<i>35</i>
<i>Centro de presión .....</i>	<i>40</i>
<i>Encuesta de percepción personal .....</i>	<i>40</i>
<b>DISCUSIÓN .....</b>	<b>42</b>
<b>LIMITACIONES .....</b>	<b>45</b>
<b>CONCLUSIONES .....</b>	<b>46</b>

<b>RECOMENDACIONES Y FUTUROS ESTUDIOS .....</b>	<b>47</b>
<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>48</b>
<i>ANEXOS.....</i>	<i>52</i>
<i>Anexo A: Captura de pantalla de G*Power 3.1 para el cálculo del tamaño de muestra. ....</i>	<i>52</i>
<i>Anexo B: Imágenes del LiftSuit.....</i>	<i>53</i>
<i>Anexo C: Encuesta de percepción personal realizada a los participantes al final del experimento.....</i>	<i>54</i>
<i>Anexo D: Modelo de cuerpo bajo .....</i>	<i>55</i>
<i>Anexo E: Normalidad en la Cadera SINI.....</i>	<i>56</i>
<i>Anexo F: Resultados de Rango de Movimiento .....</i>	<i>62</i>
<i>Anexo G: Resultados de Simetría para la Cadera.....</i>	<i>64</i>
<i>Anexo H: Resultados de Simetría para las Rodillas.....</i>	<i>68</i>
<i>Anexo I: Resultados de Simetría para los Tobillos.....</i>	<i>72</i>
<i>Anexo J: Resultados de fuerzas.....</i>	<i>76</i>
<i>Anexo K: Resultados de Centro de Presión.....</i>	<i>77</i>
<i>Anexo L: Resultados de encuesta de percepción personal .....</i>	<i>77</i>

## ÍNDICE DE IMÁGENES

<i>Imagen 1. Captura de pantalla de G*Power 3.1 para el cálculo del tamaño de muestra. ....</i>	<i>52</i>
<i>Imagen 2. Demostración de la obtención del ajuste medio del Liftsuit al alar las cintas de ajuste. .....</i>	<i>53</i>
<i>Imagen 3. Demostración de la activación del sistema de bandas elásticas del Liftsuit al realizar una sentadilla.....</i>	<i>53</i>
<i>Imagen 4. Preguntas de la encuesta de percepción personal.....</i>	<i>54</i>
<i>Imagen 5. Modelo de cuerpo bajo. ....</i>	<i>55</i>
<i>Imagen 6. Prueba de normalidad de la flexión-extensión de la cadera en el levantamiento sin Liftsuit (SINI).....</i>	<i>56</i>
<i>Imagen 7. Prueba de normalidad de la abducción-aducción de la cadera en el levantamiento sin Liftsuit (SINI).....</i>	<i>57</i>
<i>Imagen 8. Prueba de normalidad de la rotación interna-externa de la cadera en el levantamiento sin Liftsuit (SINI).....</i>	<i>58</i>
<i>Imagen 9. Prueba de normalidad de la flexión-extensión de la cadera en la descarga sin Liftsuit (SINI).....</i>	<i>59</i>
<i>Imagen 10. Prueba de normalidad de la abducción-aducción de la cadera en la descarga sin Liftsuit (SINI).....</i>	<i>60</i>
<i>Imagen 11. Prueba de normalidad de la rotación interna-externa de la cadera en la descarga sin Liftsuit (SINI).....</i>	<i>61</i>
<i>Imagen 12. Gráficas de simetría de la cadera en el levantamiento con la condición MAX. ....</i>	<i>64</i>
<i>Imagen 13. Gráficas de simetría de la cadera en el levantamiento con la condición MED. ....</i>	<i>64</i>
<i>Imagen 14. Gráficas de simetría de la cadera en el levantamiento con la condición SIN1.....</i>	<i>65</i>
<i>Imagen 15. Gráficas de simetría de la cadera en el levantamiento con la condición SIN2.....</i>	<i>65</i>
<i>Imagen 16. Gráficas de simetría de la cadera en la descarga con la condición MAX. ....</i>	<i>66</i>
<i>Imagen 17. Gráficas de simetría de la cadera en la descarga con la condición MED.....</i>	<i>66</i>
<i>Imagen 18. Gráficas de simetría de la cadera en la descarga con la condición SIN1. ....</i>	<i>67</i>
<i>Imagen 19. Gráficas de simetría de la cadera en la descarga con la condición SIN2. ....</i>	<i>67</i>
<i>Imagen 20. Gráficas de simetría de las rodillas en el levantamiento con la condición MAX.....</i>	<i>68</i>
<i>Imagen 21. Gráficas de simetría de las rodillas en el levantamiento con la condición MED. ....</i>	<i>68</i>

<i>Imagen 22. Gráficas de simetría de las rodillas en el levantamiento con la condición SIN1.....</i>	<i>69</i>
<i>Imagen 23. Gráficas de simetría de las rodillas en el levantamiento con la condición SIN2.....</i>	<i>69</i>
<i>Imagen 24. Gráficas de simetría de las rodillas en la descarga con la condición MAX. ....</i>	<i>70</i>
<i>Imagen 25. Gráficas de simetría de las rodillas en la descarga con la condición MED. ....</i>	<i>70</i>
<i>Imagen 26. Gráficas de simetría de las rodillas en la descarga con la condición SIN1.....</i>	<i>71</i>
<i>Imagen 27. Gráficas de simetría de las rodillas en la descarga con la condición SIN2.....</i>	<i>71</i>
<i>Imagen 28. Gráficas de simetría de los tobillos en el levantamiento con la condición MAX. ....</i>	<i>72</i>
<i>Imagen 29. Gráficas de simetría de los tobillos en el levantamiento con la condición MED.....</i>	<i>72</i>
<i>Imagen 30. Gráficas de simetría de los tobillos en el levantamiento con la condición SIN1. ....</i>	<i>73</i>
<i>Imagen 31. Gráficas de simetría de los tobillos en el levantamiento con la condición SIN2. ....</i>	<i>73</i>
<i>Imagen 32. Gráficas de simetría de los tobillos en la descarga con la condición MAX.....</i>	<i>74</i>
<i>Imagen 33. Gráficas de simetría de los tobillos en la descarga con la condición MED. ....</i>	<i>74</i>
<i>Imagen 34. Gráficas de simetría de los tobillos en la descarga con la condición SIN1. ....</i>	<i>75</i>
<i>Imagen 35. Gráficas de simetría de los tobillos en la descarga con la condición SIN2. ....</i>	<i>75</i>

## ÍNDICE DE GRÁFICAS

<i>Gráfica 1. Normalidad de la flexión-extensión de la cadera en el levantamiento sin Lifsuit (SINI).</i> .....	56
<i>Gráfica 2. Normalidad de la abducción-aducción de la cadera en el levantamiento sin Lifsuit (SINI).</i> .....	57
<i>Gráfica 3. Gráfica de normalidad de la rotación interna-externa de la cadera en el levantamiento sin Lifsuit (SINI).</i> .....	58
<i>Gráfica 4. Gráfica de normalidad de la flexión-extensión de la cadera en la descarga sin Lifsuit (SINI).</i> .....	59
<i>Gráfica 5. Gráfica de normalidad de la abducción-aducción de la cadera en la descarga sin Lifsuit (SINI).</i> .....	60
<i>Gráfica 6. Gráfica de normalidad de la rotación interna-externa de la cadera en la descarga sin Lifsuit (SINI).</i> .....	61
<i>Gráfica 7. Gráfica de barras 2D sobre los resultados de la pregunta 1.</i> .....	77
<i>Gráfica 8. Gráfica de barras 2D sobre los resultados de la pregunta 2.</i> .....	78
<i>Gráfica 9. Gráfica de barras 2D sobre los resultados de la pregunta 3.</i> .....	78
<i>Gráfica 10. Gráfica de barras 2D sobre los resultados de la pregunta 4.</i> .....	79
<i>Gráfica 11. Gráfica de pastel 3D sobre los resultados de la pregunta 5.</i> .....	79
<i>Gráfica 12. Gráfica de pastel 3D sobre los resultados de la pregunta 6.</i> .....	80
<i>Gráfica 13. Gráfica de pastel 3D sobre los resultados de la pregunta 7.</i> .....	80
<i>Gráfica 14. Gráfica de pastel 3D sobre los resultados de la pregunta 8.</i> .....	81

**ÍNDICE DE TABLAS**

<i>Tabla 1. Rango de Movimiento de la Cadera</i> .....	62
<i>Tabla 2. Rango de Movimiento de las Rodillas</i> .....	62
<i>Tabla 3. Rango de Movimiento de los Tobillos</i> .....	63
<i>Tabla 4. Rango de Movimiento de la Pelvis</i> .....	63
<i>Tabla 5. Rango de Fuerzas</i> .....	76
<i>Tabla 6. Fuerzas Promedio</i> .....	76
<i>Tabla 7. Velocidad del CDP</i> .....	77

## INTRODUCCIÓN

Desde el inicio de los tiempos los seres humanos han tratado de sobrevivir y adaptarse a los cambios, los cuales requieren de esfuerzos corporales. En la actualidad, las personas en sus diferentes trabajos sufren de dolores asociados con la rodilla como es el caso de arrodillarse o ponerse de cuclillas (Mostamand et al., 2012). Los mismos, se pueden agravar convirtiéndose en trastornos caracterizados por el dolor que aumenta el riesgo de inmovilidad, obesidad y afecciones crónicas tanto físicas como mentales (Paskins et al., 2022). Como un dato estadístico, alrededor del 80% de las personas han experimentado desórdenes musculoesqueléticos relacionados con el trabajo (WMSDs, por sus siglas en inglés). Estos desórdenes son causados por factores ergonómicos adversos, como operaciones repetitivas, malas posturas de trabajo, carga de fuerza excesiva y tensión muscular continua (Jia et al., 2022). Además, las altas demandas de trabajo físico, como el levantamiento frecuente y pesado de diversos objetos, torcer y doblar el tronco son factores significativos que aportan a los desórdenes musculoesqueléticos (Skovlund et al., 2022).

Es por este motivo que, en la actualidad existen diferentes factores que ayudan a la prevención de los desórdenes musculoesqueléticos. Una de ellas son las intervenciones ergonómicas que reducen la demanda física del trabajador reduciendo así las posibilidades de trastornos musculoesqueléticos. Tales intervenciones juegan un papel importante en la mejora de la producción de la empresa sin causar lesiones a los trabajadores (Khan & Asmatulu, 2013). De igual manera, en los últimos años se han desarrollado nuevas tecnologías para complementar y ayudar a los trabajadores en las líneas de operaciones con el uso de los denominados “exoesqueletos”, mejorando así sus capacidades (Weckenborg et al., 2022). Los exoesqueletos son dispositivos que consisten en una estructura mecánica que se coloca sobre el cuerpo, diseñada para mejorar la capacidad de trabajo del usuario, reduciendo la carga sobre el sistema

musculoesquelético (Pinho & Forner-Cordero, 2022). Estos se han ido convirtiendo en una herramienta cada vez más popular para los trabajadores en ocupaciones físicamente exigentes, como es el levantamiento de carga pesada (Goršič et al., 2022). Existen dos tipos de exoesqueletos, los llamados exoesqueletos activos, que para su funcionamiento necesitan de una fuente de energía y los exoesqueletos pasivos, que no cuentan con ninguna fuente de energía y su funcionamiento consta de una redistribución del movimiento de la persona por medio de resortes o amortiguadores (Iranzo et al., 2020). Los exoesqueletos pasivos utilizan dispositivos de almacenamiento de energía mecánicos, como resortes para almacenar energía mediante expansión o compresión, donde la energía del resorte se utiliza para contrarrestar la atracción gravitacional de una carga (Chittar et al., 2022).

Por todo lo descrito, es fundamental poder evaluar el impacto biomecánico de los exoesqueletos, tanto en las articulaciones, como en los músculos de los usuarios (Iranzo et al., 2020). De tal manera, para su correcta integración, se necesita de estudios científicos (Rusu et al., 2021). Algunos estudios han evaluado exoesqueletos pasivos durante levantamientos de carga pesada, como Chittar, Barve y Kanthale (2022), los cuales encontraron que la comodidad del usuario es adecuada, mientras las personas se encuentren en constante movimiento. Para el caso de la activación muscular, la utilización de un exoesqueleto se consideró moderadamente útil y redujo el electromiograma del trapecio medio y los rangos del movimiento de los troncos y músculos (Goršič et al., 2022). Por último, en la evaluación de un Exotraje y su incidencia en la espalda, se pudo determinar que hubo una disminución significativa en el electromiograma del trapecio y que tampoco hubo afección adversa en otros músculos, realizando tareas que no eran de levantamiento (Goršič et al., 2021). Después de todo lo mencionado, no existe una evaluación

correspondiente a la reacción de las fuerzas que se realiza en el levantamiento de objetos pesados y cuál sería su efecto con relación al uso de exoesqueletos.

Por ende, la contribución de este estudio es la evaluación biomecánica, con un enfoque especial en la reacción de las fuerzas, de un exoesqueleto pasivo de la marca Auxivo, llamado “Liftsuit”. Existe solamente un estudio previo de este Liftsuit, por parte de Goršič, Song, Dai y Novak (2022), sin embargo, este no incluye análisis de simetría postural, de fuerzas de reacción del suelo, ni análisis del efecto de género. Explicado esto, el objetivo general del proyecto fue evaluar el efecto de un exoesqueleto pasivo durante el levantamiento y descarga de 15 kilogramos mediante cinemática, balance, simetría, fuerzas y comodidad para determinar el impacto en el usuario.

### **PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN**

Las preguntas de investigación formuladas para el estudio fueron las siguientes:

- Durante el levantamiento de carga pesada con y sin un exoesqueleto, ¿existe diferencia en la comodidad, facilidad y preferencia del usuario?
- Durante el levantamiento de carga pesada con y sin un exoesqueleto, ¿existen cambios en el rango de movimiento, postura, y fuerzas de reacción?
- Durante el levantamiento de carga pesada con un exoesqueleto, ¿hay alguna diferencia entre el nivel de ajuste máximo y medio?
- Dentro de todo el estudio, ¿existe alguna diferencia en las mediciones entre hombres y mujeres?

Asimismo, las preguntas fueron planteadas a manera de hipótesis de investigación:

- $H_0$ : No existe diferencia en la comodidad, facilidad y preferencia del usuario durante el levantamiento de carga pesada con y sin un exoesqueleto.
- $H_0$ : No existen cambios en el rango de movimiento, postura, y fuerzas de reacción, durante el levantamiento de carga pesada con y sin un exoesqueleto.
- $H_0$ : No hay diferencia alguna entre el nivel de ajuste máximo y medio, durante el levantamiento de carga pesada con un exoesqueleto.
- $H_0$ : No existe diferencia alguna en las mediciones entre hombres y mujeres, dentro de todo el estudio.

## MÉTODO

### Participantes

El tipo de muestreo escogido para obtener a los participantes fue por conveniencia. Esto fue así debido a que Pinho & Forner-Cordero (2022) declaran que, la mayoría de los estudios ergonómicos y biomecánicos utilizan un muestreo de conveniencia de voluntarios que desconocen la tarea propuesta. El muestro por conveniencia es no-probabilístico, esto quiere decir que en el estudio, no se intenta tomar muestras al azar de ninguna población bien definida (Lunneborg, 2007). Dicho esto, se reclutó a personas conocidas, tanto de la Universidad San Francisco de Quito, como de la Universidad Politécnica Nacional.

El tamaño de la muestra se calculó utilizando el programa G\*Power 3.1 (Asayama et al., 2021), para el análisis de la diferencia entre dos medias independientes (dos grupos). En el análisis se utilizó el tipo de potencia G a priori, dada: Una potencia de 0.95, un nivel alfa de 0.05 y un tamaño de efecto de 1.88. El efecto fue calculado en base a las medias de los grupos de un estudio asociado previo, realizado dentro de la Universidad San Francisco de Quito, debido a que este trata la

evaluación ergonómica y biomecánica de otro exoesqueleto en trabajo de carga pesada (Álvarez et al., 2022). La similitud que se comparte entre estudios es el mismo interés en algunos ángulos para el análisis del rango de movimiento y lo que buscan evaluar el nivel de aceptación de comodidad de los exoesqueletos. Dicho todo esto, se utilizaron los datos de las medias de los dos grupos del estudio de Álvarez, Encalada y Vega (2022): El primer grupo, con la condición de “sin exo”, tuvo una media de 48.19, el segundo grupo, con la condición de “con exo”, una media de 41.79, y la desviación estándar de ambos grupos fue de 3.4. En fin, todo esto mostró que se requerían de mínimo dieciocho participantes, evidenciable en una captura de pantalla del programa en el Anexo A.

Fueron reclutados para el estudio, veinte jóvenes adultos sanos (10 hombres y 10 mujeres) entre 21 y 30 años. Los criterios de inclusión y exclusión para el reclutamiento de participantes se detallan de la siguiente manera: Para la inclusión, individuos de 20 a 30 años, con una altura mayor a 1.50 m y un índice de masa corporal inferior a 30, en base a las especificaciones técnicas del LiftSuit y recomendaciones del estudio asociado previamente mencionado. Y para la exclusión, individuos con antecedentes de desórdenes musculoesqueléticos o dolores de espalda crónicos (Goršič et al., 2022). Dos de los participantes no cumplieron con todos los criterios, razón por la cual fueron excluidos de este estudio y se procedió con dieciocho jóvenes adultos sanos (9 hombres y 9 mujeres).

Las características antropométricas (media  $\pm$  desviación estándar) de los dieciocho participantes fueron: Hombres  $24.78 \pm 3.07$  y mujeres  $24.11 \pm 1.27$  años; hombres  $1.73 \pm 0.06$  m y mujeres  $1.60 \pm 0.04$  m de estatura; hombres  $70.22 \pm 9.95$  kg y mujeres  $52.89 \pm 7.16$  de peso; hombres  $23.51 \pm 2.31$  y mujeres  $20.68 \pm 2.69$  de IMC. Existe una diferencia significativa entre hombres y mujeres para estatura y peso ( $p < .001$ ). Dieciséis de los dieciocho participantes se auto-

determinaron con extremidades derechas dominantes. Este estudio obtuvo la aprobación del Comité de Ética de la Universidad San Francisco de Quito, y todos los participantes firmaron un documento de consentimiento informado antes de llevar a cabo los experimentos para la recopilación de datos.

### **Diseño experimental**

Una base para el avance científico es la reproducibilidad, componente clave del método científico (Halloran et al., 2022) escogido para este estudio. El método científico, según Armstrong & Green (2022), se resume en ciertos criterios derivados de las palabras de científicos famosos y pioneros. El primer paso es: “Estudiar problemas importantes”, en este estudio, los WMSDs. El segundo paso es hacer una investigación de antecedentes, como en este caso las intervenciones ergonómicas. El tercer paso es plantear el objetivo, preguntas de investigación e hipótesis, las cuales se mencionaron previamente. Los siguientes pasos son definir el diseño experimental y el planteamiento del protocolo que se encontrará más adelante, para conseguir la reproducibilidad. El antepenúltimo paso es la ejecución del experimento, seguido del penúltimo paso que es analizar los resultados de dicho experimento. Finalmente, el último paso es: “Sacar conclusiones lógicas,” en base a los análisis obtenidos.

En cuanto al diseño experimental, este fue un estudio cruzado de una sola sesión, lo que quiere decir que, los participantes no realizaran solo una, sino varias condiciones experimentales dada una misma tarea, para medir el efecto de estas sobre los mismos individuos (Pinho & Forner-Cordero, 2022). Se realizó esto porque los ensayos cruzados eliminan la variación y hace que los estudios sean potencialmente más eficientes (Hippisley-Cox et al., 1998). Se seleccionó una misma tarea que trabajadores realizan con carga pesada: Sentadillas, lo cual involucra el levantamiento y

descarga de un peso de 15 kilogramos. Los sujetos ejecutaron la tarea con y sin usar el exoesqueleto (Pinho & Forner-Cordero, 2022), realizando la actividad dos veces sin el Liftsuit, una vez para el ajuste medio y otra para el ajuste máximo del mismo. Más adelante se explicará el protocolo completo a detalle y las variables del estudio.

### **Exoesqueleto: Auxivo Liftsuit**

El “LiftSuit” es un exoesqueleto pasivo de textil liviano, ya que pesa menos de 0,9 kilogramos. Para mayor visualización, unas imágenes del LiftSuit se encuentra en el Anexo B. Está diseñado para reducir la carga de trabajo, la fatiga muscular y el agotamiento. Esto lo realiza mediante el sostenimiento de los músculos de la espalda y la cadera al levantar objetos por debajo del nivel de la cadera o cuando se trabaja en una posición inclinada hacia adelante. (Auxivo, 2020)

El exoesqueleto es similar a un arnés de cuerpo completo, donde la parte superior de este es como una mochila: Lleva dos correas para los hombros (hombreras), una para el pecho (cinta pectoral) y todo se une con un respaldo. En la parte inferior, lleva una banda con correa alrededor de la cintura (cinturón lumbar) y dos bandas para los muslos (perneras). Las perneras se conectan por su parte posterior, mediante dos correas que forma una “X”, pasando por el cinturón, a la parte superior de las hombreras para unir todo el traje. Lo que une a las correas en forma de “X” y las hombreras, son dos bandas elásticas ajustables que son regulables por medio de dos cintas de ajuste manual que caen desde arriba sobre las hombreras. Las cintas de ajuste se activan al jalarlas hacia abajo, haciendo que las correas de la espalda se tensen al cuerpo y que el sistema se active para reducir el esfuerzo de la columna al momento de realizar una carga. Cuando las cintas están flojas, el sistema está desactivado, y cuando está activado, las cintas pueden tener dos ajustes: Un ajuste medio y un ajuste máximo.

Para obtener la activación del exoesqueleto con ajuste medio, el usuario debe estar parado y luego proceder a inclinar su espalda hacia adelante formando un ángulo de 45 grados. En esa posición debe jalar las cintas de ajuste a lo que más pueda. Para el ajuste máximo, el usuario debe estar parado con la espalda erguida y simplemente jalar las cintas de ajuste con todas sus fuerzas. Por último, para desactivar el exoesqueleto se debe aflojar las cintas de ajuste por medio de la hebilla. (Auxivo, 2020)

### **Instrumentación**

La toma de los datos demográficos requirió de un estadiómetro para obtener la estatura en metros de cada uno de los participantes. Para la captura de movimiento, se colocaron veinte marcadores reflectivos en puntos de referencia anatómicos, utilizando un láser nivelador RYOBI, los cuales sirven para definir centros articulares y segmentos corporales (Kim et al., 2021). Se usó un sistema de captura de movimiento Vicon de seis cámaras optoelectrónicas SMART-D 140 (frecuencia de grabación: 70Hz) para capturar las coordenadas tridimensionales (3D) de los marcadores colocados (Kim et al., 2021) durante el levantamiento de la carga pesada. La carga consistió en una caja plástica que contuvo dentro tres pesas de 5 kilogramos cada una, dando una suma total aproximada de 15 kilogramos de carga. Se utilizaron dos platos de fuerza Kistler 9286BA (frecuencia de grabación: 280Hz) para medir las fuerzas de reacción del suelo durante la realización de la sentadilla. También se utilizó uno de los platos de fuerza para obtener el peso en kilogramos de los sujetos. Finalmente, para la documentación del estudio se emplearon dos cámaras de red AXIS 210A (frecuencia de grabación: 25 Hz, resolución de video: 720p).

## **Encuesta de percepción personal**

Para evaluar la comodidad, facilidad y preferencia del usuario del Liftsuit, se realizó una encuesta de percepción personal a cada uno de los participantes tras haber finalizado el experimento. La encuesta, que se encuentra en el Anexo C, consistió de dos partes, con cuatro preguntas por cada una, dando un total de ocho preguntas. La primera parte de preguntas tenía la intención de que, mediante escalas visuales análogas de 10 centímetros (del 0 al 10), los participantes calificaran colocando una línea vertical a través de la línea de la escala (García et al., 2015), sobre la comodidad y facilidad que sintieron al haber realizado el trabajo con y sin el Liftsuit. El extremo izquierdo (0) indicaba “Nada en lo absoluto” y el extremo derecho (10), “Extremadamente fácil” o “Extremadamente cómodo”, según la pregunta. La segunda parte consistió de preguntas dicotómicas, es decir, dos opciones de las cuales el encuestado solo podía escoger una, para conocer las preferencias de uso del Liftsuit y si lo recomendaría.

## **Variables**

Las variables del estudio fueron fijas y una aleatoria. La variable aleatoria es los participantes, porque cada sujeto actúa de diferente manera. Dentro de las variables fijas, estas se dividen en independientes y dependientes de la siguiente manera: Las variables independientes son los factores: Condición, Lado y Género. Mientras, que las variables dependientes son: Rango de Movimiento, Fuerzas de Reacción (rango y promedio) y Centro de Presión (velocidad).

Por el lado de los factores, se encuentra la “Condición”, la cual se divide en cuatro: Primera serie sin el Liftsuit (SIN1), ajuste máximo del Liftsuit (MAX), ajuste medio del Liftsuit (MED), y última serie sin el Liftsuit (SIN2). El término “Lado”, expone a la ubicación izquierda o derecha

de las articulaciones en base a la ubicación en el cuerpo de las personas. Por último, el “Género” describe el sexo de los participantes, masculino o femenino.

En cuanto a las variables dependientes, la primera: El “Rango de Movimiento” o RDM, se refiere a los movimientos que pueden hacer las articulaciones del cuerpo: Flexión-extensión (FE), abducción-aducción (AB) y rotación interna-externa (IE) (Wang et al., 2022). En este estudio, medimos los ángulos, en grados, que se forman debido a estos movimientos, para cada una de las cuatro articulaciones del modelo de cuerpo bajo (Anexo F): Cadera, rodillas, tobillos y pelvis.

Las “Fuerzas de Reacción” son la fuerza ejercida por el suelo sobre un cuerpo en contacto con él, y es una de las medidas biomecánicas más analizadas que ayudan a caracterizar los movimientos humanos (Kistler Group, 2019). En este estudio, se midieron el rango de fuerzas o RDF, y el promedio de fuerzas o PMF, sobre el eje X, eje Y, y eje Z, en Newtons.

Por último, en base a la fuerza de reacción del suelo vertical, está el “Centro de Presión” o CDP, el cual se refiere al área donde actúa una fuerza instantánea en la planta del pie. Se midió la velocidad del CDP porque es uno de los indicadores más valiosos para describir el rendimiento de la trayectoria del centro de presión. (Chiu et al., 2013)

## **Protocolo**

Se realizó un convenio con dos estudiantes de la Universidad Politécnica Nacional para trabajar en el laboratorio del Centro Médico Vivir, ubicado en el sector de la Villaflora en Quito, Ecuador. Se decidió hacer en este centro debido a que cuenta con platos de fuerza necesarios para la evaluación del impacto biomecánico del Liftsuit. Toda la toma de los datos, durante julio y agosto del 2022, se llevó a cabo en este lugar. También se ejecutó el procesamiento de los datos en este

laboratorio. En cambio, un re-procesamiento de los datos y análisis posteriores, se desarrollaron en el laboratorio de ingeniería industrial de la Universidad San Francisco de Quito.

Para la correcta realización del estudio se estableció un mismo protocolo a seguir con cada uno de los participantes. En primer lugar, al momento de conseguir a los participantes (asegurándose que estos cumplan con los criterios de inclusión y exclusión), se les explicó todo acerca del estudio a ser realizado para que estén al tanto de lo que tendrán que hacer durante el experimento y haya una pre-aprobación por parte de cada uno. El día de la medición, tener toda la instrumentación lista y correctamente calibrada en el laboratorio. Antes de comenzar, explicar nuevamente el experimento al participante, para que este firme un documento de consentimiento informado para la recopilación de sus datos. Para obtener los datos demográficos del participante se le pregunta la edad que tiene en años, se registra su estatura en metros obtenida con el estadiómetro y se mide su peso en kilogramos en uno de los platos de fuerzas. Paso siguiente, se le da instrucciones de ejercicios varios al participante, a fin de que realice un calentamiento corporal completo de alrededor de seis minutos, para que esté adecuadamente preparado para la actividad a ser realizada y evitar cualquier lesión. Paso seguido, en base al modelo de cuerpo bajo (Anexo D), se realiza la ubicación de los veinte marcadores reflectivos sobre el participante. Después, un paso muy importante es verificar que nada interfiera con el sistema. Antes de realizar las mediciones, se le explica al participante cómo realizar una sentadilla correctamente. Posteriormente, se realizan las siguientes actividades en este orden:

- i. Una serie de tres ciclos de levantamiento y descarga de la carga mediante la realización de una sentadilla, sin usar el exoesqueleto (SIN1).

- ii. Dos series de tres ciclos de levantamiento y descarga de la carga mediante la realización de una sentadilla, una serie con el exoesqueleto con ajuste medio (MED) y otra serie con el ajuste máximo (MAX). El orden de ajuste entre MAX y MED, fue aleatorizado.
- iii. Una serie de tres ciclos de levantamiento y descarga de la carga mediante la realización de una sentadilla, sin usar el exoesqueleto nuevamente (SIN2).

Entre cada una de las series hubo un descanso de cinco minutos. Al final de todo, cada participante llenó la encuesta de percepción personal. Es importante mencionar que este diseño con el orden de: Sin exoesqueleto, con y de nuevo sin, es en base al modelo planteado por Goršič, Song, Dai y Novak (2022).

### **Procesamiento de datos**

Se realizó la toma de los datos en el laboratorio del Centro Médico Vivir, utilizando todos los equipos y programas con los que allí contaban, como el sistema de seguimiento de datos “BTS Smart”. Posterior a esto, se realizó un procesamiento de los datos con el software de dicho laboratorio. Luego, en el laboratorio de ingeniería industrial de la Universidad San Francisco de Quito, se utilizó el software Nexus (Vicon) para el re-procesamiento de datos que incluía la reconstrucción, el llenado de espacios y el filtrado de trayectorias de marcadores (Papi et al., 2020). Posteriormente, para continuar con el procesamiento de datos se utilizó un programa personalizado de Matlab (MathWorks, Inc., Natick, MA).

Para analizar la cinemática de los levantamientos y descargas, se utilizaron las coordenadas globales X, Y y Z, de cada marcador en relación con el sistema de coordenadas de Vicon para calcular los ángulos de rotación de las articulaciones de la cadera (entre la pelvis y el fémur), las rodillas (entre el fémur y la tibia) y los tobillos (entre el pie y la tibia) y la pelvis (Arauz et al.,

2021). Las rotaciones articulares se cuantificaron en base a la Sociedad Internacional de Biomecánica, la cual utiliza una secuencia de ángulo Cardan (FE, AB y IE) (Wu et al., 2002).

Todos los datos cinemáticos fueron normales, ya que se comprobó normalidad en los datos de la cadera en la primera condición SIN1 (Anexo E). Por ende, se puede asumir que el resto de los datos son normales, debido a que las demás articulaciones trabajan de la misma manera: Al tener una arquitectura muscular simétrica, el lado derecho e izquierdo son lo mismo en los humanos, por lo que esto incide en las articulaciones y su funcionamiento, haciendo que todo fuera igual (Biewener, 2016). De la misma manera, se verificó la simetría de las articulaciones entre el lado derecho e izquierdo del cuerpo de cada participante. Es importante porque la asimetría se ha asociado con fuerzas de reacción del suelo alteradas, activaciones musculares y momentos articulares (Syrett et al., 2021).

En cuanto a las encuestas de percepción personal, se realizó una tabulación en Excel sobre los puntajes marcados en las escalas visuales análogas y las preguntas dicotómicas, para su posterior análisis.

### **Análisis estadístico**

Se realizaron análisis utilizando códigos personalizados en MATLAB y el software estadístico SAS®. Para de esta manera, determinar si hay una diferencia significativa en el rango de movimiento de la cadera, las rodillas, los tobillos y la pelvis durante las sentadillas, comparando la cinemática del ángulo articular a lo largo de los levantamientos y descargas, entre los lados izquierdo y derecho enpara cada condición (Arauz et al., 2021) tomando en cuenta también y también el género, masculino y femenino y los lados izquierdo y derecho. El nivel de significancia se fijó en  $p = 0.05$  y el ajuste fue “Sidak”, ya que este en 1967, demostró originalmente la

desigualdad de probabilidad requerida para el caso normal multivariante (Westfall & Young, 1989). En otras palabras, se escogió el ajuste “Sidak” porque es una prueba de comparaciones múltiples por parejas (McGuire et al., 2014), que sirve para la comparación de las diferentes condiciones planteadas.

Se analizó por medio de modelos mixtos, considerando al participante como variable aleatoria, el RDM, RDF y PMF, de cada una de las cuatro articulaciones del modelo de cuerpo bajo: Cadera, rodillas, tobillos y pelvis. El análisis se hizo para las acciones de levantamiento y descarga por separado en las sentadillas de cada serie. Los tres factores para el análisis fueron: Condición, Lado y Género. Las interacciones que forman estos fueron: Condición\*Género, Género\*Lado, Condición\*Lado y Condición\*Género\*Lado. También se analizó la velocidad del CDP en base a la fuerza de reacción del suelo vertical. En este caso, utilizando solamente dos factores: Condición y Género, y su respectiva interacción Condición\*Género.

Como un análisis complementario, por medio de un mapeo paramétrico estadístico (SPM) (Pataky, 2010), se verificó la simetría del RDM correspondiente a las articulaciones de cadera, rodillas y tobillos. En el caso de la pelvis, no se la evaluó por el motivo que esta corresponde como un solo conjunto en forma de cuenca y transfiere el peso a las extremidades inferiores, conformado por huesos ilíacos, cóccix y sacro. Es por esto que, su simetría sería equivalente formando un cinturón que se mueve por completo. (Hua & Li, 2022)

Por último, se analizaron las respuestas de cada pregunta de la encuesta de percepción personal por medio de gráficos. En base a la tabulación de los datos en Excel, para las primeras cuatro preguntas respondidas por medio de las escalas visuales analógicas, se realizaron gráficas de

columnas 2D con una línea de tendencia. Para las otras cuatro preguntas dicotómicas, se realizaron gráficas de pastel en 3D.

## RESULTADOS

### Rango de Movimiento

#### *Cadera en Levantamiento*

Los resultados del análisis con modelos mixtos, para la *FE* en la cadera en el levantamiento, están presentados en la Tabla 1 Anexo F, donde se puede evidenciar que el factor Condición ( $p < .0001$ ) y la interacción de Condición\*Género ( $p < .0001$ ) fueron significativos. Las comparaciones de medias mostraron que el RDM fue significativamente menor (adj  $p < .0001$ ) con la condición MAX ( $M = 72.78^\circ$ ,  $SE = 4.67^\circ$ ), que SIN1 ( $M = 89.19^\circ$ ,  $SE = 4.67^\circ$ ). De la misma manera, se exhibe que con la condición MAX ( $M = 72.78^\circ$ ,  $SE = 4.67^\circ$ ), el RDM fue significativamente menor (adj  $p < .0001$ ), que SIN2 ( $M = 91.33^\circ$ ,  $SE = 4.67^\circ$ ). Por otro lado, con la condición MED ( $M = 77.02^\circ$ ,  $SE = 4.67^\circ$ ) se presenta de igual forma un RDM significativamente menor (adj  $p < .0001$ ) que SIN1 ( $M = 72.78^\circ$ ,  $SE = 4.67^\circ$ ). Por último, el RDM con la condición MED ( $M = 77.02^\circ$ ,  $SE = 4.67^\circ$ ) fue significativamente menor (adj  $p < .0001$ ), en comparación con SIN2 ( $M = 91.33^\circ$ ,  $SE = 4.67^\circ$ ). Cabe recalcar que, todo este previo análisis fue significativo para el género masculino.

Por lo que se refiere a la *AB* de la cadera en el levantamiento, no existió significancia, como se puede ver en la Tabla 1 Anexo F. En cuanto a la *IE* de la cadera en el levantamiento, se presencié significancia en el factor Género ( $p = .0085$ ) y en dos interacciones: Condición\*Género ( $p = .0078$ ) y Género\*Lado ( $p = .0123$ ), presentados en la Tabla 1 Anexo F. Las comparaciones de medias en

la primera interacción mencionada mostraron que el RDM en la condición SIN1, para el género masculino ( $M = 13.84^\circ$ ,  $SE = 2.48^\circ$ ) fue significativamente menor (adj  $p=.012$ ) al género femenino ( $M = 26.55^\circ$ ,  $SE = 2.48^\circ$ ). Para la segunda interacción, se pudo evidenciar que en el lado izquierdo, el RDM del género masculino ( $M = 16.06^\circ$ ,  $SE = 2.16^\circ$ ) fue significativamente menor (adj  $p=.0045$ ) al del género femenino ( $M = 26.65^\circ$ ,  $SE = 2.16^\circ$ ).

### *Cadera en Descarga*

Con respecto a la *FE* de la cadera en la descarga, se encontró significancia en el factor Condición ( $p=.0069$ ) y la interacción de Condición\*Género ( $p<.0001$ ), que se encuentra en la Tabla 1 Anexo F. El RDM en las comparaciones de medias para la condición MAX ( $M = 73.51^\circ$ ,  $SE = 4.43^\circ$ ) fue significativamente menor (adj  $p=.008$ ), que SIN1 ( $M = 83.15^\circ$ ,  $SE = 4.43^\circ$ ). Asimismo, el RDM con la condición MAX ( $M = 73.51^\circ$ ,  $SE = 4.43^\circ$ ) fue significativamente menor ( $p<.0001$ ), que SIN2 ( $M = 89.27^\circ$ ,  $SE = 4.43^\circ$ ). Por otro lado, el RDM con la condición MED ( $M = 77.02^\circ$ ,  $SE = 4.43^\circ$ ) fue significativamente menor (adj  $p=.0002$ ), que SIN2 ( $M = 89.27^\circ$ ,  $SE = 4.43^\circ$ ).

Acerca de la *AB*, no hubo significancia para la cadera en la descarga. En contraste, la *IE* de la cadera en la descarga tuvo significancia en las interacciones: Condición\*Género ( $p=.0337$ ) y Género\*Lado ( $p=.0034$ ). Sin embargo, no existió significancia en las comparaciones de medias de las interacciones previamente mencionadas. Todo esto se puede verificar en la Tabla 1 Anexo F.

### *Rodillas en Levantamiento*

En la Tabla 2 Anexo F, se muestran los resultados para la *FE* de las rodillas en el levantamiento, en la cual constata que el factor Condición ( $p=.036$ ), factor Lado ( $p=.001$ ) y la interacción de

Condición\*Lado ( $p=.0097$ ) fueron significativas. En las comparaciones de medias para la condición MAX, el RDM en el lado derecho ( $M = 87.57^\circ$ ,  $SE = 4.70^\circ$ ) fue significativamente menor ( $\text{adj } p<.0001$ ), que en el lado izquierdo ( $M = 106.58^\circ$ ,  $SE = 4.70^\circ$ ). Por otra parte, en el lado derecho, el RDM con la condición MAX ( $M = 87.57^\circ$ ,  $SE = 4.70^\circ$ ) fue significativamente menor ( $\text{adj } p=.0031$ ), que sin el mismo en la última serie ( $M = 102.86^\circ$ ,  $SE = 4.70^\circ$ ).

En el levantamiento de las rodillas, la *AB* tuvo el factor Lado ( $p=.0006$ ) y la interacción Género\*Lado ( $p=.0051$ ) significativas, lo cual se puede evidenciar en la Tabla 2 Anexo F. En las comparaciones de medias para el género femenino, el RDM del lado derecho ( $M = 15.79^\circ$ ,  $SE = 3.11^\circ$ ) fue significativamente menor ( $\text{adj } p<.0001$ ), que el lado izquierdo ( $M = 25.93^\circ$ ,  $SE = 3.11^\circ$ ). De la misma forma, la *IE* de las rodillas en el levantamiento, que se puede observar en la Tabla 2 Anexo F, presentó significativos al mismo factor Lado ( $p=.0003$ ) y la misma interacción Género\*Lado ( $p=.0306$ ). El RDM para el género femenino, en el lado derecho ( $M = 27.93^\circ$ ,  $SE = 5.33^\circ$ ) fue significativamente menor ( $\text{adj } p=.0003$ ), que en el lado izquierdo ( $M = 41.04^\circ$ ,  $SE = 5.33^\circ$ ).

### *Rodillas en Descarga*

La *FE* de las rodillas en la descarga, como se puede observar en la Tabla 2 Anexo F, tiene los factores Condición ( $p=.0238$ ), Lado ( $p=.002$ ) y Género ( $p=.0021$ ) significativos, al igual que la interacción Condición\*Lado ( $p=.0193$ ) significativa. Como las interacciones priman sobre los factores, por esto las comparaciones de medias mostraron que el RDM con la condición MAX para el lado derecho ( $M = 80.23^\circ$ ,  $SE = 5.35^\circ$ ) fue significativamente menor ( $\text{adj } p=.0009$ ), que para el lado izquierdo ( $M = 99.67^\circ$ ,  $SE = 5.35^\circ$ ). Por añadidura, el RDM para el lado izquierdo con la

condición MAX ( $M = 99.67^\circ$ ,  $SE = 5.35^\circ$ ) fue significativamente mayor (adj  $p=.0507$ ), que SIN2 ( $M = 85.36^\circ$ ,  $SE = 5.35^\circ$ ).

En la descarga, la *AB* de las rodillas tuvo el factor Lado ( $p=.001$ ) y la interacción Género\*Lado ( $p=.0066$ ) significativos, evidenciable en la Tabla 2 Anexo F. En base a eso, el RDM en las comparaciones de medias mostraron que en el género femenino, el lado derecho ( $M = 12.97^\circ$ ,  $SE = 2.98^\circ$ ) fue significativamente menor (adj  $p=.00002$ ), que el lado izquierdo ( $M = 22.44^\circ$ ,  $SE = 2.98^\circ$ ). En la misma Tabla 2 Anexo F, se puede observar que para la *IE* de las rodillas en la descarga, solo el factor Lado es significativo ( $p=.0471$ ). En las comparaciones de medias, se mostró que el RDM en el lado derecho ( $M = 25.89^\circ$ ,  $SE = 2.88^\circ$ ) fue significativamente menor (adj  $p=.0471$ ), que en el lado izquierdo ( $M = 29.65^\circ$ ,  $SE = 2.88^\circ$ ).

#### *Tobillos en Levantamiento*

Por lo que se refiere a la *FE* de los tobillos en el levantamiento, tuvo significancia el factor Condición ( $p=.0319$ ), como se puede ver en la Tabla 3 Anexo F. El RDM en las comparaciones de medias, mostró que la condición MAX ( $M = 44.38^\circ$ ,  $SE = 1.71^\circ$ ) fue significativamente mayor (adj  $p=.0523$ ), que MED ( $M = 40.91^\circ$ ,  $SE = 1.71^\circ$ ).

La *AB* de los tobillos en el levantamiento, como se puede observar en la Tabla 3 Anexo F, presenta que los factores Lado ( $p=.0091$ ) y Género ( $p=.0091$ ) fueron significativos. Las comparaciones de medias en el primer factor mencionado mostraron que el RDM en el lado derecho ( $M = 16.38^\circ$ ,  $SE = 1.00^\circ$ ) fue significativamente menor (adj  $p=.0091$ ) al lado izquierdo ( $M = 17.87^\circ$ ,  $SE = 1.00^\circ$ ). Mientras, el segundo factor demostró que el RDM para el género masculino ( $M = 19.67^\circ$ ,  $SE = 1.35^\circ$ ) fue significativamente mayor (adj  $p=.0091$ ) que el género femenino ( $M = 14.59^\circ$ ,  $SE = 1.35^\circ$ ).

De igual manera, la *IE* de los tobillos en el levantamiento, presentó que fueron significativos los factores Lado ( $p=.0004$ ) y Género ( $p=.0107$ ), lo cual se encuentra en la Tabla 3 Anexo F. El RDM en las comparaciones de medias del primer factor demostró que el lado derecho ( $M = 22.55^\circ$ ,  $SE = 1.50^\circ$ ) fue significativamente mayor (adj  $p=.0004$ ) al lado izquierdo ( $M = 18.97^\circ$ ,  $SE = 1.50^\circ$ ). En cuanto al segundo factor, el RDM del género masculino ( $M = 24.33^\circ$ ,  $SE = 1.94^\circ$ ) fue significativamente mayor (adj  $p=.0107$ ) que el del género femenino ( $M = 17.19^\circ$ ,  $SE = 1.94^\circ$ ).

### *Tobillos en Descarga*

Acerca de la *FE* de los tobillos en la descarga, que se puede apreciar en la Tabla 3 Anexo F, fueron significantes los factores Condición ( $p<.0001$ ) y Género ( $p=0.006$ ). Las comparaciones de medias mostraron que el RDM fue significativamente mayor (adj  $p=.0232$ ) con la condición MAX ( $M = 42.29^\circ$ ,  $SE = 2.05^\circ$ ), que MED ( $M = 37.85^\circ$ ,  $SE = 2.05^\circ$ ). Igualmente, el RDM fue significativamente mayor (adj  $p<.0001$ ) con la condición MAX ( $M = 42.29^\circ$ ,  $SE = 2.05^\circ$ ), que SIN1 ( $M = 34.84^\circ$ ,  $SE = 2.05^\circ$ ). De la misma forma, el RDM con la condición MAX ( $M = 42.29^\circ$ ,  $SE = 2.05^\circ$ ), fue significativamente mayor (adj  $p=.0085$ ), que SIN2 ( $M = 37.36^\circ$ ,  $SE = 2.05^\circ$ ).

En la Tabla 3 Anexo F, se presentan los resultados de la *AB* de los tobillos en la descarga, donde los factores Lado ( $p=.0432$ ) y Género ( $p=.016$ ) tuvieron significancia. El primer factor demostró que el RDM, en las comparaciones de medias, fue significativamente menor (adj  $p=.0432$ ) para el lado derecho ( $M = 15.44^\circ$ ,  $SE = 1.12^\circ$ ), que para el lado izquierdo ( $M = 16.58^\circ$ ,  $SE = 1.12^\circ$ ). En cambio, el RDM en el segundo factor, mostró que para el género masculino ( $M = 18.66^\circ$ ,  $SE = 1.53^\circ$ ) fue significativamente mayor (adj  $p=.016$ ) que para el género femenino ( $M = 13.36^\circ$ ,  $SE = 1.53^\circ$ ).

Análogamente, la *IE* de los tobillos en la descarga igual presentó los factores Lado ( $p=.0014$ ) y Género ( $p=.0009$ ) significativos, en la Tabla 3 Anexo F. El RDM de Lado, indicó que fue significativamente mayor (adj  $p=.0014$ ) el lado derecho ( $M = 21.05^\circ$ ,  $SE = 1.48^\circ$ ), que el lado izquierdo ( $M = 17.75^\circ$ ,  $SE = 1.48^\circ$ ). Finalmente, el RDM de Género, fue significativamente mayor (adj  $p=.0009$ ) para el género masculino ( $M = 24.13^\circ$ ,  $SE = 1.97^\circ$ ), que para el género femenino ( $M = 14.66^\circ$ ,  $SE = 1.97^\circ$ ).

#### *Pelvis en Levantamiento*

En el levantamiento, la *FE* de la pelvis mostró que el factor Género ( $p=.0145$ ) y la interacción Condición\*Lado ( $p=.0004$ ) fueron significativas, como se presenta en la Tabla 4 Anexo F. En primer lugar, las comparaciones de medias con la condición MAX, indicaron que el RDM del género masculino ( $M = 16.88^\circ$ ,  $SE = 2.96^\circ$ ) fue significativamente menor (adj  $p=.0209$ ), que el del género femenino ( $M = 31.39^\circ$ ,  $SE = 2.96^\circ$ ). Ahora bien, en el género masculino, el RDM fue significativamente menor (adj  $p=.0026$ ) para la condición MAX ( $M = 16.88^\circ$ ,  $SE = 2.96^\circ$ ), que SIN1 ( $M = 25.02^\circ$ ,  $SE = 2.96^\circ$ ). De la misma manera, el RDM en el género masculino fue significativamente menor (adj  $p=.0488$ ) con la condición MAX ( $M = 16.88^\circ$ ,  $SE = 2.96^\circ$ ), que SIN2 ( $M = 23.31^\circ$ ,  $SE = 2.96^\circ$ ).

En relación con la *AB* de la pelvis en el levantamiento, no existió ningún factor ni interacción significativa, lo que se puede evidenciar en la Tabla 4 Anexo F. Por consiguiente, la *IE* en el levantamiento de la pelvis solo presentó, en la misma Tabla 4 Anexo F, que el factor Condición ( $p=0.0482$ ) y Género ( $p=.0061$ ) fueron significantes. No obstante, las comparaciones de medias indicaron resultados respecto al factor Género: El RDM del género masculino ( $M = 3.25^\circ$ ,  $SE =$

0.37°) resultó ser significativamente menor (adj  $p=0.0061$ ) que el género femenino ( $M = 4.73^\circ$ ,  $SE = 0.37^\circ$ ).

### *Pelvis en Descarga*

Respecto a la *FE* de la pelvis en la descarga, se encontró que el factor Condición ( $p=0.0177$ ), el Género ( $p=0.0267$ ) y la interacción Condición\*Género ( $p<0.0001$ ) tuvieron significancia, como se puede observar en la Tabla 4 Anexo F. Es por eso que, las comparaciones de medias para la condición MAX, mostraron que el RDM del género masculino ( $M = 14.02^\circ$ ,  $SE = 3.11^\circ$ ) fue significativamente menor (adj  $p=0.0135$ ) al género femenino ( $M = 29.82^\circ$ ,  $SE = 3.11^\circ$ ). Además, el RDM del género masculino con la condición MAX ( $M = 14.02^\circ$ ,  $SE = 3.11^\circ$ ) fue significativamente menor (adj  $p<0.0001$ ), que SIN1 ( $M = 24.42^\circ$ ,  $SE = 3.11^\circ$ ). Similarmente, fue significativamente menor (adj  $p=0.003$ ) el RDM del género masculino con la condición MAX ( $M = 14.02^\circ$ ,  $SE = 3.11^\circ$ ), que SIN2 ( $M = 22.11^\circ$ ,  $SE = 3.11^\circ$ ).

Con relación a la *AB* de la pelvis en la descarga, no presentó significancia. No obstante, la *IE* de la pelvis en la descarga sí indicó significancia en el factor Género ( $p=0.0071$ ). Todo esto se puede verificar en la Tabla 4 Anexo F. Para este factor, el RDM en las comparaciones de medias, fue significativamente menor (adj  $p=0.0071$ ) para el género masculino ( $M = 3.13^\circ$ ,  $SE = 0.24^\circ$ ), que el género femenino ( $M = 4.08^\circ$ ,  $SE = 0.24^\circ$ ).

## **Simetría**

### *Simetría de la Cadera en Levantamiento y Descarga*

Los resultados de SPM para el caso de la cadera en el levantamiento, presenta significancia en la *IE*, las condiciones MAX ( $p=0.016$ ) y MED ( $p=0.049$ ), esto se evidencia en las gráficas del Anexo

G. En el caso de las demás condiciones, en los diferentes ángulos de movimiento no fueron significativos ( $p > .05$ ).

Para el caso de la descarga, se evidencia el mismo patrón con significancia únicamente en la *IE* de las condiciones MAX ( $p = .018$ ) y MED ( $p = .05$ ), lo cual se presenta en la misma sección de Anexos I. Para las demás condiciones en todos los diferentes ángulos no se presenta significancia ( $p > .05$ ).

#### *Simetría de las Rodillas en Levantamiento y Descarga*

Para las rodillas en el levantamiento, se evidenció que se tiene significancia en FE del ajuste MAX ( $p = 0.05$ ). También en la *IE* de todas las condiciones ( $p < .01$ ), como se puede ver en las gráficas del Anexo H. En el caso de las demás condiciones y ángulos de movimiento no se presenta significancia ( $p > .05$ ).

De igual manera, para la descarga se tiene significancia en la *IE* en todas las condiciones ( $p < .01$ ), evidenciable en el mismo Anexo H. Para los otros ángulos de movimiento no se evidencia significancia alguna ( $p > .05$ ).

#### *Simetría de los Tobillos en Levantamiento y Descarga*

En el caso de los tobillos en el levantamiento, se evidenció en las gráficas del Anexo I, que para el caso de la *FE*, *AB* y *IE*, no hubo significancia ( $p > .05$ ). Esto se evidencia para cada una de las condiciones, por lo que ninguna fue significativa.

En la descarga, de igual manera para la *FE*, *AB* y *IE*, no hubo significancia para todas las condiciones ( $p > .05$ ), esto se puede evidenciar en la sección de Anexos K.

## Reacción de Fuerzas

### *Rango en Levantamiento*

Los resultados del análisis con modelos mixtos para el *eje X* en el RDF en levantamiento están presentados en la Tabla 5 Anexo J, donde se puede evidenciar que la interacción de Condición\*Lado ( $p=.0064$ ) fue significativa. Las comparaciones de medias mostraron que el RDF fue significativamente mayor (adj  $p=.00242$ ) con la condición MAX ( $M = 35.37[N]$ ,  $SE = 2.82[N]$ ), que SIN2 ( $M = 24.57[N]$ ,  $SE = 2.82[N]$ ). De la misma manera, se exhibe que con la condición MED ( $M = 34.65[N]$ ,  $SE = 2.82[N]$ ), el RDF fue significativamente mayor (adj  $p=.0497$ ), que SIN2 ( $M = 24.57[N]$ ,  $SE = 2.82[N]$ ). Por otro lado, en el SIN1 ( $M = 35.49[N]$ ,  $SE = 2.82[N]$ ) se presenta de igual forma un RDF significativamente mayor (adj  $p=.0213$ ), que SIN2 ( $M = 24.57[N]$ ,  $SE = 2.82[N]$ ). Cabe recalcar que, todo este previo análisis fue significativo para el lado izquierdo. Por último, el RDF en el SIN1, para el lado derecho ( $M = 35.42[N]$ ,  $SE = 2.82[N]$ ) fue significativamente menor (adj  $p=.0229$ ), en comparación con el lado izquierdo ( $M = 24.57[N]$ ,  $SE = 2.82[N]$ ).

Por lo que se refiere al *eje Y* en el RDF en levantamiento, se presenció significancia en el factor Género ( $p=.0179$ ), presentado en la Tabla 5 Anexo J. Las comparaciones de medias del RDF mostraron que el género masculino ( $M = 70.51[N]$ ,  $SE = 10.12[N]$ ) fue significativamente mayor (adj  $p=.0179$ ) al género femenino ( $M = 36.13[N]$ ,  $SE = 10.12[N]$ ).

Con respecto al *eje Z* en el RDF en levantamiento se encontró significancia en los factores Condición ( $p=.0078$ ) y Género ( $p=.0001$ ), que se encuentran en la Tabla 5 Anexo F. El RDF para el género masculino ( $M = 189.16[N]$ ,  $SE = 14.00[N]$ ) fue significativamente mayor (adj  $p=.0001$ ), que para el género femenino ( $M = 109.56[N]$ ,  $SE = 14.00[N]$ ). Por otro lado, el RDF para la condición MAX ( $M = 168.97[N]$ ,  $SE = 11.48[N]$ ) fue significativamente mayor (adj  $p=.0358$ ) que

MED ( $M = 142.46[N]$ ,  $SE = 11.48[N]$ ). Asimismo, el RDF para la condición MAX ( $M = 168.97[N]$ ,  $SE = 11.48[N]$ ) fue significativamente mayor (adj  $p=.009$ ) que para el SIN2 ( $M = 138.14[N]$ ,  $SE = 11.48[N]$ ).

### *Rango en Descarga*

En la Tabla 5 Anexo J, se muestran los resultados para el *eje X* en el RDF en descarga, en la cual constata que los factores Condición ( $p=.0107$ ), Lado ( $p=.0438$ ) y la interacción de Condición\*Lado ( $p=.001$ ) fueron significativas. En las comparaciones de medias para el RDF en la condición MAX ( $M = 27.46[N]$ ,  $SE = 2.33[N]$ ) fue significativamente menor (adj  $p=.0147$ ), que SIN2 ( $M = 36.68[N]$ ,  $SE = 2.33[N]$ ). De la misma manera, el RDF en la condición MED ( $M = 25.24[N]$ ,  $SE = 2.33[N]$ ) fue significativamente menor (adj  $p=.0006$ ), que SIN2 ( $M = 36.68[N]$ ,  $SE = 2.33[N]$ ). Por otra parte, el RDF en SIN1 ( $M = 24.56[N]$ ,  $SE = 2.33[N]$ ) fue significativamente menor (adj  $p=.0002$ ), que SIN2 ( $M = 36.68[N]$ ,  $SE = 2.33[N]$ ). Es importante mencionar que, todo este previo análisis fue significativo para el lado derecho. Mientras que el RDF en SIN2, fue significativamente mayor (adj  $p=.0003$ ) para el lado derecho ( $M = 36.68[N]$ ,  $SE = 2.33[N]$ ), que el lado izquierdo ( $M = 24.75[N]$ ,  $SE = 2.33[N]$ ).

En el RDF en descarga, el *eje Y* tuvo el factor Condición ( $p=.0021$ ), Género ( $p=.0116$ ) y la interacción Género\*Lado ( $p=.032$ ) significativas, lo cual se puede evidenciar en la Tabla 5 Anexo J. En las comparaciones de medias para el género masculino, el RDF para la condición MED ( $M = 70.33[N]$ ,  $SE = 10.50[N]$ ) fue significativamente mayor (adj  $p=.0349$ ), que SIN1 ( $M = 58.06[N]$ ,  $SE = 10.50[N]$ ). Para el mismo género masculino, el RDF fue significativamente menor (adj  $p=.0072$ ) para SIN1 ( $M = 58.06[N]$ ,  $SE = 10.50[N]$ ), que SIN2 ( $M = 72.06[N]$ ,  $SE = 10.50[N]$ ).

El *eje Z* en el RDF en descarga, que se puede observar en la Tabla 5 Anexo J, presentó significativos al factor Género ( $p=.0124$ ) y las interacciones: Condición\*Género ( $p=.013$ ), Condición\*Lado ( $p=.0286$ ) y Condición\*Género\*Lado ( $p=.0208$ ). Para la primera interacción, las comparaciones de medias mostraron que el RDF en SIN2 fue significativamente mayor (adj  $p=.0085$ ) para el género masculino ( $M = 181.51[N]$ ,  $SE = 14.59[N]$ ), que el género femenino ( $M = 104.62[N]$ ,  $SE = 14.59[N]$ ). En el género masculino, se encontró que el RDF en SIN1 ( $M = 136.99[N]$ ,  $SE = 14.59[N]$ ) fue significativamente menor (adj  $p=.0239$ ), que SIN2 ( $M = 181.51[N]$ ,  $SE = 14.59[N]$ ). Para el mismo género, el RDF fue significativamente menor (adj  $p=.0299$ ) para la condición MED ( $M = 137.59[N]$ ,  $SE = 14.59[N]$ ), que SIN2 ( $M = 181.51[N]$ ,  $SE = 14.59[N]$ ). En la segunda interacción, el RDF del lado derecho presentó que la condición MED ( $M = 112.59[N]$ ,  $SE = 12.22[N]$ ) fue significativamente menor (adj  $p=.0177$ ), que SIN2 ( $M = 158.58[N]$ ,  $SE = 12.22[N]$ ).

La triple interacción significativa para el RDF en el *eje Z*, demostró que en las comparaciones de medias para el género masculino y lado derecho: La condición MED ( $M = 116.39[N]$ ,  $SE = 17.28[N]$ ) fue significativamente menor (adj  $p=.0002$ ), que SIN2 ( $M = 211.12[N]$ ,  $SE = 17.28[N]$ ); y que SIN1 ( $M = 119.88[N]$ ,  $SE = 17.28[N]$ ) fue significativamente menor (adj  $p=.0003$ ), que SIN2 ( $M = 211.12[N]$ ,  $SE = 17.28[N]$ ). Por otro lado, el RDF en SIN2 y el lado derecho, indicó que el género masculino ( $M = 211.12[N]$ ,  $SE = 17.28[N]$ ) fue significativamente mayor (adj  $p=.0044$ ), al género femenino ( $M = 106.04[N]$ ,  $SE = 17.28[N]$ ).

#### *Promedio en Levantamiento*

El *eje X* en el PMF en levantamiento, como se puede observar en la Tabla 6 Anexo J, no tuvo factores ni interacciones significativas. No obstante, el *eje Y* en el PMF sí tuvo el factor Condición ( $p<.0001$ ), Lado ( $p<.0001$ ) y la interacción Condición\*Lado ( $p<.0001$ ) significativos, igualmente

evidenciable en la Tabla 6 Anexo J. Como las interacciones priman sobre los factores, las comparaciones de medias mostraron que el PMF en la condición MAX, fue significativamente menor ( $p < .0001$ ) en el lado derecho ( $M = -44.81[N]$ ,  $SE = 3.56[N]$ ), que el lado izquierdo ( $M = 41.75[N]$ ,  $SE = 3.56[N]$ ). De la misma manera, el PMF en la condición MED, fue significativamente menor (adj  $p < .0001$ ) en el lado derecho ( $M = -44.05[N]$ ,  $SE = 3.56[N]$ ), que el lado izquierdo ( $M = 41.77[N]$ ,  $SE = 3.56[N]$ ). Igualmente, el PMF en SIN1, fue significativamente menor (adj  $p < .0001$ ) en el lado derecho ( $M = -43.92[N]$ ,  $SE = 3.56[N]$ ), que el lado izquierdo ( $M = 41.03[N]$ ,  $SE = 3.56[N]$ ). Por añadidura, en el lado izquierdo, el PMF en la condición MAX ( $M = 41.75[N]$ ,  $SE = 3.56[N]$ ) fue significativamente mayor (adj  $p < .0001$ ) que SIN2 ( $M = -35.47[N]$ ,  $SE = 3.56[N]$ ). En el mismo lado izquierdo, el PMF en la condición MED ( $M = 41.77[N]$ ,  $SE = 3.56[N]$ ) fue significativamente mayor (adj  $p < .0001$ ) que en SIN2 ( $M = -35.47[N]$ ,  $SE = 3.56[N]$ ). Por último, igual en el lado izquierdo, el PMF en SIN1 ( $M = 41.03[N]$ ,  $SE = 3.56[N]$ ) fue significativamente mayor (adj  $p < .0001$ ) que en SIN2 ( $M = -35.47[N]$ ,  $SE = 3.56[N]$ ).

En el levantamiento, el *eje Z* en el PMF tuvo los factores Lado ( $p = .0006$ ), Género ( $p < .0001$ ) y la interacción Género\*Lado ( $p = .0013$ ) significativos, como se puede ver en la Tabla 6 Anexo J. En base a eso, el PMF en las comparaciones de medias mostró que en el género masculino, el lado derecho ( $M = -447.49[N]$ ,  $SE = 14.59[N]$ ) fue significativamente menor (adj  $p < .0001$ ), que el lado izquierdo ( $M = -414.83[N]$ ,  $SE = 14.59[N]$ ). En cuanto al lado derecho, el PMF fue para el género masculino ( $M = -447.49[N]$ ,  $SE = 14.59[N]$ ) significativamente menor (adj  $p < .0001$ ), que el género femenino ( $M = -341.23[N]$ ,  $SE = 14.59[N]$ ). Y por el lado izquierdo, el PMF también fue significativamente menor (adj  $p = .0027$ ) para el género masculino ( $M = -414.83[N]$ ,  $SE = 14.59[N]$ ), que el género femenino ( $M = -340.13[N]$ ,  $SE = 14.59[N]$ ).

*Promedio en Descarga*

Por lo que se refiere al *eje X* en el PMF en la descarga, tuvo significancia el factor Lado ( $p=.0024$ ), en la Tabla 6 Anexo J. El PMF en las comparaciones de medias, mostró que el lado derecho ( $M = -1.19[N]$ ,  $SE = 0.64[N]$ ) fue significativamente menor (adj  $p=.0024$ ), que el lado izquierdo ( $M = 1.47[N]$ ,  $SE = 0.64[N]$ ).

En la misma Tabla 6 Anexo J, se puede observar que para el *eje Y* en el PMF en descarga, fueron significativos el factor Condición ( $p<.0001$ ), Lado ( $p<.0001$ ) y la interacción Condición\*Lado ( $p<.0001$ ). Las comparaciones de medias mostraron que el PMF en la condición MAX, fue significativamente menor (adj  $p<.0001$ ) en el lado derecho ( $M = -39.39[N]$ ,  $SE = 3.68[N]$ ), que el lado izquierdo ( $M = 36.04[N]$ ,  $SE = 3.68[N]$ ). De la misma manera, el PMF en la condición MED, fue significativamente menor (adj  $p<.0001$ ) en el lado derecho ( $M = -40.45[N]$ ,  $SE = 3.68[N]$ ), que el lado izquierdo ( $M = 38.46[N]$ ,  $SE = 3.68[N]$ ). Igualmente, el PMF en SIN1, fue significativamente menor (adj  $p<.0001$ ) en el lado derecho ( $M = -40.88[N]$ ,  $SE = 3.68[N]$ ), que el lado izquierdo ( $M = 40.24[N]$ ,  $SE = 3.68[N]$ ). Por añadidura, en el lado derecho, el PMF en la condición MAX ( $M = -39.39^\circ$ ,  $SE = 3.68^\circ$ ) fue significativamente menor (adj  $p<.0001$ ) que SIN2 ( $M = 38.56^\circ$ ,  $SE = 3.68^\circ$ ). En el mismo lado derecho, el PMF en la condición MED ( $M = 40.45[N]$ ,  $SE = 3.68[N]$ ) fue significativamente mayor (adj  $p<.0001$ ) que en SIN2 ( $M = 38.56[N]$ ,  $SE = 3.68[N]$ ). Por último, igual en el lado derecho, el PMF en SIN1 ( $M = -40.88[N]$ ,  $SE = 3.68[N]$ ) fue significativamente menor (adj  $p<.0001$ ) que en SIN2 ( $M = 38.57[N]$ ,  $SE = 3.68[N]$ ).

El *eje Z* en el PMF en la descarga, como se puede observar en la Tabla 6 Anexo J, presenta que fueron significativos los factores Condición ( $p=.0404$ ), Lado ( $p=.0023$ ), Género ( $p=.0001$ ) y la interacción Género\*Lado ( $p=.0002$ ). En base a eso, el PMF en las comparaciones de medias mostró que en el género masculino, el lado derecho ( $M = -447.49[N]$ ,  $SE = 14.59[N]$ ) fue significativamente menor (adj  $p<.0001$ ), que el lado izquierdo ( $M = -414.83[N]$ ,  $SE = 14.59[N]$ ).

En cuanto al lado derecho, el PMF fue para el género masculino ( $M = -447.49[N]$ ,  $SE = 14.59[N]$ ) significativamente menor ( $\text{adj } p < .0001$ ), que el género femenino ( $M = -341.23[N]$ ,  $SE = 14.59[N]$ ). Y por el lado izquierdo, el PMF también fue significativamente menor ( $\text{adj } p = .0027$ ) para el género masculino ( $M = -414.83[N]$ ,  $SE = 14.59[N]$ ), que el género femenino ( $M = -340.13[N]$ ,  $SE = 14.59[N]$ ).

## **Centro de presión**

### *Velocidad*

Los resultados del modelo estadístico para la *velocidad* del CDP están presentados en la Tabla 7 Anexo K, donde se puede evidenciar que los factores Condición ( $p = .0437$ ) y Género ( $p = .0318$ ) fueron significativos. Las comparaciones de medias mostraron que en la velocidad del CDP fue significativamente menor ( $\text{adj } p = .0491$ ) la condición MAX ( $M = .43[N]$ ,  $SE = .02[N]$ ), que SIN1 ( $M = .45[N]$ ,  $SE = .02[N]$ ). Por otro lado, se exhibe que el género masculino ( $M = .40[N]$ ,  $SE = .02[N]$ ), fue significativamente menor ( $\text{adj } p = .0318$ ), que el género femenino ( $M = .48[N]$ ,  $SE = .02[N]$ ).

## **Encuesta de percepción personal**

*Pregunta 1.* En base a la Gráfica 7 presentada en el Anexo L se puede evidenciar que 11 de 20 personas presentan una respuesta  $>70$  con respecto a la facilidad de trabajo con el Liftsuit. Por el caso contrario, solo 2 personas presentan una respuesta  $\leq 50$ .

*Pregunta 2.* Para el caso de la Gráfica 8 presentada en el Anexo L, se puede evidenciar que 11 de 18 personas se encuentran en un intervalo  $\leq 50$ . Sin embargo, 3 personas están en una posición  $>70$  en relación a la facilidad de la realización del trabajo sin el Liftsuit.

*Pregunta 3.* En esta pregunta, sobre la comodidad de la realización del trabajo con el Liftsuit presentada en la Gráfica 9 del Anexo L, se pudo apreciar que 9 de 18 personas se encuentran en una posición  $>70$  y por el lado contrario, 4 personas se encuentran en una posición  $<50$ .

*Pregunta 4.* Para la última pregunta relacionada con la comodidad, presentada en la Gráfica 10 del Anexo L, se evidenció que la mayor concentración 11 de 18 personas presentan una posición  $\leq 50$  y 5 personas se encuentran en una posición  $>70$  en base a la comodidad de la realización del trabajo sin el Liftsuit.

*Pregunta 5.* En esta pregunta, relacionada con la preferencia presentada en la Gráfica 11 del Anexo L, se apreció que 16 personas (89%) prefirieron realizar la tarea con el Liftsuit y 2 personas (11%) prefieren no utilizar el Liftsuit.

*Pregunta 6.* En la Gráfica 12, presentada en el Anexo L, se evidenció que las 18 personas si recomiendan el uso del Liftsuit en el levantamiento y descarga de carga pesada.

*Pregunta 7.* Para esta pregunta, presentada en la Gráfica 13 del Anexo L, referente a la preferencia al nivel de ajuste del Liftsuit, 10 personas escogieron el nivel de ajuste MAX (56%) y 8 personas prefirieron el ajuste MED.

*Pregunta 8.* Por último, en esta pregunta, presentada en la Gráfica 14 del Anexo L, 15 personas (83%) escogieron que el método más cansado durante la investigación fue sin Liftsuit y tan solo 3 personas determinaron que fue más cansado con el uso de este.

## DISCUSIÓN

En la evaluación del RDM con la utilización del Liftsuit, se demostró estadísticamente que para el género masculino existió mayor restricción con el ajuste MAX, en relación con el género femenino en FE de la pelvis. También se puede evidenciar que, en la FE de los tobillos, con el ajuste MED hubo mayor restricción que el ajuste MAX. Esto al analizarlo pudo deberse a que los participantes modificaron su forma de levantamiento, debido a la rigidez del traje por lo que, a mayor limitación de la espalda, mayor será el movimiento de la parte baja del cuerpo humano. Esto también se evidenció en el estudio de Goršič et al. (2022), en donde se encontró una disminución de RDM en FE, en la que se analiza que los participantes cambiaron de estrategia debido a la rigidez del traje y esto limitaba los movimientos. Además, Lamers et al. (2018), declara que la parte elástica del exoesqueleto, que se encuentra en la parte superior de la espalda, genera fuerzas paralelas a los músculos extensores y ligamentos, que se ajusta de manera rígida al cuerpo humano.

Después de analizar estadísticamente todas las diferentes condiciones: SIN1, SIN2, MAX y MED, se refleja que el Liftsuit sí restringe el RDM, particularmente en el género masculino. Esto también se evidenció en un estudio de Baltrusch et al. (2019), en el que once sujetos sanos, con la utilización de un exoesqueleto tuvieron un rango de movimiento menor, reduciendo de esta manera la generación de trabajo mecánico. En el presente estudio, solamente no se encontró significancia en la AB de la cadera y pelvis. Por último, en relación con la condición Lado, se evidenció que el RDM en el ajuste MAX, en la AB y FE del lado derecho, fue significativamente menor que en lado izquierdo en las rodillas.

En cuanto a la simetría, se encontró significancia para los ajustes MAX y MED en las articulaciones de la cadera y rodilla. También, como se evidenció en los resultados, no se encontró significancia en ninguna condición en la articulación de los tobillos. Por último, en la condición SIN1 y SIN2, existió asimetría tanto en levantamiento como en descarga para las rodillas. En base a lo explicado, se puede determinar que el uso del Liftsuit en cualquiera de sus ajustes fue asimétrico en las articulaciones de cadera y rodillas. Así como también, se puede evidenciar que las personas son asimétricas al realizar las sentadillas en las rodillas sin influencia del exoesqueleto. En base a un estudio realizado por Zhou et al. (2022), en la evaluación de un exoesqueleto pasivo de auto estabilización, para proteger y fortalecer el cuerpo humano, se evidenció que el uso del exoesqueleto no fue balanceado, por ende, la estructura de la cintura se veía desbalanceada. De igual manera, en un estudio de Alemi et al. (2019) se encontró, en el uso de un exoesqueleto pasivo en levantamientos simétricos y asimétricos, mayor incidencia en el levantamiento asimétrico, debido a que los participantes no estaban tan adaptados al uso del exoesqueleto, porque solo estuvieron una pequeña cantidad de tiempo con el mismo. En este mismo estudio mencionado, algunas personas contraían conjuntamente sus músculos, en lugar que el exoesqueleto soporte el peso del torso en el levantamiento; el aumentar la actividad de los músculos puede beneficiar la estabilización del tronco incluso si se disminuye la activación de los músculos de la espalda.

Al ser un estudio reciente de la utilización del exoesqueleto en plataformas de fuerza se evaluó el rango y el promedio de fuerzas. Se evidenció que el género masculino tuvo mayor rango de fuerza vertical (*eje Z*), que el género femenino con y sin el exoesqueleto. Como hay diferencias entre el rango y el promedio en las condiciones SIN1 y SIN2 en el estudio, no se puede dar mayor

interpretación, porque la sentadilla al inicio y al final presentaban mucha variabilidad en relación a las fuerzas de reacción.

Para la parte del CDP se puede apreciar que para el ajuste MAX con la utilización del Liftsuit tiene menor velocidad en relación a SIN1. En relación con el género masculino fue menor en su velocidad del centro de presión al género femenino. Es decir que, para la parte de la velocidad hay mayor restricción en los hombres debido a que el exoesqueleto como se evidenció se acoplo de mejor manera. Por ende, existe menor velocidad en el levantamiento de la carga pesada para el género masculino posiblemente dada la restricción del Liftsuit por lo que el RDM es menor para este género y por ende su velocidad. En un estudio de Vahdat & Tabatabai (2018), en la evaluación del levantamiento de cajas con peso de 4, 8 y 12kg por medio de sentadillas y la evaluación del punto de aplicación de fuerzas en reacción vertical se obtuvo que el COP en postura de flexión se coloca en la parte delantera del pie. Mientras que en posición erguida el COP se coloca en la parte trasera de la planta del pie. Por ende, el aumento de la velocidad del movimiento aumenta la inercia del sistema en relación a la reacción vertical del suelo.

Por último, en relación al cuestionario de percepción personal, se puede evidenciar que los usuarios con respecto a la facilidad y comodidad destacaron que el uso del Liftsuit fue mejor que sin el mismo. En promedio, cuatro de los dieciocho participantes no se sintieron cómodos con la utilización del exoesqueleto. Por lo que la mayoría de las personas si prefieren el uso del Liftsuit. En relación al nivel de ajuste, las personas prefieren el ajuste MAX que el MED. En contraste con Goršič et al. (2022), tanto para la sesión 1 se determinó que tres de dieciséis participantes no encontraron ningún tipo de molestia con la utilización del exoesqueleto. En la sesión 2 de igual manera, tres de diez participantes no presentaron ninguna incomodidad. Sin embargo, la mayoría de los participantes si presentaron molestias en las diferentes partes del cuerpo. En otro estudio

similar de Goršič et al. (2021), se evidenció que no hubo resultados positivos en la utilización del Liftsuit. Donde, su opinión subjetiva era que el uso de este no era muy flexible y es muy rígido en la parte de la espalda y de las caderas, por lo que, los sujetos levantarían los objetos con la espalda, inclinando las caderas hacia atrás del exoesqueleto. Sin embargo, se debe tener más evidencia de la ayuda del Liftsuit y verificar como este afecta con el uso prolongado ya que el estudio solo se basó en series de corto tiempo. Por ende, se deberá realizar un estudio más profundo del mismo y el beneficio del exoesqueleto.

### **LIMITACIONES**

En base a la investigación realizada, se presentaron algunas limitaciones relacionadas con diferentes factores: Una de ellas fue que, el tamaño de muestra debió haber sido más grande, ya que no se consiguieron conclusiones tan fuertes en cuestión del factor Género. De igual forma, la población objetivo presenta limitantes con el rango de edad, debido a que no cubre todas las edades de los trabajadores que están sometidos a excesivas cargas físicas, ya sea en el levantamiento o descarga de objetos pesados en cualquier tipo de industria. De la misma manera, existió algunos inconvenientes relacionados con la instrucción de la sentadilla, debido a que, algunos participantes no realizaban algunas de la manera correcta. Por lo cual, ante la explicación dada de cómo realizar de manera adecuada el ejercicio, algunos participantes mejoraban conforme avanzaba la investigación. También, al colocar a los sujetos de género femenino el Liftsuit, no les quedaba o no se ajustaba de manera adecuada a su cuerpo, afectando primero la toma de datos, debido a que los marcadores en base al modelo planteado se debían colocar en otro sector aproximado debido a que el exoesqueleto obstruía a los mismos. Por último, y en relación con el horario de trabajo de los operadores, el tiempo de la tarea fue muy corto para poder incidir en el beneficio del Liftsuit durante el uso prolongado.

## CONCLUSIONES

- La mayoría de los participantes indicaron que fue más cómoda y fácil la realización del trabajo con el Liftsuit, que sin este.
- La mayoría de los participantes prefirieron y recomiendan el uso del Liftsuit en el levantamiento y descarga de carga pesada.
- El uso del Liftsuit presentó un menor rango de movimiento, particularmente en FE, solamente en hombres, en las articulaciones de la cadera y pelvis, indicando que el exoesqueleto restringe en cierto grado el movimiento de sus usuarios.
- No existió diferencia entre el nivel de ajuste máximo y medio del Liftsuit, excepto en la FE del tobillo.
- El ajuste, en base a la percepción de los participantes, depende de la preferencia de cada usuario.
- Dentro de todo el estudio, el género masculino presentó mayores diferencias que el género femenino.
- En el rango de movimiento de cada articulación y movimiento, los resultados fueron prácticamente iguales entre las tareas de levantamiento y descarga.
- Con el uso del Liftsuit, se encontró asimetría en la IE de la cadera y la FE de las rodillas.
- Se encontró asimetría, con o sin Liftsuit, en la IE de las rodillas y solo en la descarga de los tobillos.
- La fuerza de reacción vertical presentó mucha variabilidad debido a las diferencias entre las condiciones SIN1 y SIN2.
- Utilizando el Liftsuit, la velocidad fue significativamente menor en el análisis del CDP, lo cual significa una mayor estabilidad.

## RECOMENDACIONES Y FUTUROS ESTUDIOS

Como los exoesqueletos representan un nuevo método de ayuda a los trabajadores, se debe tener mejores resultados de sus beneficios. Por lo cual, en base a la investigación se debe realizar un mayor énfasis en la realización de la sentadilla y de igual manera en el calentamiento. Por medio de explicaciones y pruebas piloto de la realización de los levantamientos de la carga pesada. Así también, para complementación del estudio se puede realizar un modelo que cubra todo el cuerpo humano, con ayuda de sensores de electromiografía para verificar la activación de los músculos del cuerpo y como estos inciden en las personas. De igual manera, se puede modificar a la población objetivo ya no solo en jóvenes, si no ampliar el rango de edad a personas de mayor edad, ya que en realidad son los que están más sujetos a las lesiones por el tiempo de profesión que tienen y las cargas físicas expuestas. En relación con el Liftsuit, se debe considerar en otros estudios el aspecto del diseño para personas de baja estatura o en personas que presenten algún tipo de lesión. Por último, se puede investigar el uso del Liftsuit en aspectos que se enfrentan los trabajadores día a día, como es el subir gradas, pendientes y en caminata con objetos pesados para verificar de mejor manera la ayuda de este.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 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>
- Álvarez, I., Encalada, N., & Vega, S. (2022). *Evaluación ergonómica y biomecánica de un exoesqueleto comercial durante un trabajo de carga pesada* [Ingeniería Industrial]. Universidad San Francisco de Quito.
- Arauz, P. G., García, M. G., Velez, M., León, C., Velez, F., & Martin, B. (2021). Does treadmill workstation use affect user's kinematic gait symmetry? *PLoS ONE*, 16(12 December). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0261140>
- Armstrong, J. S., & Green, K. C. (2022). *The Scientific Method*. Cambridge University Press. <https://doi.org/10.1017/9781009092265>
- Asayama, A., Tateuchi, H., Yamagata, M., & Ichihashi, N. (2021). Influence of stance width and toe direction on medial knee contact force during bodyweight squats. *Journal of Biomechanics*, 129. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110824>
- Auxivo. (2020). *Auxivo Liftsuit® Handbook and User Guideline* (Version 1.0). Auxivo AG.
- Baltrusch, S. J., van Dieën, J. H., Bruijn, S. M., Koopman, A. S., van Bennekom, C. A. M., & Houdijk, H. (2019). The effect of a passive trunk exoskeleton on metabolic costs during lifting and walking. *Ergonomics*, 62(7), 903–916. <https://doi.org/10.1080/00140139.2019.1602288>
- Biewener, A. A. (2016). Locomotion as an emergent property of muscle contractile dynamics. In *Journal of Experimental Biology* (Vol. 219, Issue 2, pp. 285–294). Company of Biologists Ltd. <https://doi.org/10.1242/jeb.123935>
- Chittar, O. A., Barve, S. B., & Kanthale, V. (2022). Experimental investigations on waist supportive passive exoskeleton to improve human comfort. *Materials Today: Proceedings*. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2022.09.086>
- Chiu, M. C., Wu, H. C., & Chang, L. Y. (2013). Gait speed and gender effects on center of pressure progression during normal walking. *Gait and Posture*, 37(1), 43–48. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.05.030>
- Garcia, M.-G., Läubli, T., & Martin, B. J. (2015). Long-Term Muscle Fatigue After Standing Work. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 57(7), 1162–1173. <https://doi.org/10.1177/0018720815590293>
- Goršič, M., Song, Y., Dai, B., & Novak, D. (2021). Evaluation of the HeroWear Apex back-assist exosuit during multiple brief tasks. *Journal of Biomechanics*, 126. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110620>

- Goršič, M., Song, Y., Dai, B., & Novak, V. D. (2022). Short-term effects of the Auxivo LiftSuit during lifting and static leaning. *Applied Ergonomics*, *102*. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2022.103765>
- Halloran, J. P., Abdollahi Nohouji, N., Hafez, M. A., Besier, T. F., Chokhandre, S. K., Elmasry, S., Hume, D. R., Imhauser, C. W., Rooks, N. B., Schneider, M. T. Y., Schwartz, A., Shelburne, K. B., Zaylor, W., & Erdemir, A. (2022). Assessment of reporting practices and reproducibility potential of a cohort of published studies in computational knee biomechanics. *Journal of Orthopaedic Research*. <https://doi.org/10.1002/jor.25358>
- Hippisley-Cox, J., Fielding, K., & Pringle, M. (1998). *General practice: Depression as a risk factor for ischaemic heart disease in men: population based case-control study*. [www.bmj.com](http://www.bmj.com)
- Hua, X., & Li, J. (2022). A computational approach to determine key anatomic landmarks on pelvis and its application to acetabular orientation assessment and hip computational biomechanics. *Medical Engineering and Physics*, *105*. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2022.103824>
- Iranzo, S., Piedrabuena, A., Iordanov, D., Martinez-Iranzo, U., & Belda-Lois, J. M. (2020). Ergonomics assessment of passive upper-limb exoskeletons in an automotive assembly plant. *Applied Ergonomics*, *87*. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103120>
- Jia, N., Zhang, M., Zhang, H., Ling, R., Liu, Y., Li, G., Yin, Y., Shao, H., Zhang, H., Qiu, B., Li, D., Wang, D., Zeng, Q., Wang, R., Chen, J., Zhang, D., Mei, L., Fang, X., Liu, Y., ... Wang, Z. (2022). Prevalence and risk factors analysis for low back pain among occupational groups in key industries of China. *BMC Public Health*, *22*(1), 1493. <https://doi.org/10.1186/s12889-022-13730-8>
- Khan, W. S., & Asmatulu, R. (2013). *Fundamentals of Safety* (pp. 17–30). Department of Mechanical Engineering, Wichita State University, Fairmount, Wichita, KS.
- Kim, S., Miller, M., Tallarico, A., Helder, S., Liu, Y., & Lee, S. (2021). Relationships between physical characteristics and biomechanics of lower extremity during the squat. *Journal of Exercise Science and Fitness*, *19*(4), 269–277. <https://doi.org/10.1016/j.jesf.2021.09.002>
- Kistler Group. (2019). *Ground reaction force (GRF)*. <https://www.kistler.com/en/glossary/term/ground-reaction-force-grf/>
- Lamers, E. P., Yang, A. J., & Zelik, K. E. (2018). Feasibility of a biomechanically-assistive garment to reduce low back loading during leaning and lifting. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *65*(8), 1674–1680. <https://doi.org/10.1109/TBME.2017.2761455>
- Lunneborg, C. E. (2007). Convenience Sample. In *The Blackwell Encyclopedia of Sociology*. John Wiley & Sons, Ltd. <https://doi.org/10.1002/9781405165518.wbeosc131>
- McGuire, S. A., Tate, D. F., Wood, J., John Sladky, P. H., McDonald, K., Sherman, P. M., Kawano, E. S., Laura Rowland, B. M., Patel, B., Susan Wright, B. N., Hong, E., Rasmussen, J., Willis,

- A. M., & Kochunov, P. v. (2014). *Lower neurocognitive function in U-2 pilots Relationship to white matter hyperintensities*.
- Mostamand, J., Bader, D. L., & Hudson, Z. (2012). Reliability testing of the patellofemoral joint reaction force (PFJRF) measurement during double-legged squatting in healthy subjects: A pilot study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *16*(2), 217–223. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2011.03.003>
- Papi, E., Bull, A. M. J., & McGregor, A. H. (2020). Alteration of movement patterns in low back pain assessed by Statistical Parametric Mapping. *Journal of Biomechanics*, *100*. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109597>
- Paskins, Z., Farmer, C. E., Manning, F., Andersson, D. A., Barlow, T., Bishop, F. L., Brown, C. A., Clark, A., Clark, E. M., Dulake, D., Gulati, M., le Maitre, C. L., Jones, R. K., Loughlin, J., Mason, D. J., McCarron, M., Millar, N. L., Pandit, H., Peat, G., ... Watt, F. E. (2022). Research priorities to reduce the impact of musculoskeletal disorders: a priority setting exercise with the child health and nutrition research initiative method. In *The Lancet Rheumatology* (Vol. 4, Issue 9, pp. e635–e645). Elsevier Ltd. [https://doi.org/10.1016/S2665-9913\(22\)00136-9](https://doi.org/10.1016/S2665-9913(22)00136-9)
- Pataky, T. C. (2010). Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *Journal of Biomechanics*, *43*(10), 1976–1982. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.008>
- Pinho, J. P., & Forner-Cordero, A. (2022). Shoulder muscle activity and perceived comfort of industry workers using a commercial upper limb exoskeleton for simulated tasks. *Applied Ergonomics*, *101*. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2022.103718>
- Rusu, C. A., Constantinescu, C., & Marinescu, S. C. (2021). A generic hybrid Human/Exoskeleton Digital Model towards Digital Transformation of Exoskeletons-integrated workplaces. *Procedia CIRP*, *104*, 1787–1790. <https://doi.org/10.1016/j.procir.2021.11.301>
- Skovlund, S. V., Bláfoss, R., Skals, S., Jakobsen, M. D., & Andersen, L. L. (2022). Technical field measurements of muscular workload during stocking activities in supermarkets: cross-sectional study. *Scientific Reports*, *12*(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-022-04879-8>
- Syrett, E. D., Peterson, C. L., & Darter, B. J. (2021). Assessing the effects of gait asymmetry: Using a split-belt treadmill walking protocol to change step length and peak knee joint contact force symmetry. *Journal of Biomechanics*, *125*. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110583>
- Vahdat, I., & Tabatabai Ghomsheh, F. (2018). The effects of task execution variables on resultant vertical ground reaction force acting on foot sole during squat lifting. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *22*(3), 632–638. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2017.10.010>
- Wang, H., Xie, Z., Lu, L., Su, B., Jung, S., & Xu, X. (2022). A mobile platform-based app to assist undergraduate learning of human kinematics in biomechanics courses. *Journal of Biomechanics*, *142*, 111243. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111243>

- Weckenborg, C., Thies, C., & Spengler, T. S. (2022). Harmonizing ergonomics and economics of assembly lines using collaborative robots and exoskeletons. *Journal of Manufacturing Systems*, 62, 681–702. <https://doi.org/10.1016/j.jmsy.2022.02.005>
- Westfall, P. H., & Young, S. S. (1989). P value adjustments for multiple tests in multivariate binomial models. *Journal of the American Statistical Association*, 84(407), 780–786. <https://doi.org/10.1080/01621459.1989.10478837>
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D’Lima, D. D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., & Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 543–548. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00222-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00222-6)
- Zhou, N., Liu, Y., Song, Q., Qi, Z., Ren, W., & Zhang, K. (2022). Analysis, design and preliminary evaluation of an anthropometric self-stabilization passive exoskeleton for enhancing the ability of walking with loads. *Robotics and Autonomous Systems*, 153. <https://doi.org/10.1016/j.robot.2022.104079>

# ANEXOS

## Anexo A: Captura de pantalla de G\*Power 3.1 para el cálculo del tamaño de muestra.

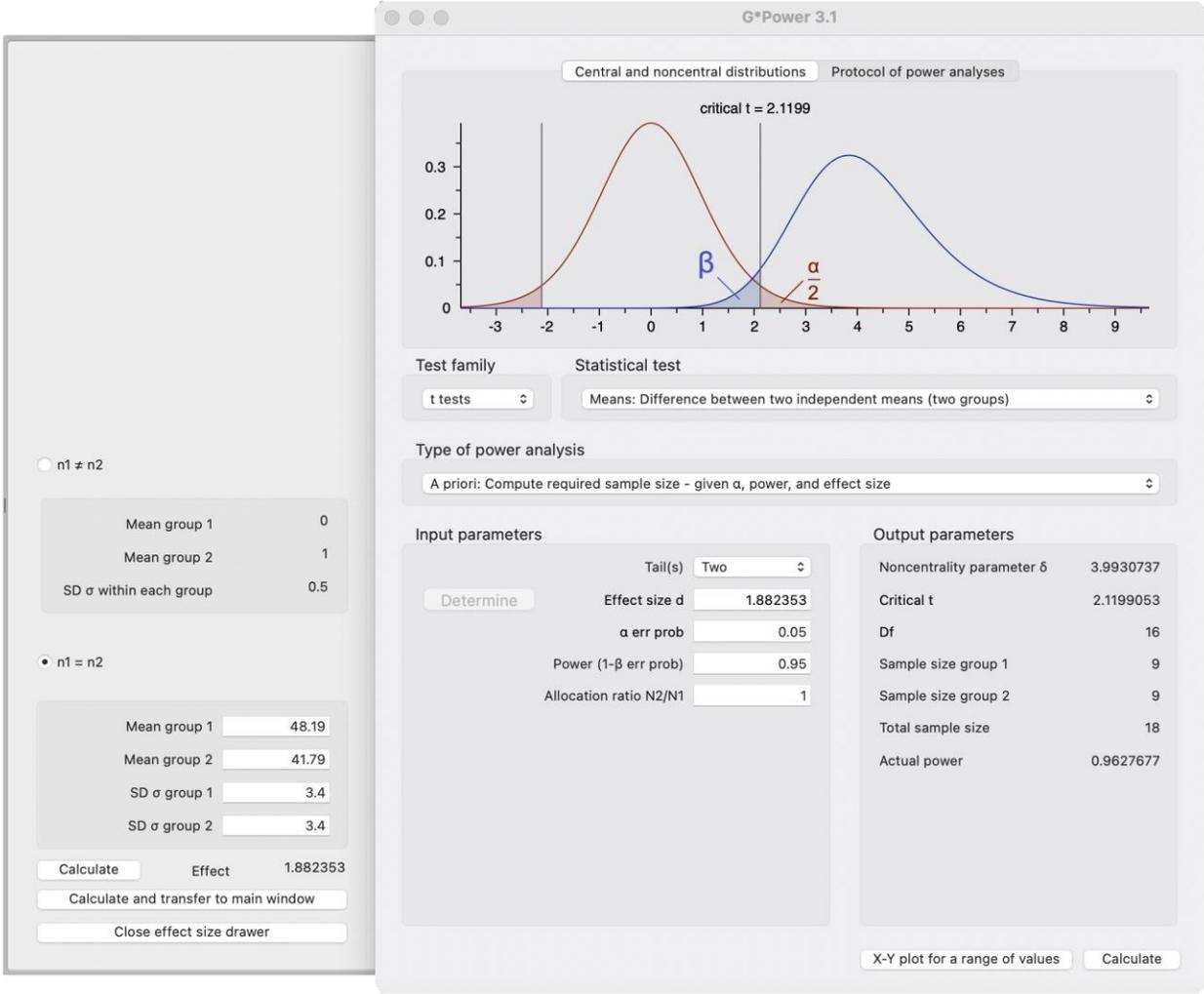


Imagen 1. Captura de pantalla de G\*Power 3.1 para el cálculo del tamaño de muestra.

## Anexo B: Imágenes del LiftSuit



*Imagen 2. Demostración de la obtención del ajuste medio del Liftsuit al alar las cintas de ajuste.*



*Imagen 3. Demostración de la activación del sistema de bandas elásticas del Liftsuit al realizar una sentadilla.*

## Anexo C: Encuesta de percepción personal realizada a los participantes al final del experimento.

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

Código del Participante:

**Para las siguientes preguntas, poner una línea (/) de acuerdo con su percepción personal**

**Después de haber realizado el trabajo con y sin el exoesqueleto:**

1) ¿Qué tan fácil fue realizar el trabajo **con** el exoesqueleto?

A horizontal line with vertical end caps and a central tick mark. Below the left end is the text 'Nada en lo absoluto' and below the right end is 'Extremadamente fácil'.

2) ¿Qué tan fácil fue realizar el trabajo **sin** el exoesqueleto? |

A horizontal line with vertical end caps and a central tick mark. Below the left end is the text 'Nada en lo absoluto' and below the right end is 'Extremadamente fácil'.

3) ¿Qué tan cómodo fue realizar el trabajo **con** el exoesqueleto?

A horizontal line with vertical end caps and a central tick mark. Below the left end is the text 'Nada en lo absoluto' and below the right end is 'Extremadamente cómodo'.

4) ¿Qué tan cómodo fue realizar el trabajo **sin** el exoesqueleto?

A horizontal line with vertical end caps and a central tick mark. Below the left end is the text 'Nada en lo absoluto' and below the right end is 'Extremadamente cómodo'.

1) ¿Preferiría realizar este trabajo con o sin el exoesqueleto?

CON            SIN

2) ¿Recomendaría usar este exoesqueleto para un trabajo de carga?

SI            NO

3) ¿Qué nivel de ajuste prefieres al usar el exoesqueleto?

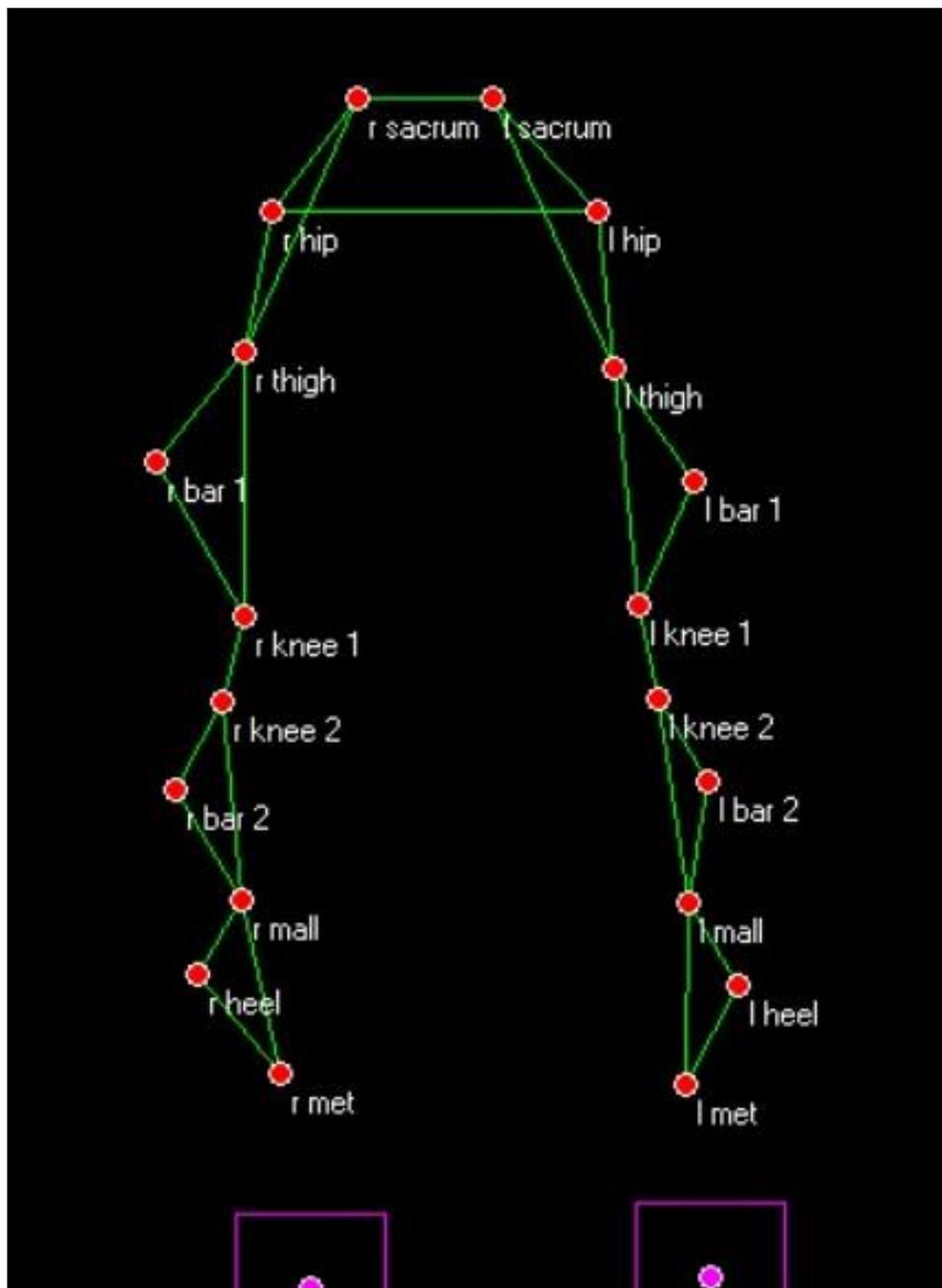
Alto            Medio

4) Según tu criterio: ¿Qué método de levantamiento fue **más** cansado?

Con Exoesqueleto            Sin Exoesqueleto

2021-145M  
VE03 12-01-2022

*Imagen 4. Preguntas de la encuesta de percepción personal.*

**Anexo D: Modelo de cuerpo bajo**

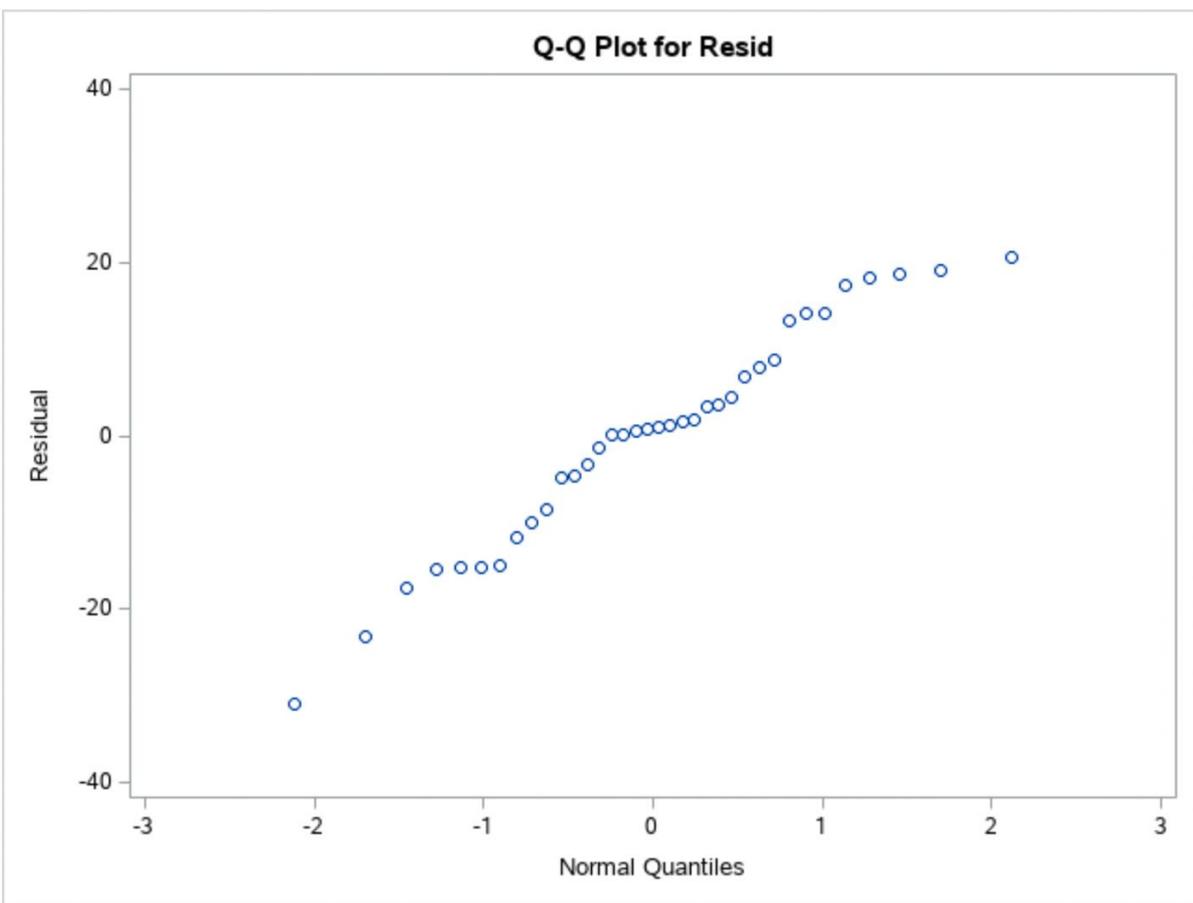
*Imagen 5. Modelo de cuerpo bajo.*

**Anexo E:** Normalidad en la Cadera SIN1

*Levantamiento Flexión-Extensión*

Tests for Normality				
Test	Statistic		p Value	
Shapiro-Wilk	W	0.967028	Pr < W	0.3500
Kolmogorov-Smirnov	D	0.11302	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq	0.060499	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq	0.382083	Pr > A-Sq	>0.2500

Imagen 6. Prueba de normalidad de la flexión-extensión de la cadera en el levantamiento sin Lifsuit (SIN1).

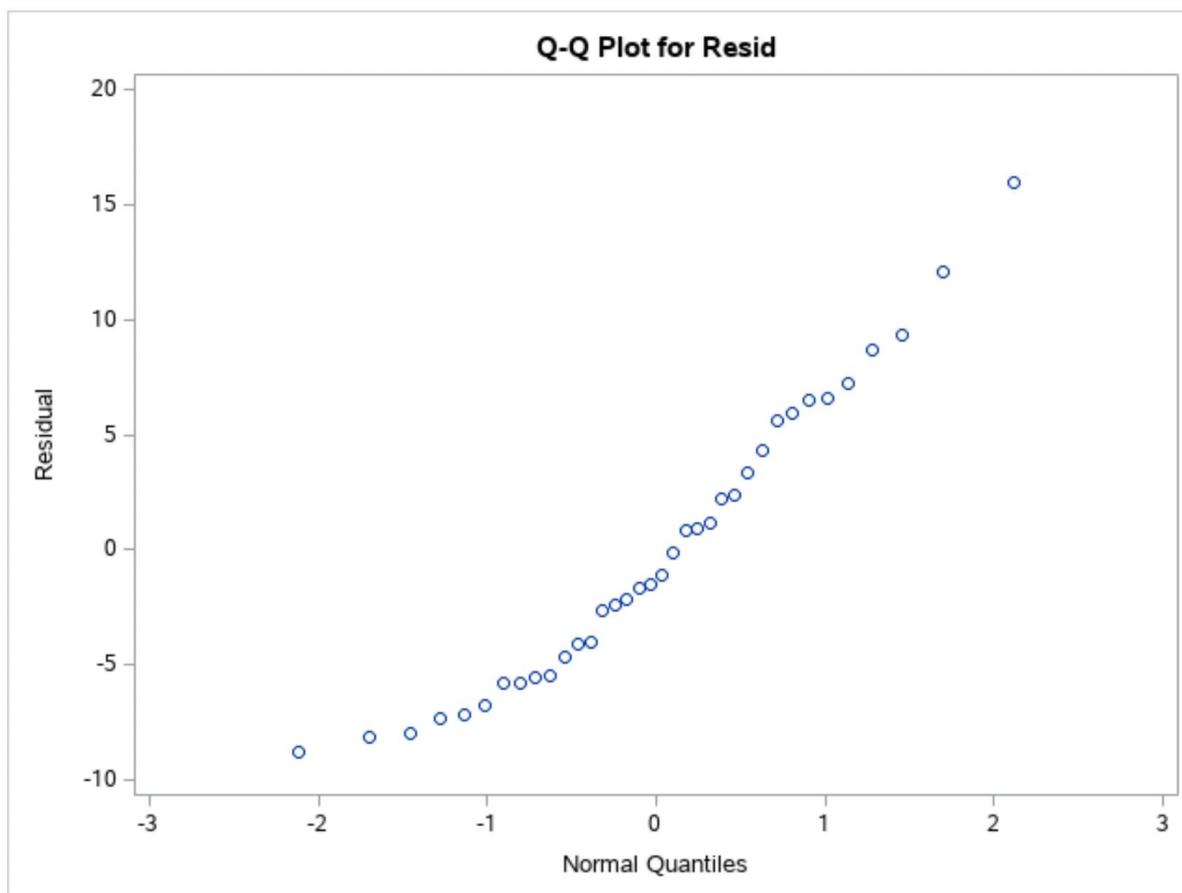


Gráfica 1. Normalidad de la flexión-extensión de la cadera en el levantamiento sin Lifsuit (SIN1).

*Levantamiento Abducción-Aducción*

Tests for Normality				
Test	Statistic		p Value	
Shapiro-Wilk	W	0.950729	Pr < W	0.1103
Kolmogorov-Smirnov	D	0.100655	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq	0.075531	Pr > W-Sq	0.2348
Anderson-Darling	A-Sq	0.505324	Pr > A-Sq	0.1987

*Imagen 7. Prueba de normalidad de la abducción-aducción de la cadera en el levantamiento sin Lifsuit (SINI).*

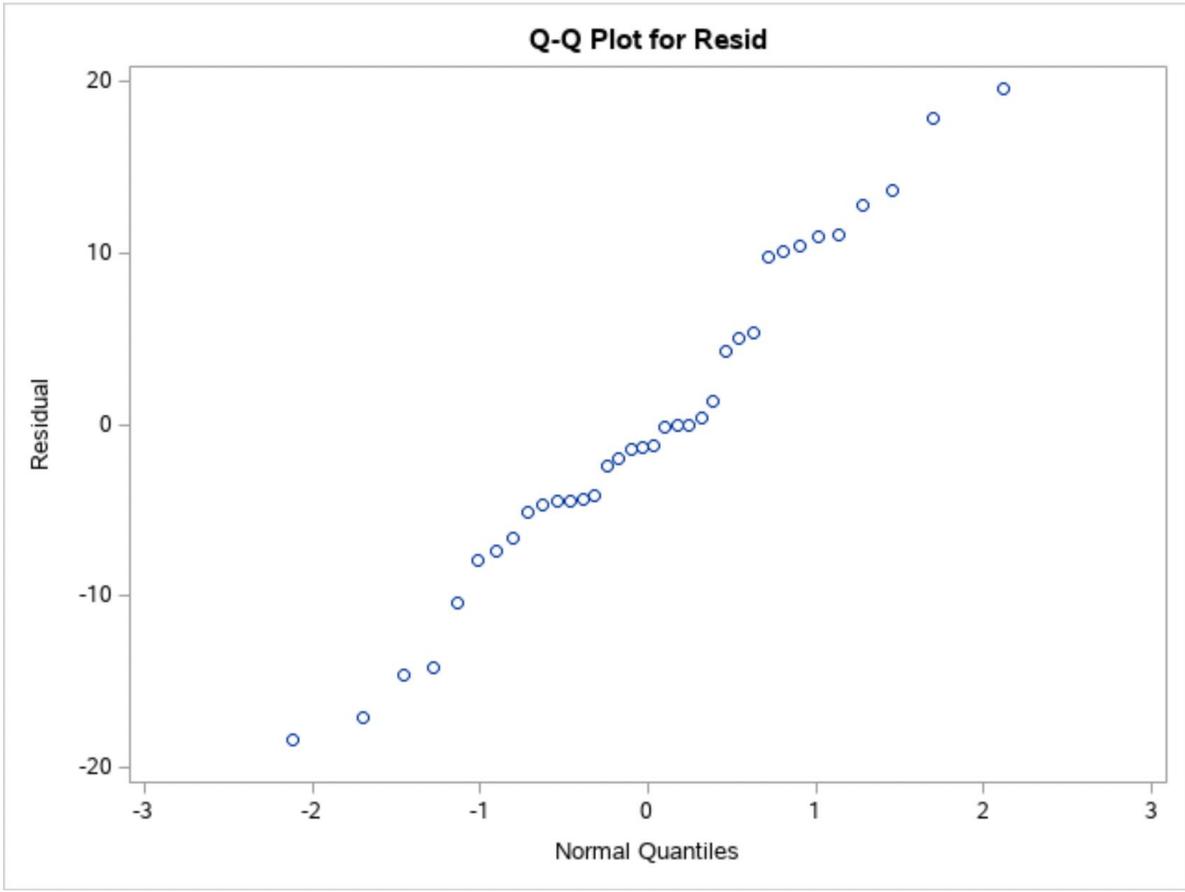


*Gráfica 2. Normalidad de la abducción-aducción de la cadera en el levantamiento sin Lifsuit (SINI).*

Levantamiento Rotación Interna-Externa

Tests for Normality				
Test	Statistic		p Value	
Shapiro-Wilk	W	0.972368	Pr < W	0.4937
Kolmogorov-Smirnov	D	0.121538	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq	0.077573	Pr > W-Sq	0.2226
Anderson-Darling	A-Sq	0.421667	Pr > A-Sq	>0.2500

Imagen 8. Prueba de normalidad de la rotación interna-externa de la cadera en el levantamiento sin Lifsuit (SIN1).

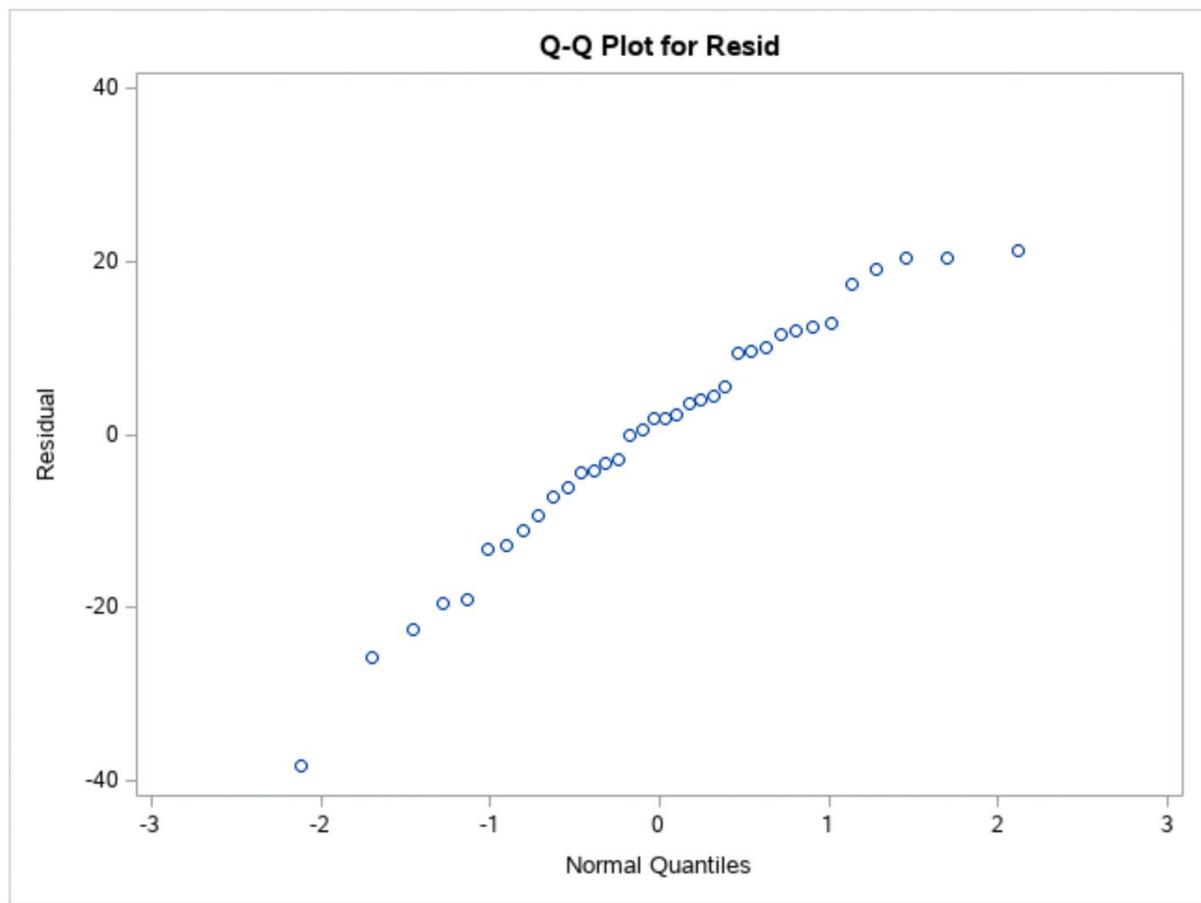


Gráfica 3. Gráfica de normalidad de la rotación interna-externa de la cadera en el levantamiento sin Lifsuit (SIN1).

*Descarga Flexión-Extensión*

Tests for Normality				
Test	Statistic		p Value	
Shapiro-Wilk	W	0.964461	Pr < W	0.2939
Kolmogorov-Smirnov	D	0.079839	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq	0.042137	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq	0.308149	Pr > A-Sq	>0.2500

*Imagen 9. Prueba de normalidad de la flexión-extensión de la cadera en la descarga sin Lifsuit (SINI).*

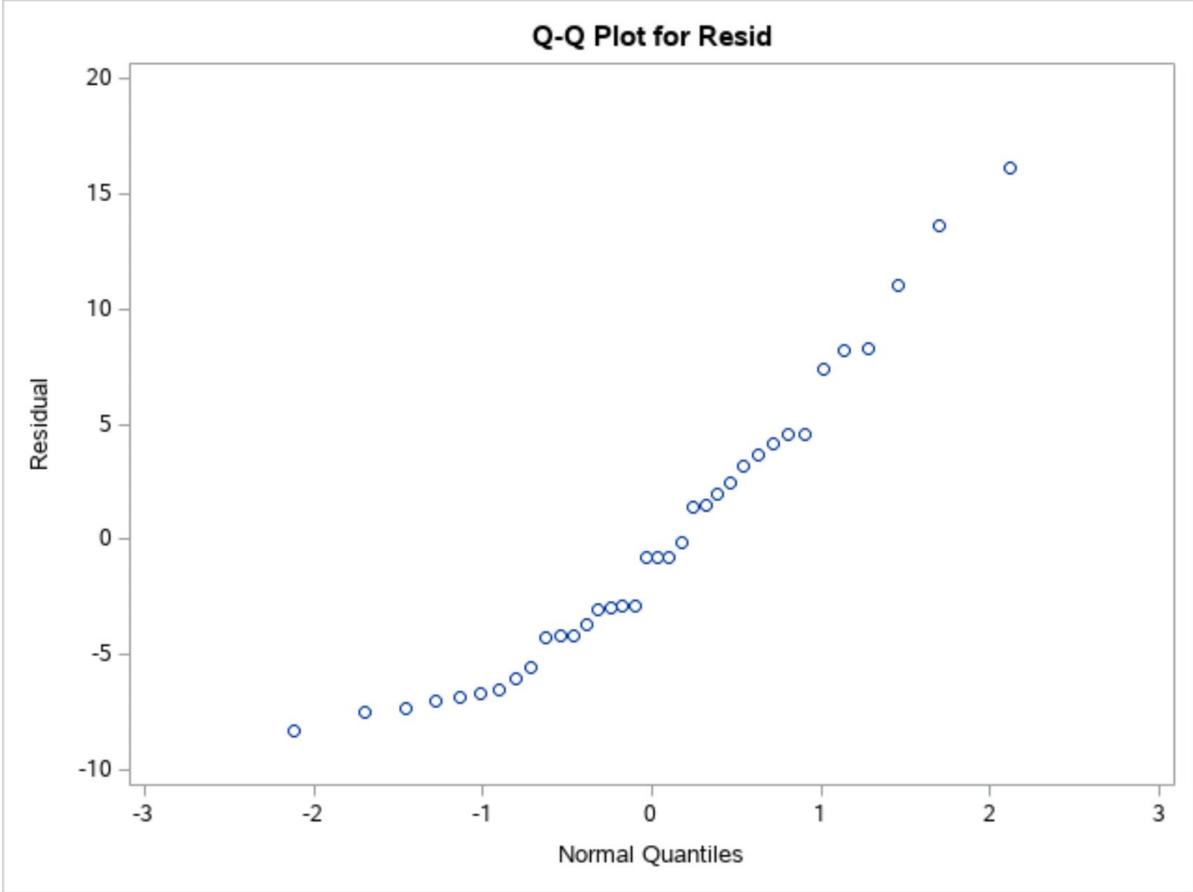


*Gráfica 4. Gráfica de normalidad de la flexión-extensión de la cadera en la descarga sin Lifsuit (SINI).*

Descarga Abducción-Aducción

Tests for Normality				
Test	Statistic		p Value	
Shapiro-Wilk	W	0.931186	Pr < W	0.0272
Kolmogorov-Smirnov	D	0.147003	Pr > D	0.0473
Cramer-von Mises	W-Sq	0.104268	Pr > W-Sq	0.0961
Anderson-Darling	A-Sq	0.710341	Pr > A-Sq	0.0606

Imagen 10. Prueba de normalidad de la abducción-aducción de la cadera en la descarga sin Lifsuit (SINI).

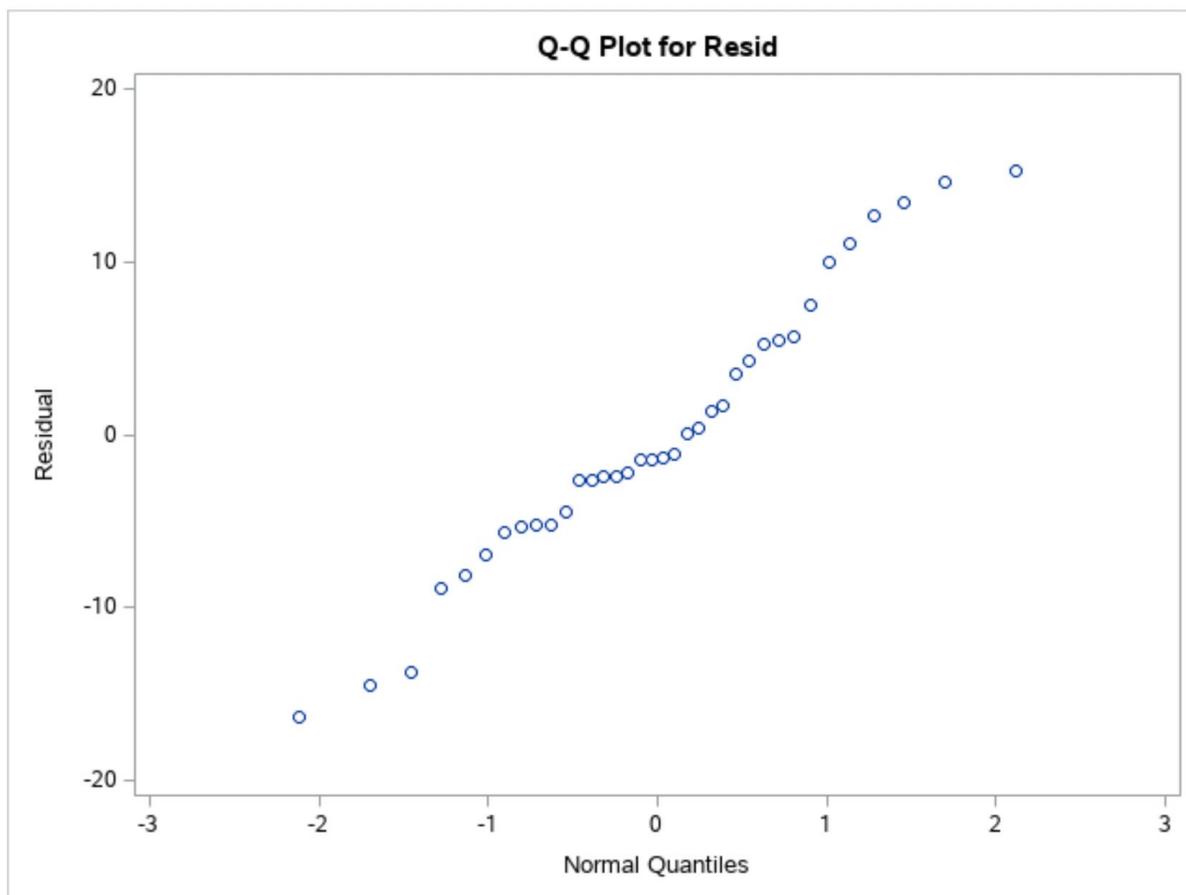


Gráfica 5. Gráfica de normalidad de la abducción-aducción de la cadera en la descarga sin Lifsuit (SINI).

*Descarga Rotación Interna-Externa*

Tests for Normality				
Test	Statistic		p Value	
Shapiro-Wilk	W	0.970699	Pr < W	0.4449
Kolmogorov-Smirnov	D	0.112946	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq	0.064711	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq	0.386401	Pr > A-Sq	>0.2500

*Imagen 11. Prueba de normalidad de la rotación interna-externa de la cadera en la descarga sin Lifsuit (SINI).*



*Gráfica 6. Gráfica de normalidad de la rotación interna-externa de la cadera en la descarga sin Lifsuit (SINI).*

### Anexo F: Resultados de Rango de Movimiento

Efecto	Levantamiento						Descarga					
	Flexión-Extensión		Abducción-Aducción		Rotación Interna-Externa		Flexión-Extensión		Abducción-Aducción		Rotación Interna-Externa	
	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p
Condición	34.3	<b>&lt;.0001</b>	0.46	0.709	0.14	0.939	4.26	<b>0.007</b>	1.37	0.255	0.59	0.621
Lado	1.74	0.19	1.54	0.218	1.02	0.315	0.83	0.364	1.89	0.172	0.22	0.643
Género	0.36	0.548	3.1	0.081	7.17	<b>0.009</b>	1.82	0.18	3.76	0.055	2.49	0.118
Condición*Género	13.67	<b>&lt;.0001</b>	1.35	0.263	4.16	<b>0.008</b>	11.27	<b>&lt;.0001</b>	1.35	0.263	3	<b>0.034</b>
Género*Lado	0.01	0.912	0.07	0.792	6.48	<b>0.012</b>	0.11	0.746	0.78	0.379	8.99	<b>0.003</b>
Condición*Lado	0.05	0.985	0.36	0.784	0.12	0.948	0.43	0.733	0.74	0.531	0.04	0.991
Condición*Género*Lado	0.22	0.885	0.33	0.803	0.26	0.855	0.42	0.741	0.3	0.824	0.33	0.804

Tabla 1. Rango de Movimiento de la Cadera. Nota: Los números en negrita indican significancia en  $\alpha = 0.05$ .

Efecto	Levantamiento						Descarga					
	Flexión-Extensión		Abducción-Aducción		Rotación Interna-Externa		Flexión-Extensión		Abducción-Aducción		Rotación Interna-Externa	
	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p
Condición	2.95	<b>0.036</b>	1.13	0.339	1.36	0.26	3.27	<b>0.024</b>	1.09	0.355	0.94	0.424
Lado	15.83	<b>1E-04</b>	12.38	<b>6E-04</b>	13.85	<b>3E-04</b>	10	<b>0.002</b>	11.44	<b>0.001</b>	4.03	<b>0.047</b>
Género	2.18	0.142	0.9	0.344	1.04	0.31	9.87	<b>0.002</b>	0.19	0.661	0.24	0.623
Condición*Género	1.38	0.253	1.58	0.198	0.92	0.436	2.02	0.115	0.35	0.791	1.76	0.158
Género*Lado	0	1	8.15	<b>0.005</b>	4.79	<b>0.031</b>	0.82	0.367	7.66	<b>0.007</b>	0.87	0.353
Condición*Lado	3.99	<b>0.01</b>	2.08	0.107	0.79	0.504	3.44	<b>0.019</b>	1.23	0.302	2.38	0.074
Condición*Género*Lado	0.57	0.639	0.06	0.978	0.75	0.524	0.54	0.657	0.06	0.979	0.52	0.67

Tabla 2. Rango de Movimiento de las Rodillas. Nota: Los números en negrita indican significancia en  $\alpha = 0.05$ .

Efecto	Levantamiento						Descarga					
	Flexión-Extensión		Abducción-Aducción		Rotación Interna-Externa		Flexión-Extensión		Abducción-Aducción		Rotación Interna-Externa	
	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p
Condición	3.04	<b>0.032</b>	1.05	0.374	0.5	0.68	8.47	<b>&lt;.0001</b>	0.73	0.534	1.81	0.149
Lado	1.27	0.262	7.05	<b>0.009</b>	13.33	<b>4E-04</b>	0.23	0.633	4.18	<b>0.043</b>	10.69	<b>0.001</b>
Género	4.05	0.047	7.06	<b>0.009</b>	6.74	<b>0.011</b>	12.39	<b>6E-04</b>	5.98	<b>0.016</b>	11.55	<b>9E-04</b>
Condición*Género	0.75	0.523	0.31	0.821	0.07	0.978	1.25	0.294	1.67	0.177	0.49	0.687
Género*Lado	0.31	0.58	0.04	0.848	1.7	0.195	0.19	0.66	0.36	0.551	0	0.982
Condición*Lado	0.09	0.963	0.05	0.986	0.11	0.954	0.08	0.972	0.32	0.813	0.02	0.995
Condición*Género*Lado	0.49	0.688	0.38	0.768	0.44	0.728	0.64	0.592	0.25	0.862	0.48	0.694

Tabla 3. Rango de Movimiento de los Tobillos. Nota: Los números en negrita indican significancia en  $\alpha = 0.05$ .

Efecto	Levantamiento						Descarga					
	Flexión-Extensión		Abducción-Aducción		Rotación Interna-Externa		Flexión-Extensión		Abducción-Aducción		Rotación Interna-Externa	
	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p
Condición	1.76	0.159	2.51	0.062	2.71	<b>0.048</b>	3.51	<b>0.018</b>	1.56	0.203	0.13	0.945
Lado	0.01	0.914	0.02	0.902	0.02	0.895	0.05	0.83	0	0.958	0	0.981
Género	6.16	<b>0.015</b>	1.5	0.223	7.8	<b>0.006</b>	5.04	<b>0.027</b>	0.52	0.47	7.53	<b>0.007</b>
Condición*Género	6.51	<b>4E-04</b>	2.12	0.102	1.36	0.259	7.72	<b>&lt;.0001</b>	1.73	0.165	0.57	0.637
Género*Lado	0.02	0.885	0	0.946	0	0.959	0	0.961	0.02	0.898	0	0.954
Condición*Lado	0.08	0.969	0.01	0.998	0	1	0.14	0.937	0.01	0.998	0.16	0.922
Condición*Género*Lado	0.09	0.965	0.01	0.999	0.01	0.998	0.02	0.997	0.03	0.994	0.03	0.991

Tabla 4. Rango de Movimiento de la Pelvis. Nota: Los números en negrita indican significancia en  $\alpha = 0.05$ .

## Anexo G: Resultados de Simetría para la Cadera

### Levantamiento

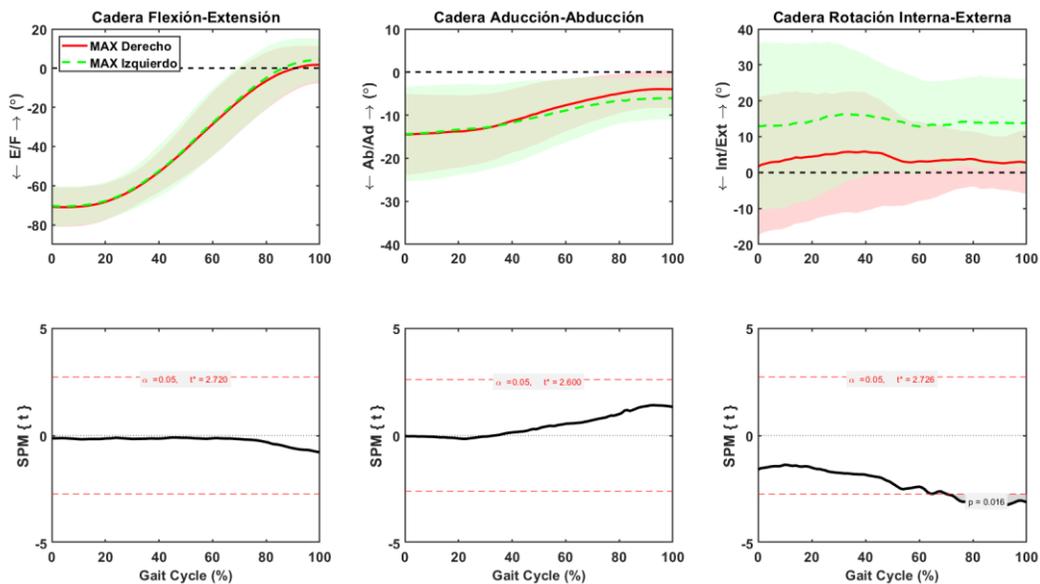


Imagen 12. Gráficas de simetría de la cadera en el levantamiento con la condición MAX.

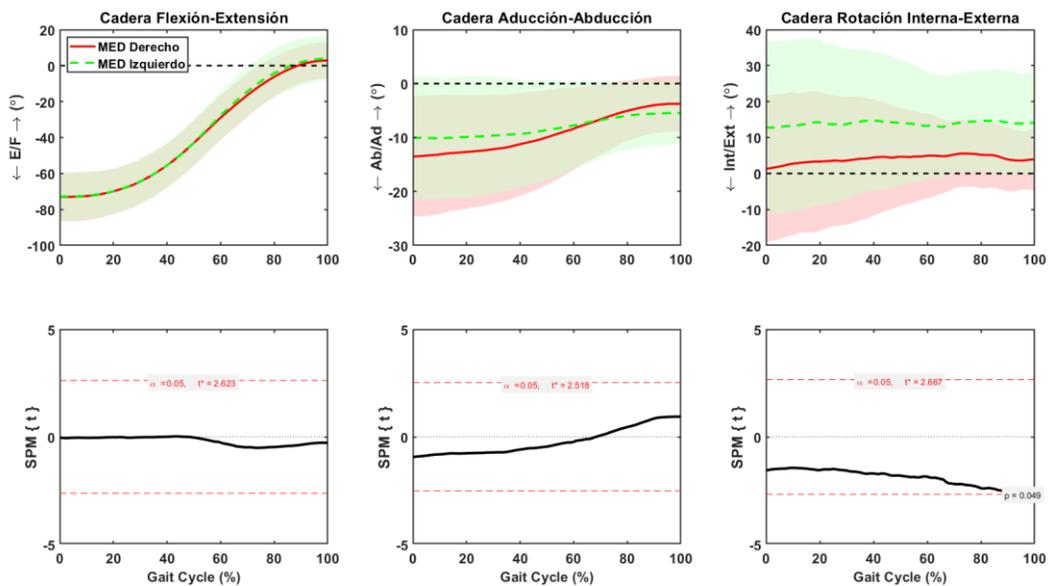


Imagen 13. Gráficas de simetría de la cadera en el levantamiento con la condición MED.

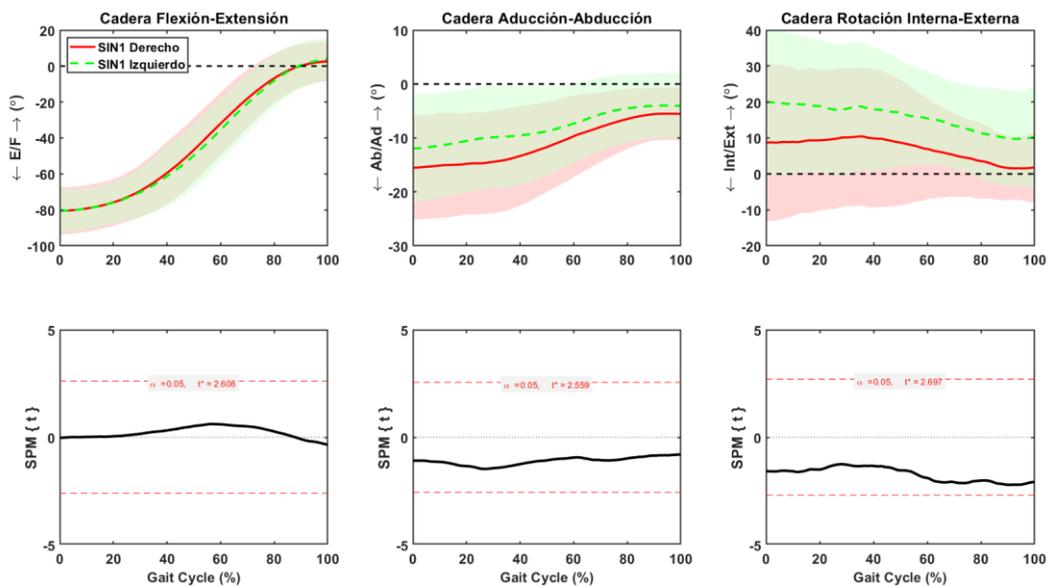


Imagen 14. Gráficas de simetría de la cadera en el levantamiento con la condición SIN1.

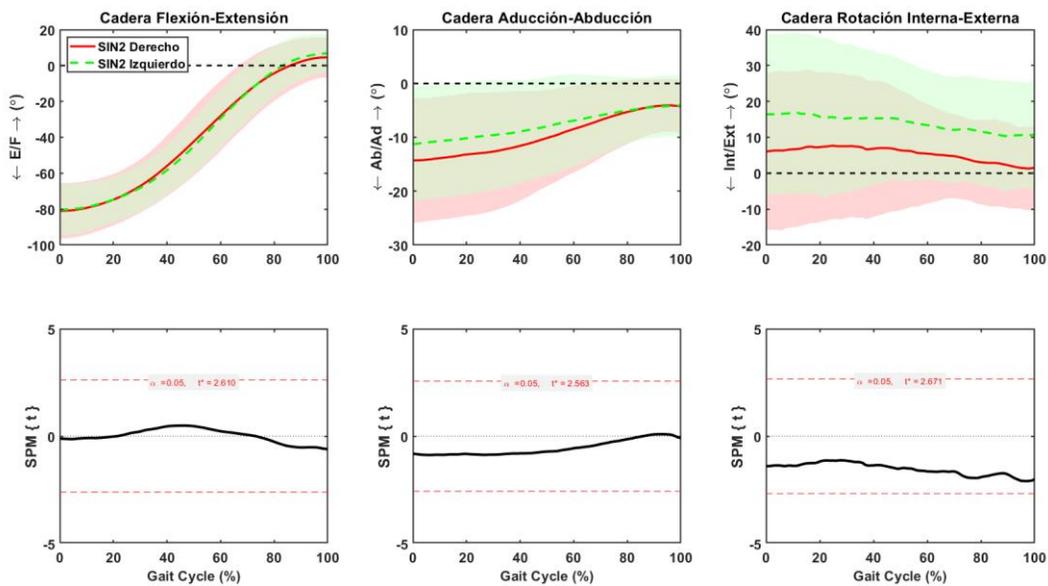


Imagen 15. Gráficas de simetría de la cadera en el levantamiento con la condición SIN2.

## Descarga

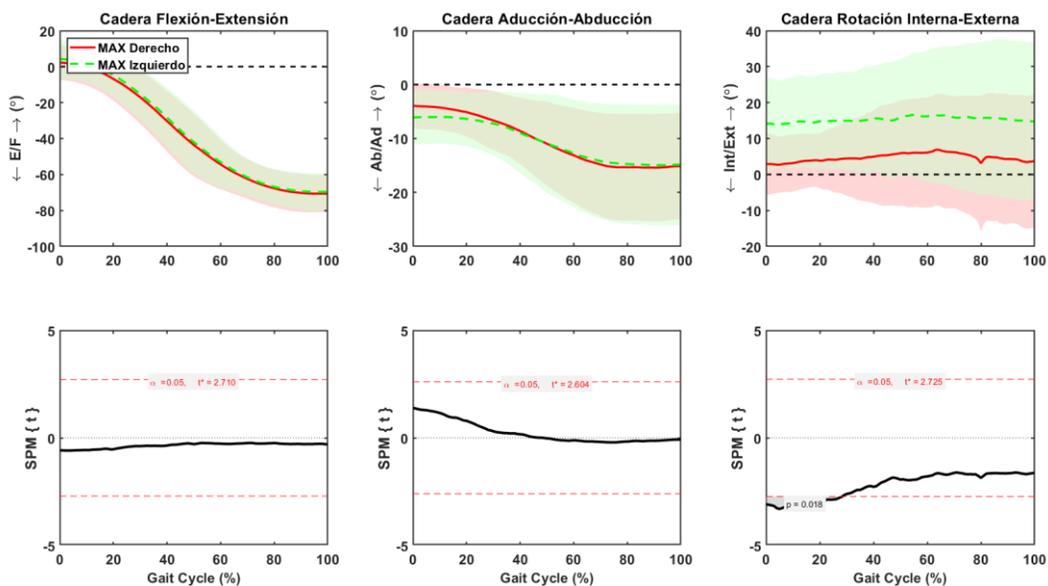


Imagen 16. Gráficas de simetría de la cadera en la descarga con la condición MAX.

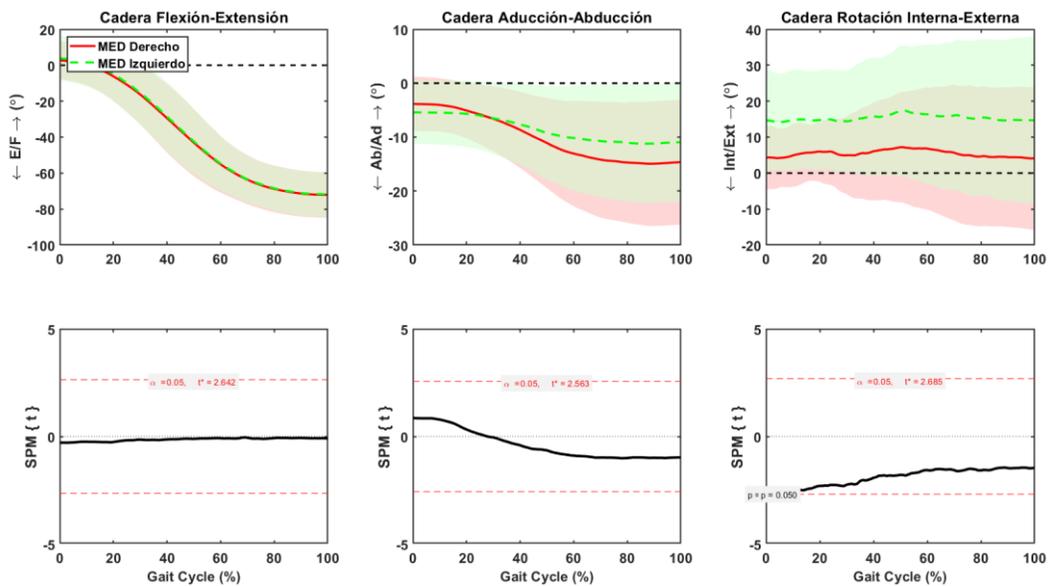


Imagen 17. Gráficas de simetría de la cadera en la descarga con la condición MED.

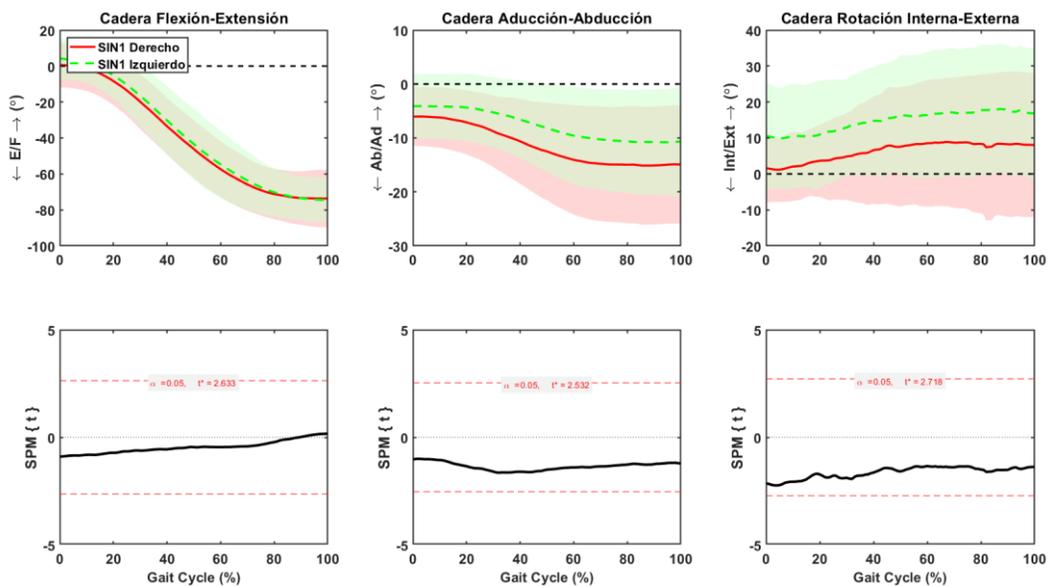


Imagen 18. Gráficas de simetría de la cadera en la descarga con la condición SIN1.

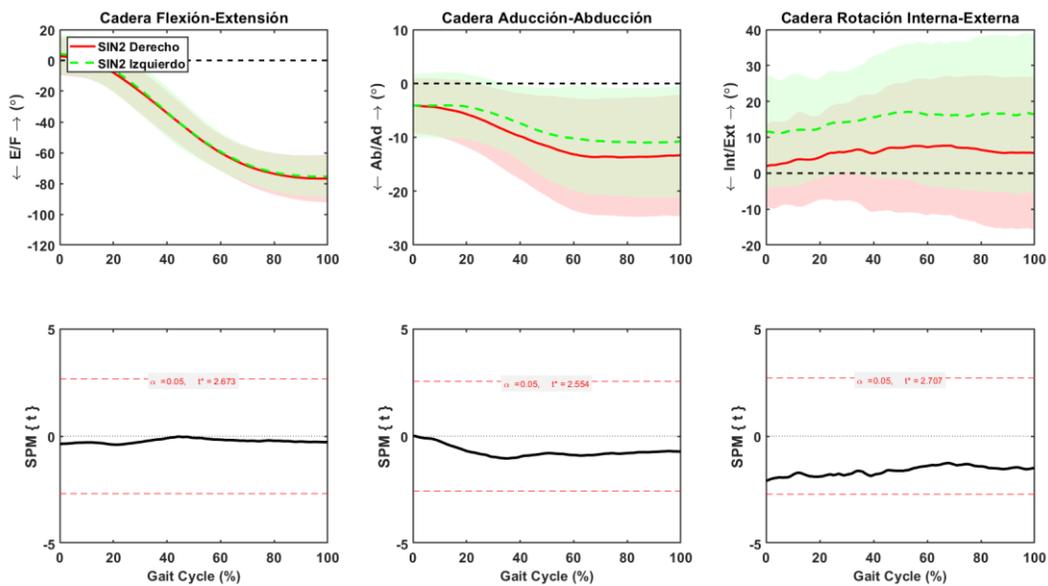


Imagen 19. Gráficas de simetría de la cadera en la descarga con la condición SIN2.

## Anexo H: Resultados de Simetría para las Rodillas

### Levantamiento

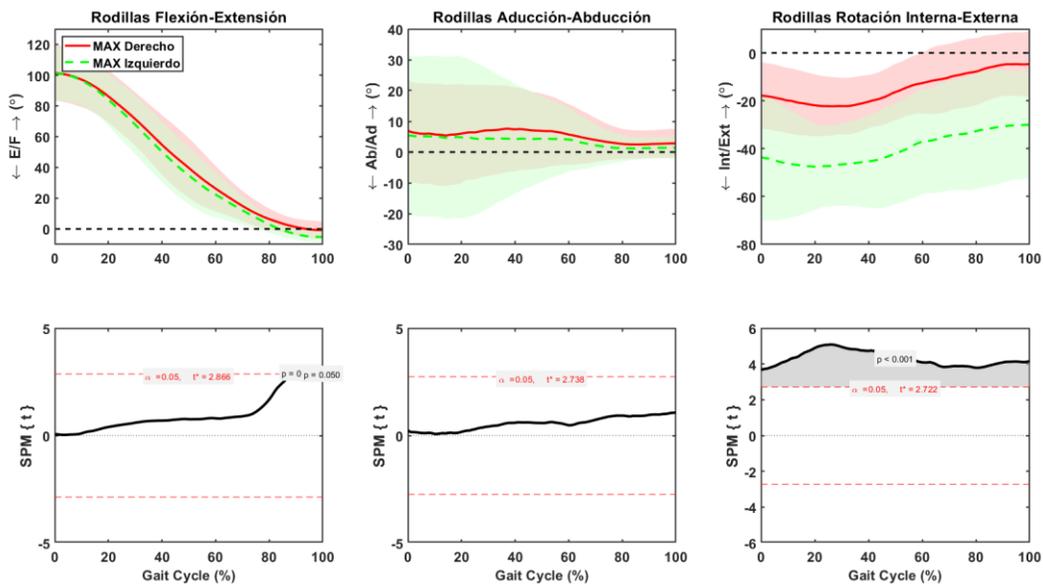


Imagen 20. Gráficas de simetría de las rodillas en el levantamiento con la condición MAX.

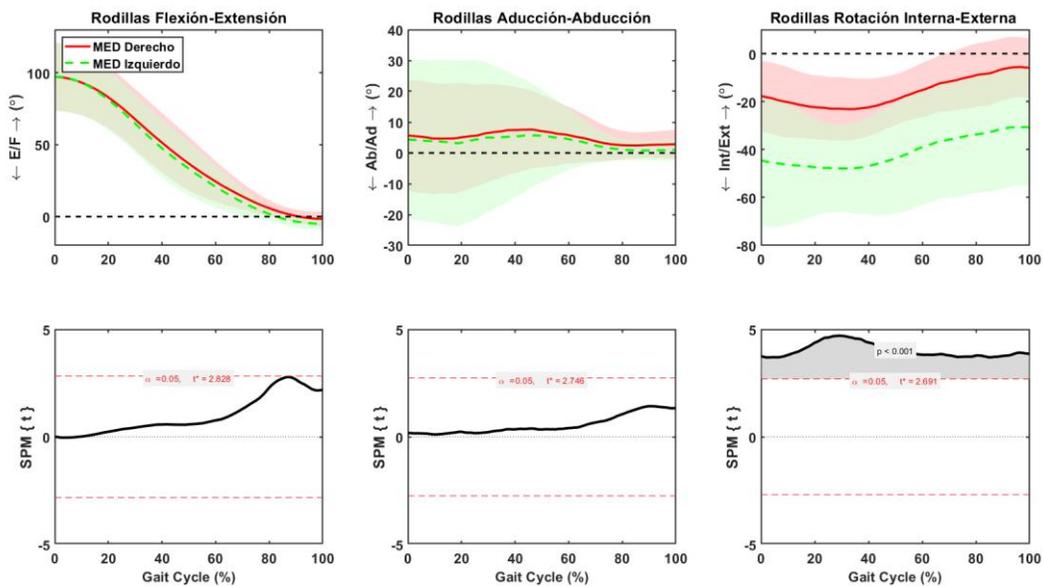


Imagen 21. Gráficas de simetría de las rodillas en el levantamiento con la condición MED.

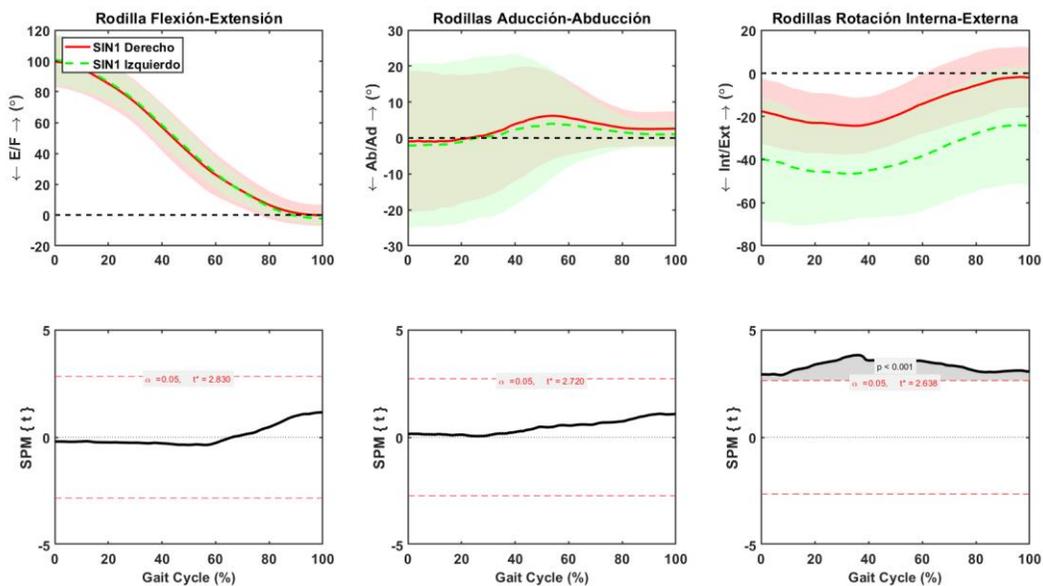


Imagen 22. Gráficas de simetría de las rodillas en el levantamiento con la condición SIN1.

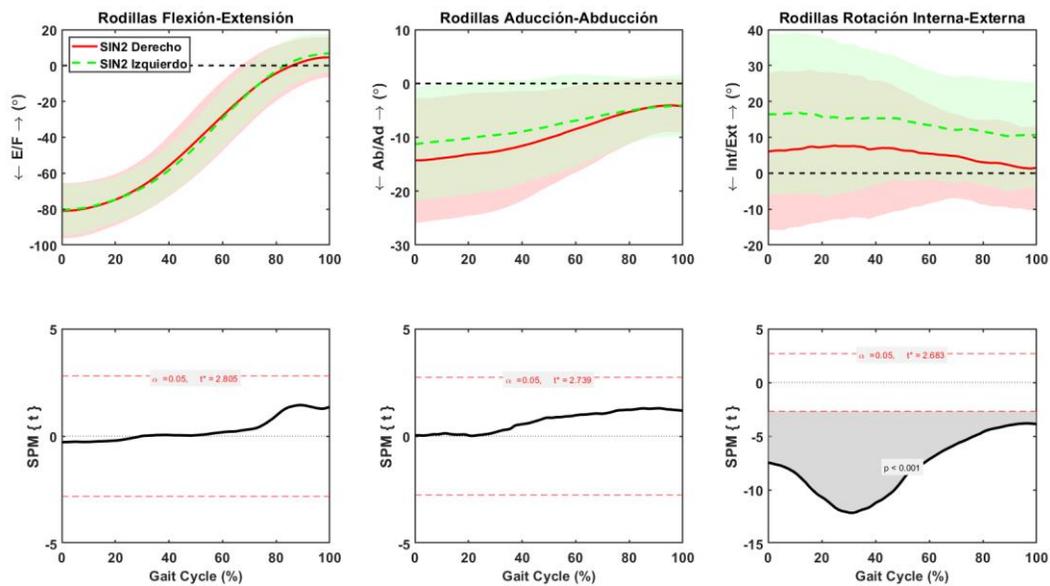


Imagen 23. Gráficas de simetría de las rodillas en el levantamiento con la condición SIN2.

## Descarga

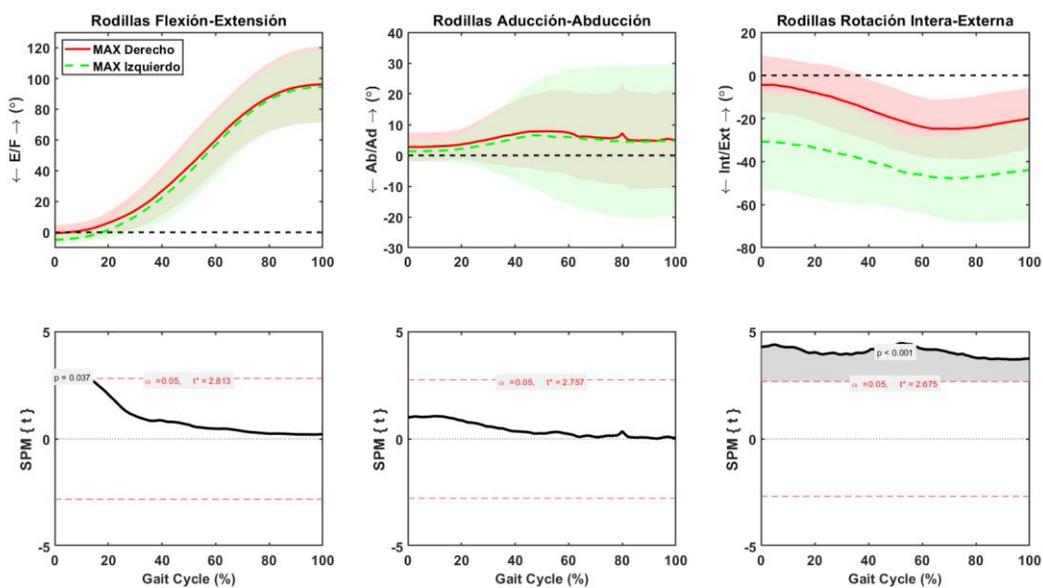


Imagen 24. Gráficas de simetría de las rodillas en la descarga con la condición MAX.

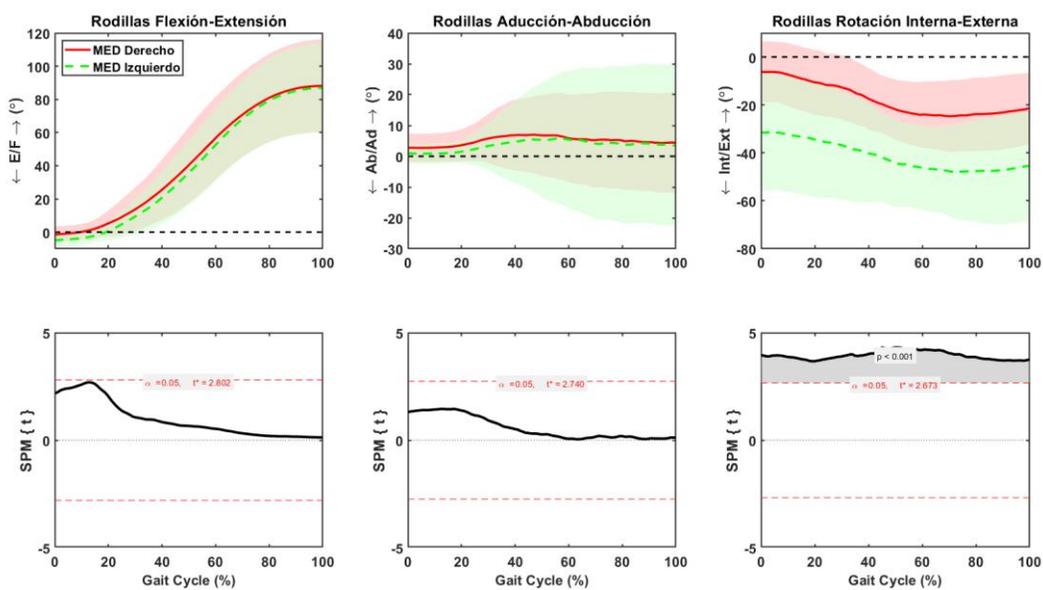


Imagen 25. Gráficas de simetría de las rodillas en la descarga con la condición MED.

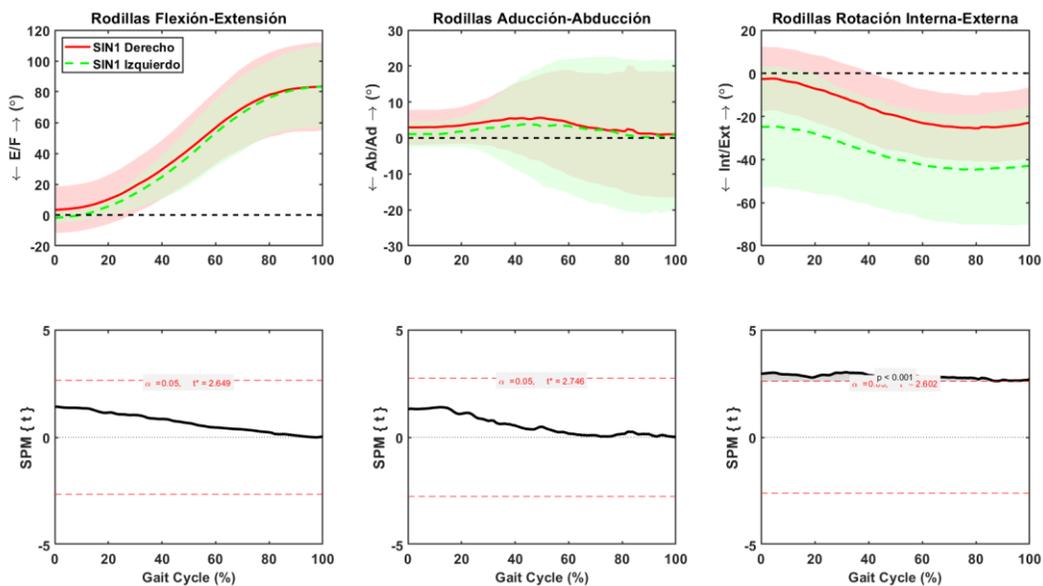


Imagen 26. Gráficas de simetría de las rodillas en la descarga con la condición SIN1.

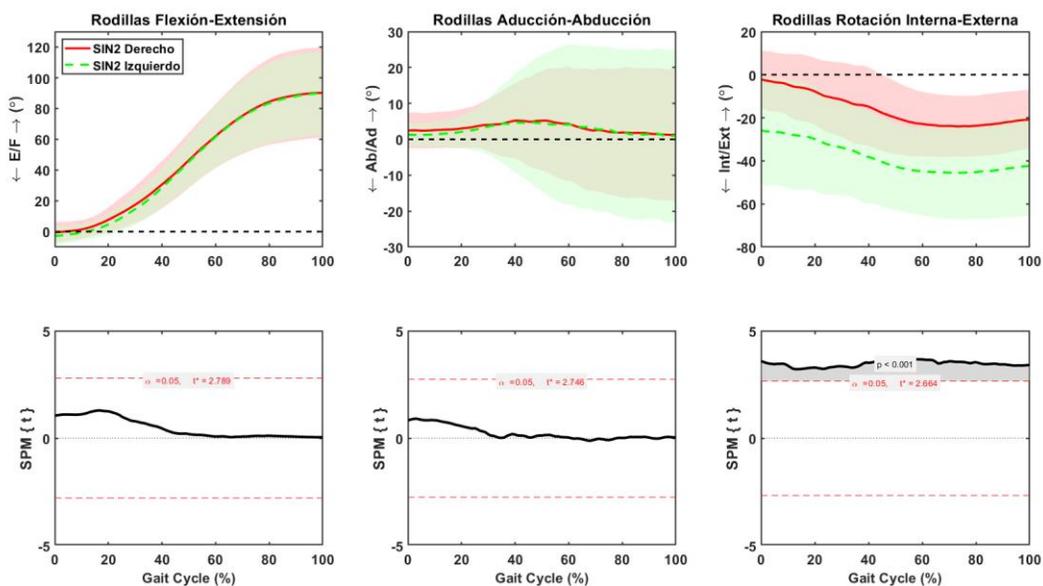


Imagen 27. Gráficas de simetría de las rodillas en la descarga con la condición SIN2.

## Anexo I: Resultados de Simetría para los Tobillos

### Levantamiento

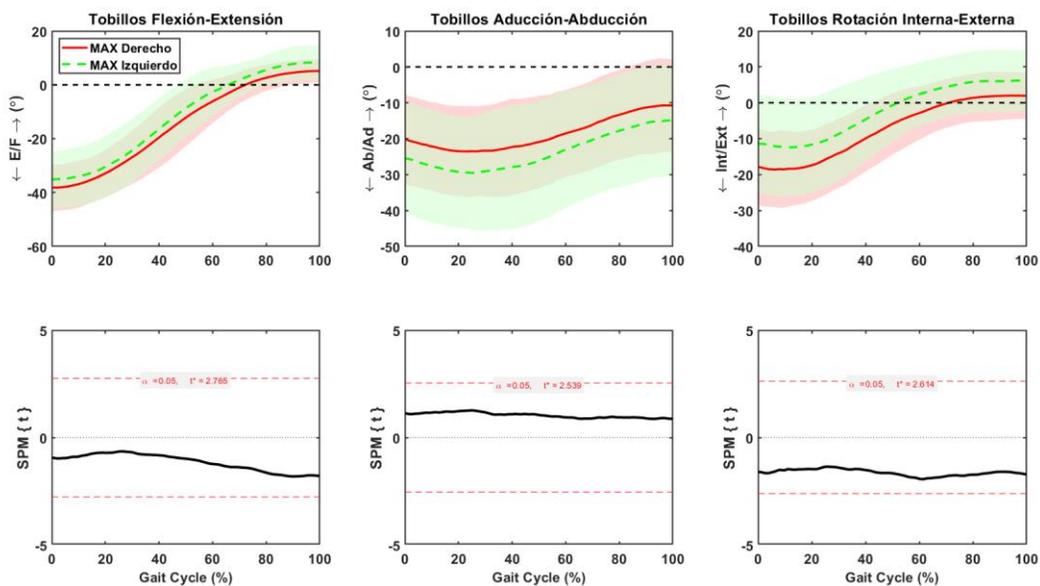


Imagen 28. Gráficas de simetría de los tobillos en el levantamiento con la condición MAX.

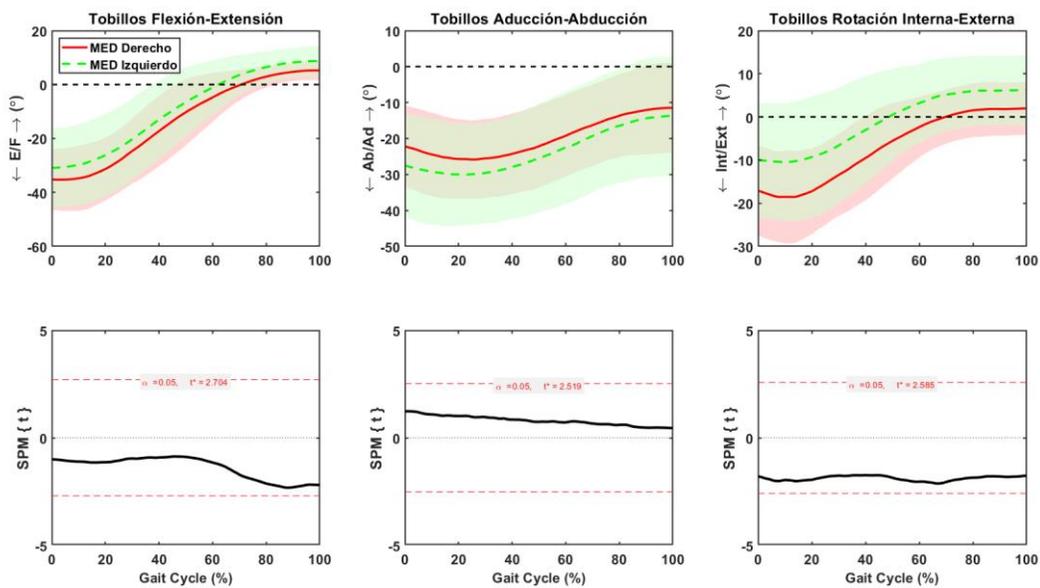


Imagen 29. Gráficas de simetría de los tobillos en el levantamiento con la condición MED.

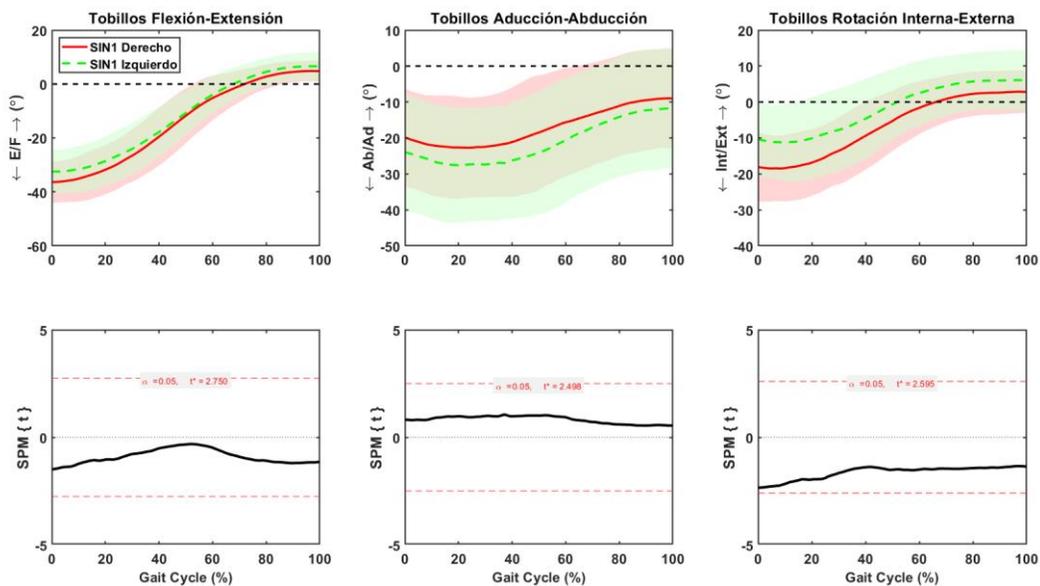


Imagen 30. Gráficas de simetría de los tobillos en el levantamiento con la condición SIN1.

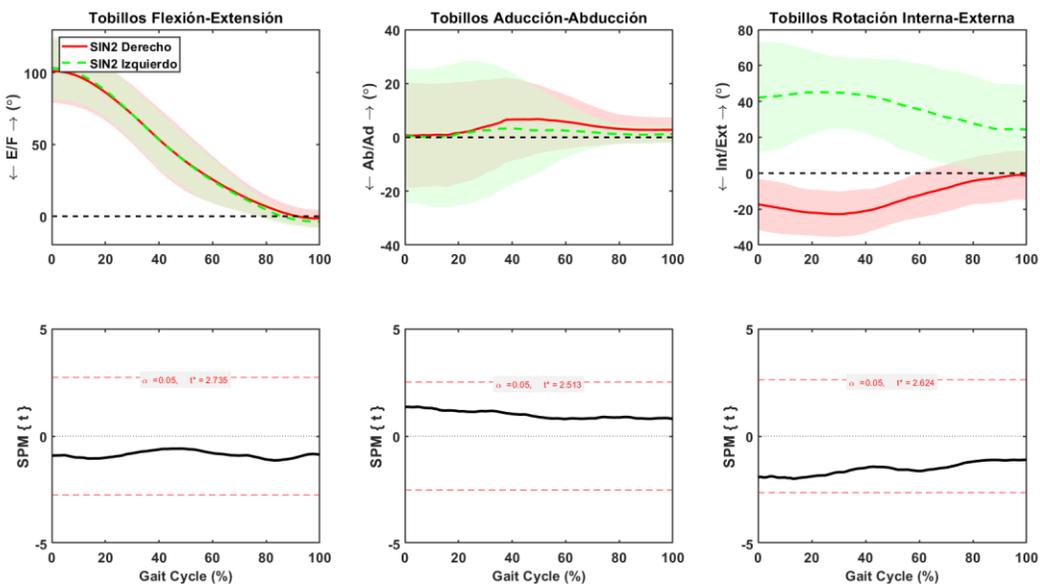


Imagen 31. Gráficas de simetría de los tobillos en el levantamiento con la condición SIN2.

Descarga

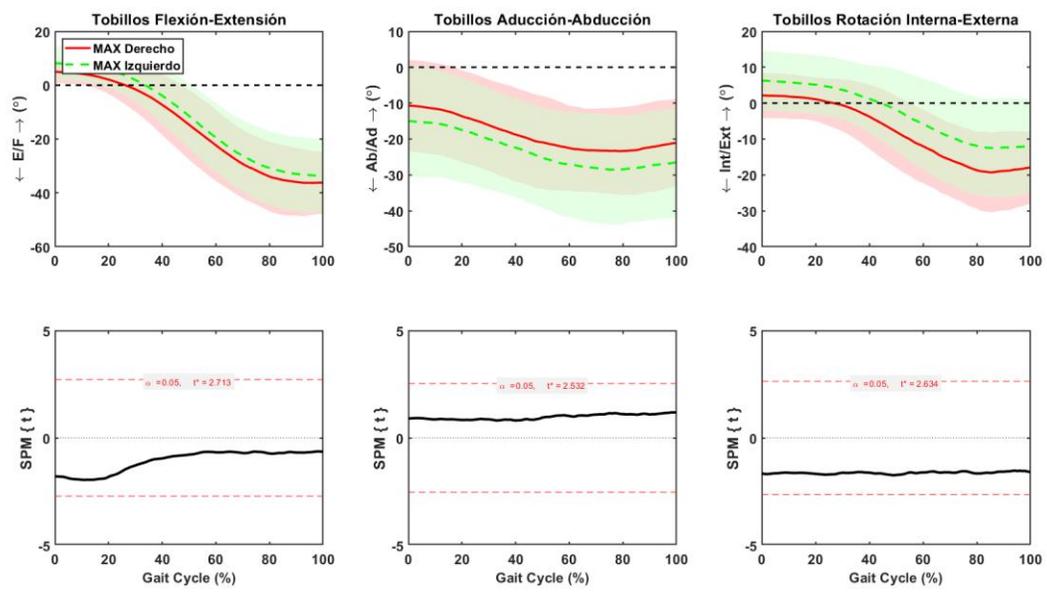


Imagen 32. Gráficas de simetría de los tobillos en la descarga con la condición MAX.

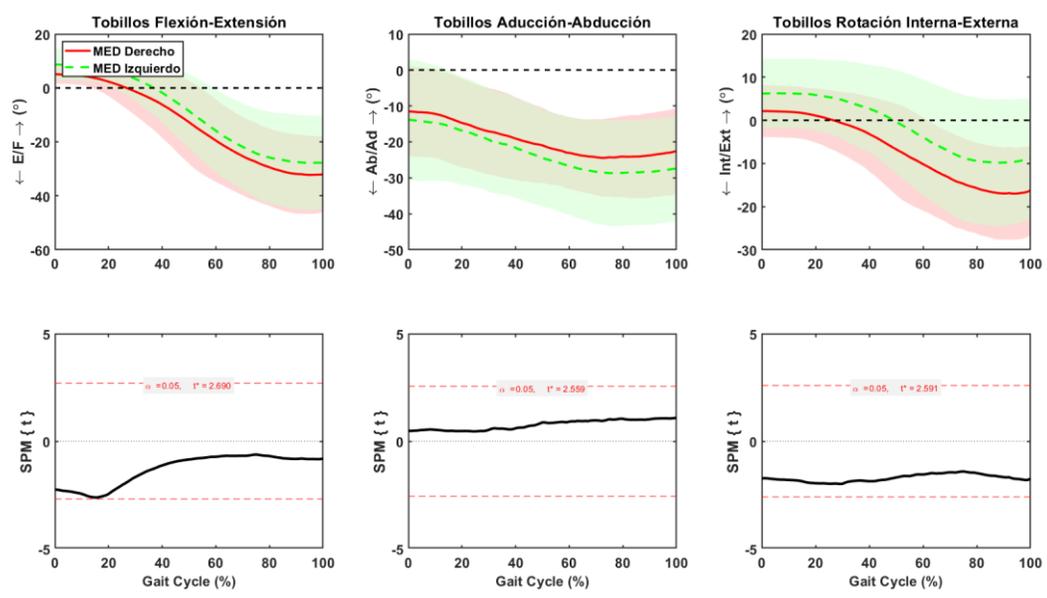


Imagen 33. Gráficas de simetría de los tobillos en la descarga con la condición MED.

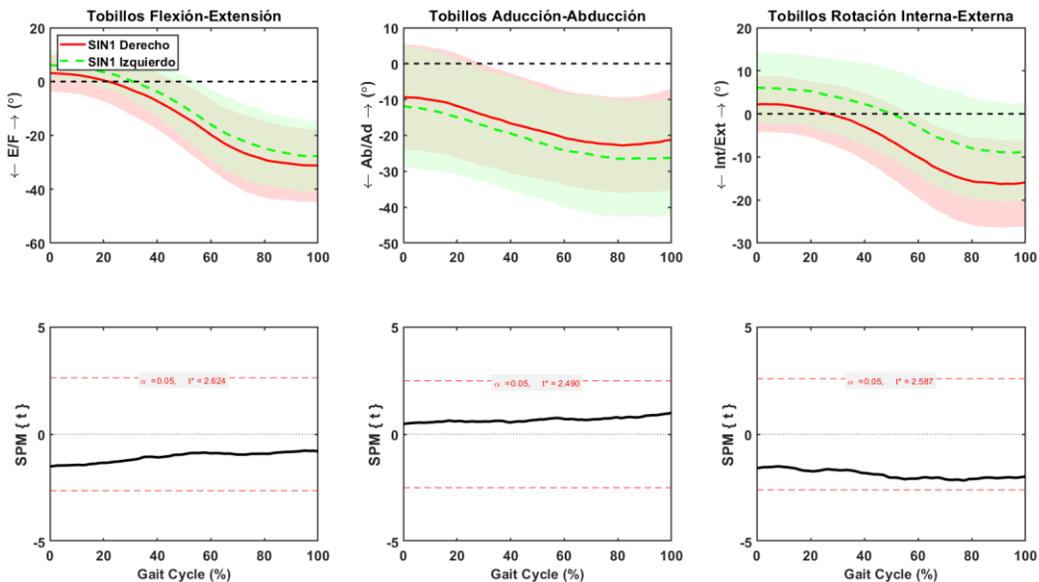


Imagen 34. Gráficas de simetría de los tobillos en la descarga con la condición SIN1.

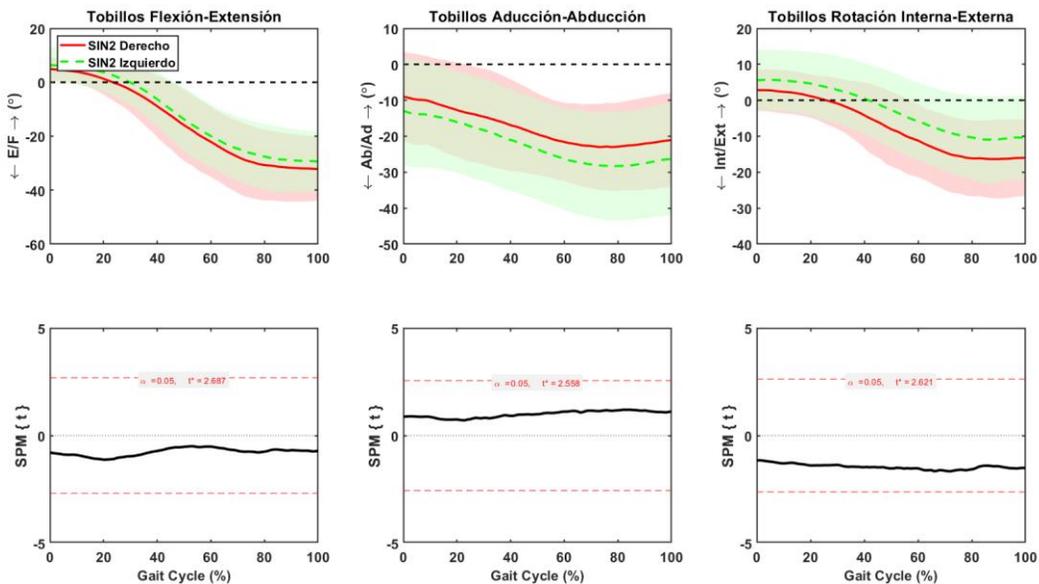


Imagen 35. Gráficas de simetría de los tobillos en la descarga con la condición SIN2.

## Anexo J: Resultados de fuerzas

Efecto	Levantamiento						Descarga					
	Eje X		Eje Y		Eje Z		Eje X		Eje Y		Eje Z	
	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p
Condición	1.82	0.1476	1.89	0.1357	4.16	<b>0.0078</b>	3.91	<b>0.0107</b>	5.19	0.0021	1.83	0.1466
Lado	0.47	0.4962	0.83	0.3638	2.03	0.1568	4.16	0.0438	0.51	0.4769	0.13	0.7163
Género	0.87	<b>0.3524</b>	5.78	0.0179	16.16	<b>0.0001</b>	1.89	<b>0.1718</b>	6.58	0.0116	6.46	<b>0.0124</b>
Condición*Género	1.51	<b>0.2157</b>	0.86	0.4667	1.83	0.1453	0.13	<b>0.9421</b>	3.04	0.032	3.75	0.013
Género*Lado	0.33	0.5687	0.89	0.3463	3.53	0.0629	3.59	0.0607	1.58	0.2107	0.6	0.4396
Condición*Lado	4.32	0.0064	0.82	0.4873	2.35	0.0767	5.81	0.001	2.04	0.1125	3.13	0.0286
Condición*Género*Lado	0.33	0.801	0.94	0.4238	1.49	0.2222	1.05	0.3728	0.34	0.795	3.38	0.0208

Tabla 5. Rango de Fuerzas. Nota: Los números en negrita indican significancia en  $\alpha = 0.05$ .

Efecto	Levantamiento						Descarga					
	Eje X		Eje Y		Eje Z		Eje X		Eje Y		Eje Z	
	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p	Valor F	Valor p
Condición	0.03	0.9944	52.87	<.0001	0.56	<b>0.6439</b>	0.1	<b>0.9611</b>	51.43	<.0001	2.85	0.0404
Lado	0.05	0.8289	678.8	<.0001	12.45	0.0006	9.67	0.0024	492.4	<.0001	9.75	0.0023
Género	0.26	<b>0.6111</b>	0.02	0.8971	20.32	<.0001	0.03	<b>0.868</b>	0.38	0.5406	15.45	<b>0.0001</b>
Condición*Género	0.05	<b>0.9855</b>	0.27	0.8472	0.58	0.6268	0.12	<b>0.9458</b>	0.41	0.7486	0.31	0.8195
Género*Lado	4.77	0.0311	2.22	0.1387	10.88	0.0013	2.45	0.1205	3.85	0.0522	14.96	0.0002
Condición*Lado	0.72	0.5426	64.34	<.0001	0.58	0.6314	1	0.3936	63.81	<.0001	0.53	0.6627
Condición*Género*Lado	1.56	0.2023	0.33	0.8014	2.17	0.0959	1.46	0.2304	0.6	0.6145	1.55	0.2057

Tabla 6. Fuerzas Promedio. Nota: Los números en negrita indican significancia en  $\alpha = 0.05$ .

### Anexo K: Resultados de Centro de Presión

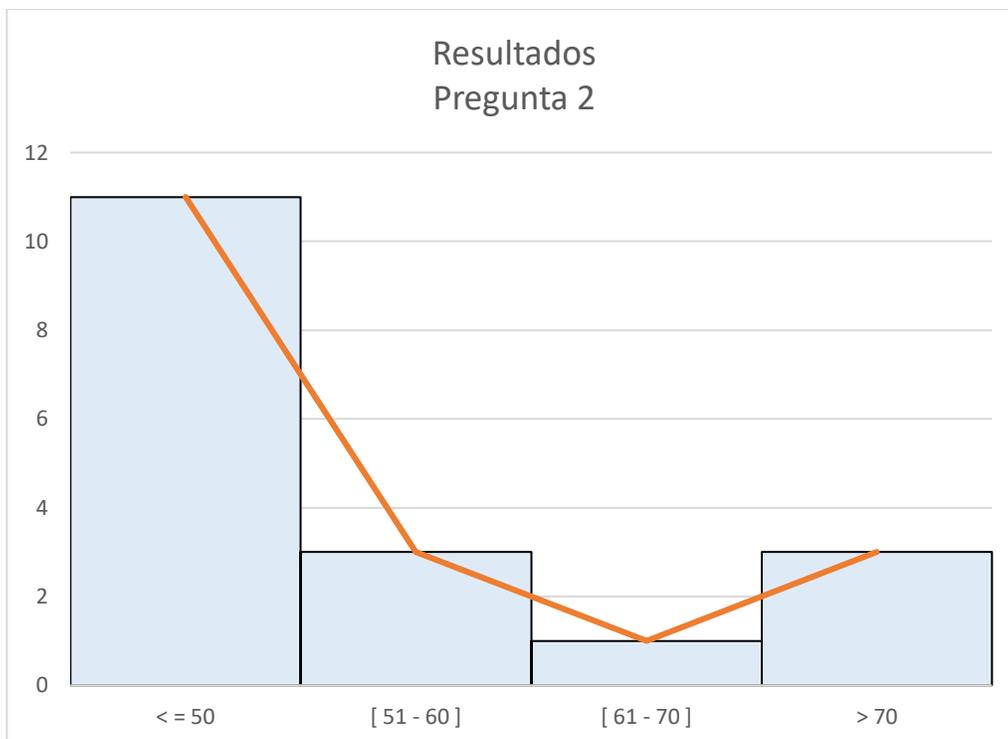
Efecto	Velocidad	
	Valor F	Valor p
Condición	2.92	<b>0.0437</b>
Género	4.89	<b>0.0318</b>
Condición*Género	0.78	0.5124

Tabla 7. Velocidad del CDP. Nota: Los números en negrita indican significancia en  $\alpha = 0.05$ .

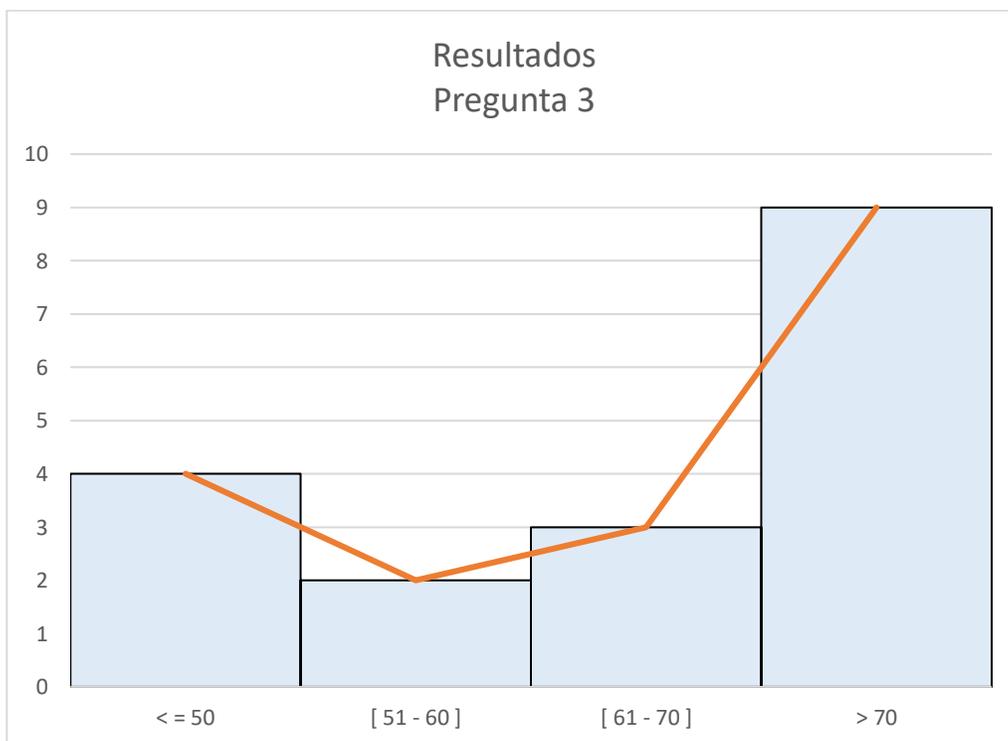
### Anexo L: Resultados de encuesta de percepción personal



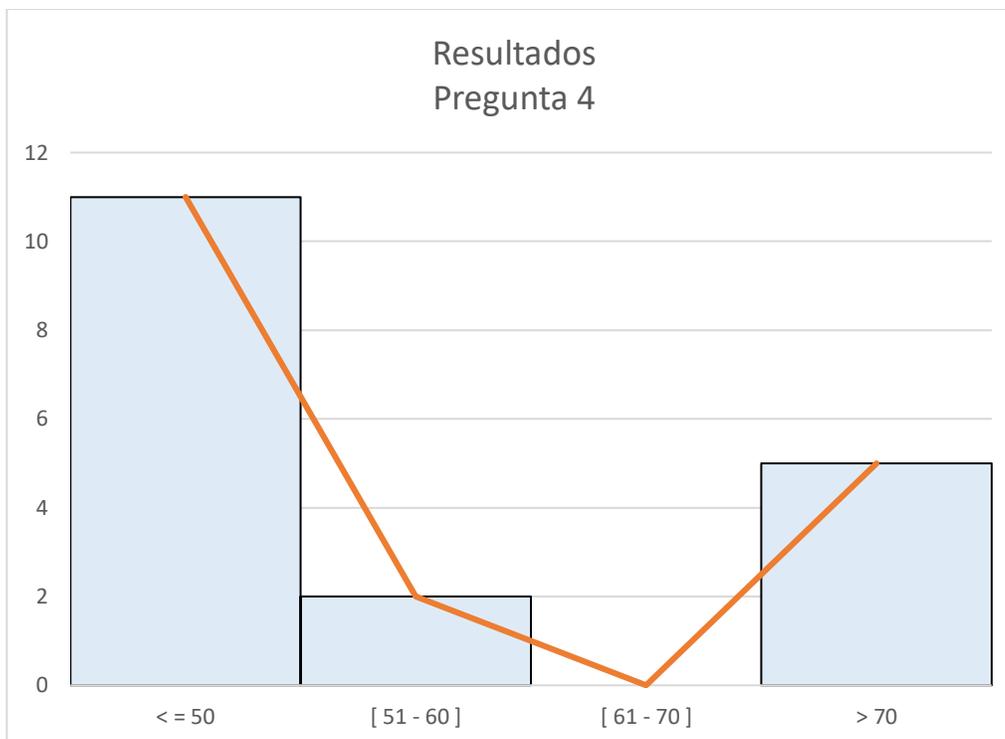
Gráfica 7. Gráfica de barras 2D sobre los resultados de la pregunta 1.



Gráfica 8. Gráfica de barras 2D sobre los resultados de la pregunta 2.



Gráfica 9. Gráfica de barras 2D sobre los resultados de la pregunta 3.



Gráfica 10. Gráfica de barras 2D sobre los resultados de la pregunta 4.



Gráfica 11. Gráfica de pastel 3D sobre los resultados de la pregunta 5.



Gráfica 12. Gráfica de pastel 3D sobre los resultados de la pregunta 6.



Gráfica 13. Gráfica de pastel 3D sobre los resultados de la pregunta 7.



*Gráfica 14. Gráfica de pastel 3D sobre los resultados de la pregunta 8.*