

Trabajo Fin de Grado

Grado en fisioterapia

Influencia del exoesqueleto Exosoft en la cinemática articular durante tareas de levantamiento.

Autor:

Eva Nistal Aguayo

Director/a:

Ana Rodríguez Larrad

Unai Latorre Erezuma

© 2023, Eva Nistal Aguayo

<http://es.creativecommons.org/blog/licencias/>

ÍNDICE

RESUMEN.....	iii
1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 EPIDEMIOLOGÍA DEL DOLOR LUMBAR INESPECÍFICO	1
1.2 EL DOLOR LUMBAR COMO TRASTORNO MUSCULOESQUELÉTICO ASOCIADO AL TRABAJO.....	1
1.3 EXOESQUELETOS PARA REDUCIR LA SOBRECARGA LUMBAR..	2
1.4 INFLUENCIA DE LOS EXOESQUELETOS EN LA CINEMÁTICA	4
2. MATERIALES Y MÉTODOS	6
2.1 EXOESQUELETO.....	6
2.2 PARTICIPANTES.....	6
2.3 PROCEDIMIENTO DE LA VALORACIÓN CINEMÁTICA	7
2.4 RECOPIACIÓN DE DATOS	9
2.5 ANÁLISIS Y PROCESAMIENTO DE DATOS	9
2.6 VARIABLES ANALIZADAS	10
2.7 ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	10
3. RESULTADOS	10
4. DISCUSIÓN.....	13
4.1 FORTALEZAS Y DEBILIDADES.....	14
5. CONCLUSIÓN	15
6. REFERENCIAS	16

RESUMEN

Este trabajo analizó la influencia del exoesqueleto Exosoft de Gogoa en la cinemática del plano sagital durante una simulación de las tareas de levantamiento realizadas por el personal gerocultor. **Métodos:** la muestra, compuesta por 15 participantes, llevó a cabo la tarea con y sin exoesqueleto. Se estudiaron los grados máximos y mínimos de flexo extensión de las siguientes articulaciones: cadera, rodilla, tobillo y L5-S1. **Resultados:** se obtuvo que el Exosoft disminuye de manera estadísticamente significativa los grados de flexión máximos alcanzados en la rodilla y el tobillo. **Conclusión:** el exoesqueleto Exosoft de Gogoa limita ligeramente la movilidad en las articulaciones de la rodilla y el tobillo durante las tareas de levantamiento. Son necesarios futuros estudios que estudien su efectividad durante un uso prolongado en el entorno laboral.

1. INTRODUCCIÓN

1.1 EPIDEMIOLOGÍA DEL DOLOR LUMBAR INESPECÍFICO

El dolor lumbar inespecífico o lumbalgia es actualmente la mayor causa de discapacidad a nivel mundial (1,2). Entre los años 1990 y 2015, los años de vida ajustados por discapacidad (DALYs) atribuidos al dolor lumbar se incrementaron en un 54%, debido al incremento de la población y su envejecimiento (3). La prevalencia del dolor lumbar se encuentra en alrededor del 40% de la población, teniendo su pico entre los 40 y 80 años de edad. Se ha descrito que el dolor lumbar se incrementa durante la adolescencia (hasta los 20 años) y la edad adulta para luego disminuir durante la vejez (2,4). Se ha calculado que 21.8 millones de DALYs son a causa del dolor de espalda producido en el entorno laboral, siendo el 35% de ellos imputado al conjunto de los factores de riesgo ocupacionales (5).

Esto afecta negativamente a los años de vida más productivos desde el punto de vista laboral, generando un impacto negativo en la economía global (3,5,6). En este sentido, se estima que un 15% del total de las ausencias del trabajo son debidas al dolor lumbar (7). Una revisión sistemática calculó un gasto anual de 600 billones de dólares en los Estados Unidos de América debido a la lumbalgia, donde la causa principal del gasto se atribuía a la pérdida de tiempo de trabajo (6).

1.2 EL DOLOR LUMBAR COMO TRASTORNO MUSCULOESQUELÉTICO ASOCIADO AL TRABAJO

El trabajo de los/las sanitarios/as y el personal gerocultor es físicamente demandante, incluyendo movimientos como inclinación y rotación de tronco, levantamiento de pesos y malas posturas prolongadas (8). Estos movimientos repetitivos están reconocidos como factores de riesgo para la lumbalgia y están presentes en el manejo manual de los/las pacientes (transferencias, desplazamientos, soporte durante actividades...) y en el día a día de los/las trabajadores de residencias de mayores (9–11).

El dolor relacionado con la actividad laboral posee una gran diferencia respecto a los dolores de diferente causa, ya que se trata de un dolor, en principio, prevenible.

Determinadas intervenciones físicas, psicológicas o ergonómicas han demostrado su eficacia en la prevención y reducción del dolor lumbar en el entorno laboral asistencial (5). Desde esta perspectiva se recomienda que las organizaciones de trabajo consideren soluciones a este problema para disminuir la carga de trabajo y de esta forma reducir la incidencia del dolor lumbar. En el caso del personal gerocultor se aconsejan acciones como la disminución del ratio personal-paciente o el uso de instrumentación para la movilización de las personas usuarias (grúas, sábanas para transferencias, etc.) (9). Además, existen experiencias de puesta en marcha de intervenciones en el lugar de trabajo como puede ser la implementación de programas de actividad física, educación sobre el dolor a los/las trabajadores, modificaciones estructurales del lugar de trabajo... en las que se han obtenido mejoras en la calidad de vida, el dolor, la discapacidad, la conducta evitativa y la capacidad de trabajo (12). Estas diferencias han sido mayores en trabajadores/as del ámbito de la salud, grupo de riesgo del dolor lumbar (12).

En cuanto a las medidas ergonómicas, como ajustes en la altura de la carga o su masa, se ha visto que reducen el momento de fuerza producido en la zona lumbar (13,14). Sin embargo, estas soluciones no son aplicables en el sector de los cuidados debido a que factores como la altura o el peso del paciente no son modificables. Otro factor ergonómico que se ha tenido en cuenta es la técnica de levantamiento utilizada a la hora de movilizar peso, denominada *stoop* si se levanta la carga manteniendo las rodillas extendidas y realizando el movimiento con la flexión de la columna o *squat*, en la que la persona coge el peso flexionando las rodillas y manteniendo la espalda lo más recta posible (15). Se ha demostrado que los efectos de la técnica de levantamiento en la carga lumbar dependen del contexto de la tarea y no hay una técnica válida para todas las situaciones (16).

1.3 EXOESQUELETOS PARA REDUCIR LA SOBRECARGA LUMBAR

En este contexto, los exoesqueletos en los trabajos físicamente demandantes surgen debido a la necesidad de asistir las tareas con riesgo ergonómico sin perder la destreza y versatilidad manual (17–19). Un exoesqueleto lumbar es un dispositivo de asistencia que se puede llevar puesto diseñado para reducir la carga lumbar durante tareas que comprometan la zona baja de la espalda (Ej. posición de flexión mantenida,

movilización de cargas...) (17). La sobrecarga lumbar se debe a una alta incidencia de fuerzas de compresión a nivel de la columna vertebral (20). La musculatura de la espalda, concretamente el erector espinal, genera la mayoría del momento extensor para contrarrestar la fuerza de la gravedad de la parte superior del cuerpo y del peso que se esté levantando (21). Los exoesqueletos están diseñados para generar un momento de extensión que reduzca la actividad de los músculos de la espalda. De esta manera se reduce la compresión a nivel de la columna vertebral y con ello la carga soportada por las estructuras lumbares (18,19,22–24).

Existen diferentes tipos de exoesqueletos de asistencia lumbar, que pueden ser clasificados de forma distinta en base a tres factores: su modo de actuación (activo/pasivo), su estructura (rígido/blando) y su método de control de la asistencia, que determina si se puede regular su ayuda mientras está siendo utilizado (25).

En cuanto al modo de actuación, se pueden diferenciar dos tipos principalmente; activos y pasivos. Los exoesqueletos pasivos poseen elementos elásticos (gomas, muelles, fibras de carbono...) que se cargan de energía potencial con el movimiento de flexión del usuario para luego ser liberada durante la extensión. De esta manera, se reduce la activación necesaria de la musculatura lumbar y se asiste el movimiento. Sin embargo, esta asistencia no es regulable durante su uso (25).

Por otra parte, tenemos los exoesqueletos activos que gracias a motores o fuentes de energía externas introducen una fuerza adicional de asistencia a la tarea. Esta fuerza se puede regular durante su utilización, lo que los hace más versátiles. Pero también poseen un inconveniente, ya que se trata de dispositivos más pesados y con una batería externa que necesita ser recargada (25).

Es de gran importancia que los portadores del exoesqueleto sean capaces de ponérselo, quitárselo y regular su actuación de manera independiente, puesto que, la falta de comodidad y versatilidad del exoesqueleto son unas grandes limitaciones que afectan a la aceptación y uso diario por parte de los usuarios(19). Hoy en día, hay una predisposición hacia los exoesqueletos pasivos debido a su peso ligero, su bajo precio y su reducida necesidad de mantenimiento (17).

Respecto a la estructura de los exoesqueletos podemos diferenciarlos en rígidos y blandos. Los exoesqueletos blandos o *soft* están contruidos con materiales blandos,

generan fuerza gracias a bandas elásticas y suelen ser más cómodos de llevar y más ligeros que los rígidos. Sin embargo, pueden transmitir las fuerzas de asistencia de una manera menos definida que los rígidos debido a que durante el movimiento los puntos de apoyo se deforman.

Por otro lado, tenemos los exoesqueletos rígidos formados por estructuras duras (plástico, fibra de carbono, metal...) articuladas (25). Este último tipo de exoesqueletos poseen otra desventaja además de la posible incomodidad, la incorrecta alineación de sus componentes con los ejes articulares puede generar la aparición de sobrecarga en otras zonas o rozaduras en la piel (17).

1.4 INFLUENCIA DE LOS EXOESQUELETOS EN LA CINEMÁTICA

La cinemática consiste en el estudio del movimiento a través de la medición de los ángulos articulares de determinados segmentos corporales durante un gesto (26). Gracias al estudio de la cinemática se pueden estimar los cambios posturales que el exoesqueleto puede inducir en el portador, estos cambios posturales pueden tener efectos secundarios negativos (Ejemplos: incomodidad, movimiento menos ergonómico, aumento de la carga en otras zonas) conduciendo a un aumento de la posibilidad de lesión (17,22).

Los efectos de los exoesqueletos en la cinemática articular ha mostrado ser heterogénea y controvertida. La revisión sistemática de Pesenti et al. (17) muestra cómo diversos estudios han observado que el ángulo de flexión de tronco puede aumentar (27), mantenerse (18,28) o disminuir (18,29,30) cuando se viste un exoesqueleto. De la misma forma, estudios comparativos evaluando un mismo modelo de exoesqueleto reportan resultados diferentes (27,29). El estudio de los exoesqueletos pasivos rígidos es abundante, al igual que el análisis de su influencia en la cinemática (18,22,23,27–29). Sin embargo, la evidencia acerca de los exoesqueletos blandos es mucho menor (24,31–33) y en muy contadas ocasiones estudia su influencia en la cinemática articular (24,33).

Todo ello apunta hacia una necesidad de crear evidencia en este campo, lo que permitiría esclarecer el papel que pueden tener los exoesqueletos como herramientas de prevención del dolor lumbar en el ámbito laboral.

OBJETIVO

Con este trabajo se pretende estudiar la influencia del exoesqueleto “Exosoft” de Gogoa en los movimientos de flexoextensión de tobillo, rodilla, cadera y L5-S1 durante una tarea de levantamiento de un maniquí que simula la transferencia de una persona realizada por el personal gerocultor.

La hipótesis es que el Exosoft, en comparación con una situación en la que no se vista exoesqueleto, no limitará la tarea de levantamiento del maniquí en ninguna de las articulaciones estudiadas.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

2.1 EXOESQUELETO

En este trabajo se va a evaluar el exoesqueleto “Exosoft” producido por la empresa Gogo (Mobility Robots, Abadiño, España) mostrado en la **Figura 1**. Se trata de un exoesqueleto blando, cómodo para su uso continuo y diario, pero pasivo y sin control de la asistencia. El exoesqueleto consta de dos partes, un chaleco ajustable al torso del participante y dos piezas textiles que rodean la parte alta del muslo (musleras) y se ajustan con un velcro. Estas dos partes del exoesqueleto se unen gracias a unas gomas con disposición cruzada que ejercen el momento extensor del exoesqueleto. El dispositivo ofrece tres gomas con distinta resistencia; baja, media y alta. En este trabajo se utilizaron las gomas de resistencia media y alta.

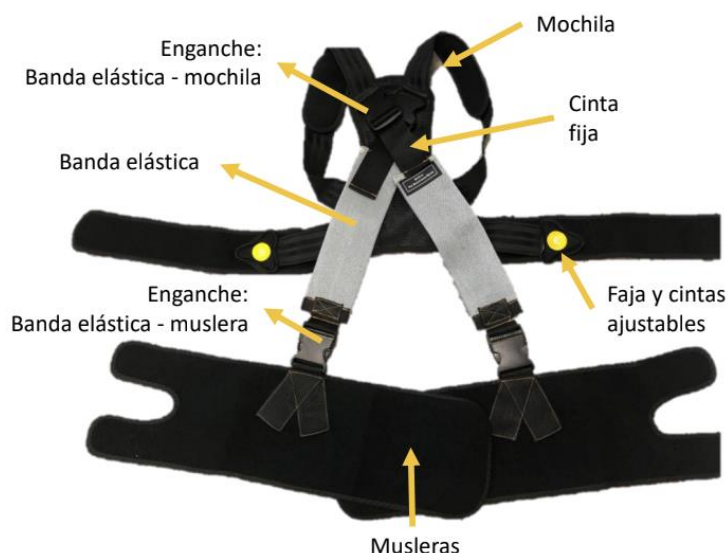


Figura 1: Exoesqueleto "Exosoft" producido por la empresa Gogo (Mobility Robots, Abadiño, España). Exoesqueleto blando y pasivo consistente de mochila ajustable, musleras y gomas o bandas elásticas que producen el momento extensor. Imagen tomada de la ficha técnica del exoesqueleto.

2.2 PARTICIPANTES

Los criterios de inclusión fueron no tener dolor lumbar al empezar el experimento y ser mayor de 18 años. Los participantes firmaron el consentimiento informado el día de la experimentación previamente a la realización de las pruebas. El estudio fue

aprobado por el Comité de Ética de la Investigación con medicamentos de Euskadi (CEIm-E) (No: M10/2022/056).

2.3 PROCEDIMIENTO DE LA VALORACIÓN CINEMÁTICA

El experimento siguió un diseño *crossover* o cruzado, lo que significa que cada participante es analizado como su propio control. En este trabajo se asignó de manera aleatoria la secuencia para realizar la tarea de levantamiento: vestir (condición EXO), o no (condición noEXO) el exoesqueleto durante las experimentaciones. De esta manera, cada participante realizó la tarea de levantamiento del maniquí en ambas condiciones.

Antes de llevar a cabo las pruebas se entregó el consentimiento informado a los participantes y se les indicó la necesidad de llevar ropa cómoda, ajustada y sin nada reflectante. El día de las mediciones se midió, pesó y se recogieron datos acerca de la edad de los sujetos. A la hora de elegir las gomas, se dio a probar a los participantes el exoesqueleto para familiarizarse con el mismo y las dos resistencias (media y alta) sin decir de cuál se trataba. Las gomas y su longitud fueron escogidas basándose en su comodidad y percepción de asistencia.

La colocación de los marcadores reflectantes que se muestra en la **Figura 2** se realizó a través de la palpación anatómica y la medida de diferentes segmentos corporales. Se colocaron 32 marcadores reflectantes siguiendo una configuración utilizada anteriormente para analizar la carga lumbar (34).

Para la realización de la prueba, las instrucciones dadas a los sujetos consistieron en levantar un maniquí y volver a colocarlo en una silla (**Figura 3**) hasta obtener 3 grabaciones válidas de cada situación (EXO y noEXO). Para la tarea de levantamiento los pies de los participantes debían estar colocados siempre a la misma distancia, elegida por ellos mismos, y realizar el movimiento de manera libre. El peso del maniquí fue adaptado a cada participante tanto en peso (20% de su peso), como en altura (las asas laterales del maniquí a la altura del trocánter del participante). Con este procedimiento se pretende reproducir la tarea del personal gerocultor de asistir al paciente para levantarse y volver a sentarse.



Figura 2: Colocación de marcadores reflectantes para evaluación cinemática: 9 marcadores colocados en la extremidad inferior (18 en total), 3 en la pelvis, 5 en tronco y 3 en cada extremidad superior (6 en total) conformando un total de 32 marcadores. A estos se les añade los marcadores de calibración colocados en trocánteres (2), cóndilos femorales (4) y maléolos (4). En total se colocaron 42 marcadores.



Figura 3: Procedimiento de la tarea de levantamiento del maniquí. De izquierda a derecha se representa la posición inicial, participante se agacha a coger el maniquí, levantamiento del maniquí, bajada del maniquí y por último posición final.

2.4 RECOPIACIÓN DE DATOS

La cinemática 3D fue grabada usando un sistema de análisis del movimiento de 6 cámaras (Bonita 10, Vicon) funcionando a 100hz. El modelo estaba formado por 10 segmentos corporales: pies, piernas, muslos, pelvis, torso y brazos conteniendo un total de 32 marcadores. Además de estos, se utilizaron 10 marcadores de calibración en maléolos, cóndilos y trocánteres. Una vez obtenidas las grabaciones, se recortaron tomando de referencia el momento en el que el maniquí se separaba del asiento hasta que volvía a tomar contacto con él.

2.5 ANÁLISIS Y PROCESAMIENTO DE DATOS

Los datos sobre la cinemática fueron preprocesados usando el software Vicon-Nexus motion analysis (Vicon, Oxford Metrics). En este proceso se etiquetaron los marcadores, se realizó un *gap filling* de los que desaparecían durante el movimiento y se llevó a cabo la creación de marcadores virtuales en caso de que fuera necesario. También se recogieron los tiempos de inicio y final del movimiento. Los datos fueron exportados a Open-Sim (SimTK, Standford University).

En Open-Sim se creó un modelo musculoesquelético de cuerpo entero para cada participante (35). Este, fue escalado de acuerdo con la altura, peso y longitud de segmentos anatómicos usando la posición de los marcadores en las grabaciones de calibración. Los cálculos de cinemática inversa se llevaron a cabo en las tres grabaciones de cada condición (EXO y noEXO) con los modelos escalados de cada sujeto comprobando que el movimiento fuera correcto y que la raíz de error cuadrático medio fuera <0.04 cm. Este parámetro se define como el error en centímetros entre el marcador del modelo y el marcador de la grabación (RMS) (36).

Una vez procesadas/analizadas todas las grabaciones de cada participante, los datos se exportaron a Excel (versión 17.0, Microsoft, New Mexico, USA) donde se seleccionaron los ángulos de flexo extensión de cadera, rodilla, tobillo y L5-S1. Se obtuvieron los grados máximos y mínimos de cada articulación, en el caso de las articulaciones bilaterales se llevó a cabo el cálculo de la media entre la extremidad inferior derecha e izquierda.

2.6 VARIABLES ANALIZADAS

Las variables analizadas en este estudio fueron los ángulos, obtenidos en el punto máximo y mínimo de flexión alcanzados durante la tarea de levantamiento del maniquí en las siguientes articulaciones: cadera, rodilla, tobillo y L5S1. De esta manera se obtienen ocho variables: ángulo en el punto máximo de flexión de cadera, ángulo en el punto mínimo de flexión de cadera, ángulo en el punto máximo de flexión de rodilla, ángulo en el punto mínimo de flexión de rodilla, ángulo en el punto máximo de flexión de tobillo, ángulo en el punto mínimo de flexión de tobillo, ángulo en el punto máximo de flexión de L5-S1 y ángulo en el punto mínimo de flexión de L5-S1, todas ellas medidas en grados.

2.7 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Todo el análisis estadístico se realizó con el programa JASP (JASP 0.17.1.0, University of Amsterdam). El nivel de significancia adoptado fue de $p < 0.05$.

Los grados máximos y mínimos de cada articulación (tobillo, rodilla, cadera y L5-S1) se compararon entre las dos situaciones (EXO y noEXO). Primero se comprobó si los datos respetaban una distribución normal con la prueba de *Sapiro-Wilk*. Para la comparación entre condiciones, en caso de que no se respetara la normalidad ($p < 0.05$) se llevó a cabo la prueba no paramétrica de *Wilcoxon signed-rank test* y si los datos respetaban la normalidad ($p > 0.05$) se utilizó la *prueba de la t de Student* para muestras pareadas.

3. RESULTADOS

Se reclutaron 15 participantes (**Tabla 1**): 6 fueron hombres (Media \pm DE (Desviación estándar) [rango] edad 26.2 ± 3.9 [20-32] años, peso 73.7 ± 8.4 [62.5-87.1] kg, altura 176.6 ± 6.5 [169.5-188.5] cm) y 9 fueron mujeres (edad 26.7 ± 9.7 [21-52] años, peso 58 ± 6.9 [52-73.5] kg, altura 167.1 ± 4.6 [161.2-174] cm).

Tabla 1. Características de los participantes

Variable (unidad)	Media	Desviación estándar	Rango
Edad (años)	26.47	7.73	20 – 52
Altura (cm)	171.15	7.43	161.2 – 188.5
Peso del maniquí (kg)	13	2.24	10.4 – 17.4
Peso (kg)	64.48	11.15	52 – 87.1

Nota: cm = centímetros, kg = kilogramos.

Tras la aleatorización, 8 de los 15 participantes empezaron la prueba con la condición noEXO y los 7 restantes con la condición EXO. De los 15 participantes 2 escogieron las gomas de resistencia alta y 13 las gomas de resistencia media.

Para valorar la influencia del exoesqueleto en la cinemática articular durante la tarea de levantamiento analizada, se realizó la comparación de los grados máximos y mínimos alcanzados por las articulaciones estudiadas en las condiciones de con (EXO) y sin exoesqueleto (noEXO). Los datos obtenidos se muestran en la **Tabla 2**.

La estadística confirmó que se produjo un cambio significativo ($p < 0.05$) en el ángulo en el punto máximo de flexión de tobillo y en el ángulo en el punto máximo de flexión de rodilla, que disminuyeron al realizar la tarea con exoesqueleto. No se presentaron cambios significativos en el resto de las articulaciones al realizar la comparación entre las dos condiciones (EXO, noEXO).

Los valores máximos de flexión presentan medias menores en las articulaciones del tobillo, rodilla y L5-S1 al utilizar el exoesqueleto. Por otra parte, el promedio de los valores mínimos de tobillo, rodilla y L5-S1 son mayores al utilizar el exoesqueleto. En el caso de la articulación de la cadera sus valores mínimos se mantienen mientras que los valores máximos aumentan. Según estos datos, el rango de movimiento en el tobillo, rodilla y L5-S1 se ve disminuido mientras que la movilidad en la cadera aumenta.

Tabla 2. Comparación de los grados articulares alcanzados durante las pruebas al llevar o no el exoesqueleto analizado.

	Media (DE) noEXO	Media (DE) EXO	Rango noEXO	Rango EXO	t	z	p
Ángulo en el punto máximo de flexión de cadera (grados)	87.3 (15.8)	89.5 (14.3)	64.7 – 134.1	61.3 – 122.6	-	-1.44	0.155
Ángulo en el punto mínimo de flexión de cadera (grados)	2.0 (2.8)	2.0 (6.0)	-4.0 – 9.7	-12.1 – 16.3	0.02	-	0.988
Ángulo en el punto máximo de flexión de rodilla (grados)	74.0 (17.4)	69.6 (17.2)	31.3 – 102.2	31.9 – 91.3	2.40	-	0.022*
Ángulo en el punto mínimo de flexión de rodilla (grados)	0.9 (6.4)	2.1 (5.4)	-8.9 – 15.9	-8.1 – 12.9	-1.22	-	0.232
Ángulo en el punto máximo de flexión de tobillo (grados)	24.8 (9.9)	21.6 (10.3)	2.2 – 38.5	1.3 – 36.9	3.41	-	0.002*
Ángulo en el punto mínimo de flexión de tobillo (grados)	-0.3 (1.8)	0.6 (3.1)	-4.1 – 3.9	-4.3 – 8.6	-1.45	-	0.157
Ángulo en el punto máximo de flexión de L5-S1 (grados)	6.2 (1.6)	5.9 (1.9)	2.3 – 8.7	1.7 – 8.5	-	1.85	0.065
Ángulo en el punto mínimo de flexión de L5-S1 (grados)	4.2 (1.8)	4.3 (1.8)	2.2 – 7.1	2.5 – 8.5	1.27	-	0.210

Nota: DE = desviación estándar, noEXO = condición sin exoesqueleto, EXO = condición con exoesqueleto, t = valor estadístico en la prueba T de Student para datos que respetan la normalidad, z = valor estadístico en la prueba Wilcoxon signed rank para datos que no respetan la normalidad, p = valor p, *p<0.05.

4. DISCUSIÓN

Este estudio ha demostrado que vestir el exoesqueleto ExoSoft de Gogo, en comparación a no llevarlo, influye en la cinemática, de manera estadísticamente significativa, disminuyendo la flexión dorsal máxima de tobillo y la flexión máxima de rodilla durante el gesto analizado. La limitación del movimiento en estas articulaciones es pequeña, menor a 5 grados. Haría falta saber si esta limitación se percibe como restrictiva o incómoda por los participantes. No hemos evidenciado ningún otro cambio en el resto de las articulaciones analizadas. De esta forma, se confirma en parte la hipótesis del estudio avanzada.

No existen muchos trabajos que hayan estudiado la influencia de los exoesqueletos blandos en la cinemática, por lo que resulta difícil encontrar estudios similares para comparar los resultados. En el caso del estudio de Goršič et al. (24) se analiza la influencia del exoesqueleto blando HeroWear Apex en la cinemática y en la electromiografía al realizar distintas tareas. Al evaluar el gesto de levantamiento de una caja desde el suelo realizado con y sin exoesqueleto muestra que no hay diferencias significativas en el rango de movimiento de flexo extensión de tronco, acorde con lo obtenido al evaluar el Exosoft. Otros estudios como el de Yun et al. (33) analizan un exoesqueleto con una disposición de gomas creada para facilitar la técnica de *squat* frente a la técnica *stoop* de levantamiento. En consecuencia, el rango de movimiento de la rodilla se ve aumentado, mientras que la flexión de tronco disminuye. Tanto la finalidad del exoesqueleto analizado, que busca un cambio en la técnica de levantamiento, como la antropometría de la muestra, compuesta solo por hombres, se alejan bastante de lo estudiado en el Exosoft de Gogo. Esto hace que sea complicado comparar los resultados obtenidos. En cuanto a cómo influyen los exoesqueletos pasivos blandos en el tobillo, no he encontrado ningún estudio que se haya centrado en dicha articulación.

Existe mucha más evidencia en el estudio de los exoesqueletos pasivos rígidos. En tareas de levantamiento similares se han encontrado hallazgos concordantes con los obtenidos en este trabajo. En el caso de la flexión lumbar máxima no se ve limitada de manera significativa al llevar el exoesqueleto SPEXOR durante tareas de

levantamiento (18,28). Pese a ello, también se encuentran experimentaciones que demuestran que el uso de exoesqueletos pasivos rígidos disminuye la flexión lumbar (22) siguiendo con la tendencia observada en el Exosoft. Sin embargo, no se debe obviar la existencia de estudios con resultados diferentes a los obtenidos en este trabajo. Son varios los estudios que reportan un aumento de la flexión de tronco al portar un exoesqueleto pasivo rígido (23,27).

Los estudios publicados hasta la fecha sugieren que dependiendo del exoesqueleto elegido: pasivo blando (24,31–33), pasivo rígido (18,22,23,27,28) o activo rígido(30), de la antropometría del portador: gente joven sana (27,31), solo hombres (33), personal sanitario (19), personas con dolor lumbar (19) y el gesto a realizar: tareas de levantamiento simétrico (18,24,27,28,30), mantenimiento de posiciones estáticas (18,27,32) o levantamientos asimétricos (24) el efecto en la cinemática es diferente. Por ello, diversos autores señalan la necesidad de dirigir los estudios futuros a predecir o personalizar los exoesqueletos de acuerdo con su portador y sus necesidades.

4.1 FORTALEZAS Y DEBILIDADES

Es necesario tener en cuenta las limitaciones que presenta este estudio. En primer lugar, se trata de un análisis cinemático contemplando únicamente el plano sagital, es decir, los movimientos de flexo-extensión. Para llevar a cabo una observación más exhaustiva de la cinemática se deberían analizar los tres planos, sagital, frontal y transversal; de esta manera se incluirían los movimientos de aducción, abducción y rotaciones. En cuanto a la muestra del estudio, se trata de una muestra pequeña de tan solo 15 participantes que no pertenece al ámbito laboral del personal gerocultor. Por otro lado, las pruebas se llevaron a cabo en un laboratorio. Para próximos estudios se podrían confirmar los resultados de este trabajo con una muestra de participantes mayor, compuesto por trabajadores/as del ámbito sociosanitario y, si fuera posible, realizar el análisis en el puesto de trabajo.

Entre las fortalezas del estudio se puede incluir la variabilidad antropométrica de la muestra, compuesta por hombres y mujeres de distintas edades y complejiones. Además, se trata del primer análisis cinemático del exoesqueleto Exosoft de Gogoa realizado con un equipo preciso y llevando a cabo una correcta simulación de las labores de cuidado realizadas por el personal gerocultor.

5. CONCLUSIÓN

La conclusión alcanzada en este estudio es que el exoesqueleto Exosoft de Gogoa limita ligeramente la movilidad en las articulaciones de la rodilla y el tobillo durante las tareas de levantamiento. Esta limitación es pequeña, menor de 5 grados. Son necesarios futuros estudios que estudien su efectividad durante un uso prolongado en el entorno laboral.

6. REFERENCIAS

- (1) Wu A, March L, Zheng X, Huang J, Wang X, Zhao J, et al. Global low back pain prevalence and years lived with disability from 1990 to 2017: estimates from the Global Burden of Disease Study 2017. *Ann Transl Med* [Internet]. 2020 [consulta, 4/11/2022];8(6):299. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32355743/>
- (2) Hoy D, March L, Brooks P, Blyth F, Woolf A, Bain C, et al. The global burden of low back pain: estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. *Ann Rheum Dis* [Internet]. 2014 [consulta, 4/11/2022];73(6):968-74. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24665116/>
- (3) Hartvigsen J, Hancock MJ, Kongsted A, Louw Q, Ferreira ML, Genevay S, et al. What low back pain is and why we need to pay attention. *Lancet* [Internet]. 2018 [consulta, 4/11/2022];391(10137):2356-67. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29573870/>
- (4) Hoy D, Bain C, Williams G, March L, Brooks P, Blyth F, et al. A systematic review of the global prevalence of low back pain. *Arthritis Rheum* [Internet]. 2012 [consulta, 4/11/2022];64(6):2028-37. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22231424/>
- (5) Fan X, Straube S. Reporting on work-related low back pain: data sources, discrepancies and the art of discovering truths. *Pain Manag* [Internet]. 2016 [consulta, 6/11/2022];6(6):553-9. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27079374/>
- (6) Dagenais S, Caro J, Haldeman S. A systematic review of low back pain cost of illness studies in the United States and internationally. *Spine J* [Internet]. 2008 [consulta, 4/11/2022];8(1):8-20. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18164449/>
- (7) Wynne-Jones G, Cowen J, Jordan JL, Uthman O, Main CJ, Glozier N, et al. Absence from work and return to work in people with back pain: a systematic review and meta-analysis. *Occup Environ Med* [Internet]. 2014 [consulta, 7/11/2022];71(6):448-58. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24186944/>

- (8) d'Errico A, Viotti S, Baratti A, Mottura B, Barocelli AP, Tagna M, et al. Low back pain and associated presenteeism among hospital nursing staff. *J Occup Health* [Internet]. 2013 [consulta, 15/11/2022];55(4):276-83. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23796597/>
- (9) Al Amer HS. Low back pain prevalence and risk factors among health workers in Saudi Arabia: A systematic review and meta-analysis. *J Occup Health* [Internet]. 2020 [consulta, 7/11/2022];62(1). Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32710807/>
- (10) Aleku M, Nelson K, Abio A, Lowery Wilson M, Lule H. Lower Back Pain as an Occupational Hazard Among Ugandan Health Workers. *Front Public Health* [Internet]. 2021 [consulta, 20/11/2022];9. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34926384/>
- (11) Lecca LI, Fabbri D, Portoghese I, Pilia I, Meloni F, Marcias G, et al. Manual handling of patients: role of kinesiophobia and catastrophizing in health workers with chronic low back pain. *Eur J Phys Rehabil Med* [Internet]. 2020 [consulta, 18/12/2022];56(3):307-12. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32096615/>
- (12) Russo F, Papalia GF, Vadalà G, Fontana L, Iavicoli S, Papalia R, et al. The Effects of Workplace Interventions on Low Back Pain in Workers: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Environ Res Public Health* [Internet]. 2021 [consulta, 18/12/2022];18(23). Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34886343/>
- (13) Hoozemans MJM, Kingma I, de Vries W, van Dieën J. Effect of lifting height and load mass on low back loading. *Ergonomics* [Internet]. 2008 [consulta, 18/12/2022];51(7):1053-63. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18568964/>
- (14) Faber GS, Kingma I, Van Dieën JH. The effects of ergonomic interventions on low back moments are attenuated by changes in lifting behaviour. *Ergonomics* [Internet]. 2007 [consulta, 18/12/2022];50(9):1377-91. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17654031/>

- (15) Von Arx M, Liechti M, Connolly L, Bangerter C, Meier ML, Schmid S. From Stoop to Squat: A Comprehensive Analysis of Lumbar Loading Among Different Lifting Styles. *Front Bioeng Biotechnol* [Internet]. 2021 [consulta, 18/12/2022];9:1. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34805121/>
- (16) Kingma I, Bosch T, Bruins L, van Dieën JH. Foot positioning instruction, initial vertical load position and lifting technique: effects on low back loading. *Ergonomics* [Internet]. 2004 [consulta, 18/12/2022];47(13):1365-85. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15513714/>
- (17) Pesenti M, Antonietti A, Gandolla M, Pedrocchi A. Towards a Functional Performance Validation Standard for Industrial Low-Back Exoskeletons: State of the Art Review. *Sensors (Basel)* [Internet]. 2021 [consulta, 17/1/2023];21(3):1-23. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33530377/>
- (18) Koopman AS, Näf M, Baltrusch SJ, Kingma I, Rodriguez-Guerrero C, Babič J, et al. Biomechanical evaluation of a new passive back support exoskeleton. *J Biomech* [Internet]. 2020 [consulta, 17/1/2023];105. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32423541/>
- (19) Baltrusch SJ, Houdijk H, van Dieën JH, van Bennekom CAM, de Kruif AJTCM. Perspectives of End Users on the Potential Use of Trunk Exoskeletons for People With Low-Back Pain: A Focus Group Study. *Hum Factors* [Internet]. 2020 [consulta, 17/1/2023];62(3):365-76. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31914327/>
- (20) Pešáková L, Hlávková J, Nakládalová M, Urban P, Gaďourek P, Tichý T, et al. Exposure criteria for evaluating lumbar spine load. *Cent Eur J Public Health* [Internet]. 2018 [consulta, 17/1/2023];26(2):98-103. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30102497/>
- (21) Dolan P, Adams MA. The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the erector spinae muscles during bending and lifting activities. *J Biomech* [Internet]. 1993 [consulta, 21/1/2023];26(4-5):513-22. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8478353/>

- (22) Iranzo S, Piedrabuena A, García-Torres F, Martínez-De-juan JL, Prats-Boluda G, Sanchis M, et al. Assessment of a Passive Lumbar Exoskeleton in Material Manual Handling Tasks under Laboratory Conditions. *Sensors (Basel)* [Internet]. 2022 [consulta, 17/1/2023];22(11). Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35684682/>
- (23) Koopman AS, Kingma I, de Looze MP, van Dieën JH. Effects of a passive back exoskeleton on the mechanical loading of the low-back during symmetric lifting. *J Biomech* [Internet]. 2020 [consulta, 21/1/2023];102. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31718821/>
- (24) Goršič M, Song Y, Dai B, Novak D. Evaluation of the HeroWear Apex back-assist exosuit during multiple brief tasks. *J Biomech* [Internet]. 2021 [consulta, 21/1/2023];126. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34293602/>
- (25) Toxiri S, Näf MB, Lazzaroni M, Fernández J, Sposito M, Poliero T, et al. Back-Support Exoskeletons for Occupational Use: An Overview of Technological Advances and Trends. *IISE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors* [Internet]. 2019 [consulta, 21/1/2023];7(3-4):237-49. Disponible en: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/24725838.2019.1626303>
- (26) Bittner M, Yang WT, Zhang X, Seth A, van Gemert J, van der Helm FCT. Towards Single Camera Human 3D-Kinematics. *Sensors (Basel)* [Internet]. 2022 [consulta, 2/2/2023];23(1). Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36616937/>
- (27) Bosch T, van Eck J, Knitel K, de Looze M. The effects of a passive exoskeleton on muscle activity, discomfort and endurance time in forward bending work. *Appl Ergon* [Internet]. 2016 [consulta, 2/2/2023];54:212-7. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26851481/>
- (28) Baltrusch SJ, van Dieën JH, Koopman AS, Näf MB, Rodríguez-Guerrero C, Babič J, et al. SPEXOR passive spinal exoskeleton decreases metabolic cost during symmetric repetitive lifting. *Eur J Appl Physiol* [Internet]. 2020 [consulta, 2/2/2023];120(2):401-12. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31828480/>

- (29) Koopman AS, Kingma I, Faber GS, de Looze MP, van Dieën JH. Effects of a passive exoskeleton on the mechanical loading of the low back in static holding tasks. *J Biomech* [Internet]. 2019 [consulta, 2/2/2023];83:97-103. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30514627/>
- (30) Koopman AS, Toxiri S, Power V, Kingma I, van Dieën JH, Ortiz J, et al. The effect of control strategies for an active back-support exoskeleton on spine loading and kinematics during lifting. *J Biomech* [Internet]. 25 de junio de 2019 [consulta, 12/3/2023];91:14-22. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31122661/>
- (31) Lamers EP, Soltys JC, Scherpereel KL, Yang AJ, Zelik KE. Low-profile elastic exosuit reduces back muscle fatigue. *Sci Rep* [Internet]. 2020 [consulta, 12/4/2023];10(1). Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32994427/>
- (32) Kang SH, Mirka GA. Effect of trunk flexion angle and time on lumbar and abdominal muscle activity while wearing a passive back-support exosuit device during simple posture-maintenance tasks. *Ergonomics* [Internet]. 2023 [consulta, 12/4/2023];1-28. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36921063/>
- (33) Yun SS, Kim K, Ahn J, Cho KJ. Body-powered variable impedance: An approach to augmenting humans with a passive device by reshaping lifting posture. *Sci Robot* [Internet]. 2021 [consulta, 12/4/2023];6(57). Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34433655/>
- (34) Crewe H, Campbell A, Elliott B, Alderson J. Lumbo-pelvic loading during fast bowling in adolescent cricketers: the influence of bowling speed and technique. *J Sports Sci* [Internet]. 2013 [consulta, 20/4/2023];31(10):1082-90. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23363419/>
- (35) Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, et al. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans Biomed Eng* [Internet]. 2007 [consulta, 12/4/2023];54(11):1940-50. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18018689/>

(36) OpenSim Documentation [Internet]. Stanford: NCSRR; 2010-2017 [consultado 28/4/2023]. Getting Started with Inverse Kinematics. Disponible en: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Getting+Started+with+Inverse+Kinematics>