

## Desarrollo de un modelo de exoesqueleto de hombro mediante *OpenSim*®

Elguea-Aguinaco, Íñigo<sup>a</sup>; Belda-Lois, Juan Manuel<sup>b</sup>

<sup>a</sup> Universidad Politécnica de Valencia, España. E-mail: [iielag@etsii.upv.es](mailto:iielag@etsii.upv.es)

<sup>b</sup> Biomecánica de Sistemas Corporales, Instituto de Biomecánica de Valencia, España. E-mail: [jmbelda@ibv.org](mailto:jmbelda@ibv.org)

---

### **Abstract**

*The fourth industrial revolution faces the technological challenge of human-robot cooperation in manufacturing processes. Exoskeletons are an example of human-robot collaboration in which the device is worn by the human and the physical contact between the operator and the mechanical structure enhances individual's physical abilities. Currently, the first evaluations of the efficiency of this type of aid are being carried out, although these are fundamentally comparative in terms of muscular effort measured with the use and without the use of the exoskeleton. This project presents a passive upper limb exoskeleton model developed using OpenSim® free software, which allows estimating muscle and joint efforts for different tasks, under different conditions. The model has been validated with workers registered in real conditions, about who have records of their muscular activity performing the same tasks with and without exoskeleton. The results show an agreement on muscle activity with and without the device in the recorded muscles, which allows the model to be validated for the analysis of generic workplaces in which this type of aid is intended to be implemented.*

**Keywords:** exoskeleton, passive, upper limb, muscular, joint

---

### **Resumen**

*La cuarta revolución industrial se enfrenta al reto tecnológico de la cooperación entre el hombre y el robot en los procesos de fabricación. Los exoesqueletos son un ejemplo de esta colaboración humano-robot, en la que el dispositivo es vestido por el humano y el simple contacto físico entre el operador y la estructura mecánica permite el aumento de las capacidades físicas del individuo. Actualmente, se están llevando a cabo las primeras valoraciones de la eficiencia de este tipo de ayudas, si bien éstas son fundamentalmente comparativas en cuanto al esfuerzo muscular medido con el uso y sin el uso del exoesqueleto. Este trabajo presenta un modelo de exoesqueleto pasivo de miembro superior desarrollado mediante el software*

*libre OpenSim®, el cual permite estimar los esfuerzos musculares y articulares para distintas tareas y distintas condiciones. El modelo se ha validado con trabajadores registrados en condiciones reales, de los que se disponen registros de su actividad muscular realizando las mismas tareas con exoesqueleto y sin él. Los resultados muestran un buen acuerdo en la actividad muscular con y sin el dispositivo en los músculos registrados, lo que permite validar el modelo para el análisis de puestos de trabajo genéricos en los que se pretenda implantar este tipo de ayudas.*

**Palabras clave:** exoesqueleto, pasivo, miembro superior, muscular, articular.

## 1. Introducción

Debido a la creciente competencia internacional en el sector industrial, las compañías se encuentran envueltas en una constante mejora de la precisión de sus dispositivos automatizados. Sin embargo, algunos puestos de trabajo, hoy en día, siguen requiriendo de operaciones complejas, agarres precisos y destreza, donde estos dispositivos presentan ciertas limitaciones correspondientes a la viabilidad, la percepción, la velocidad y/o la flexibilidad. Es por ello que ciertas de estas tareas son realizadas manualmente por operarios. Dichas tareas suelen corresponderse con contracciones musculares isométricas y movimientos repetitivos de escasa duración, donde las manos se sitúan a la altura o por encima del acromion humeral. Éstas actividades suelen provocar trastornos musculo-esqueléticos en un alto porcentaje de los trabajadores (Otten et al., 2018; Spada et al., 2017; Sylla et al., 2014).

Los trastornos musculo-esqueléticos son un conjunto de lesiones inflamatorias y/o degenerativas que afectan principalmente a los hueso, músculos, ligamentos, tendones y nervios, y corresponden la segunda causa de discapacidad en la población mundial.

En Estados Unidos, los trastornos musculo-esqueléticos de hombro resultan en una media de 23 días de baja laboral, mientras que otro tipo de lesiones del miembro superior únicamente implican de 7 a 10 días (Kim et al., 2018). En España, en la industria automovilística, por cada 100.000 trabajadores, 200`1 sufren algún tipo de lesión por sobreesfuerzos en esta área del cuerpo (Departamento de Información e Investigación del Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo, 2012). Considerando dichas situaciones, se sugiere la necesidad de nuevas soluciones con el fin de favorecer y disminuir el trabajo físico de los operarios.

Un exoesqueleto puede definirse como un dispositivo activo o pasivo que se adapta al cuerpo del portador con el objeto de facilitar un movimiento tanto en esfuerzo como en trayectoria. Es por ello que el principal beneficio de un exoesqueleto se basa en la combinación entre la

flexibilidad humana y la mejora de la potencia a través de la estructura mecánica, sin necesidad de enseñanza o programación robótica (Sylla et al., 2014).

Sin embargo, muchos de los exoesqueletos que están siendo desarrollados en la actualidad, no están diseñados considerando la complejidad del sistema musculoesquelético, y restringen ciertos movimientos naturales durante el desempeño de las tareas, al limitar los grados de libertad de los miembros superiores.

Asimismo, la mayoría de los estudios llevados a cabo con este tipo de estructuras mecánicas se realizan a través de tareas simuladas en laboratorios, donde no se conoce con exactitud la carga biomecánica de trabajo que será asistida por el exoesqueleto y las repercusiones potenciales que causará en los métodos de trabajo. Es por ello que, la introducción de este tipo de dispositivos en un ambiente de trabajo habitual puede revelar obstáculos en la aceptación del trabajador respecto a los exoesqueletos que no son evidentes en un ambiente de laboratorio controlado.

Por ello, se han realizado mediciones de los movimientos llevados a cabo por los operarios en su ambiente de trabajo a través de sensores inerciales. Asimismo, se han obtenido registros de la actividad muscular de los trabajadores con el uso y sin el uso del exoesqueleto. De esta forma, se han podido verificar y validar los resultados obtenidos a través del modelo desarrollado en *SolidWorks*® y *OpenSim*®, con los valores registrados en la actividad muscular de los trabajadores en los distintos músculos estudiados, durante la realización de las tareas con el empleo y sin el empleo de la estructura mecánica.

## **2. Materiales y métodos**

### **2.1. Programas informáticos**

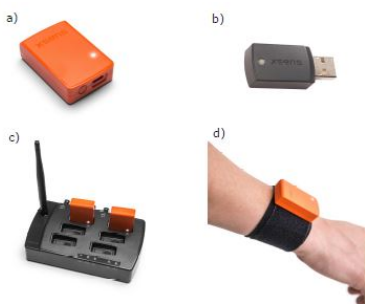
#### *2.1.1. Xsens*®

*Xsens*® es un software destinado al seguimiento y registro de movimiento en 3D. Para llevar a cabo dicha tarea, hace uso de una unidad de medición inercial magnética (IMMU), la cual comprende un acelerómetro 3D, un magnetómetro 3D y un giroscopio 3D en un único dispositivo.

Para aquellos estudios ergonómicos donde los cables pueden llegar a resultar un obstáculo, *Xsens*® posee el sistema MTw, un rastreador de movimiento inercial-magnético

inalámbrico, desarrollado para una cinemática 3D ambulatoria de alta precisión. Este sistema ha sido empleado para realizar las mediciones de este trabajo.

Cada dispositivo de rastreo transmite los datos obtenidos de manera inalámbrica al ordenador a través de Awinda Master, un dongle USB conectado al PC. Comúnmente, este registro de datos no suele presentar la misma precisión que aquellos registros a través de un sistema de cableado. Sin embargo, *Xsens®* ha desarrollado un canal de procesado de señal que ha incorporado en el sistema de rastreo inalámbrico. Para ello, se ha creado un algoritmo que garantiza una alta precisión en condiciones dinámicas independiente de la velocidad de salida de los datos. Asimismo, se ha diseñado un protocolo de radio propio, llamado Awinda, para detectar y manejar pérdidas ocasionales de paquetes en el procesamiento en tiempo real. En caso de que los datos no se hayan transmitido adecuadamente, se almacenan en una memoria interna del rastreador y se vuelven a transmitir cuando sea posible. Además, el protocolo Awinda es capaz de reducir la velocidad de salida de los datos, lo que, en combinación con el algoritmo, evita el deterioro de la precisión cuando se producen pérdidas de paquetes de datos. Awinda también resuelve el problema de la sincronización, proporcionando una sincronización precisa para hasta 20 MTws en 10  $\mu$ s, lo que permite que el rendimiento del sistema sea similar al de un sistema cableado (Paulich et al., n.d.). La Figura 1 muestra los componentes de este sistema.



*Fig. 1. Hardware Xsens MTw Awinda: a) rastreador de movimiento MTw; b) Awinda Dongle; c) estación Awinda; d) correa corporal MTw (Paulich et al., n.d.)*

### *2.1.2. SolidWorks®*

*SolidWorks®* es un software de diseño CAD (diseño asistido por computadora) para modelar piezas y ensamblajes en 3D y planos en 2D. Ofrece un gran rango de soluciones correspondientes al proceso de desarrollo del producto. Permite crear, diseñar, simular, fabricar, publicar y gestionar los datos del proceso de diseño (“SolidWorks - Qué es y para qué sirve,” n.d.).

### 2.1.3. OpenSim®

*OpenSim®* es una plataforma de código libre, desarrollado por el centro Computacional de Biomédica de la Universidad de Stanford, para modelar, simular y analizar el sistema neuromusculoesquelético. A diferencia de otros programas, *OpenSim®* permite que los investigadores y los laboratorios realicen mejoras en el software y que éstas puedan ser compartidas, con el fin de obtener un programa más dinámico. Por ello, se dispone de una página web (<http://simtk.org/>), que sirve como repositorio público de datos, modelos y herramientas computacionales relacionadas con la simulación que pueden ser compartidas con toda la comunidad que utilice el programa.

El software está escrito en ANSI C++, y la interfaz gráfica del usuario está escrita en Java (Delp et al., 2007). En la Figura 2, se muestra la interfaz de *OpenSim®* y el modelo utilizado para el estudio.

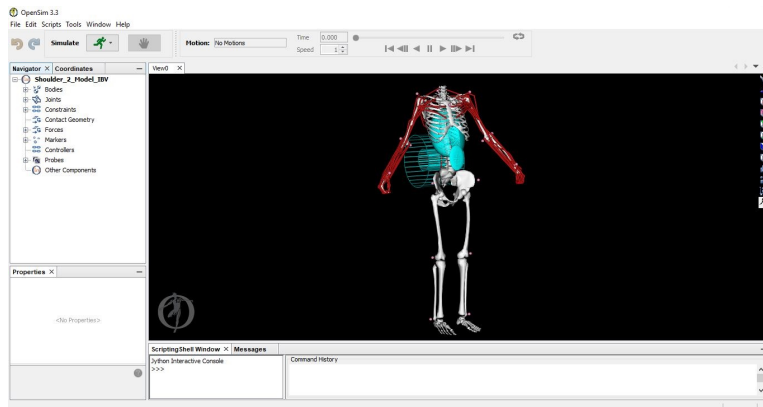


Fig. 2. Interfaz de OpenSim® (Fuente propia)

## 2.2. Registro del movimiento

El estudio se llevó a cabo en la planta de ensamblaje de automóviles de Ford Valencia Body and Assembly, situada en Almussafes. En él, participaron 12 operarios (estatura:  $1.75\text{m} \pm 5\text{ cm}$ , peso:  $73.95\text{ kg} \pm 4.65\text{ kg}$ , edad:  $36\text{ años} \pm 5\text{ años}$ ) a los que se les realizaron mediciones de los movimientos y registros de las actividades musculares durante el desempeño de distintas tareas. Para ello, se hizo uso de la tecnología MTw Awinda de *Xsens®*, a través de la cual se instrumentaron las extremidades superiores de cada operario mediante nueve sensores inerciales. Después de realizar las respectivas calibraciones (Figura 3a)) para cada sujeto, se midió a cada operario en distintas estaciones de atornillado de piezas por encima

del acromion humeral en ejercicios de tres y cinco ciclos. Durante estas actividades, los trabajadores utilizaron una herramienta de aproximadamente 24.5 N de peso. Estas mediciones se realizaron sin el uso (Figura 3b)) y con el uso (Figura 3c)) del exoesqueleto.



Fig. 3. a) Calibración del sujeto; b) atornillado sin exoesqueleto; c) atornillado con exoesqueleto (Fuente propia)

Seis de los operarios realizaron las actividades sin exoesqueleto, mientras que los otros seis restantes las realizaron con el dispositivo mecánico. El exoesqueleto utilizado para llevar a cabo estas mediciones fue el Levitate AIRFRAME®.

### 2.3. Diseño del exoesqueleto en CAD

Con el objetivo de que las simulaciones sean más visuales, se ha realizado el diseño de un exoesqueleto mediante *SolidWorks*®. Esta representación del dispositivo mecánico está constituida por un apoyo lumbar (1), tres tubos (inferior (2), medio (3) y superior (4)) acoplables, una pieza que se localiza en la parte superior de la espalda (5), dos piezas soporte atornilladas (6, 7) dónde se sitúan dos tubos a cada lado del exoesqueleto (8, 9, 10, 11) que actúan como los brazos de éste, un apoyo en la parte posterior del brazo (16, 17) y otras dos piezas acoplables (12, 13, 14, 15) que permiten unir este último componente con el tubo superior de cada extremidad. Para simplificar el diseño del dispositivo únicamente se ha realizado el modelado de los componentes rígidos. La Figura 4 muestra el ensamblaje de los componentes en *SolidWorks*®.

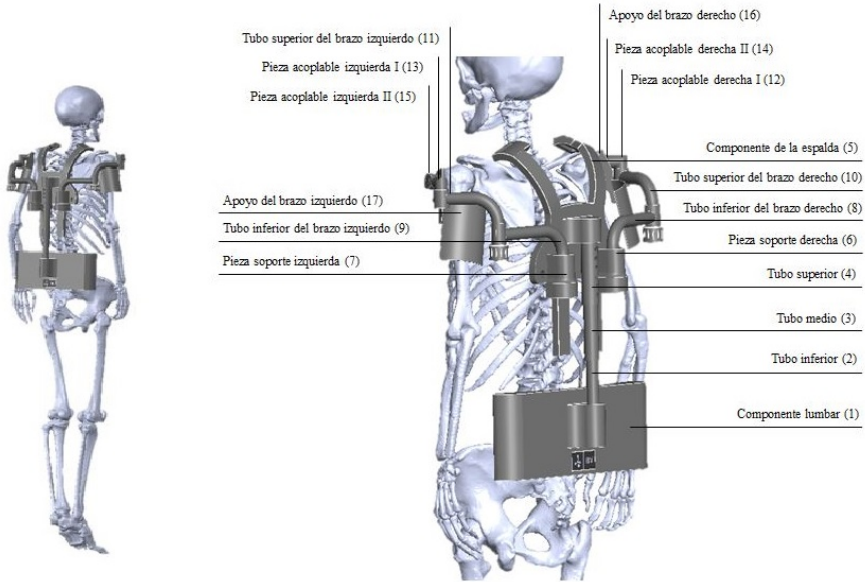


Fig. 4. Exoesqueleto diseñado en SolidWorks® (Fuente propia)

Con el objetivo de permitir que el exoesqueleto pueda alcanzar todos los movimientos llevados a cabo por los operarios, se ha dotado a éste de ciertos grados de libertad. La Figura 5 muestra todos los movimientos que pueden ser realizados por el dispositivo mecánico.

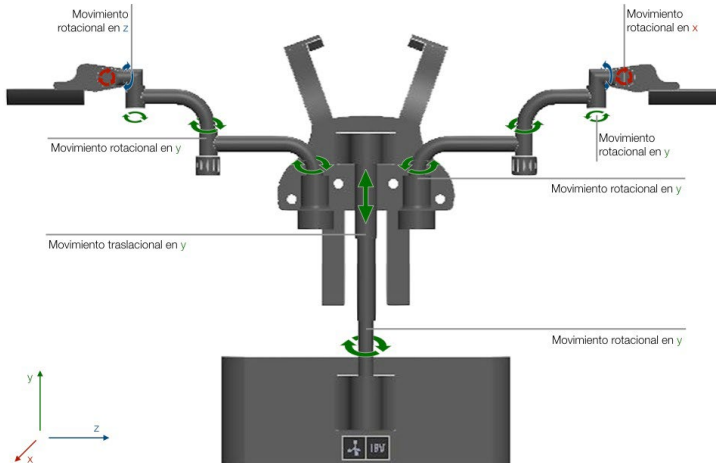


Fig. 5. Grados de libertad del exoesqueleto(Fuente propia)

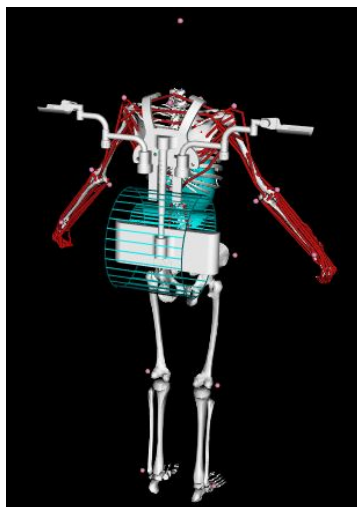
A cada uno de estos desplazamientos se le ha proporcionado diferentes rangos de movilidad.

## **2.4. Simulación del exoesqueleto**

### *2.4.1. Importación de componentes*

Una vez definido el modelo, se han trasladado los componentes de *SolidWorks®* a *OpenSim®*. Para ello, primeramente ha sido necesario realizar un cambio del origen del eje de coordenadas de los componentes. Al exportar los archivos de *SolidWorks®*, el origen del eje de coordenadas situado en el componente sufre una variación, de forma que éste queda situado en el primer cuadrante del sistema de coordenadas. Con el objetivo de que durante las simulaciones los componentes puedan rotar y trasladarse a lo largo de los ejes deseados, es necesario situar el origen del eje de coordenadas sobre la parte del componente que se desea que se generen los movimientos.

Los modelos utilizados en *OpenSim®* son archivos con una extensión *.osim*, estos archivos pueden ser modificados desde su código. Para introducir nuevos componentes en un modelo ya existente, se debe crear un nuevo cuerpo en el apartado “*BodySet*”. Para definir completamente este cuerpo, se le debe asignar un cuerpo padre (“*Parent body*”), las coordenadas que tendrá respecto a este componente, su orientación, y los posibles movimientos de rotación y traslación que poseerá la articulación junto con sus rangos de movilidad. La Figura 6 muestra el exoesqueleto importado en *OpenSim®*.



*Fig. 6. Modelo en OpenSim® con exoesqueleto(Fuente propia)*



### 2.4.1. Escalado del modelo

El objetivo de escalar el modelo se basa en modificar la antropometría del modelo genérico para que ésta coincida o se asemeje a la antropometría del sujeto registrado. Para ello, *OpenSim*® ajusta las propiedades de masa y las dimensiones de los segmentos del cuerpo. En este caso, para el dimensionamiento del cuerpo, se ha realizado un escalado basado en la medición.

El modelo utilizado para llevar a cabo este trabajo dispone de 20 marcadores, situados en puntos anatómicos concretos siguiendo los criterios de la ISB (International Society of Biomechanics). Considerando las extremidades superiores como los segmentos de mayor importancia y, sabiendo de antemano que serán los que condicionen el movimiento del exoesqueleto, únicamente se ha realizado el escalado de éstos. El extremo de cada segmento se corresponde con uno de los marcadores empleados y que pueden observarse en la Tabla 1. Solamente se ha llevado a cabo el escalado con los parámetros de aquellos operarios que hicieron uso de la ayuda técnica durante las actividades de atornillado en el registro del movimiento.

Tabla 1. Factores de escalado

Segmento	Marcador proximal	Marcador distal	Cuerpo al que se encuentra asociado
hombro_d	pIJ (esternón)	pRightAcromion	Clavícula derecha
hombro_i	pIJ (esternón)	pLeftAcromion	Clavícula izquierda
brazo_d	pRightAcromion	pRightArmLatEpicondyle	Húmero derecho
brazo_i	pLeftAcromion	pLeftArmLatEpicondyle	Húmero izquierdo
antebrazo_d	pRightMedEpicondyle	pRightUlnarStyloid	Cúbito derecho
antebrazo_i	pLeftMedEpicondyle	pLeftUlnarStyloid	Cúbito izquierdo

Con el fin de poder realizar una comparativa entre la ayuda mecánica o no hacer uso de ella, por cada modelo escalado, se ha realizado un segundo modelo que dispone de un resorte torsional en cada brazo. Este resorte se ha fijado solamente para el movimiento de “*shoulder\_elv*” (abducción). Las características de este elemento quedan visibles en la siguiente Tabla 2. Los resortes simulan el efecto de ayuda al movimiento que realizaría el exoesqueleto si el operario lo vistiese.

Tabla 2. Características del resorte

<b>Rigidez superior (N·m/grados)</b>	-0.3 N·m/ grados
<b>Límite máximo (grados)</b>	5°
<b>Rigidez inferior (N·m/grados)</b>	1 N·m/grados
<b>Límite mínimo (grados)</b>	-90°
<b>Amortiguamiento</b>	0.00
<b>Transición (grados)</b>	2°

#### 2.4.2. Cinemática inversa

Una vez realizado el escalado del modelo, se ha procedido a realizar la cinemática inversa. El propósito de la cinemática inversa es hallar los ángulos articulares del modelo que mejor se ajustan a la cinemática experimental de un sujeto en concreto. Para realizar dicha tarea, ésta se basa en las posiciones de marcadores experimentales.

Debido al método de optimización que utiliza *OpenSim*®, la cinemática del modelo produce ciertos errores que impiden que los desplazamientos del exoesqueleto concuerden con los del modelo. Por ello, se han creado dos desplazamientos que simulan las actividades realizadas por los operarios durante el registro del movimiento. Para ello, primeramente se ha generado el movimiento, y posteriormente se ha ajustado el exoesqueleto al modelo cada cierto intervalo de tiempo, registrando los valores que posee cada conexión del dispositivo. Con estos valores ha sido posible realizar una regresión polinomial y obtener unos coeficientes de regresión que han sido aplicados a los valores de los ángulos creados en el archivo de movimiento. El primer desplazamiento creado (ver Figura 7) simula la elevación de la herramienta para realizar el atornillado.

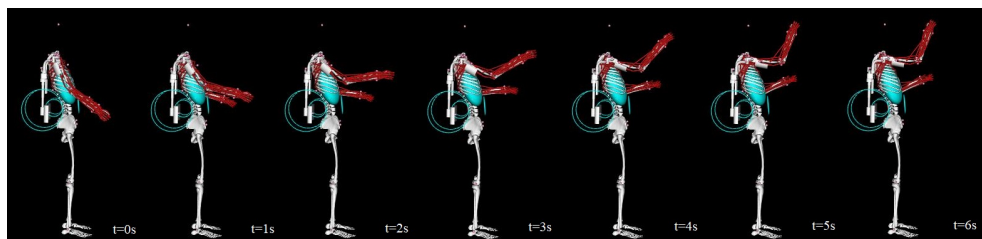


Fig. 7. Movimiento 1 (Fuente propia)

El segundo movimiento (Figura 8) simula cómo el operario desciende la herramienta y eleva el brazo izquierdo para situar el tornillo sobre la herramienta que posteriormente atornillará.

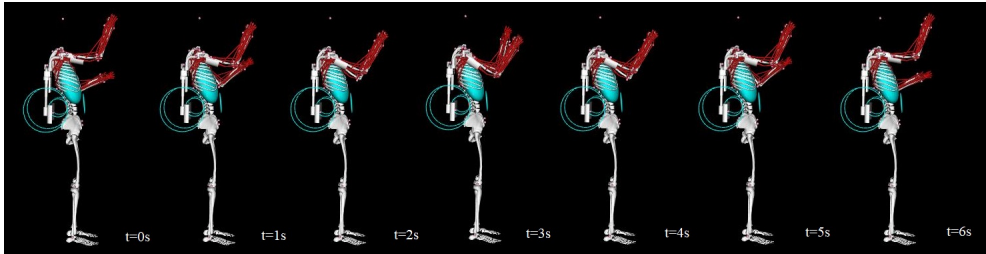


Fig. 8. Movimiento 2 (Fuente propia)

#### 2.4.3. Dinámica inversa

El objetivo de la dinámica inversa se basa en estimar las fuerzas y los momentos que causan un movimiento particular. Asimismo, sus resultados pueden ser utilizados para inferir cómo se utilizan los músculos para realizar ese movimiento. En este caso, las fuerzas externas corresponden a un fichero con el valor de la fuerza que simula el peso que posee la herramienta que emplean los operarios durante las actividades en las que se ha registrado su movimiento. Para ello, se ha creado un archivo que presenta una fuerza negativa en el eje “y” (según cómo se ha definido el modelo siguiendo los criterios de la ISB) con un valor de 24,5 N de peso. Esta fuerza negativa se ha posicionado en un área cercana a la mano con la que el operario sujeta la herramienta. Para ello, se ha tomado la localización del marcador de la mano derecha *pRightUlnarStyloid*.

#### 2.4.4. Optimización estática

La optimización estática utiliza la cinemática conocida del modelo para resolver las ecuaciones de movimiento para las fuerzas generalizadas desconocidas sujetas a condiciones de activación de fuerza muscular. Con el objeto de simplificar el procesado, únicamente se han considerado los músculos del miembro superior derecho, el cual es el encargado de alzar y descender la herramienta de trabajo y, por tanto, el miembro que debe ejercer una mayor fuerza. Asimismo, solamente se han permitido los movimientos de “*elv\_angle*” (aducción), “*shoulder\_elv*” (abducción), “*shoulder\_rot*” (rotación) y “*elbow\_flexion*” (flexión), bloqueando cualquier otro tipo de movimiento que pueda darse. Por último, se ha filtrado la cinemática a 1 Hz de frecuencia.

A través de la optimización estática se pretende visualizar las activaciones musculares tanto del trapecio superior como del deltoides medio.

### 3. Resultados

A continuación se presentan los resultados obtenidos para las activaciones del trapecio y del deltoides de tres de los seis operarios analizados. Los resultados se han dividido en los dos movimientos generados. Primeramente, se han obtenido las representaciones de las actividades musculares de ambos músculos con y sin exoesqueleto. Posteriormente, se ha realizado una comparativa de los percentiles p5, p25, p50, p75 y p95 de cada músculo con y sin exoesqueleto.

#### 3.1. Movimiento 1

Los valores de los percentiles obtenidos de la activación del trapecio superior para los operarios 1, 3 y 8, con el uso y sin el uso del exoesqueleto durante el movimiento 1 quedan registrados en la Tabla 3.

Tabla 3. Percentiles obtenidos de las activaciones del trapecio durante el movimiento 1

ACTIVACIÓN DEL TRAPECIO SUPERIOR						
	Percentiles	p5	p25	p50	p75	p95
<b>Operario 1</b>	Sin exoesqueleto	0.053 %	0.32 %	1.48 %	7.92 %	48.4 %
	Con exoesqueleto	0.013%	0.094 %	0.91 %	8.01 %	29.85 %
	Percentiles	p5	p25	p50	p75	p95
<b>Operario 3</b>	Sin exoesqueleto	0.051 %	0.46 %	2.66 %	12.63 %	44.44 %
	Con exoesqueleto	0.005 %	0.068 %	1.04 %	7.5 %	31.99 %
	Percentiles	p5	p25	p50	p75	p95
<b>Operario 8</b>	Sin exoesqueleto	1.05 %	1.3 %	2.36 %	9.28 %	50.97 %
	Con exoesqueleto	1.01 %	1.11 %	1.96 %	7.57 %	31.57 %

Los valores de los percentiles obtenidos de la activación del deltoides medio para los operarios 1, 3 y 8 con el uso y sin el uso del dispositivo mecánico durante el movimiento 1 quedan definidos en la Tabla 4.

Tabla 4. Percentiles obtenidos de las activaciones del deltoides medio durante el movimiento 1

ACTIVACIÓN DEL DELTOIDES MEDIO						
	Percentiles	p5	p25	p50	p75	p95
<b>Operario 1</b>	Sin exoesqueleto	0.006 %	0.037 %	0.16 %	1.3 %	54.36 %

	Con exoesqueleto	0.002 %	0.009 %	0.12 %	1.81 %	44.74 %
	Percentiles	p5	p25	p50	p75	p95
<b>Operario 3</b>	Sin exoesqueleto	0.005 %	0.05 %	0.31 %	13.17 %	71.07 %
	Con exoesqueleto	0.001 %	0.01 %	0.14 %	1.95 %	52.83 %
	Percentiles	p5	p25	p50	p75	p95
<b>Operario 8</b>	Sin exoesqueleto	0.006 %	0.037 %	0.16 %	1.22 %	45.62 %
	Con exoesqueleto	0.002 %	0.009 %	0.08 %	1.14 %	40.74 %

### 3.2. Movimiento 2

Los valores de los percentiles obtenidos de la activación del trapecio superior para los sujetos 1, 3 y 8, con el uso y sin el uso del exoesqueleto durante el movimiento 2 quedan registrados en la Tabla 5.

Tabla 5. Percentiles obtenidos de las activaciones del trapecio durante el movimiento 2

ACTIVACIÓN DEL TRAPECIO SUPERIOR						
	Percentiles	p5	p25	p50	p75	p95
<b>Operario 1</b>	Sin exoesqueleto	1.03 %	1.15 %	1.49 %	3.54 %	11.08 %
	Con exoesqueleto	1.01 %	1.05 %	1.56 %	2.57 %	5.90 %
	Percentiles	p5	p25	p50	p75	p95
<b>Operario 3</b>	Sin exoesqueleto	1.01 %	1.08 %	1.27 %	2.50 %	7.34 %
	Con exoesqueleto	1.00 %	1.03 %	1.23 %	2.94 %	10.68 %
	Percentiles	p5	p25	p50	p75	p95
<b>Operario 8</b>	Sin exoesqueleto	1.02 %	1.10 %	1.43 %	2.48 %	8.35 %
	Con exoesqueleto	1.01 %	1.03 %	1.62 %	2.61 %	8.46 %

Asimismo, los valores de los percentiles obtenidos de la activación del deltoides medio para los operarios 1, 3 y 8 con el uso y sin el uso del exoesqueleto durante la realización del segundo desplazamiento quedan definidos en la Tabla 6.

Tabla 6. Percentiles obtenidos de las activaciones del deltoides durante el movimiento 2

ACTIVACIÓN DEL DELTOIDES MEDIO						
	Percentiles	p5	p25	p50	p75	p95
<b>Operario 1</b>	Sin exoesqueleto	0.004 %	0.076 %	0.58 %	3.01 %	6.95 %

	Con exoesqueleto	0.001 %	0.012 %	0.097 %	0.18 %	1.17 %
	Percentiles	p5	p25	p50	p75	p95
<b>Operario 3</b>	Sin exoesqueleto	0.0003 %	0.015 %	0.041 %	0.22 %	1.41 %
	Con exoesqueleto	0.0002 %	0.005 %	0.032 %	0.27 %	2.28 %
	Percentiles	p5	p25	p50	p75	p95
<b>Operario 8</b>	Sin exoesqueleto	0.01 %	0.081 %	0.54 %	1.73 %	3.86 %
	Con exoesqueleto	0.002 %	0.011 %	0.091 %	0.18 %	1.65 %

#### 4. Discusión

Los resultados obtenidos a través de *OpenSim*® muestran ciertos aspectos a considerar. Como se ha mencionado en el apartado 2.4.2. *Cinématica inversa*, el primer movimiento generado simula la elevación del brazo derecho del individuo, dónde la extremidad se eleva desde aproximadamente 30° de abducción hasta 80°. En este movimiento, el trapecio superior trabaja en sinergia con el deltoides medio, provocando el incremento de la abducción en el miembro superior. Sin embargo, aunque la porción acromial (parte media) del deltoides es la más fuerte y es la que comienza el movimiento, las porciones claviculares y espinales participan en grados más altos de abducción. Esto justifica tanto que, a medida que el brazo incrementa su grado de abducción, las activaciones musculares del deltoides medio disminuyan, como que en el segundo movimiento, en el que el brazo ya se encuentra elevado y desciende mínimamente para elevarse de nuevo, las activaciones de este músculo sean inferiores respecto al primer movimiento, dado que las mayores activaciones en ese instante en el deltoides se están generando en la parte anterior y posterior. Del mismo modo, al descender el brazo, se atrasa ligeramente el hombro, aproximando la escápula hacia la columna vertebral, función que se encuentra asociada al trapecio medio.

Por otro lado, el resorte torsional situado en el exoesqueleto y que actúa como ayuda durante el movimiento de elevación de los brazos, carece de valor cuando las activaciones musculares son menores. Sin embargo, a medida que las activaciones aumentan, sí que pueden apreciarse disminuciones en las activaciones de ambos músculos cuando se hace uso de la ayuda técnica. Las diferencias que puede suponer hacer uso del exoesqueleto entre un individuo u otro para un movimiento idéntico vienen dadas por los parámetros antropomórficos con los que se ha escalado el modelo.

En la realización del segundo desplazamiento, al operario 3 y 8 les resulta más perjudicial la utilización del dispositivo mecánico que realizar la tarea sin ningún tipo de ayuda. Esto puede deberse al resorte torsional situado en el exoesqueleto. Este elemento ayuda al ascenso del

brazo, pero sin embargo, puede producir que algunos músculos requieran un esfuerzo adicional cuando se trate de realizar la acción opuesta.

## 5. Conclusiones

*OpenSim*® puede ser una buena herramienta y primera opción para el análisis de las activaciones musculares que pueden darse en el desempeño de una tarea, ya que puede afirmarse que los resultados obtenidos se ajustan a la realidad. Sin embargo, con el objeto de que estos análisis puedan reflejar una mayor objetividad, sería conveniente no realizar ningún tipo de simplificación y considerar todos los datos antropométricos posibles de cada sujeto, de este modo, se dispondría un modelo más complejo. Para la obtención de unos mejores resultados en la optimización estática, se debería llevar a cabo una reducción de residuos a través del algoritmo del que dispone *OpenSim*®. Haciendo uso del modelo escalado y del archivo de la cinemática inversa, se pueden realizar ajustes en las propiedades de inercia de los segmentos y de la cinemática conjunta para obtener un modelo y una cinemática dinámicamente consistentes con las fuerzas que posteriormente se aplican.

Asimismo, este archivo de la cinemática resultaría beneficioso obtenerlo a partir de los desplazamientos auténticos de cada uno de los operarios en su ambiente de trabajo.

Analizando los resultados obtenidos, se debería, a su vez, considerar la sustitución del resorte torsional por otro tipo de elemento que simule con mayor fidelidad un actuador pasivo como los utilizados a día de hoy en los exoesqueletos comerciales. De esta forma, el elemento facilitaría la elevación del brazo y permitiría un descenso amortiguado de éste sin la necesidad de realizar ninguna fuerza adicional.

## 6. Referencias

- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., ... Thelen, D. G. (2007). OpenSim: Open source to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 54(11), 1940–1950. <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024>
- Departamento de Información e Investigación del Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo. (2012). *El TME en el ámbito laboral en cifras*.
- Kim, S., Nussbaum, M. A., Mokhlespour Esfahani, M. I., Alemi, M. M., Alabdulkarim, S., & Rashedi, E. (2018). Assessing the influence of a passive, upper extremity exoskeletal vest for tasks requiring arm elevation: Part I – “Expected” effects on discomfort, shoulder muscle activity, and work task performance. *Applied Ergonomics*, 70(September 2017), 315–322. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.02.025>

- Otten, B. M., Weidner, R., & Argubi-Wollesen, A. (2018). Evaluation of a Novel Active Exoskeleton for Tasks at or above Head Level. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 3(3), 2408–2415. <https://doi.org/10.1109/LRA.2018.2812905>
- Paulich, M., Schepers, M., Rudigkeit, N., & Bellusci, G. (n.d.). *Xsens MTw Awinda : Miniature Wireless Inertial-Magnetic Motion Tracker for Highly Accurate 3D Kinematic Applications*. 1–9.
- SolidWorks - Qué es y para qué sirve. (n.d.). Retrieved June 4, 2019, from <https://solid-bi.es/solidworks/>
- Spada, S., Ghibaudo, L., Gilotta, S., Gastaldi, L., & Cavatorta, M. P. (2017). Investigation into the Applicability of a Passive Upper-limb Exoskeleton in Automotive Industry. *Procedia Manufacturing*, 11(June), 1255–1262. <https://doi.org/10.1016/j.promfg.2017.07.252>
- Sylla, N., Bonnet, V., Colledani, F., & Fraisse, P. (2014). Ergonomic contribution of ABLE exoskeleton in automotive industry. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 44(4), 475–481. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2014.03.008>