



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Máster

Smart Ergonomics. Evaluación de Exoesqueletos
con Captura de Movimiento en Entornos
Productivos

*Smart Ergonomics. Evaluation of Exoskeletons with
Motion Capture in Production Environments*

Autor

Alexandro Delgado Llamas

Director

José Javier Marín Zurdo

Máster Universitario en Ingeniería Biomédica

ESCUELA DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA
2021

RESUMEN

La ergonomía busca adaptar el entorno al trabajador y adecuar sus condiciones para optimizar su seguridad, productividad y calidad de trabajo. Este trabajo se enmarca dentro del desarrollo de la ergonomía centrada en el trabajador en el contexto de la industria 4.0, reconociendo el papel fundamental del factor humano en el sistema productivo. Para ello, se aborda la integración de exoesqueletos industriales en el proceso de valoración ergonómica de puestos de trabajo en entornos productivos, estudiando el impacto que tienen en los riesgos musculoesqueléticos (ME).

Se han modelado tres exoesqueletos con el método ergonómico MH-Forces y, a través de un sistema de medición directa basado en captura de movimiento, se ha evaluado dicha modelización en capturas tanto de laboratorio como de puestos de producción representativos. Asimismo, en uno de los exoesqueletos analizados se ha realizado un estudio de usabilidad en puestos de una planta industrial del sector de la automoción.

Los resultados mostraron reducciones de hasta un 19 % en el riesgo ME de la zona lumbar con un Laevo y de hasta un 14 % y un 10 % en el riesgo ME de los hombros con un Skelex y un Levitate respectivamente. No obstante, con los resultados obtenidos, no se pudo establecer una preferencia entre el Skelex y el Levitate. El estudio de usabilidad del Laevo mostró una elevada variabilidad en el confort reportado por los trabajadores, por lo que fue más favorable para unas tareas que para otras. El exoesqueleto se valoró en general como confiable y seguro, aunque la incomodidad por restricción del movimiento se consideró moderada.

ABSTRACT

Ergonomics seeks to adapt the environment to the worker and adapt their conditions to optimise safety, productivity and quality of work. This project is framed within the development of worker-centred ergonomics in the context of Industry 4.0, recognising the fundamental role of the human factor in the production system. To this end, the integration of industrial exoskeletons in the process of ergonomic assessment of workstations in production environments is addressed, studying the impact they have on musculoskeletal (MS) risks.

Three exoskeletons have been modelled with the ergonomic method MH-Forces and, through a direct measurement system based on motion capture, this modelling has been evaluated in both laboratory and representative production workstations. In addition, a usability study was carried out on one of the exoskeletons analysed in an industrial plant in the automotive industry.

Results showed reductions of up to 19% in lower back MS risk with a Laevo and up to 14% and 10% in shoulder MS risk with a Skelex and a Levitate respectively. However, with the results obtained, a preference between the Skelex and the Levitate could not be established. The usability study of the Laevo showed a high variability in the comfort reported by workers, making it more favourable for some tasks than others. Overall, the exoskeleton was rated as reliable and safe, although discomfort due to restricted movement was considered moderate.

ÍNDICE

RESUMEN	I
ABSTRACT	II
ÍNDICE	III
AGRADECIMIENTOS	V
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. ESTADO DEL ARTE Y DE LA TÉCNICA	1
1.1.1. Exoesqueletos para reducir el riesgo de trastorno musculoesquelético (TME) lumbar	2
1.1.2. Exoesqueletos para reducir el riesgo de TME en las extremidades superiores	3
1.1.3. Exoesqueletos para reducir el riesgo de TME en las extremidades inferiores.....	5
1.2. CONTEXTO Y ANTECEDENTES	6
1.3. OBJETIVO	6
2. MATERIALES Y MÉTODOS	7
2.1. SISTEMA DE CAPTURA DE MOVIMIENTO UTILIZADO.....	7
2.2. MÉTODO DE EVALUACIÓN: MH-FORCES	7
2.3. EXOESQUELETO LAEVO PARA REDUCIR EL RIESGO LUMBAR.....	9
2.4. EXOESQUELETO SKELEX PARA REDUCIR EL RIESGO EN LOS HOMBROS.....	12
2.5. EXOESQUELETO LEVITATE PARA REDUCIR EL RIESGO EN LOS HOMBROS	16
2.6. EXPERIMENTACIÓN EN LABORATORIO	18
2.7. EVALUACIÓN DE PUESTOS DE TRABAJO INDUSTRIALES	19
2.8. ESTUDIO DE USABILIDAD DEL EXOESQUELETO LAEVO	20
2.9. EVALUACIÓN DE LAS DIFERENCIAS ENTRE EL SKELEX Y EL LEVITATE.....	20
3. RESULTADOS	21
3.1. ZONA LUMBAR	21
3.1.1. Experimentación	21
3.1.2. Puestos simulados.....	22
3.1.3. Puestos reales	22
3.2. HOMBROS	23
3.2.1. Experimentación	23
3.2.2. Puestos simulados.....	25
3.2.3. Puestos reales	25
3.3. RESULTADOS DEL ESTUDIO DE USABILIDAD DEL LAEVO	26
3.4. SKELEX 360 Y LEVITATE AIRFRAME: COMPARATIVA DE DIFERENCIAS.....	27
4. DISCUSIÓN	28
4.1. EXPERIMENTACIÓN PARA LA MODELIZACIÓN DE LOS EXOESQUELETOS	28
4.2. EVALUACIÓN DE LA REDUCCIÓN DE RIESGOS EN LA ZONA LUMBAR: EXOESQUELETO LAEVO.....	28
4.3. EVALUACIÓN DE LA REDUCCIÓN DE RIESGOS EN LOS HOMBROS: SKELEX 360 Y LEVITATE AIRFRAME.....	30
4.4. OTRAS CONSIDERACIONES Y TRABAJO FUTURO	31
5. CONCLUSIONES	33
6. BIBLIOGRAFÍA	34
7. ÍNDICE DE FIGURAS	38
8. ÍNDICE DE TABLAS	39
9. ÍNDICE DE ECUACIONES	40
10. ANEXO A: RESUMEN DEL MÉTODO MH-FORCES	41
10.1. ANTECEDENTES	41
10.2. FINALIDAD Y BASE DEL MÉTODO	41

10.3. METODOLOGÍA.....	41
10.3.1. <i>Fundamentos de la evaluación del riesgo</i>	41
10.3.2. <i>Informe de resultados</i>	43
10.3.3. <i>Instrumentación</i>	44
10.3.4. <i>Toma de datos</i>	45
11. ANEXO B: EJEMPLO DE RESULTADOS EN UN PUESTO DE LABORATORIO.....	46
11.1. RESULTADOS DE RIESGOS EN UN PUESTO DE LABORATORIO SIN ACTIVAR EL LAEVO.....	46
11.2. RESULTADOS DE RIESGOS AL ACTIVAR LA MODELIZACIÓN DEL LAEVO.....	50
12. ANEXO C: PARÁMETROS DE LOS SEGMENTOS CORPORALES.....	54
13. ANEXO D: CUESTIONARIO DE USABILIDAD DEL LAEVO.....	58
13.1. EVALUACIÓN DEL CONFORT: ESCALAS CRS.....	58
13.2. PREGUNTAS ABIERTAS SOBRE LA USABILIDAD.....	59

AGRADECIMIENTOS

Agradecimiento a Mutua Universal por su colaboración en el estudio de los exoesqueletos Laevo y Skelex 360, a través de Iturri, y Levitate AIRFRAME, a través de Groupe PSA.

Agradecimiento a los servicios de prevención de las plantas de BSH en La Cartuja Baja (Zaragoza), de Magna en Pedrola (Zaragoza) y de Volkswagen en Pamplona (Navarra).

Agradecimiento especial a Javier Marín Boné por su participación y ayuda en la realización de este trabajo.

1. INTRODUCCIÓN

En los últimos años, la digitalización de la práctica totalidad de los procesos de fabricación y su integración hacen que se plantee el concepto de industria 4.0, que alude a la suposición de una cuarta revolución industrial. Dentro de esta transformación de la industria destaca el uso de tecnologías como la robótica, mucho más extendida y accesible ahora, la inteligencia artificial, la impresión 3D y el internet de las cosas (IoT), entre otras.

Por otro lado, la transformación digital de la industria no solo tiene repercusión en los productos finales, sino también en las personas involucradas en el proceso de fabricación. En este contexto es donde la ergonomía es capaz de aprovechar dicha digitalización para, a partir de la aplicación de distintos tipos de tecnología, ofrecer una metodología de trabajo centrada en el trabajador.

Así nace el término *Smart Ergonomics* (ergonomía inteligente), haciendo referencia a la tecnología inteligente utilizada para automatizar el análisis y evaluación de los puestos de trabajo, así como la posibilidad de implantar ciertos dispositivos ideados para la mejora ergonómica de dichos puestos, como puede ser el caso de los exoesqueletos [1].

1.1. Estado del arte y de la técnica

En los últimos tiempos, los trastornos musculoesqueléticos (TME) han pasado a ser el problema más predominante de los relacionados con la salud laboral. Aproximadamente, tres de cada cinco trabajadores en la Unión Europea reportan molestias derivadas de TME y el 60 % de ellos identifica los TME como su principal problema asociado a la salud laboral [2]. Los exoesqueletos aplicados a la industria son una herramienta cada día más valorada por las empresas para facilitar la prevención de riesgos laborales en las líneas y entornos productivos. Estos dispositivos son en esencia estructuras móviles que se fijan y ajustan al cuerpo del operario ayudándole a realizar determinados movimientos requeridos en el puesto de trabajo, con exigencias posturales considerables. Los exoesqueletos pueden clasificarse según la zona anatómica en que se pretende reducir el riesgo de lesión o TME, generalmente extremidades superiores (hombros), inferiores (cadera y rodilla) o zona lumbar. Por otro lado, también pueden clasificarse según su modo de funcionamiento como activos o pasivos. Los exoesqueletos activos se basan en que el movimiento articular está asistido por una motorización o una activación electrónica o robotizada, por lo que puede conseguirse un incremento de la capacidad física del trabajador, mientras que los exoesqueletos pasivos se fundamentan únicamente en una respuesta mecánica que redistribuye la transmisión de esfuerzos entre las articulaciones, al llevar a cabo determinadas acciones laborales.

Los exoesqueletos activos son capaces de asistir e incrementar la función de una articulación. No obstante, requieren baterías, siendo más pesados y dependientes de una autonomía de servicio, por lo que no suelen ser los más utilizados en el ámbito industrial, también condicionado por su elevado coste. En la actualidad se aplican principalmente en ciertos ámbitos de la rehabilitación, como en pacientes con limitaciones funcionales importantes o severas de la marcha [3], o bien en el entorno militar [4] - [5].

Actualmente, no existe una normativa o reglamentación específica que se aplique sobre estos dispositivos. En España, se pueden aproximar el Real Decreto 1591/2009, de 16 de octubre, por el que se regulan los productos sanitarios, y el Real Decreto 1644/2008, de 10 de octubre, por el que se establecen las normas para la comercialización y puesta en servicio de las máquinas. El segundo decreto transpone al derecho español las disposiciones de la Directiva 2006/42/CE del Parlamento Europeo y del Consejo, de 17 de mayo de 2006, relativa a las máquinas (determinando cómo se han de considerar los robots) y por la que se modifica la Directiva 95/16/CE. Asimismo, son tres las normas sobre las que pueden fundamentarse los exoesqueletos: la ISO 13482:2014 (*Robots and robotic devices — Safety requirements for personal care robots*) para los robots sanitarios, la ISO/TS 15066:2016 (*Robots and robotic devices — Collaborative robots*) y la ISO/FDIS 18646-4 (*Robotics — Performance criteria and related test methods for service robots — Part 4: Lower-back support robots*). La tercera norma se encuentra actualmente bajo desarrollo y trata de forma directa la aplicación de los exoesqueletos.

1.1.1. Exoesqueletos para reducir el riesgo de trastorno musculoesquelético (TME) lumbar

En la industria, los músculos de la zona baja de la espalda de los trabajadores en sectores de producción son a menudo los más expuestos a sufrir algún tipo de sobreesfuerzo, pudiendo ser este el causante de una baja laboral [6]. La evaluación ergonómica de los puestos de trabajo es fundamental para reducir este problema y tomar las acciones de mejora oportunas. Sin embargo, hay ocasiones en que los principios de la acción preventiva no son suficientes para los requerimientos del puesto, que exigen al trabajador adoptar posturas forzadas y sostenidas en el tiempo. En estos casos, el uso de los exoesqueletos se plantea como una opción de interés por parte de las empresas, ya que permite reducir las incidencias por TME sin afectar al entorno productivo. No obstante, un análisis previo de la usabilidad del dispositivo es necesario, puesto que se requiere la aceptación por parte de los trabajadores antes de plantear su implantación.

Dentro de los exoesqueletos dirigidos a reducir los riesgos musculoesqueléticos (ME) en la zona lumbar, el exoesqueleto dorsolumbar Laevo (figura 1) presenta una variedad de estudios que lo han analizado y comparado con otros. Se trata de un dispositivo diseñado para asistir en tareas que requieren de forma repetitiva la manipulación de cargas con flexión lumbar, previniendo esfuerzos excesivos y minimizando la fatiga.



Figura 1: Exoesqueleto Laevo
Fuente: [7]

Se pueden citar distintas referencias que utilizan este tipo de exoesqueleto. Madinei *et al.* [8] analizan dos exoesqueletos pasivos de apoyo dorsolumbar, un Laevo V2.5 y el modelo AC de un BackX (SuitX), en acciones de levantamientos repetitivos simétricos y asimétricos posturalmente moderados, encontrándose mayor mejoría en los simétricos. Al igual que en [8], Kim *et al.* [9] evalúan los efectos de dichos exoesqueletos en acciones de ensamblado manual. La diferencia entre ambos estudios es principalmente que en el segundo se evalúan los efectos indeseados que producen los exoesqueletos, tales como cambios en la postura de trabajo, actividad muscular en regiones corporales secundarias (dejando fuera al tronco) y estabilidad percibida. Igualmente, también se han investigado de forma individual los efectos de un Laevo como exoesqueleto pasivo para el tronco, como por ejemplo en el estudio de Baltrusch *et al.* [10], en el que analizan la funcionalidad del exoesqueleto en distintas actividades físicas, y en el de Bosch *et al.* [11], en el que miden y analizan la actividad muscular en espalda, abdomen y piernas, el malestar local percibido y la resistencia o aguante en una posición sostenida de trabajo con una inclinación hacia delante del torso. En ambos estudios los resultados fueron favorables. Koopman *et al.* [12] también evaluaron los efectos de un Laevo V2.4, centrándose en la carga lumbar durante tareas de agarre estáticas a partir de captura de movimiento (MoCap) y EMG principalmente. Sus resultados mostraron que la utilización del exoesqueleto redujo significativamente la actividad muscular de la espalda y los momentos generados en el segmento L5/S1 de la columna vertebral. Por otro lado, las reducciones en EMG presentaron una elevada variabilidad entre los participantes del estudio.

Resulta también de interés tener presente la traslación de los casos anteriores a un caso en el que el exoesqueleto es activo y no pasivo, como por ejemplo el estudio de Huysamen *et al.* [13], en el que evalúan un exoesqueleto industrial activo que sirve como ayuda dinámica en tareas de manipulación manual de cargas, encontrándose mejorías en cuanto a los esfuerzos necesarios y actividad muscular, pero aumentando la presión de contacto percibida en el tronco si se utilizaba durante largos períodos de tiempo. Este exoesqueleto activo es uno de los desarrollados en el marco del proyecto europeo Robo-Mate, introducido por Stadler *et al.* [14] y cuyas bases y estándares para su diseño fueron recogidos por O'Sullivan *et al.* [15]. Otro exoesqueleto activo lumbar es el HAL (*hybrid assistive limb*), de Cyberdyne, con el cual distintos estudios han mostrado resultados prometedores, como el caso de Miura *et al.* [16] en la reducción de la carga lumbar y el de von Glinski *et al.* [17] en la reducción de la actividad muscular de la espalda para tareas de levantamiento repetitivas con inclinación del torso.

1.1.2. Exoesqueletos para reducir el riesgo de TME en las extremidades superiores

Por otro lado, aunque menos frecuentes que los TME de la zona lumbar, también se encuentran aquellos localizados en hombros, cuello y/o extremidades superiores [2]. En lo relativo a tareas repetitivas que involucran elevación de brazos, se pueden encontrar diferentes tipos de exoesqueletos que asisten en este tipo de movimiento, así como numerosos estudios que abordan los efectos de estos dispositivos. Spada *et al.* [18] desarrollaron un protocolo de experimentación con el que evaluar la usabilidad y la aceptación de un exoesqueleto pasivo, llamado Levitate, llegándose a detectar, al aplicarlo, una capacidad de mantener una posición estática sostenida durante más tiempo y a la vez lograr una mayor precisión con elevación de hombros. A su vez, los trabajadores que participaron en el estudio percibieron una reducción en el esfuerzo físico y mental y valoraron positivamente su uso. Por otro lado, puede que la interferencia del dispositivo con posibles obstáculos físicos afecte negativamente a la agilidad en el desarrollo de la

tarea y quedaría pendiente evaluar este aspecto. De Bock *et al.* [19], por su parte, estudiaron la efectividad de dos exoesqueletos pasivos: un ShoulderX, de SuitX, y un Skelex (figura 2). Los resultados mostraron una reducción de la actividad muscular del hombro en tareas aisladas, siendo mayor el efecto con el ShoulderX. No obstante, los efectos beneficiosos en campo fueron más pronunciados con el Skelex.



Figura 2: Exoesqueleto Skelex

Fuente: [7]

Los tres exoesqueletos para extremidades superiores mencionados fueron analizados de forma conjunta por Claramunt *et al.* [20] para comprobar sus beneficios de cara a evitar TME en tareas de ensamblaje con brazos elevados y estudiar si existen diferencias entre ellos. Los resultados que obtuvieron revelaron reducciones significativas de la actividad muscular en la zona del hombro al usar cualquiera de ellos y que no puede establecerse una preferencia de un exoesqueleto sobre otro, ya que cada uno de los tres se adaptaba mejor a un trabajador y puesto de trabajo específicos.

Por su parte, de Vries *et al.* [21] (referenciados en [19]) infirieron con un estudio que el perfil Torque-Ángulo del Skelex apenas varía con la abducción del hombro, pero sí con la elevación de este. En este sentido, concluyeron que el uso del exoesqueleto redujo el esfuerzo necesario en el hombro para realizar tareas con elevación de brazos. Por otro lado, la actividad muscular en el hombro para elevaciones intermedias se redujo, al igual que en [22], donde la experimentación fue en campo y no en laboratorio. Moyon *et al.* [23], por otro lado, encontraron que el uso del Skelex consiguió reducir el coste cardíaco y que la usabilidad de este fue en general satisfactoria.

En relación a los aspectos del diseño de exoesqueletos de este tipo y a cómo estos influyen en su evaluación biomecánica, el ShoulderX ha sido objeto de análisis y usado como referencia en otros estudios. Van Engelhoven *et al.* [24] (referenciados en [21]) llegaron a la conclusión de que el ajuste de par manual intermedio para la elevación de hombro ofrece un mejor balance respecto a la contracción muscular de los músculos implicados, incluyendo los músculos extensores antagonistas cuya contracción se observó que aumentaba con el ajuste del par, en vez de disminuir como los otros músculos. Por otro lado, en [25] se muestran unas actualizaciones en el diseño del ShoulderX, como el control On-Off de la rigidez y el ajuste del pico del torque con respecto a la elevación, que en [24] estaba fijado a 90°, cuando el efecto de la gravedad sobre el brazo origina un mayor esfuerzo en el hombro.

Por último, cabe destacar igualmente otros exoesqueletos pasivos de este tipo que también han sido objeto de estudio y han mostrado resultados favorables, tales como el Paexo de Ottobock [26] - [27] y el EksoVest de Ekso Bionics [28] - [29].

1.1.3. Exoesqueletos para reducir el riesgo de TME en las extremidades inferiores

En relación a los exoesqueletos destinados a reducir los riesgos de sufrir TME en las extremidades inferiores, estos están concebidos para aquellos puestos de trabajo en los que el trabajador flexiona de forma continuada las rodillas o, incluso, necesita cambiar rápidamente de una posición de pie a una posición sentado, proporcionando apoyo en esta última.

Uno de los exoesqueletos pasivos más destacados de este tipo es el Chairless Chair, de Noonee (figura 3), con el que Spada *et al.* [30] desarrollaron un modelo 3D y analizaron su respuesta al integrarlo con un modelo humano sometido a distintas posturas estáticas. El parámetro principal que estudiaron fue la estimación de las fuerzas que se intercambian entre el sujeto y el exoesqueleto, es decir, el porcentaje del peso del sujeto que es soportado por la estructura del exoesqueleto. Cuanto mayor es este porcentaje, menor es el esfuerzo en las extremidades inferiores. Además, realizaron ensayos en una empresa del sector de la automoción y extrajeron información sobre la usabilidad de este dispositivo en la línea de producción. Los resultados experimentales y simulados coincidieron y mostraron ventajas en el exoesqueleto favorables a aliviar el esfuerzo de los trabajadores.



Figura 3: Exoesqueleto Noonee
Fuente: [7]

Por otro lado, Steinhilber *et al.* [31] pusieron a prueba el mismo exoesqueleto analizando en un grupo de sujetos el control postural, medido como la distancia del centro de presión al borde de la base de apoyo, y el riesgo de caída, midiéndose el momento de inclinación requerido para que el sujeto pierda el equilibrio. Los resultados que obtuvieron indicaron que los desequilibrios posturales no son relevantes cuando se trata de alcanzar lateralmente objetos de hasta 3 kg. En cambio, el riesgo de caída ante una perturbación externa aumentó con el exoesqueleto, dejando a un lado lo irregular o resbaladizo que puede ser el suelo.

1.2. Contexto y antecedentes

Dados los resultados presentados de los exoesqueletos sobre la salud de los trabajadores cuando realizan tareas repetitivas, resulta de interés estudiar cómo estos pueden llegar a influir en el nivel de riesgo de sufrir TME cuando se realiza una evaluación ergonómica en un puesto de trabajo.

Para llevar a cabo dichas evaluaciones de riesgos se pueden aplicar métodos observacionales que están muy extendidos en la práctica de los servicios de prevención de riesgos de las empresas [32]. No obstante, dichos métodos no están exentos de dificultades de aplicación, principalmente relacionadas con el tiempo requerido para realizar las evaluaciones, ya que hay que visualizar repetidas veces el vídeo del puesto de trabajo y dependen en gran medida de la subjetividad del evaluador [33].

Por ello, la utilización de métodos de medición directa y basados en MoCap, donde es posible capturar el movimiento del trabajador en su propio puesto de trabajo, puede resultar una opción de interés a la hora de evaluar el impacto de la utilización de exoesqueletos, especialmente, por su agilidad y objetividad [34]. Al respecto, un sistema de medición directa como Move Human Sensors (MH) [35], basado en MoCap con sensores inerciales, así como la aplicación de un método de evaluación de tareas repetitivas como MH-Forces [36], que utiliza la información proporcionada por el sistema MH, pueden permitir acelerar el proceso de evaluación ergonómica y, a la vez, contribuir a una valoración más objetiva.

El método MH-Forces, desarrollado por el grupo IDERGO, abre la posibilidad de integrar los efectos que el exoesqueleto tiene sobre el modelo biomecánico del cuerpo y sus articulaciones, consiguiendo adaptar el proceso de cálculo a esta nueva situación y proporcionar una estimación del impacto en los riesgos ME de los trabajadores al portar un determinado exoesqueleto [37].

Dado que los exoesqueletos, según lo expuesto, pueden proporcionar una opción beneficiosa en la reducción del riesgo ME en los trabajadores implicados en la realización de tareas repetitivas o de manipulación de cargas, se considera necesario estudiar el impacto de utilizar dichos dispositivos en las evaluaciones ergonómicas de aquellos puestos donde se desea implantar o aplicar.

1.3. Objetivo

En definitiva, el objetivo que se persigue en este trabajo es modelar distintos exoesqueletos en el método de evaluación ergonómica MH-Forces, que es un método de medición directa basado en MoCap, al objeto de estudiar el impacto de la utilización de dichos exoesqueletos en la evaluación ergonómica de acciones o tareas laborales simuladas en laboratorio, así como de puestos de trabajo industriales.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

En este estudio se presenta la modelización de tres exoesqueletos en un método de evaluación ergonómica basado en MoCap para analizar el impacto que tienen dichos exoesqueletos en el riesgo de sufrir TME.

2.1. Sistema de captura de movimiento utilizado

El sistema de análisis de MoCap utilizado en este estudio ha sido el sistema MH [35], desarrollado por el grupo IDERGO de la Universidad de Zaragoza. La validación de este sistema ha permitido realizar distintos estudios relacionados, como la aplicación de técnicas de *machine learning* para tratar de predecir el dolor cervical [38]. Por otro lado, en [39] se establece una metodología de diseño (Octopus) para dispositivos de MoCap, MoCap-wearables, agrupando y esquematizando a su vez los factores a tener en cuenta. Asimismo, en [40] se trata de poner en contexto distintos estudios y sus limitaciones en cuanto a la instrumentación de medida en el ámbito de la salud, proponiendo una estrategia para el diseño de nuevas herramientas y productos más eficientes y accesibles. Dichos estudios se relacionan con la MoCap y con la medida del control del equilibrio y la fuerza muscular (dinamometría), estos últimos en sintonía con la evaluación de la capacidad funcional.

Este sistema puede configurarse para operar con tecnología de unidades de medición inerciales (MH-IMU) o bien con tecnología óptica, utilizando grupos de marcadores ópticos (MH-OPT). Dado que se desea aplicar en un entorno real de trabajo, se selecciona la tecnología de sensores inerciales por su portabilidad, porque no precisa de condiciones de laboratorio y porque es un procedimiento no invasivo y fácil de aplicar, ya que los sensores se colocan en la extremidad a monitorizar y sobre la ropa del trabajador.

2.2. Método de evaluación: MH-Forces

En relación a la metodología empleada para realizar la evaluación ergonómica de los puestos de trabajo donde se desea estudiar la implicación de utilizar exoesqueletos, ha sido la propuesta por el método MH-Forces [36] (anexo A), también desarrollado por el referido grupo de investigación IDERGO. Dicho método permite evaluar el riesgo ME derivado de la realización de tareas repetitivas a alta frecuencia, habitual en entornos de producción con ciclos de fabricación cortos. MH-Forces calcula el riesgo basándose en los datos proporcionados por un sistema de medición directa a partir de MoCap de un trabajador en su puesto de trabajo. La valoración final del riesgo es afectada por una serie de factores: repetitividad, fuerza, postura y movimiento, duración del trabajo, tiempo de recuperación y factores adicionales como vibraciones, condiciones ambientales adversas y precisión, entre otras.

Utilizando modelos humanos de hombre y mujer ajustados a la antropometría del trabajador a estudiar e introduciendo los valores de las fuerzas y torques externos ejercidos por el trabajador durante el ciclo de fabricación capturado, se obtiene el índice de riesgo final para una jornada laboral dedicada a dicho ciclo. Asimismo, el método permite obtener un riesgo resultante de combinar varios puestos de trabajo. Por otro lado,

pueden estimarse los riesgos de realizar las mismas acciones un trabajador de percentiles normalizados de hombres y mujeres.

En el caso de necesitar conocer con precisión aquellos esfuerzos de los trabajadores que pueden ser relevantes para el puesto a analizar se utiliza principalmente instrumentación específica de dinamometría para medir la fuerza implicada en las acciones de esos puestos.

Como ya se ha indicado anteriormente, en general el efecto de un exoesqueleto puede simplificarse como la aplicación de fuerzas externas sobre los segmentos corporales implicados. A su vez, estas fuerzas, a través de distintas distancias antropométricas, originan un torque sobre las articulaciones más próximas, afectando de forma indirecta al resto mediante las ecuaciones biomecánicas de Huston [41] sobre las que se basa el método para realizar el cálculo. Normalmente, en el caso de exoesqueletos pasivos se espera que las fuerzas y torques originados por estos alivien los propios del cuerpo (reacciones, pesos en centros de gravedad e inercias), es decir, que el factor de riesgo relativo a fuerza y par en la articulación se reduzca. Por el contrario, al transmitirse mecánicamente los esfuerzos en estos exoesqueletos, en alguna otra articulación empeorará, aunque ligeramente, el factor de riesgo.

A continuación, se expone cómo se han parametrizado los efectos biomecánicos de distintos exoesqueletos y la experimentación que se ha requerido para ello.

2.3. Exoesqueleto Laevo para reducir el riesgo lumbar

El primer exoesqueleto evaluado en este estudio ha sido un exoesqueleto dorsolumbar Laevo V2.56 (figura 4), ya citado previamente en el estado del arte.



Figura 4: A. Laevo V2.56; B. Vista de perfil del Laevo puesto
Fuente (A): [42]

Su funcionamiento se basa principalmente en que, a partir de un determinado ángulo de flexión del tronco (regulable), se reduce el peso relativo de éste, aliviando la carga de la zona lumbar en tareas que implican cargar peso y/o agacharse con frecuencia, tratando de respetar siempre los límites admisibles de riesgo dorsolumbar.

A partir de la versión V2.50 del Laevo, el manual indica que según la leva de apoyo con la que esté ensamblado el dispositivo el rango típico de apoyo (flexión del torso) y el torque máximo son distintos (tabla 1).

	Zona 1	Zona 2	Zona 3	Combi
Torque máximo	40 N·m	40 N·m	30 N·m	30 N·m
Región típica de asistencia	0°-19°	20°-59°	59°-90°	Todas

Tabla 1: Levas de apoyo del Laevo (especificaciones para Laevo ensamblado)
Fuente: [42]

Para poder modelizar las fuerzas es necesario disponer del valor del torque del exoesqueleto. Koopman *et al.* [12] caracterizaron el perfil Torque-Ángulo en la articulación de un Laevo V2.4 [43], el cual solo disponía de dos tipos de leva (tabla 1): zona 1 y zona 2, siendo esta segunda más efectiva para ángulos mayores que 20° [44]. En estas curvas, una para zona 1 y otra para zona 2, se pudo ver que la primera presentaba un pico de casi 40 N·m al empezar a inclinarse y que enseguida decaía, mientras que la segunda no llegaba a 40 N·m, pero no decaía y en su rango típico de actuación este torque podría considerarse constante como aproximación de cara a simplificar la modelización.

Con el modelo de Laevo que se dispuso, se realizaron algunas medidas para la verificación del valor del torque, obteniéndose como el valor de la fuerza de la almohadilla de la pierna en flexión de 90°, medido con una báscula (figura 5), por la distancia de dicha almohadilla a la articulación del exoesqueleto.



Figura 5: Medición de la fuerza del Laevo para estimación del torque a través de una báscula

A partir del Laevo V2.5 es posible controlar el ángulo de activación del exoesqueleto [43], pudiendo conseguir que el dispositivo no ofrezca resistencia hasta un ángulo regulable, de forma discreta, entre 0° y 35°. Este umbral que el dispositivo toma como ángulo de activación se ha modelizado sobre el cuerpo como la suma del ángulo entre la pelvis y el tórax (θ_C en figuras 6 y 7) y el ángulo entre la pelvis y el muslo ($\theta_H^{R/L}$ en figuras 6 y 7). En el anexo C se presentan los parámetros de los segmentos corporales del modelo humano. Cada lado del exoesqueleto, derecho e izquierdo, tiene el mismo torque cuando se supera dicha suma, es decir, T_e^R cuando θ_C más θ_H^R supera al ángulo de activación θ_a y T_e^L cuando θ_C más θ_H^L supera a θ_a , siendo T_e^R igual a T_e^L .

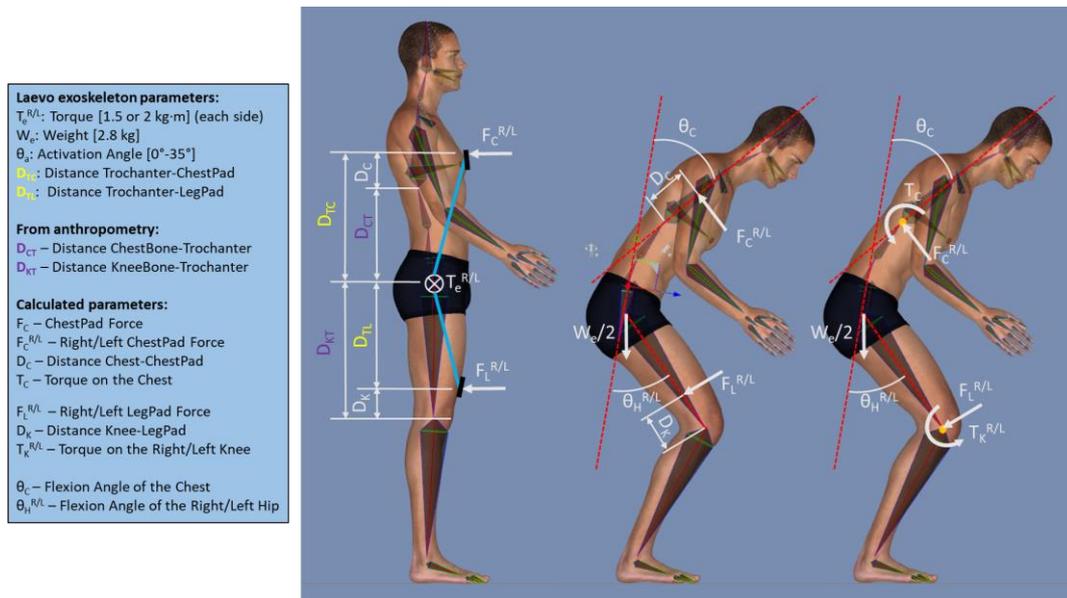


Figura 6: Esquema de la parametrización del Laevo

Dependiendo de este ángulo de activación, se calcula, tanto para el lado derecho como para el lado izquierdo, la fuerza que la almohadilla del exoesqueleto ejerce sobre la pierna (ecuación 1). Esta fuerza es igual al torque del exoesqueleto entre la distancia del trocánter a la altura de la almohadilla (D_{TL} en figura 6). Por consiguiente, el torque sobre

la rodilla ($T_K^{R/L}$) es igual a esta fuerza por la distancia de la rodilla a la altura de la almohadilla (D_K).

$$F_L^{R/L} = \begin{cases} \frac{T_e^{R/L}}{D_{TL}} & (\theta_C + \theta_H^{R/L}) \geq \theta_a \\ 0 \text{ kg} & (\theta_C + \theta_H^{R/L}) < \theta_a \end{cases}; D_K = D_{KT} - D_{TL}; T_K^{R/L} = F_L^{R/L} \cdot D_K \quad (1)$$

De forma similar, se obtiene el torque producido en el tórax, teniendo en cuenta esta vez que la fuerza sobre este es igual a la suma de las fuerzas producidas por los lados derecho e izquierdo (ecuaciones 2 y 3). Esta fuerza total sobre el tórax por la distancia de este a la altura de la almohadilla del pecho (D_C) es igual al torque sobre el tórax. Las fuerzas correspondientes a cada lado se calculan como el torque del exoesqueleto entre la distancia del trocánter a la altura de la almohadilla del pecho (D_{TC}) cuando se supera el ángulo de activación.

$$F_C = F_C^R + F_C^L; T_C = F_C^R \cdot D_C + F_C^L \cdot D_C \quad (2)$$

$$F_C^{R/L} = \begin{cases} \frac{T_e^{R/L}}{D_{TC}} & (\theta_C + \theta_H^{R/L}) \geq \theta_a \\ 0 \text{ kg} & (\theta_C + \theta_H^{R/L}) < \theta_a \end{cases}; D_C = D_{TC} - D_{CT}; T_C = F_C \cdot D_C \quad (3)$$

Una vez que se obtienen los torques y fuerzas sobre tórax y rodillas, se introducen en el cálculo del modelo biomecánico, junto con la mitad del peso del exoesqueleto aplicada sobre cada trocánter (simplificación, dada la predominancia del apoyo del peso sobre las caderas), afectando de forma indirecta al resto de articulaciones.

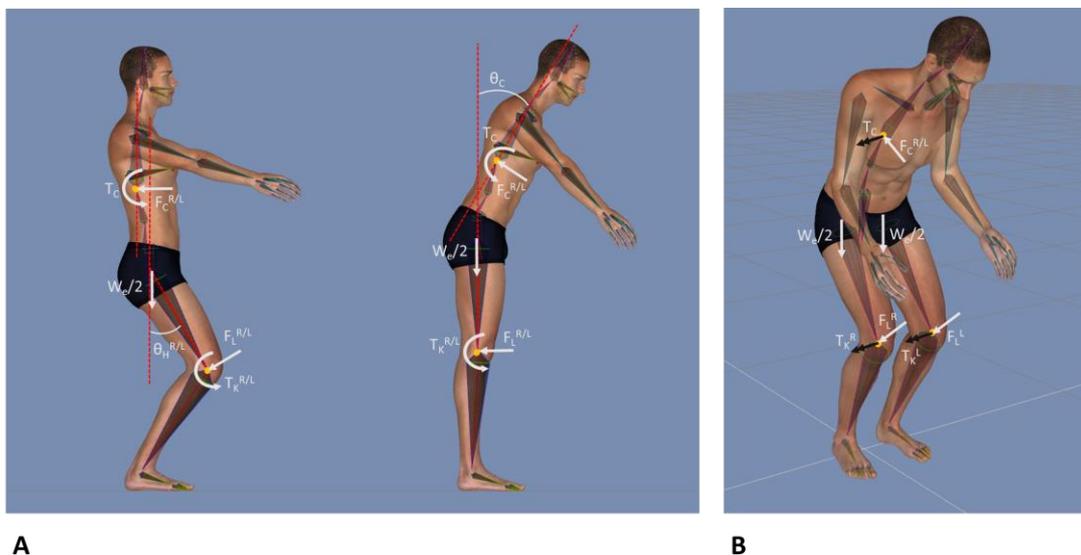


Figura 7: A. Posiciones singulares del Laevo: solo flexión de rodillas (izda.) y solo flexión de torso (dcha.); B. Vista 3D de las fuerzas y torques del Laevo

2.4. Exoesqueleto Skelex para reducir el riesgo en los hombros

El siguiente exoesqueleto evaluado ha sido el Skelex 360 (figura 8) para reducción del esfuerzo requerido en los hombros.

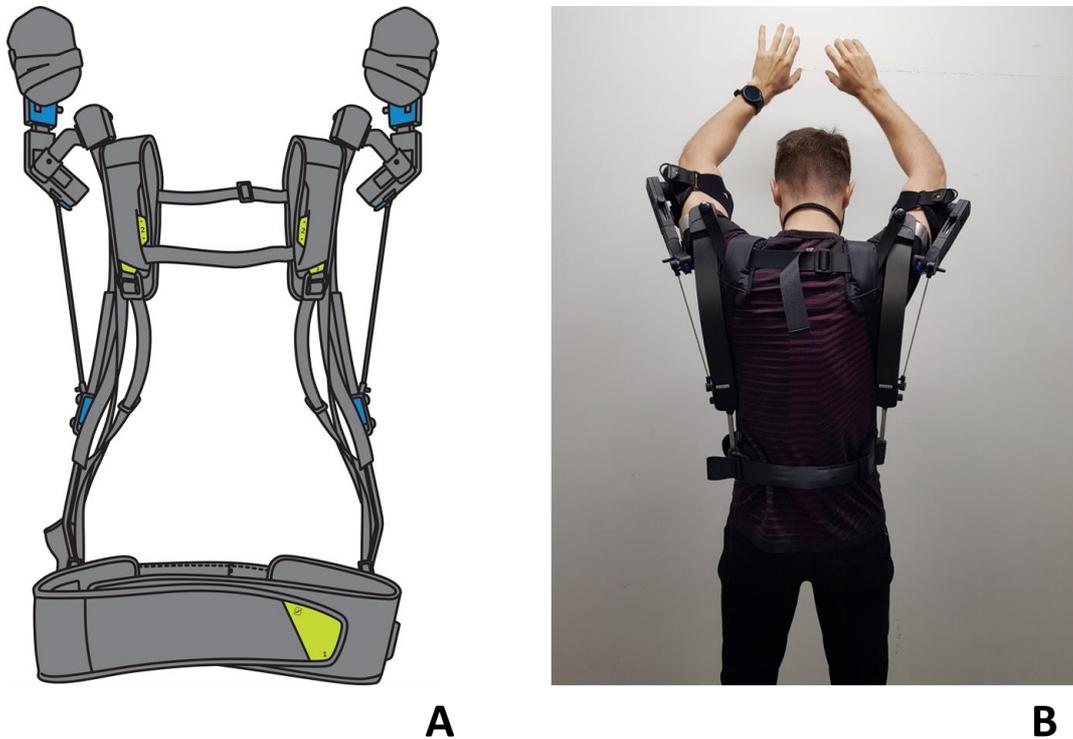


Figura 8: A. Skelex 360; B. Vista trasera del Skelex puesto
Fuente (A): [45]

El funcionamiento de este consiste en proporcionar un apoyo al brazo, entre el codo y el hombro, de modo que cuando el trabajador realiza tareas que requieren elevar los brazos por encima del hombro el esfuerzo necesario en el hombro se ve aliviado. El apoyo en el brazo es regulable y, según el manual [45], ha de ajustarse entre 0,5 y 3,5 kg en función del peso del usuario. De cara a la modelización del dispositivo, se realiza una interpolación lineal de acuerdo con el peso y antropometría, según se observa en la gráfica de la figura 9. De esta forma, dado el peso del trabajador, se utiliza como fuerza de ajuste el valor resultante de la gráfica.

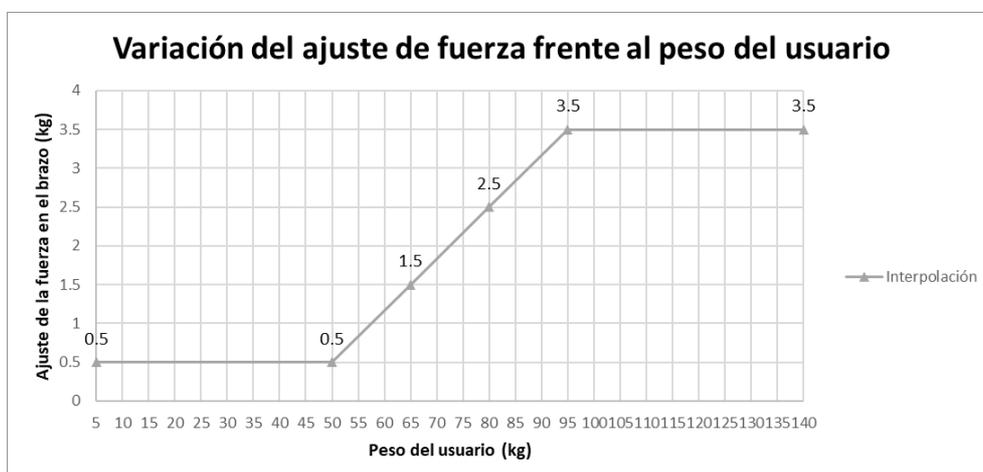


Figura 9: Relación Fuerza-Peso del Skelex

En relación a este valor de fuerza de ajuste, no es constante a lo largo del rango de movimiento del brazo, como pudieron comprobar de Vries *et al.* [21] con un modelo de Skelex, concluyendo que esta fuerza varía de forma significativa con la elevación del hombro, mientras que la abducción apenas influía. Asimismo, observaron que el ángulo en el que la fuerza de apoyo fue mayor era de 90° . Esto está relacionado con un aspecto de diseño del dispositivo, pues a 90° el efecto de la gravedad del brazo sobre el hombro es máximo y se espera que el exoesqueleto actúe en mayor medida en esa situación, siendo el pico de la curva Fuerza-Elevación el correspondiente con la fuerza de ajuste proporcionada [24].

En el caso del modelo Skelex 360 evaluado, se hizo una experimentación con el ajuste máximo, de 3,5 kg, en la que se caracterizó la relación Fuerza-Elevación. Para la medición de la fuerza se utilizó un sistema dinamométrico compuesto principalmente por una célula de carga anclada al manguito del exoesqueleto con un amarre, de la cual se tira con una empuñadura de tracción (figura 10). Se midieron, al igual que en [21], cinco posturas estáticas de elevación (verificadas con goniómetro), pero sin abducción: 30° , 60° , 90° , 120° y 150° .



Figura 10: Medición de la fuerza del Skelex a través de una célula de carga anclada al manguito

Los valores de esta curva se traducen como coeficientes relativos al valor máximo medido, de forma que la fuerza de apoyo (F_s en figura 11) queda caracterizada como el valor extraído de la relación Fuerza-Peso (figura 9) multiplicado por el coeficiente correspondiente a la elevación del hombro.

La modelización del efecto que el Skelex tiene sobre el cuerpo se ha tomado como la aplicación de tres fuerzas: la fuerza hacia arriba en el manguito del brazo (F_s en figura 11), la fuerza hacia atrás en la cintura (F_h en figura 11) y el peso del exoesqueleto ($W_e/2$ en cada trocánter, figuras 11 y 12). F_s y F_h son fuerzas coplanarias, contenidas en el plano formado por los puntos antropométricos correspondientes al hombro, codo y trocánter.

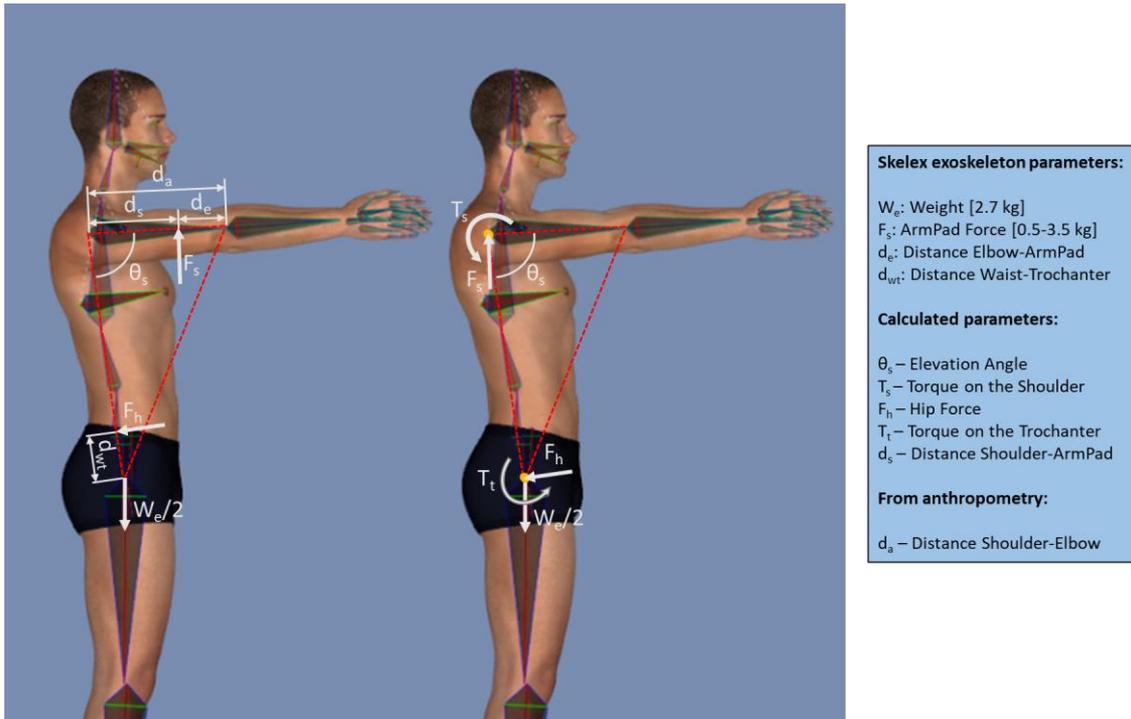


Figura 11: Esquema de la parametrización del Skelex

En el caso del hombro, la fuerza F_s , produce un torque a través de la distancia d_s (ecuación 4), T_s . Este torque es el mismo al producido por F_h en la cadera a través de d_{wt} , de forma que esta fuerza F_h queda también caracterizada a través de la ecuación 5.

$$d_s = d_a - d_e \quad (4)$$

$$T_s = T_t; F_s \cdot d_s = F_h \cdot d_{wt}; F_h = \frac{F_s \cdot d_s}{d_{wt}} \quad (5)$$

Estos valores de fuerzas y torques son obtenidos para el lado derecho del cuerpo y para el izquierdo por separado.

Una vez que se obtienen los torques y fuerzas sobre hombros y caderas, se introducen en el cálculo del modelo biomecánico, junto con la mitad del peso del exoesqueleto aplicada sobre cada trocánter (simplificación, dada la predominancia del apoyo del peso sobre las caderas), afectando de forma indirecta al resto de articulaciones al mantener el estado de equilibrio.

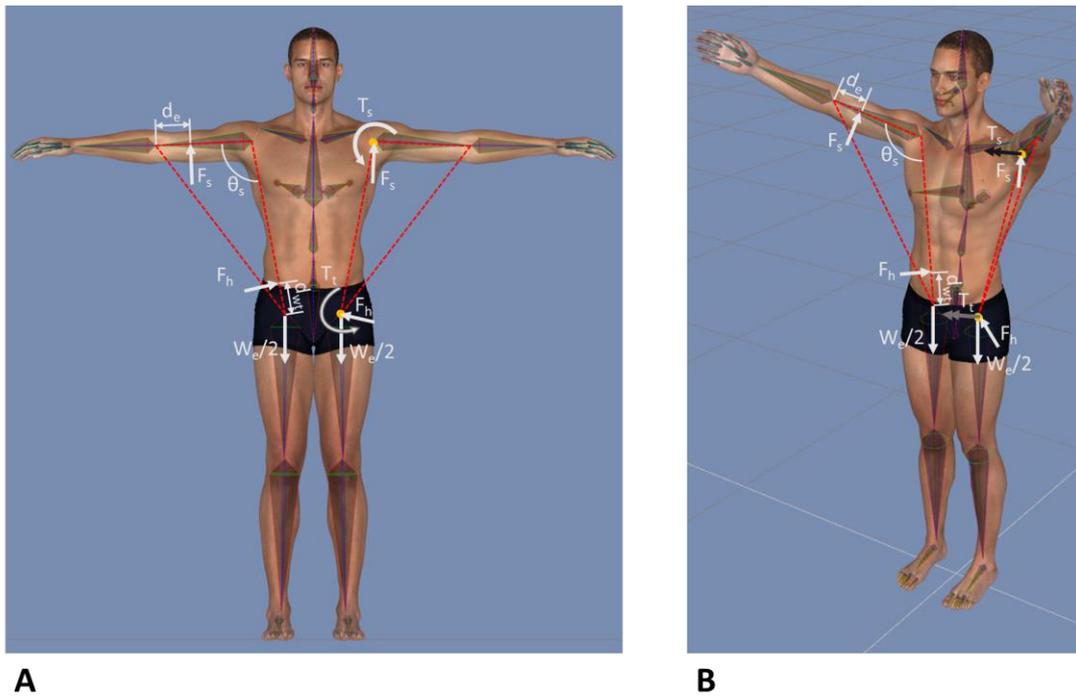


Figura 12: A. Vista frontal del efecto del Skelex; B. Vista 3D del efecto del Skelex

2.5. Exoesqueleto Levitate para reducir el riesgo en los hombros

Finalmente, se ha evaluado el exoesqueleto para extremidades superiores Levitate AIRFRAME (figura 13). Este exoesqueleto dispone de un apoyo cervical que está ideado para aquellas tareas en las que se requiere una extensión de la cabeza. No obstante, puede retirarse del dispositivo si no se precisa.



Figura 13: A. Levitate AIRFRAME; B. Vista de perfil del Levitate puesto
Fuente (A): [46]

A diferencia del Skelex, no se llegó a encontrar ninguna especificación técnica sobre la fuerza ejercida ni estudios que hubieran abordado ya este problema. Únicamente se obtuvo la información de que el módulo que ofrece el par resistente es intercambiable entre seis tipos distintos, numerados del uno al seis. En el modelo evaluado el módulo estaba numerado con un tres. Por consiguiente, dada la semejanza en cuanto a la zona de aplicación, se decidió realizar para el Levitate una experimentación similar a la del Skelex (figura 10), de forma que quedara caracterizada su curva de fuerza.

En este caso, se observó que, al recorrer el ángulo de elevación del hombro, la fuerza cambiaba bruscamente a los 30° comenzando a ofrecer ya cierta resistencia y a los 110° comenzaba a caer la fuerza hasta los 130° en los que el exoesqueleto llegaba físicamente a su tope y la fuerza de apoyo era nula. El máximo valor de la fuerza se localizó en una elevación de 60°, siendo algo menor a 90°. Con este criterio, se caracterizó la curva Fuerza-Elevación del Levitate a partir de la medida de cuatro posturas: 30°, 60°, 90° y 110°.

Igualmente, al no disponer del peso del dispositivo, se midió utilizando la misma célula de carga empleada para la fuerza de apoyo del manguito.

La modelización de la fuerza que el manguito del Levitate ejerce hacia arriba sobre el brazo se ha planteado de forma idéntica al Skelex cuando no se considera la presencia del apoyo cervical. No obstante, la inclusión de este último hace que se tenga que sumar su efecto (figura 14).

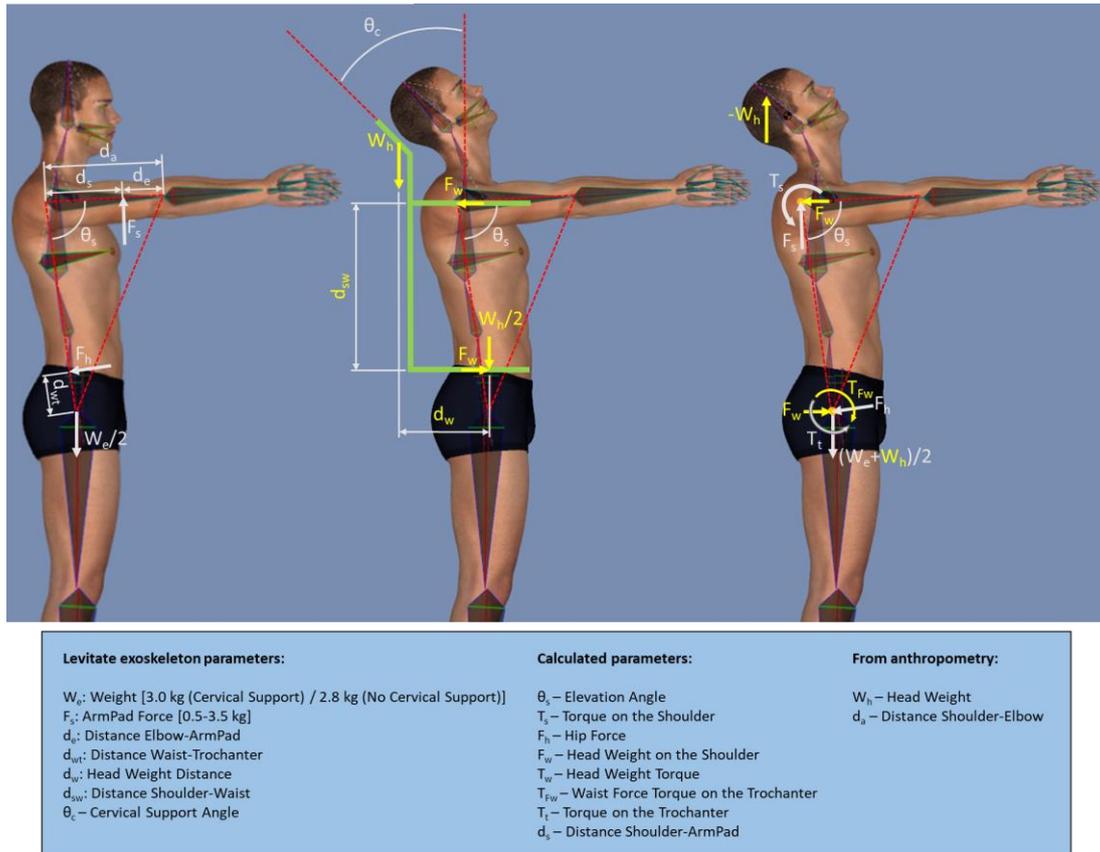


Figura 14: Esquema de la parametrización del Levitate

Por un lado, cuando hay una cierta extensión de la cabeza la estructura del exoesqueleto correspondiente al apoyo cervical soporta el peso de la cabeza, W_h , por lo que el exoesqueleto ejerce sobre la cabeza (en extensión) una fuerza igual en sentido contrario, $-W_h$, hacia arriba. Para mantener el equilibrio de fuerzas en la dirección vertical, en cada cadera se suma sobre el efecto del peso del exoesqueleto el del apoyo cervical, es decir, cada cadera soporta $(W_e + W_h)/2$.

Por otro lado, el peso de la cabeza produce a través de d_w un torque T_w sobre el dispositivo al estar ajustado al cuerpo, tanto en la cintura (cinturón) como en los hombros (hombreras). Este par al apoyar la cabeza se traduce a su vez como una fuerza F_w en los hombros hacia atrás y la misma en la cintura hacia delante. Por tanto, T_w es igual a F_w por d_{sw} (distancia de los hombros a la cintura), quedando caracterizada F_w a través de la ecuación 6. Con esta fuerza F_w se tiene el torque producido en las caderas, T_{Fw} , a través de la ecuación 7. Además, esta fuerza se aplica sobre la articulación del hombro.

$$T_w = W_h \cdot d_w = F_w \cdot d_{sw}; F_w = \frac{T_w}{d_{sw}} \quad (6)$$

$$T_{Fw} = F_w \cdot d_{wt} \quad (7)$$

Estos valores de fuerzas y torques son obtenidos con carácter global, separándose para el lado derecho e izquierdo del cuerpo.

Una vez que se obtienen los torques y fuerzas sobre hombros, caderas y zona cervical, se introducen en el cálculo del modelo biomecánico, junto con la mitad del peso del exoesqueleto aplicada sobre cada trocánter (simplificación, dada la predominancia del apoyo del peso sobre las caderas), afectando de forma indirecta al resto de articulaciones al mantener el estado de equilibrio.

En relación al ángulo cervical, para las estimaciones de riesgo se consideró de 25° , el cual cambia a medida que la profundidad del apoyo cambia, siendo ajustable a lo largo del eje anteroposterior.

2.6. Experimentación en laboratorio

En este estudio se ha analizado el efecto de los exoesqueletos evaluados en la realización de ciertas tareas simuladas en condiciones de laboratorio. Se trata de estudiar los efectos en acciones concretas y pensadas para cada tipo de exoesqueleto.

En el caso del Laevo se han elegido tres actividades en las que se realizan tareas de desembalaje y transporte de cargas (figura 15.A) y otras tres en las que se realizan distintos tipos de movimientos de inclinación de torso a rangos extremos para evaluar los efectos en esas condiciones (figura 15.B). Para esta experimentación se ha considerado el efecto del exoesqueleto con un ángulo de activación de 10° y 35° , descartando la opción de usar 0° , ya que, en este caso, el exoesqueleto se activaría por la simple acción de caminar, lo cual resultaría incómodo en situaciones reales de trabajo.

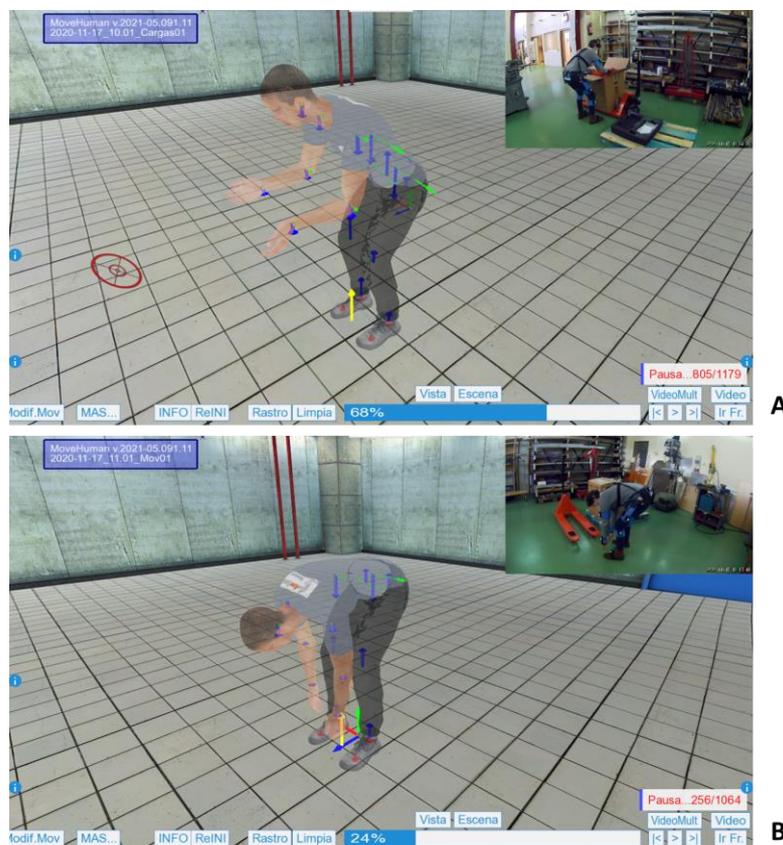


Figura 15: A. Manipulación de cargas; B. Movimientos de inclinación

En el caso del Skelex y el Levitate se realizaron tres tipos de capturas en un entorno de laboratorio: con movimiento de cargas en un armario (figura 16.A), con movimientos de elevación extremos con una mancuerna de 2 kg en cada mano (figura 16.B) y con manipulación bajo caja, donde se simulaba una situación de realizar acciones que requerían mantener una posición sostenida de brazos elevados por encima de los hombros (figura 16.C). En la experimentación se ha simulado el efecto de llevar ambos exoesqueletos, distinguiendo el caso del Levitate sin apoyo cervical y con apoyo cervical con una extensión de cabeza de 25°.

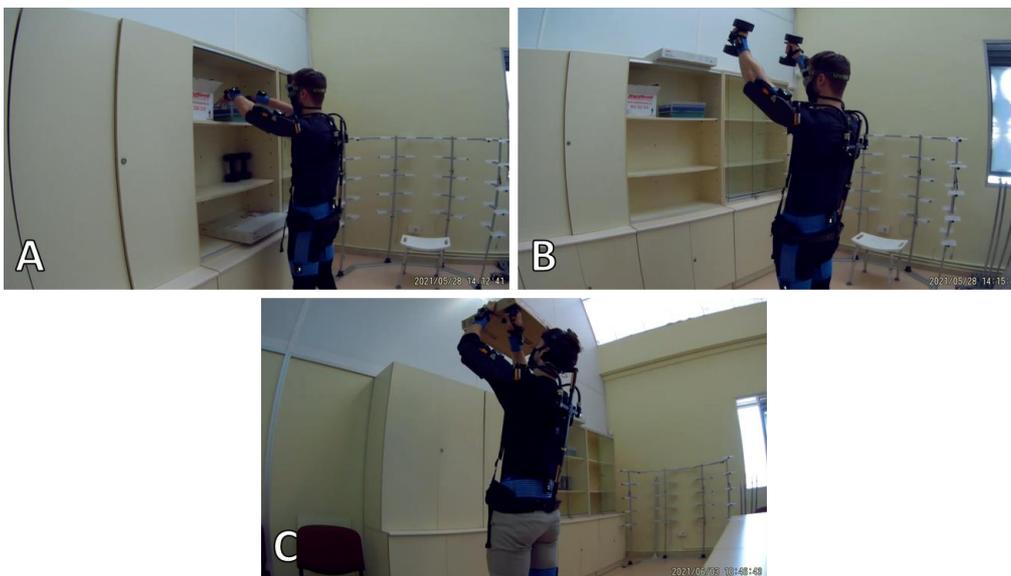


Figura 16: A. Cargas en armario; B. Movimientos puros con cargas; C. Manipulación bajo caja

2.7. Evaluación de puestos de trabajo industriales

Para la realización de este trabajo se ha llevado a cabo un proceso de evaluación ergonómica de puestos de trabajo en líneas de producción. Para ello, se han seleccionado ciertos puestos de trabajo industriales que fueran idóneos *a priori* para la utilización de los exoesqueletos modelados.

Por un lado, se ha contado con la evaluación de puestos correspondientes a la fábrica de Volkswagen en Pamplona (Navarra), fruto de un acuerdo de colaboración entre el grupo de investigación IDERGO y la citada empresa.

Por otro lado, las colaboraciones con BSH Electrodomésticos en su planta de La Cartuja Baja (Zaragoza) y Magna Automotive en su planta de Pedrola (Zaragoza) han permitido realizar capturas y evaluaciones de puestos de trabajo en dichas plantas haciendo uso del sistema MH antes referido. Fruto de dichas capturas y evaluaciones, se ha obtenido un mapa de riesgos de determinadas líneas de su producción que ha constituido una información relevante donde estudiar los efectos de la aplicación de los exoesqueletos modelados en el método MH-Forces.

El procedimiento seguido en la realización de las capturas fue el descrito por Marín *et al.* [35] cuando exponen la configuración del sistema MH-IMU y su proceso de medida.

En el apartado de resultados se recogen los datos donde se pueden observar los efectos de los exoesqueletos en los puestos de trabajo analizados de las empresas citadas.

2.8. Estudio de usabilidad del exoesqueleto Laevo

Asimismo, se realizó un estudio de la usabilidad del Laevo en ocho trabajadores y en nueve puestos de la planta de Magna Automotive. Para ello, al igual que Knight *et al.* [47], el análisis se hizo a partir de unas escalas CRS (*comfort rating scales*), donde se puntúan de 0 (máximo confort) a 20 (mínimo confort) varios factores (anexo D): emociones, fijación, molestia, cambio percibido, movimiento e inseguridad.

Por otro lado, se plantearon una serie de preguntas abiertas (tabla 2 y anexo D) para poder analizar con mayor detalle las ventajas o inconvenientes del dispositivo.

Opinión del dispositivo	¿Cuál es su opinión sobre el dispositivo? ¿Cree que puede ayudarle en alguna de las tareas que realiza o bien en las que realiza algún compañero?
Ventajas	Tras su utilización, ¿qué puntos a favor observa?
Inconvenientes	¿Qué puntos en contra observa?

Tabla 2: Usabilidad: preguntas abiertas

2.9. Evaluación de las diferencias entre el Skelex y el Levitate

Asimismo, una vez obtenidos los resultados de riesgos por articulación tanto en laboratorio como en campo, se analizarán las diferencias entre los efectos del Skelex y el Levitate en la evaluación de riesgos resultante aplicando el método MH-Forces. Se trata de un análisis diferencial donde diferencias negativas indicarán una mejora por parte del exoesqueleto, mientras que diferencias positivas indicarán un empeoramiento.

Cabe reseñar que existen exoesqueletos comerciales que permiten el uso de varios de estos dispositivos de forma simultánea, como el caso de los de SuitX en el ámbito laboral, cuyos módulos ShoulderX, BackX y LegX pueden combinarse de distintas formas para alcanzar soluciones ergonómicas muy específicas. Para los exoesqueletos que se han evaluado en este trabajo, no se ha planteado una combinación de estos, pues el uso simultáneo no tiene sentido al tener configuraciones que se solapan entre sí, un exoesqueleto lumbar y otro de extremidades superiores.

3. RESULTADOS

En esta sección se presentan de forma cuantitativa los valores de riesgo ME resultantes de aplicar el método MH-Forces en determinadas tareas habituales en entornos de producción, tanto en puestos simulados en laboratorio como en puestos reales de empresas. Estos valores se comparan con los resultados obtenidos de las evaluaciones ergonómicas de esos puestos, pero considerando que tienen activado el exoesqueleto correspondiente.

En la tabla 3 se muestra la clasificación de riesgos, nivel de riesgo de 0 a 5 y su valoración, que considera el método MH-Forces. Dicha valoración se obtiene para las distintas zonas anatómicas que el método analiza: lumbar, cervical, hombros, codos, muñecas y rodillas.

	Riesgo	Nivel de riesgo	Valoración
Sin riesgo	0-10 %	0	Aceptable
Riesgo bajo	10-15 %	1	
Riesgo medio	15-25 %	2	
Riesgo alto	25-40 %	3	Condicional
Riesgo muy alto	40-70 %	4	No aceptable
Riesgo severo	70-100 %	5	

Tabla 3: Valoración del riesgo según puntuación

Además, en esta sección se muestran los resultados de las experimentaciones llevadas a cabo para obtener aquellos parámetros necesarios en la modelización de los exoesqueletos.

3.1. Zona lumbar

En los puestos capturados o seleccionados con tareas de mayor carga lumbar se comparan los riesgos resultantes con los obtenidos al calcular con la modelización del exoesqueleto Laevo.

3.1.1. Experimentación

En relación a la experimentación que se llevó a cabo para estimar el torque del exoesqueleto Laevo, necesario para su modelización, se obtuvo un valor de 1,1 kg·m, en consonancia con el valor de 1,5 kg·m, es decir, la mitad de 30 N·m (una sola pierna).

Por consiguiente, para la modelización considerada se ha supuesto que el torque para cada lado es de la mitad del máximo establecido, 1,5 o 2 kg·m. Como caso general, se utiliza 1,5 kg·m en referencia a la región combi (tabla 1), pues es más versátil al cubrir todo el rango de apoyo en la flexión del torso, pudiéndose cambiar por 2 kg·m si así se requiriese.

3.1.2. Puestos simulados

En la tabla 4 se muestran los riesgos por articulación de las tareas capturadas en laboratorio. En esta tabla se presentan en rojo los códigos de los puestos en los que no se activa el exoesqueleto Laevo, seguidos por las simulaciones con el Laevo a 10° y a 35° de ángulo de activación. En el anexo B se muestran los cálculos específicos de los riesgos para el puesto «Cargas01» con y sin Laevo a 10° de activación.

ID	Cod	LUMBAR	CERVICAL	HOM.Iz	CODO.Iz	MANO.Iz	ROD.Iz	HOM.Dr	COD.Dr	MANO.Dr	ROD.Dr
1	Cargas01	39.2%	12.2%	10.8%	22.5%	19.0%	6.9%	10.9%	14.4%	16.9%	14.6%
2	Cargas01exo10deg	20.8%	12.2%	10.8%	22.5%	19.0%	8.3%	10.9%	14.4%	16.9%	19.3%
3	Cargas01exo35deg	21.5%	12.2%	10.8%	22.5%	19.0%	7.5%	10.9%	14.4%	16.9%	19.6%
4	Cargas02	36.8%	17.3%	7.1%	13.6%	9.7%	8.8%	7.9%	12.0%	15.3%	10.7%
5	Cargas02exo10deg	20.2%	17.3%	7.1%	13.6%	9.7%	8.8%	7.9%	12.0%	15.3%	13.4%
6	Cargas02exo35deg	20.6%	17.3%	7.1%	13.6%	9.7%	8.4%	7.9%	12.0%	15.3%	13.1%
7	Cargas03	44.3%	19.3%	8.3%	14.2%	13.3%	7.7%	7.9%	11.6%	17.8%	7.2%
8	Cargas03exo10deg	25.6%	19.3%	8.3%	14.2%	13.3%	10.0%	7.9%	11.6%	17.8%	8.3%
9	Cargas03exo35deg	26.1%	19.3%	8.3%	14.2%	13.3%	8.4%	7.9%	11.6%	17.8%	8.2%
10	Mov01	47.2%	23.3%	2.6%	5.0%	1.0%	11.5%	2.2%	3.6%	0.9%	8.1%
11	Mov01exo10deg	30.8%	23.3%	2.6%	5.0%	1.0%	13.0%	2.2%	3.6%	0.9%	8.4%
12	Mov01exo35deg	30.8%	23.3%	2.6%	5.0%	1.0%	13.0%	2.2%	3.6%	0.9%	8.6%
13	Mov02	40.8%	17.2%	2.0%	5.4%	1.5%	28.2%	1.8%	4.0%	1.0%	9.5%
14	Mov02exo10deg	25.0%	17.2%	2.0%	5.4%	1.5%	18.3%	1.8%	4.0%	1.0%	10.1%
15	Mov02exo35deg	25.3%	17.2%	2.0%	5.4%	1.5%	18.7%	1.8%	4.0%	1.0%	10.0%
16	Mov03	28.8%	14.3%	1.5%	5.3%	1.0%	19.2%	1.4%	4.3%	1.1%	2.3%
17	Mov03exo10deg	18.4%	14.3%	1.5%	5.3%	1.0%	17.4%	1.4%	4.3%	1.1%	2.6%
18	Mov03exo35deg	18.5%	14.3%	1.5%	5.3%	1.0%	17.4%	1.4%	4.3%	1.1%	2.5%

Tabla 4: Riesgos en puestos simulados en laboratorio con y sin Laevo

3.1.3. Puestos reales

En la tabla 5 se muestran los riesgos por articulación de seis puestos de trabajo industriales capturados y sus simulaciones con un Laevo a 10° y 35° de activación.

ID	Cod	LUMBAR	CERVICAL	HOM.Iz	CODO.Iz	MANO.Iz	ROD.Iz	HOM.Dr	COD.Dr	MANO.Dr	ROD.Dr
1	Puesto01	29.7%	27.1%	10.0%	14.2%	15.1%	19.7%	7.0%	18.7%	13.6%	14.3%
2	Puesto01exo10deg	20.7%	27.1%	10.0%	14.2%	15.1%	26.2%	7.0%	18.7%	13.6%	16.3%
3	Puesto01exo35deg	22.1%	27.1%	10.0%	14.2%	15.1%	21.6%	7.0%	18.7%	13.6%	18.5%
4	Puesto02	24.4%	17.1%	16.3%	12.3%	6.7%	7.0%	7.6%	9.2%	6.7%	8.4%
5	Puesto02exo10deg	20.8%	17.1%	17.9%	13.3%	6.7%	6.3%	7.6%	9.2%	6.7%	9.0%
6	Puesto02exo35deg	23.3%	17.1%	16.7%	12.7%	6.7%	7.1%	7.6%	9.2%	6.7%	9.1%
7	Puesto03	32.0%	24.0%	5.2%	6.1%	5.8%	10.3%	5.8%	14.0%	7.8%	9.7%
8	Puesto03exo10deg	22.3%	24.0%	5.2%	6.1%	5.8%	9.1%	5.8%	14.0%	7.8%	11.5%
9	Puesto03exo35deg	24.2%	24.0%	5.2%	6.1%	5.8%	10.3%	5.8%	14.0%	7.8%	11.1%
10	Puesto04	20.8%	23.1%	10.6%	18.6%	29.4%	16.4%	11.2%	13.4%	26.0%	17.2%
11	Puesto04exo10deg	18.7%	23.1%	10.6%	18.6%	29.4%	19.7%	11.2%	13.4%	26.0%	19.0%
12	Puesto04exo35deg	19.3%	23.1%	10.6%	18.6%	29.4%	17.9%	11.2%	13.4%	26.0%	19.4%
13	Puesto05	19.3%	10.8%	6.1%	7.7%	11.9%	9.6%	5.9%	8.2%	13.3%	8.7%
14	Puesto05exo10deg	13.6%	10.8%	6.1%	7.7%	11.9%	8.4%	5.9%	8.2%	13.3%	9.0%
15	Puesto05exo35deg	15.8%	10.8%	6.1%	7.7%	11.9%	10.4%	5.9%	8.2%	13.3%	10.1%
16	Puesto06	34.5%	8.0%	13.5%	7.3%	13.0%	4.0%	6.7%	30.7%	16.7%	7.0%
17	Puesto06exo10deg	22.1%	8.0%	13.5%	7.3%	13.0%	6.3%	6.7%	30.7%	16.7%	4.9%
18	Puesto06exo35deg	25.8%	8.0%	13.5%	7.3%	13.0%	5.3%	6.7%	30.7%	16.7%	6.3%

Tabla 5: Riesgos en puestos reales con y sin Laevo

3.2. Hombros

Para los puestos capturados o seleccionados con tareas de mayor exigencia en los hombros por elevación de brazos se comparan los riesgos resultantes con los obtenidos al calcular con la modelización de los exoesqueletos Skelex 360 y Levitate AIRFRAME.

3.2.1. Experimentación

En el caso del Skelex 360, como se ha descrito, se hizo una experimentación para obtener la fuerza de apoyo en el brazo con el ajuste máximo, de 3,5 kg. De esta experimentación se obtuvo la relación Fuerza-Elevación, cuyo resultado se muestra en la figura 17. Puede observarse que el máximo valor de fuerza se obtuvo cuando la elevación del brazo fue de 90°, siendo de 3,78 kg.

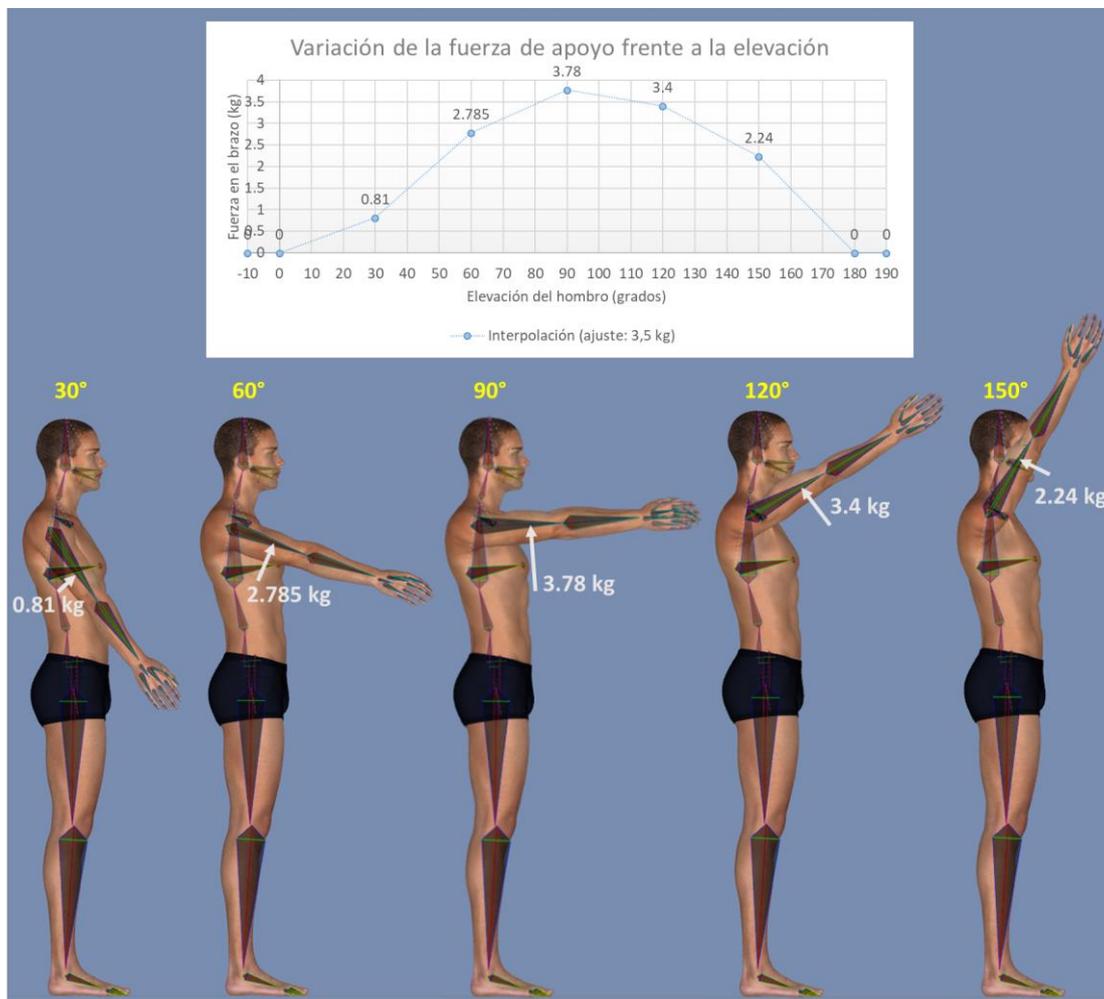


Figura 17: Curva Fuerza-Elevación del Skelex

A partir de los valores de fuerza medidos (figura 17) se determinan unos coeficientes relativos al valor máximo (tabla 6) con los que multiplicar (considerando interpolación lineal según la elevación) por el valor de ajuste dado (figura 9). De esta forma, queda cuantificado el valor de la fuerza que el exoesqueleto ejerce sobre el brazo para cualquier elevación.

Elevación (grados)	Fuerza (kg)	Coefficientes
30	0,810	0,214
60	2,785	0,737
90	3,780	1,000
120	3,400	0,899
150	2,240	0,593

Tabla 6: Coeficientes para la fuerza de apoyo del Skelex

En el caso del Levitate AIRFRAME, el máximo valor de la fuerza se localizó en una elevación de 60° con 3 kg. Igualmente, se caracterizó para el rango de elevación del brazo la curva Fuerza-Elevación del Levitate (figura 18).

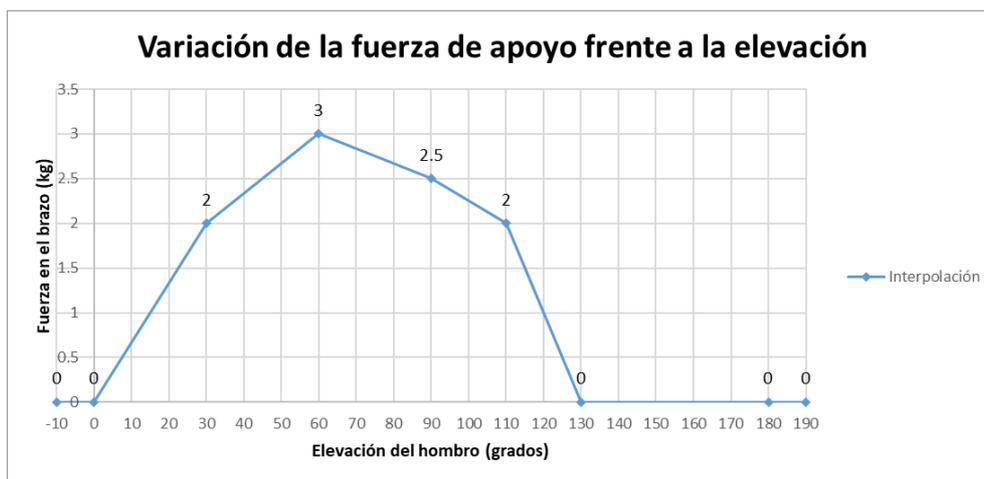


Figura 18: Curva Fuerza-Elevación del Levitate

A partir de los valores de fuerza medidos se obtienen los coeficientes relativos a su valor máximo (tabla 7). Así, según la interpolación de estos, se multiplican por el valor máximo de fuerza medido, 3 kg, para obtener la fuerza ejercida por el exoesqueleto para cualquier elevación.

Elevación (grados)	Fuerza (kg)	Coefficientes
30	2,000	0,667
60	3,000	1,000
90	2,500	0,833
110	2,000	0,667
130	0,000	0,000

Tabla 7: Coeficientes para la fuerza de apoyo del Levitate

Por otro lado, el peso medido del dispositivo fue de 3 kg con el apoyo cervical colocado y 2,8 kg sin él.

3.2.2. Puestos simulados

En la tabla 8 se muestran los riesgos por articulación correspondientes a tareas simuladas en laboratorio (código en color rojo), seguidas de sus simulaciones con el Skelex y con el Levitate con y sin el apoyo cervical.

ID	Cod	LUMBAR	CERVICAL	HOM.lz	CODO.lz	MANO.lz	ROD.lz	HOM.Dr	COD.Dr	MANO.Dr	ROD.Dr
1	Cargas	2.8%	3.8%	17.4%	21.9%	8.5%	4.4%	17.3%	22.3%	10.5%	3.5%
2	Cargas_LevitateCervical	1.9%	3.8%	9.2%	21.9%	8.5%	4.7%	9.1%	22.3%	10.5%	3.8%
3	Cargas_LevitateNoCervical	1.9%	3.8%	9.2%	21.9%	8.5%	4.7%	9.1%	22.3%	10.5%	3.8%
4	Cargas_Skelex	1.9%	3.8%	7.9%	21.9%	8.5%	4.8%	7.9%	22.3%	10.5%	4.0%
5	Mov01	3.7%	5.3%	32.7%	49.9%	10.3%	1.6%	31.3%	45.5%	10.7%	1.1%
6	Mov01_LevitateCervical	2.5%	5.3%	15.8%	49.9%	10.3%	1.7%	15.7%	45.5%	10.7%	1.2%
7	Mov01_LevitateNoCervical	2.5%	5.3%	15.8%	49.9%	10.3%	1.7%	15.7%	45.5%	10.7%	1.2%
8	Mov01_Skelex	2.3%	5.3%	12.6%	49.9%	10.3%	1.7%	12.3%	45.5%	10.7%	1.2%
9	Mov02	3.0%	0.9%	38.3%	50.1%	10.6%	1.7%	35.3%	47.4%	6.8%	1.9%
10	Mov02_LevitateCervical	1.6%	0.9%	20.0%	50.1%	10.6%	1.8%	18.2%	47.4%	6.8%	2.0%
11	Mov02_LevitateNoCervical	1.6%	0.9%	20.0%	50.1%	10.6%	1.8%	18.2%	47.4%	6.8%	2.0%
12	Mov02_Skelex	1.3%	0.9%	14.3%	50.1%	10.6%	1.8%	13.2%	47.4%	6.8%	2.0%
13	BajoCaja01	6.1%	24.9%	25.2%	23.8%	8.7%	13.4%	25.8%	12.7%	10.5%	12.2%
14	BajoCaja01_LevitateCervical	5.4%	24.9%	21.8%	23.8%	8.7%	14.6%	18.3%	12.7%	10.5%	13.1%
15	BajoCaja01_LevitateNoCervical	4.6%	9.3%	22.9%	23.8%	8.7%	14.2%	19.7%	12.7%	10.5%	13.0%
16	BajoCaja01_Skelex	5.4%	24.9%	13.0%	23.8%	8.7%	15.4%	12.7%	12.7%	10.5%	13.7%
17	BajoCaja02	5.2%	35.3%	18.7%	19.9%	6.2%	14.4%	21.4%	7.8%	10.8%	11.8%
18	BajoCaja02_LevitateCervical	4.7%	35.3%	16.4%	19.9%	6.2%	15.6%	15.1%	7.8%	10.8%	12.5%
19	BajoCaja02_LevitateNoCervical	3.8%	5.2%	18.2%	19.9%	6.2%	15.4%	17.5%	7.8%	10.8%	12.4%
20	BajoCaja02_Skelex	4.8%	35.3%	11.0%	19.9%	6.2%	17.1%	11.1%	7.8%	10.8%	14.2%
21	BajoCaja03	2.2%	23.1%	14.4%	8.1%	4.6%	4.6%	22.2%	11.6%	10.5%	5.3%
22	BajoCaja03_LevitateCervical	1.7%	23.1%	12.7%	8.1%	4.6%	4.9%	16.3%	11.6%	10.5%	5.7%
23	BajoCaja03_LevitateNoCervical	1.2%	6.0%	13.4%	8.1%	4.6%	4.9%	17.5%	11.6%	10.5%	5.7%
24	BajoCaja03_Skelex	2.0%	23.1%	10.4%	8.1%	4.6%	5.0%	11.2%	11.6%	10.5%	6.2%

Tabla 8: Riesgos en puestos simulados en laboratorio con y sin Skelex o Levitate

3.2.3. Puestos reales

En la tabla 9 se muestran los riesgos por articulación correspondientes a una selección de puestos de trabajo junto con sus simulaciones con Skelex y Levitate sin apoyo cervical.

ID	Cod	LUMBAR	CERVICAL	HOM.lz	CODO.lz	MANO.lz	ROD.lz	HOM.Dr	COD.Dr	MANO.Dr	ROD.Dr
1	Puesto01	19.3%	14.1%	20.0%	24.9%	20.6%	7.5%	21.6%	21.6%	23.7%	5.8%
2	Puesto01_LevitateNoCervical	17.0%	14.1%	13.1%	24.9%	20.6%	8.0%	17.1%	21.6%	23.7%	6.0%
3	Puesto01_Skelex	17.4%	14.1%	13.8%	24.9%	20.6%	8.1%	16.6%	21.6%	23.7%	6.0%
4	Puesto02	23.1%	14.5%	25.9%	24.4%	19.7%	4.7%	14.3%	15.0%	10.5%	6.8%
5	Puesto02_LevitateNoCervical	19.8%	14.5%	23.1%	24.4%	19.7%	4.9%	11.9%	15.0%	10.5%	7.1%
6	Puesto02_Skelex	20.3%	14.5%	23.4%	24.4%	19.7%	5.0%	12.3%	15.0%	10.5%	7.1%
7	Puesto03	15.0%	18.0%	4.1%	5.3%	9.7%	12.8%	25.2%	24.2%	39.6%	3.6%
8	Puesto03_LevitateNoCervical	13.6%	18.0%	3.7%	5.3%	9.7%	13.1%	24.2%	24.2%	39.6%	3.5%
9	Puesto03_Skelex	14.1%	18.0%	3.8%	5.3%	9.7%	13.8%	24.8%	24.2%	39.6%	3.9%
10	Puesto04	32.3%	20.5%	20.4%	19.9%	26.1%	20.5%	19.6%	27.7%	28.0%	6.7%
11	Puesto04_LevitateNoCervical	25.6%	20.5%	12.9%	19.9%	26.1%	19.9%	14.3%	27.7%	28.0%	7.4%
12	Puesto04_Skelex	28.7%	20.5%	16.3%	19.9%	26.1%	21.5%	16.2%	27.7%	28.0%	7.5%
13	Puesto05	15.8%	12.3%	5.3%	8.7%	7.3%	13.1%	22.3%	26.7%	13.7%	14.3%
14	Puesto05_LevitateNoCervical	14.7%	12.3%	4.6%	8.7%	7.3%	13.7%	20.5%	26.7%	13.7%	14.2%
15	Puesto05_Skelex	15.2%	12.3%	4.8%	8.7%	7.3%	14.0%	20.5%	26.7%	13.7%	14.6%
16	Puesto06	8.9%	12.7%	15.7%	27.0%	21.4%	10.5%	29.2%	22.0%	26.7%	13.0%
17	Puesto06_LevitateNoCervical	7.4%	12.7%	14.8%	27.0%	21.4%	10.8%	28.3%	22.0%	26.7%	14.0%
18	Puesto06_Skelex	7.9%	12.7%	15.0%	27.0%	21.4%	11.2%	28.5%	22.0%	26.7%	14.2%

Tabla 9: Riesgos en puestos reales con y sin Skelex o Levitate (sin apoyo cervical)

3.3. Resultados del estudio de usabilidad del Laevo

En este apartado se presentan en la tabla 10 y la figura 19 los resultados de la encuesta CRS, mientras que en la tabla 11 se muestran las respuestas a las preguntas abiertas.

USUARIO	TAREA	EMOCIONES	FIJACIÓN	MOLESTIA	CAMBIO PERCIBIDO	MOVIMIENTO	INSEGURIDAD	Media (SD)
1	Puesto01	10	20	16	18	16	2	13.7 (6.6)
2	Puesto02	0	0	2	2	2	2	1.3 (1)
2	Puesto03	0	0	2	4	10	10	4.3 (4.6)
3	Puesto04	1	13	16	1	18	1	8.3 (8.2)
4	Puesto05	0	0	3	0	3	0	1 (1.5)
5	Puesto06	0	12	16	16	20	16	13.3 (7)
6	Puesto07	0	16	12	20	20	0	11.3 (9.3)
7	Puesto08	0	0	0	0	10	0	1.7 (4.1)
8	Puesto09	0	0	0	6	0	0	1 (2.4)
Media (SD)		1.2 (3.3)	6.8 (8.3)	7.4 (7.3)	7.4 (8.2)	11 (7.9)	3.4 (5.7)	6.2 (7.4)

Tabla 10: Puntuación de los factores de confort en los puestos con el Laevo

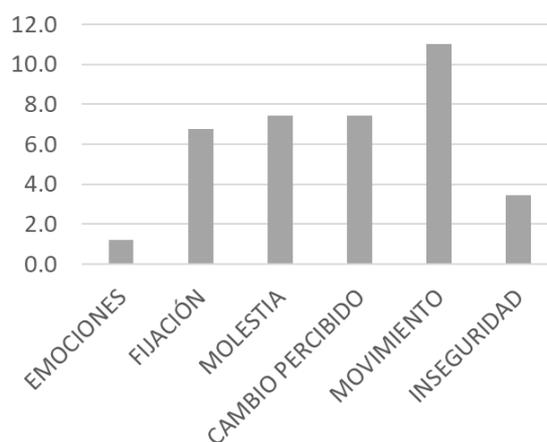


Figura 19: Representación gráfica de la puntuación de los factores de confort

USUARIO	1	2	2	3	4	5	6	7	8	8
PUUESTO	1	2	3	4	5	6	7	8	8	9
+	Reduce el esfuerzo necesario al agacharse. Es una ayuda cuando hay que realizar esfuerzos.	Ayuda para la espalda, al agacharse y al coger peso. Es cómodo. Sí puede ayudar en otros puestos.		Ayuda para la espalda.	Ayuda a colocar la espalda en posición correcta.	Solo ayuda en la espalda.	Ayuda a reducir el esfuerzo lumbar. Sí puede ser útil para otros puestos más estáticos.	Ayuda a levantar piezas. Sí, puede ser útil para otras piezas/puestos en los que hay contenedores horizontales.	Ayuda con algunos movimientos. Cómodo.	
-	Incómodo. Mucho calor. Me da vergüenza.	Da calor. Puede engancharse. Adaptación: para mí un poco ancho.	Con esta pieza no me ayuda tanto. Elegir puestos idóneos según tamaño y peso de las piezas, así como espacio de movilidad. Calor.	Incómodo para llevar todos los días. Frena mis movimientos. Calor.	Algo incómodo. Se clavan los tirantes.	Incómodo. Calor. Trabajo mejor sin el aparato. Limita la movilidad al caminar. Molestia en las piernas. Me choco con el contenedor.	Incómodo Me cargo más. Tengo que estirar más las piernas. Calor. Pérdida de movilidad.	Aparato pesado. Incómodo en esta pieza. No lo veo útil en este puesto ya que hay contenedores verticales.	Cierto malestar tras utilizarlo. Un poco pesado. Limitar la duración de su uso. No es útil en esta pieza.	

Tabla 11: Respuestas a las preguntas abiertas de usabilidad

3.4. Skelex 360 y Levitate AIRFRAME: comparativa de diferencias

En la tabla 12 se muestran las diferencias entre los puestos capturados y sus simulaciones con los exoesqueletos Skelex y Levitate, tanto en laboratorio como en puestos de trabajo. Para el cálculo de las diferencias, se promedian todas las diferencias de riesgo detectadas para cada puesto. Asimismo, en el caso de las capturas de laboratorio se considera también la simulación del Levitate con apoyo cervical. Se trata de un análisis diferencial donde valores medios negativos indican una reducción del riesgo al utilizar el exoesqueleto, mientras que valores positivos indican un aumento del riesgo.

LABORATORIO		LUMBAR	CERVICAL	HOM.Iz	CODO.Iz	MANO.Iz	ROD.Iz	HOM.Dr	COD.Dr	MANO.Dr	ROD.Dr
Skelex	Media	-0.87%	0.00%	-12.93%	0.00%	0.00%	0.94%	-14.17%	0.00%	0.00%	0.92%
	SD	0.58%	0.00%	7.66%	0.00%	0.00%	1.14%	5.20%	0.00%	0.00%	0.93%
Levitate_NoCervical	Media	-0.86%	0.00%	-8.45%	0.00%	0.00%	0.52%	-10.10%	0.00%	0.00%	0.42%
	SD	0.36%	0.00%	7.43%	0.00%	0.00%	0.56%	4.95%	0.00%	0.00%	0.34%
Levitate_Cervical	Media	-1.22%	-10.46%	-7.87%	0.00%	0.00%	0.41%	-9.29%	0.00%	0.00%	0.41%
	SD	0.22%	12.53%	8.00%	0.00%	0.00%	0.39%	5.69%	0.00%	0.00%	0.30%
PUESTOS REALES		LUMBAR	CERVICAL	HOM.Iz	CODO.Iz	MANO.Iz	ROD.Iz	HOM.Dr	COD.Dr	MANO.Dr	ROD.Dr
Skelex	Media	-1.85%	0.00%	-2.35%	0.00%	0.00%	0.72%	-2.22%	0.00%	0.00%	0.52%
	SD	1.20%	0.00%	2.40%	0.00%	0.00%	0.29%	1.73%	0.00%	0.00%	0.40%
Levitate_NoCervical	Media	-2.76%	0.00%	-3.17%	0.00%	0.00%	0.22%	-2.67%	0.00%	0.00%	0.33%
	SD	2.12%	0.00%	3.22%	0.00%	0.00%	0.42%	1.83%	0.00%	0.00%	0.44%

Tabla 12: Diferencias de los riesgos en los puestos con exoesqueletos con respecto a los puestos sin exoesqueletos

Estas diferencias se han representado de forma gráfica en la figura 20.

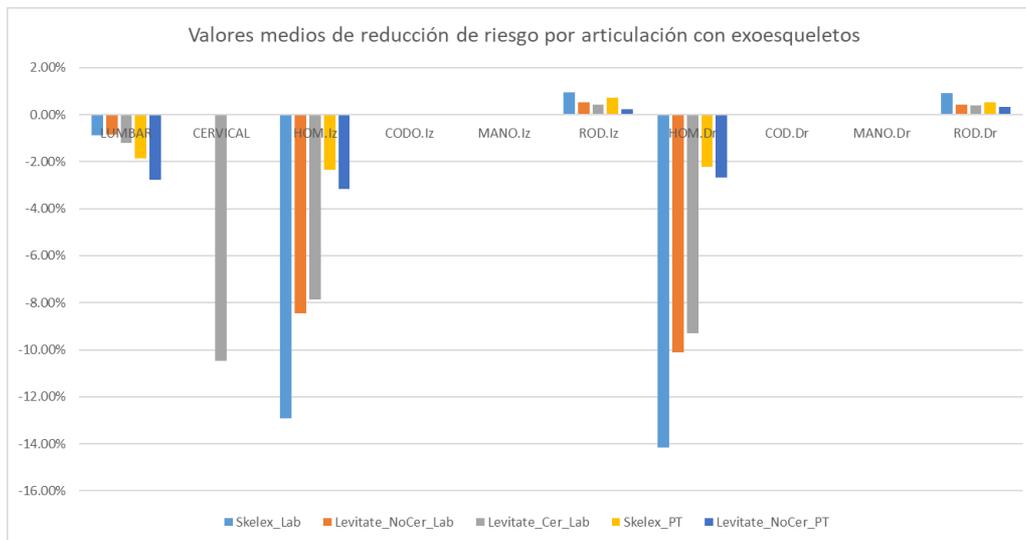


Figura 20: Valores medios de reducción de riesgo por articulación con Skelex y Levitate: puestos de laboratorio y puestos de trabajo

4. DISCUSIÓN

En este estudio se ha presentado la modelización de distintos exoesqueletos en el método de evaluación ergonómica MH-Forces, basado en MoCap, para analizar el impacto que tienen en la disminución del riesgo de TME en los trabajadores cuando se utilizan en la realización de tareas repetitivas o de manipulación de cargas. En esta sección se analizan los resultados obtenidos y se exponen las consideraciones de la utilización de estos exoesqueletos pasivos en el ámbito laboral.

4.1. Experimentación para la modelización de los exoesqueletos

En relación a la experimentación que se llevó a cabo para estimar el torque del exoesqueleto Laevo, necesario para su modelización, se obtuvo un valor de en torno a 1,1 kg·m, por lo que, teniendo en cuenta aquellos posibles errores en cuanto a la zona de medición del punto de aplicación en la báscula y su distancia de desviación (figura 5), se asemejaba al valor teórico de 1,5 kg·m, es decir, la mitad de 30 N·m, que es el valor que figura en las especificaciones del producto.

Respecto a las mediciones del Skelex 360, la curva Fuerza-Elevación (figura 17) que se caracterizó presentó una forma similar a la curva Torque-Elevación que se obtuvo en [21], utilizando las mismas posturas estáticas como referencia. El máximo valor de fuerza que se obtuvo, cuando la elevación del brazo fue de 90°, fue de 3,78 kg, valor muy similar al máximo teórico de 3,5 kg.

Por otro lado, con el Levitate AIRFRAME no se tuvieron valores de referencia ni especificaciones técnicas con las que comparar las medidas resultantes de la experimentación.

4.2. Evaluación de la reducción de riesgos en la zona lumbar: exoesqueleto Laevo

Los resultados en los riesgos obtenidos tanto en laboratorio como en puestos de trabajo utilizando el Laevo mostraron reducciones en el riesgo lumbar y, en general, un ligero empeoramiento del riesgo en las rodillas (tablas 4 y 5). Además, las diferencias entre un ángulo de activación de 10° y 35° no fueron notorias, teniendo mayor reducción del riesgo lumbar con 10°, lo cual es coherente al activarse un mayor número de veces el exoesqueleto.

Se observa que el impacto en la evaluación del riesgo originado por este exoesqueleto lumbar afecta al riesgo en la zona lumbar y en las rodillas, no afectando al resto de articulaciones. Esto se corresponde con los resultados esperados de acuerdo a la modelización realizada del efecto de este exoesqueleto sobre el modelo biomecánico. En general, la reducción es importante en la zona lumbar y hay un ligero aumento en las articulaciones de las rodillas, ya que el diseño de este exoesqueleto traslada la compensación del esfuerzo en el tórax, que relaja la musculatura lumbar, a la zona de los muslos y, por ende, a las rodillas. Resulta que la disminución del riesgo lograda en la zona lumbar, como se detalla a continuación, es muy superior al incremento del riesgo en

las rodillas que, por otra parte, son articulaciones donde se reportan menos TME por tareas como las que se están evaluando.

En el caso de los puestos simulados en laboratorio, aquellos en los que se representaban movimientos puros de inclinación de espalda y que eran más exigentes pasaron de ser «no aceptables» a «condicionales», líneas 10 y 13 de la tabla 4. En general, las reducciones en la zona lumbar fueron de en torno a un 15 %. En cambio, los riesgos en las rodillas tienden a subir en torno a un 2 %. En la línea 1 puede observarse que el riesgo en la rodilla derecha llega a subir casi un 5 %. No obstante, respecto al riesgo en rodillas, depende en gran medida de cómo realice el trabajador los gestos combinados de flexión lumbar y de rodillas al realizar ciertas actividades, como en las líneas 13 y 16, donde se aprecia una diferencia de riesgos importante entre una y otra rodilla.

En el caso de los seis puestos de trabajo evaluados en la tabla 5, el comportamiento del exoesqueleto fue similar a los puestos de laboratorio, pero las reducciones en el riesgo lumbar fueron menores, de casi un 12 % en el que la reducción fue mayor, línea 16. Cabe destacar que en estos puestos de trabajo se hace evidente que en algunos puestos el Laevo apenas tiene un efecto beneficioso como para plantearse su utilización, como es el caso de los puestos de las líneas 4 y 10. Por tanto, las líneas 1, 7, 13 y 16 representan aquellos puestos candidatos a estudiar la utilización del exoesqueleto, siempre que no se puedan efectuar otro tipo de acciones correctoras en el puesto y teniendo en cuenta el factor humano de los operarios realizando un estudio adicional de la usabilidad con ellos.

En relación al estudio de la usabilidad del Laevo que se llevó a cabo, los resultados de la tabla 10 mostraron una alta variabilidad entre los puestos evaluados, con una desviación estándar elevada si se compara con los valores medios. Por tanto, el dispositivo es más favorable en unas tareas que en otras y la percepción por parte del usuario es diversa. El factor que menos importó a los participantes fue el de emociones, es decir, cómo afectaba emocionalmente la apariencia con el dispositivo puesto. Asimismo, el exoesqueleto se valoró en general como confiable y seguro. El factor de movimiento fue el que presentó un confort menor (figura 19), con 11/20, en sintonía con Luger *et al.* [48], que encontraron en su estudio con un Laevo V2.56 una buena usabilidad del dispositivo, pero con una incomodidad moderada. Por otro lado, la puntuación obtenida para los puestos 2, 3, 5, 8 y 9 indicó un alto nivel de confort, mientras que para los puestos 1, 4 y 7 sugirió una experiencia menos positiva durante el uso del exoesqueleto, por lo que el puesto de trabajo puede condicionar la sensación de asistencia percibida.

Respecto a las preguntas abiertas que se hicieron a los participantes (tabla 2), en la tabla 11 se recogieron los aspectos positivos y negativos de las respuestas de los participantes. Como aspectos positivos, destaca el término «ayuda», repetido por todos los usuarios, señalando que el dispositivo contribuye a reducir el esfuerzo lumbar al agacharse y al manejar pesos. Como aspectos negativos, seis de los nueve puestos destacan el término «calor». En relación a la comodidad, los resultados coinciden con la encuesta CRS (tabla 10) al encontrarse cierta variabilidad, por lo que el dispositivo será más favorable según las tareas realizadas y el ajuste sobre el operario, ya que para los puestos 2 y 3, con el usuario 2, la ayuda percibida fue distinta cuando se fabricaban unas piezas u otras. Por otro lado, los usuarios 2 y 5 mostraron preocupación por el aumento del riesgo de choque o colisión por sentirse más voluminosos al llevar el dispositivo.

4.3. Evaluación de la reducción de riesgos en los hombros: Skelex 360 y Levitate AIRFRAME

En las tablas 8 y 9 se muestran los riesgos obtenidos tanto en laboratorio como en puestos de trabajo utilizando el Skelex y el Levitate. Se observa que el impacto en la evaluación del riesgo originado por estos exoesqueletos para extremidades superiores afecta al riesgo en los hombros, en la zona lumbar, en las rodillas y en la zona cervical, este último cuando se considera el apoyo cervical con el Levitate, no afectando al resto de articulaciones. Esto se corresponde con los resultados esperados de acuerdo a la modelización realizada del efecto de estos exoesqueletos sobre el modelo biomecánico. En general, la reducción del riesgo es importante en los hombros y hay un ligero aumento en las articulaciones de las rodillas, observándose también una ligera reducción del riesgo lumbar. Resulta que la disminución del riesgo lograda en los hombros, como se detalla a continuación, es muy superior al incremento del riesgo en las rodillas y la reducción en la zona lumbar es moderada. Únicamente para el Levitate con apoyo cervical se consigue una reducción importante del riesgo cervical en aquellas tareas con posturas sostenidas de extensión de cabeza.

En la tabla 8 se muestran los resultados de los riesgos articulares en puestos simulados en laboratorio en los que existía una importante exigencia en los hombros. Las simulaciones que se llevaron a cabo se correspondieron con el uso del Skelex, del Levitate sin apoyo cervical y del Levitate con apoyo cervical.

En el caso de los movimientos puros con mancuernas de 2 kg cada una, líneas 5 y 9 de la tabla 8, los riesgos en los hombros se reducen casi a la mitad con el Levitate, con y sin apoyo cervical, mientras que con el Skelex se consigue incluso mayor reducción. Lo mismo ocurre con el puesto de manipulación de cargas, línea 1. Con los movimientos de mancuernas permanecen los riesgos en los codos como no aceptables por la extensión sostenida de estos con cargas, lo cual no es algo que suela ocurrir en líneas de producción. En relación al efecto del apoyo cervical, este solo se percibe en aquellos puestos en los que existe una extensión de cabeza sostenida superior a los 25° que se han utilizado como umbral. Este es el caso de los puestos bajo caja, líneas 13, 17 y 21, en los que el Levitate con apoyo cervical es el único exoesqueleto que consigue reducir el riesgo en la zona cervical, pasando de riesgo medio o alto a eliminar el riesgo. No obstante, la reducción en hombro es menor que sin apoyo cervical debido al factor de riesgo de fuerza, afectado por F_w (figura 14).

En los puestos de trabajo, tabla 9, las reducciones en hombros fueron mucho menos notorias que en los simulados en laboratorio, dada la menor exigencia en estos puestos de esfuerzos realizados con los brazos elevados. Por otro lado, en el puesto de la línea 10, por ejemplo, que presentaba un riesgo lumbar alto previamente, se observa una reducción de este riesgo por el efecto positivo de los exoesqueletos.

En relación a la comparativa de las diferencias entre los riesgos de los puestos con y sin exoesqueletos (tabla 12 y figura 20), se observa que las mayores reducciones son en los hombros, a excepción del Levitate con apoyo cervical, el cual presenta una desviación estándar en la zona cervical muy alta (mayor que la propia media), ya que solo la mitad de los puestos de laboratorio presentaban extensión de cabeza, los puestos bajo caja. Por otro lado, en los puestos reales no se tuvo en cuenta analizar el Levitate con apoyo cervical al no observarse en ninguno de los puestos movimientos de extensión en la cabeza. La

zona lumbar, por su parte, también presenta una ligera mejoría, pues la fuerza y el torque de los exoesqueletos son contrarios a los que el propio cuerpo produce sobrecargándola.

En laboratorio, se puede observar que la mayor reducción en hombros es con el Skelex, mientras que en los puestos reales es con el Levitate, aunque con una diferencia menor. Esto puede deberse a que el ángulo de mayor trabajo en puestos reales posiblemente corresponde al de máxima fuerza en la curva Fuerza-Elevación del Levitate (figura 18). En laboratorio, en cambio, los brazos estuvieron más elevados, entre 90° y 130°, superando en fuerza el Skelex al Levitate (figura 17). No obstante, estos datos no se consideran suficientes para determinar que un exoesqueleto sea mejor que el otro, pues sería necesario un estudio con mayor profundidad y mayor número de muestras para poder valorar la significancia de las diferencias. Por otro lado, en ese estudio más amplio se debería analizar la diferencia de riesgo por puesto como variable representativa sobre la que buscar la significancia. Además, se requiere que los puestos capturados sean lo más homogéneo posible respecto a las tareas que realizan.

Los puestos de producción que se han capturado son puestos en los que hay tareas de elevación de brazos, pero no es el movimiento más predominante en el ciclo, como lo sería en puestos de soldadura, lijado o recubrimiento por debajo de las piezas o montaje de vehículos bajo caja. Se observan reducciones en hombros, si bien no eran los riesgos más importantes. Cabe destacar también que la alta variabilidad en los tipos de puestos capturados hizo que la respuesta del exoesqueleto fuese muy distinta entre estos, como ya pudieron observar Gillette y Stephenson [49] con un Levitate o Claramunt *et al.* [20] con un Skelex, un Levitate y un SuitX, ambos estudios con aplicación de EMG.

4.4. Otras consideraciones y trabajo futuro

En relación a los supuestos considerados a la hora de diseñar la modelización realizada de los exoesqueletos evaluados, quedan siempre abiertos a futuras modificaciones o posibles mejoras de cara a poder estimar con más precisión los efectos reales del exoesqueleto en los puestos de trabajo a estudiar.

En el Laevo, las distancias medidas pueden diferir, pues el dispositivo tiene un ajuste a tres alturas y además las estructuras del Laevo pueden ser distintas al ensamblarse según la altura del usuario [42]. Esto no se ha tenido en cuenta, considerándose un ajuste medio y unas estructuras dadas por el modelo proporcionado ya ensamblado. No obstante, al tratarse de parámetros modificables, si es necesario de cara a un futuro estudio ganar en precisión adecuando las estructuras a la altura del usuario, deberían medirse esas distancias para esas mismas estructuras y ajuste (figura 6).

El torque del Laevo, por su parte, se ha considerado constante, aunque se puede cambiar su valor según los del manual y el rango de aplicación [42]. Sin embargo, en un estudio reciente Ivaldi *et al.* [50] discrepan al considerar el par máximo del manual para cada lado del cuerpo. Además, no mencionan el tipo de leva para el que modelan el exoesqueleto, ya que se basan también en las curvas experimentales de Koopman *et al.* [12]. No obstante, utilizan también un modelo anterior al Laevo V2.5.

Asimismo, no se ha planteado un análisis estadístico de las diferencias en los riesgos para el ángulo de activación del Laevo, ya que se trata del mismo exoesqueleto y la diferencia

dependería del propio puesto y de su zona o postura habitual de trabajo, por lo que no se podría decir que existiese un ángulo mejor o peor con carácter general.

Por otro lado, antes de la implantación definitiva de un exoesqueleto, es esencial la realización de un estudio de usabilidad con vistas a comprobar si el dispositivo interfiere de forma negativa con la maquinaria o entorno del puesto de trabajo, siendo un obstáculo o ralentizando la agilidad del ciclo de trabajo. Además, es importante también considerar la aceptación por parte de los trabajadores y los factores de higiene al tratarse de un dispositivo que se coloca sobre el cuerpo.

Como trabajo futuro se considera de interés la posibilidad de analizar la modelización de otros exoesqueletos comerciales para poder evaluar su impacto biomecánico en la evaluación de puestos de trabajo donde se desee estudiar su posible aplicación. Esto facilitaría que las empresas pudieran seleccionar aquellos puestos más idóneos a utilizar exoesqueletos, antes de llevar a cabo un estudio de campo de su aplicación en el entorno real de trabajo y el grado de aceptación por parte de los trabajadores implicados. Hay que considerar que este tipo de análisis en campo lleva consigo una importante inversión de tiempo y económica, pero se hace necesaria para una implantación exitosa de los exoesqueletos y sus beneficios en la reducción de TME.

5. CONCLUSIONES

Se han modelado los efectos biomecánicos de un exoesqueleto lumbar (Laevo) y dos para extremidades superiores (Skelex 360 y Levitate AIRFRAME) para la evaluación de riesgos de sufrir TME de trabajadores que realizan tareas repetitivas o de manipulación de cargas.

En este estudio se ha aplicado un método de evaluación ergonómica de medición directa, basado en un sistema que captura el movimiento en el propio puesto de trabajo y en el método MH-Forces que estima el riesgo de TME a través de la estimación de los esfuerzos a los que están sometidas las articulaciones al realizar tareas laborales.

Los puestos analizados con y sin exoesqueleto han sido tanto tareas simuladas en laboratorio como puestos de trabajo de líneas de producción. Los resultados mostraron reducciones importantes en los riesgos ME de la zona lumbar para el Laevo, de hasta un 19 %, y de los hombros para el Skelex y el Levitate, de hasta un 14 % y un 10 % respectivamente en los puestos de laboratorio, siendo no tan notorias en los puestos de producción al existir una gran variabilidad en el conjunto de tareas capturadas. Los riesgos empeoraron ligeramente en las rodillas, aumentando el riesgo de TME máximo en un 2 % en general.

Con los resultados obtenidos, no se pudo establecer una preferencia entre el Skelex y el Levitate. El Levitate mostró una importante reducción del riesgo cervical cuando se consideró la utilización del apoyo cervical en puestos de laboratorio en los que existía una cierta extensión de cabeza.

Por otra parte, en el estudio de usabilidad con el Laevo se encontró una elevada variabilidad en el confort reportado por los trabajadores. De esta forma, tanto los resultados cuantitativos de riesgo como cualitativos de confort conducen a la conclusión de que estos dispositivos son más favorables para unas tareas que para otras.

Finalmente, cabe destacar que el exoesqueleto Laevo se valoró en general como confiable y seguro. No obstante, la incomodidad por restricción del movimiento se consideró moderada. Las respuestas de los participantes indicaron que todos percibían el dispositivo como una ayuda, si bien es cierto que aspectos como el calor producido, la incomodidad o el riesgo de colisión les preocuparon, que son aspectos a considerar para una implantación exitosa de los exoesqueletos en un entorno real de trabajo.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] A. E. Planas Lara, J. A. Tomás Royo y M. Ducun Lecumberri, «Ergonomía 4.0 y Exoesqueletos. Mitos, leyendas y certezas,» Laboratorio de Ergonomía de Mutua Universal, Arazuri-Orcoyen, 2020.
- [2] J. de Kok, P. Vroonhof, J. Snijders, G. Roullis, M. Clarke, K. Peereboom, P. van Dorst y I. Isusi, «Work-related musculoskeletal disorders: prevalence, costs and demographics in the EU,» *European Agency for Safety and Health at Work*, 2019.
- [3] A. Rodríguez-Fernández, J. Lobo-Prat y J. M. Font-Llagunes, «Systematic review on wearable lower-limb exoskeletons for gait training in neuromuscular impairments,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 18, nº 22, 2021.
- [4] K. L. Mudie, A. C. Boynton, T. Karakolis, M. P. O'Donovan, G. B. Kanagaki, H. P. Crowell, R. K. Begg, M. E. LaFiandra y D. C. Billing, «Consensus paper on testing and evaluation of military exoskeletons for the dismounted combatant,» *Journal of Science and Medicine in Sport*, vol. 21, nº 11, pp. 1154-1161, Noviembre 2018.
- [5] H. P. Crowell, J.-H. Park, C. A. Haynes, J. M. Neugebauer y A. C. Boynton, «Design, Evaluation, and Research Challenges Relevant to Exoskeletons and Exosuits: A 26-Year Perspective From the U.S. Army Research Laboratory,» *IIEE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, vol. 7, nº 3-4, pp. 199-212, 2019.
- [6] M. F. Villar Fernández, Riesgos de trastornos musculoesqueléticos en la población laboral española, Madrid: Servicio de Ediciones y Publicaciones del INSHT, 2014.
- [7] ITURRI, «Exoesqueletos: un nuevo impulso para la Ergonomía,» [En línea]. Available: <https://exo.iturri.com>. [Último acceso: 24 Mayo 2021].
- [8] S. Madinei, M. M. Alemi, S. Kim, D. Srinivasan y M. A. Nussbaum, «Biomechanical assessment of two back-support exoskeletons in symmetric and asymmetric repetitive lifting with moderate postural demands,» *Applied Ergonomics*, vol. 88, Octubre 2020.
- [9] S. Kim, S. Madinei, M. M. Alemi, D. Srinivasan y M. A. Nussbaum, «Assessing the potential for “undesired” effects of passive back-support exoskeleton use during a simulated manual assembly task: Muscle activity, posture, balance, discomfort, and usability,» *Applied Ergonomics*, vol. 89, Noviembre 2020.
- [10] S. J. Baltrusch, J. H. van Dieën, C. A. M. van Bennekom y H. Houdijk, «The effect of a passive trunk exoskeleton on functional performance in healthy individuals,» *Applied Ergonomics*, vol. 72, pp. 94-106, Octubre 2018.
- [11] T. Bosch, J. van Eck, K. Knitel y M. de Looze, «The effects of a passive exoskeleton on muscle activity, discomfort and endurance time in forward bending work,» *Applied Ergonomics*, vol. 54, pp. 212-217, Mayo 2016.
- [12] A. S. Koopman, I. Kingma, G. S. Faber, M. P. de Looze y J. H. van Dieën, «Effects of a passive exoskeleton on the mechanical loading of the low back in static holding tasks,» *Journal of Biomechanics*, vol. 83, pp. 97-103, 23 Enero 2019.
- [13] K. Huysamen, M. de Looze, T. Bosch, J. Ortiz, S. Toxiri y L. W. O'Sullivan, «Assessment of an active industrial exoskeleton to aid dynamic lifting and lowering manual handling tasks,» *Applied Ergonomics*, vol. 68, pp. 125-131, Abril 2018.

- [14] K. S. STADLER, W. J. ELSPASS y H. W. VAN DE VENN, «ROBO-MATE: EXOSKELETON TO ENHANCE INDUSTRIAL PRODUCTION,» *Mobile Service Robotics*, pp. 53-60, Agosto 2014.
- [15] L. O'Sullivan, R. Nugent y J. van der Vorm, «Standards for the safety of exoskeletons used by industrial workers performing manual handling activities: A contribution from the Robo-Mate project to their future development,» *Procedia Manufacturing*, vol. 3, pp. 1418-1425, 2015.
- [16] K. Miura, H. Kadone, M. Koda, T. Abe, H. Kumagai, K. Nagashima, K. Mataka, K. Fujii, H. Noguchi, T. Funayama, H. Kawamoto, Y. Sankai y M. Yamazaki, «The hybrid assistive limb (HAL) for Care Support successfully reduced lumbar load in repetitive lifting movements,» *Journal of Clinical Neuroscience*, vol. 53, pp. 276-279, 3 Mayo 2018.
- [17] A. von Glinski, E. Yilmaz, S. Mrotzek, E. Marek, B. Jettkant, A. Brinkemper, C. Fisahn, T. A. Schildhauer y J. Geßmann, «Effectiveness of an on-body lifting aid (HAL® for care support) to reduce lower back muscle activity during repetitive lifting tasks,» *Journal of Clinical Neuroscience*, vol. 63, pp. 249-255, 14 Febrero 2019.
- [18] S. Spada, L. Ghibauda, S. Gilotta, L. Gastaldi y M. P. Cavatorta, «Analysis of Exoskeleton Introduction in Industrial Reality: Main Issues and EAWS Risk Assessment,» *Advances in Physical Ergonomics and Human Factors (AHFE 2017)*, vol. 602 (Advances in Intelligent Systems and Computing), pp. 236-244, 2018.
- [19] S. De Bock, J. Ghillebert, R. Govaerts, S. A. Elprama, U. Marusic, B. Serrien, A. Jacobs, J. Geeroms, R. Meeusen y K. De Pauw, «Passive Shoulder Exoskeletons: More Effective in the Lab Than in the Field?,» *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 29, pp. 173-183, 2021.
- [20] M. Claramunt-Molet, B. Domingo-Mateu, J. Danús-Jaume, A. Ugartemendia-Etxarri, I. de la Maza, V. Enriquez-Carrera, O. Muñoz-Fenández, S. Domingo, F. Miralles, J. Font-Llagunes y S. Idelsohn-Zielonka, «Biomechanical evaluation of upper limb exoskeletons in automotive assembly using EMG,» de *IX Reunión del Capítulo Español de la Sociedad Europea de Biomecánica (ESB)*, Las Palmas de Gran Canaria, 2019.
- [21] A. de Vries, M. Murphy, R. Könemann, I. Kingma y M. de Looze, «The Amount of Support Provided by a Passive Arm Support Exoskeleton in a Range of Elevated Arm Postures,» *IISE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, vol. 7, nº 3-4, pp. 311-321, 2019.
- [22] A. W. de Vries, F. Krause y M. P. de Looze, «The effectivity of a passive arm support exoskeleton in reducing muscle activation and perceived exertion during plastering activities,» *Ergonomics*, vol. 64, nº 6, pp. 712-721, 2021.
- [23] A. Moyon, E. Poirson y J.-F. Petiot, «Experimental study of the physical impact of a passive exoskeleton on manual sanding operations,» *Procedia CIRP*, vol. 70, pp. 284-289, 2018.
- [24] L. Van Engelhoven, P. Nathan, K. Homayoon, A. Barr, D. Rempel y C. Harris-Adamson, «Evaluation of an adjustable support shoulder exoskeleton on static and dynamic overhead tasks,» *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, vol. 62, nº 1, pp. 804-808, 2018.
- [25] L. Van Engelhoven y H. Kazerooni, «Design and Intended Use of a Passive Actuation Strategy for a Shoulder Supporting Exoskeleton,» de *2019 Wearable Robotics Association Conference (WearRAcon)*, Scottsdale, 2019 (March 26-28).

- [26] P. Marice, J. Camernik, D. Gorjan, B. Schirrmeister, J. Bornmann, L. Tagliapietra, C. Latella, D. Pucci, L. Fritzsche, S. Ivaldi y J. Babic, «Objective and Subjective Effects of a Passive Exoskeleton on Overhead Work,» *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 28, n° 1, pp. 152-164, 2020.
- [27] T. Schmalz, J. Schändlinger, M. Schuler, J. Bornmann, B. Schirrmeister, A. Kannenberg y M. Ernst, «Biomechanical and Metabolic Effectiveness of an Industrial Exoskeleton for Overhead Work,» *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 16, n° 23, 2019.
- [28] S. Kim, M. A. Nussbaum, M. I. Mokhlespour Esfahani, M. M. Alemi, S. Alabdulkarim y E. Rashedi, «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*, vol. 70, pp. 315-322, Julio 2018.
- [29] S. Kim, M. A. Nussbaum, M. I. Mokhlespour Esfahani, M. M. Alemi, B. Jia y E. Rashedi, «Assessing the influence of a passive, upper extremity exoskeletal vest for tasks requiring arm elevation: Part II – “Unexpected” effects on shoulder motion, balance, and spine loading,» *Applied Ergonomics*, vol. 70, pp. 323-330, Julio 2018.
- [30] S. Spada, L. Ghibaudo, C. Carnazzo, M. Di Pardo, D. S. Chander, L. Gastaldi y M. P. Cavatorta, «Physical and Virtual Assessment of a Passive Exoskeleton,» *Proceedings of the 20th Congress of the International Ergonomics Association (IEA 2018)*, vol. 825 (Advances in Intelligent Systems and Computing), pp. 247-257, 2019.
- [31] B. Steinhilber, R. Seibt, M. A. Rieger y T. Luger, «Postural Control When Using an Industrial Lower Limb Exoskeleton: Impact of Reaching for a Working Tool and External Perturbation,» *Human Factors*, Septiembre 2020.
- [32] E.-P. Takala, I. Pehkonen, M. Forsman, G.-Å. Hansson, S. E. Mathiassen, W. P. Neumann, G. Sjøgaard, K. B. Veiersted, R. H. Westgaard y J. Winkel, «Systematic evaluation of observational methods assessing biomechanical exposures at work,» *Scandinavian Journal of Work, Environment and Health*, vol. 36, n° 1, pp. 3-24, 2010.
- [33] ViveLab, «Completing the OCRA checklist using the ViveLab Ergo software for ergonomic evaluation,» ViveLab Ergo, 27 Agosto 2019. [En línea]. Available: <https://blog.vivelab.cloud/blog/completing-the-ocra-checklist-using-the-vivelab-ergo-software-for-ergonomic-evaluation>. [Último acceso: 17 Junio 2021].
- [34] J.-A. Diego-Mas, R. Poveda-Bautista y D.-C. Garzon-Leal, «Influences on the use of observational methods by practitioners when identifying risk factors in physical work,» *Ergonomics*, vol. 58, n° 10, pp. 1660-1670, 2015.
- [35] J. Marín, T. Blanco, J. de la Torre y J. J. Marín, «Gait Analysis in a Box: A System Based on Magnetometer-Free IMUs or Clusters of Optical Markers with Automatic Event Detection,» *Sensors*, vol. 20, n° 12, 12 Junio 2020.
- [36] J. Marín, J. de la Torre y J. J. Marín, «MH-Forces, a Motion-Capture Based Method to Evaluate Workplace Ergonomics: Simulating Exoskeleton Effects,» de *We Robot*, Ottawa, 2020.
- [37] A. E. Planas-Lara, M. Ducun-Lecumberri, J. A. Tomás-Royo, J. Marín y J. J. Marín, «Objective Techniques to Measure the Effect of an Exoskeleton,» de *We Robot*, Ottawa, 2020.

- [38] J. de la Torre, J. Marin, S. Ilarri y J. J. Marin, «Applying Machine Learning for Healthcare: A Case Study on Cervical Pain Assessment with Motion Capture,» *Applied Sciences*, vol. 10, n° 17, 27 Agosto 2020.
- [39] J. Marin, T. Blanco y J. J. Marin, «Octopus: A Design Methodology for Motion Capture Wearables,» *Sensors*, vol. 17, n° 8, 15 Agosto 2017.
- [40] J. Marin, T. Blanco y J. J. Marin, «Research Lines to Improve Access to Health Instrumentation Design,» *Procedia Computer Science*, vol. 113, pp. 641-646, 2017.
- [41] R. Huston, *Principles of Biomechanics*, CRC Press, 2008.
- [42] Laevo, «Manual Laevo V2.56 (EN),» 16 Julio 2018. [En línea]. Available: <https://www.laevo-exoskeletons.com>. [Último acceso: 25 Mayo 2021].
- [43] Laevo, «Manual Laevo V2.4-V2.5 (EN),» 12 Marzo 2018. [En línea]. Available: <https://www.laevo-exoskeletons.com>. [Último acceso: 25 Mayo 2021].
- [44] S. J. Baltrusch, J. H. van Dieën, S. M. Bruijn, A. S. Koopman, C. A. M. van Bennekom y H. Houdijk, «The effect of a passive trunk exoskeleton on metabolic costs during lifting and walking,» *Ergonomics*, vol. 62, n° 7, pp. 903-916, 2019.
- [45] Skelex, «User manual - Skelex 360 V1.1,» 29 Marzo 2019. [En línea]. Available: <https://www.skelex.com>. [Último acceso: 25 Mayo 2021].
- [46] Levitate Technologies, «AIRFRAME® – Fatigue Has a New Enemy,» [En línea]. Available: <https://www.levitatetech.com>. [Último acceso: 11 Junio 2021].
- [47] J. F. Knight, C. Baber, A. Schwirtz y H. W. Bristow, «The comfort assessment of wearable computers,» *Proceedings. Sixth International Symposium on Wearable Computers (ISWC 2002)*, pp. 65-72, 2002.
- [48] T. Luger, M. Bär, R. Seibt, M. A. Rieger y B. Steinhilber, «Using a Back Exoskeleton During Industrial and Functional Tasks—Effects on Muscle Activity, Posture, Performance, Usability, and Wearer Discomfort in a Laboratory Trial,» *Human Factors*, Abril 2021.
- [49] J. C. Gillette y M. L. Stephenson, «EMG ANALYSIS OF AN UPPER BODY EXOSKELETON DURING AUTOMOTIVE ASSEMBLY,» de *42nd Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*, Rochester, 2018 (August 8th – 11th).
- [50] S. Ivaldi, P. Maurice, W. Gomes, J. Theurel, L. Wioland, J.-J. Atain Kouadio, L. Claudon, H. Hani, A. Kimmoun, J.-M. Sellal, B. Levy, J. Paysant, S. Malikov, B. Chenuel y N. Settembre, «[PREPRINT] Using exoskeletons to assist medical staff during prone positioning of mechanically ventilated COVID-19 patients: a pilot study,» de *12th International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics (AHFE 2021)*, Virtual Conference, Manhattan, New York, 2021.

7. ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1: EXOESQUELETO LAEVO	2
FIGURA 2: EXOESQUELETO SKELEX.....	4
FIGURA 3: EXOESQUELETO NOONEE	5
FIGURA 4: A. LAEVO V2.56; B. VISTA DE PERFIL DEL LAEVO PUESTO.....	9
FIGURA 5: MEDICIÓN DE LA FUERZA DEL LAEVO PARA ESTIMACIÓN DEL TORQUE A TRAVÉS DE UNA BÁSCULA	10
FIGURA 6: ESQUEMA DE LA PARAMETRIZACIÓN DEL LAEVO	10
FIGURA 7: A. POSICIONES SINGULARES DEL LAEVO: SOLO FLEXIÓN DE RODILLAS (IZDA.) Y SOLO FLEXIÓN DE TORSO (DCHA.); B. VISTA 3D DE LAS FUERZAS Y TORQUES DEL LAEVO	11
FIGURA 8: A. SKELEX 360; B. VISTA TRASERA DEL SKELEX PUESTO	12
FIGURA 9: RELACIÓN FUERZA-PESO DEL SKELEX	12
FIGURA 10: MEDICIÓN DE LA FUERZA DEL SKELEX A TRAVÉS DE UNA CÉLULA DE CARGA ANCLADA AL MANGUITO	13
FIGURA 11: ESQUEMA DE LA PARAMETRIZACIÓN DEL SKELEX	14
FIGURA 12: A. VISTA FRONTAL DEL EFECTO DEL SKELEX; B. VISTA 3D DEL EFECTO DEL SKELEX.....	15
FIGURA 13: A. LEVITATE AIRFRAME; B. VISTA DE PERFIL DEL LEVITATE PUESTO	16
FIGURA 14: ESQUEMA DE LA PARAMETRIZACIÓN DEL LEVITATE.....	17
FIGURA 15: A. MANIPULACIÓN DE CARGAS; B. MOVIMIENTOS DE INCLINACIÓN	18
FIGURA 16: A. CARGAS EN ARMARIO; B. MOVIMIENTOS PUROS CON CARGAS; C. MANIPULACIÓN BAJO CAJA	19
FIGURA 17: CURVA FUERZA-ELEVACIÓN DEL SKELEX	23
FIGURA 18: CURVA FUERZA-ELEVACIÓN DEL LEVITATE	24
FIGURA 19: REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LA PUNTUACIÓN DE LOS FACTORES DE CONFORT	26
FIGURA 20: VALORES MEDIOS DE REDUCCIÓN DE RIESGO POR ARTICULACIÓN CON SKELEX Y LEVITATE: PUESTOS DE LABORATORIO Y PUESTOS DE TRABAJO	27

8. ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1: LEVAS DE APOYO DEL LAEVO (ESPECIFICACIONES PARA LAEVO ENSAMBLADO).....	9
TABLA 2: USABILIDAD: PREGUNTAS ABIERTAS.....	20
TABLA 3: VALORACIÓN DEL RIESGO SEGÚN PUNTUACIÓN.....	21
TABLA 4: RIESGOS EN PUESTOS SIMULADOS EN LABORATORIO CON Y SIN LAEVO	22
TABLA 5: RIESGOS EN PUESTOS REALES CON Y SIN LAEVO.....	22
TABLA 6: COEFICIENTES PARA LA FUERZA DE APOYO DEL SKELEX	24
TABLA 7: COEFICIENTES PARA LA FUERZA DE APOYO DEL LEVITATE.....	24
TABLA 8: RIESGOS EN PUESTOS SIMULADOS EN LABORATORIO CON Y SIN SKELEX O LEVITATE	25
TABLA 9: RIESGOS EN PUESTOS REALES CON Y SIN SKELEX O LEVITATE (SIN APOYO CERVICAL).....	25
TABLA 10: PUNTUACIÓN DE LOS FACTORES DE CONFORT EN LOS PUESTOS CON EL LAEVO.....	26
TABLA 11: RESPUESTAS A LAS PREGUNTAS ABIERTAS DE USABILIDAD.....	26
TABLA 12: DIFERENCIAS DE LOS RIESGOS EN LOS PUESTOS CON EXOESQUELETOS CON RESPECTO A LOS PUESTOS SIN EXOESQUELETOS	27

9. ÍNDICE DE ECUACIONES

(1)	11
(2)	11
(3)	11
(4)	14
(5)	14
(6)	17
(7)	17

10. ANEXO A: RESUMEN DEL MÉTODO MH-FORCES

10.1. Antecedentes

El sistema MH basado en MoCap, desarrollado por el grupo de investigación IDERGO de la Universidad de Zaragoza, permite, por medio de la utilización de sensores inerciales fijados mediante cintas elásticas a los segmentos corporales, capturar en tiempo real el movimiento del trabajador y visualizarlo sobre un modelo digital humano de dimensiones ajustadas a su antropometría. En su versión para ergonomía, posibilita la captura del movimiento en el propio puesto de trabajo e incluye funciones específicas para realizar la evaluación ergonómica del puesto a través de la aplicación del método MH-Forces.

10.2. Finalidad y base del método

MH-Forces, descrito en la tesis doctoral de Boné Pina *et al.* (2016) titulada *Método de evaluación ergonómica de tareas repetitivas, basado en simulación dinámica de esfuerzos con modelos humanos*, es un método de evaluación ergonómica de medición directa que utiliza el sistema portátil de MoCap MH antes referido. Está ideado para valorar el riesgo de TME de un trabajador que realiza tareas repetitivas y/o de manipulación de cargas. Está basado en el cálculo de esfuerzos en las articulaciones, así como en el rango y velocidad de los movimientos resultantes de la actividad que realiza el trabajador, pudiendo conllevar la manipulación de cargas o la realización de fuerza o par-fuerza en determinadas acciones.

10.3. Metodología

10.3.1. Fundamentos de la evaluación del riesgo

El método permite estimar el riesgo en las distintas zonas anatómicas (lumbar, cervical, hombros, codos, muñecas y rodillas), considerando distintos factores de riesgo: fuerza (o par-fuerza), postura y velocidad angular, tiempo de trabajo u otros factores adicionales. En el caso de tareas realizadas en cadenas productivas sujetas a tiempos de ciclo reducidos, considera factores como la repetitividad de las acciones o los tiempos de recuperación.

Se fundamenta en contabilizar instantes de riesgo (IR) a una cadencia de 10 o más posturas por segundo y, en cada uno de dichos IR, estima un riesgo como porcentaje del riesgo máximo al que se considera que puede estar sometida cada articulación. El método considera un riesgo máximo por articulación que se obtiene multiplicando las puntuaciones máximas que se pueden alcanzar de cada uno de los factores de riesgo considerados.

En la tabla de la figura A.1 se incluyen dichas puntuaciones y los valores máximos. En el caso lumbar, un valor de 14 indicaría que el riesgo en un IR puede variar desde 1 (riesgo mínimo) e incrementarse hasta en 14 veces.

	Factores de Riesgo (valores máximos)					Ri.IR.Max
	Angulo	Acel.Ang	Fuerza	Torque	Agarre	(*)-1
Lumbar	2	1.5	2	2.5	1	14
Cervical	2	1.5	2	2.5	1	14
Hombro	2	1.5	2	2.5	1	14
Codo	2	1.5	2	2.5	1	14
Muñeca	1.6	1.5	2	2.5	2	23
Rodillas	2	1.5	2	2.5	1	14

Figura A.1: Tabla de puntuaciones máximas por factor de riesgo y articulación y valor de riesgo máximo

Por tanto, en cada IR y articulación, se obtiene un nivel de riesgo según la curva roja de la figura A.2, de acuerdo al porcentaje del riesgo máximo en ese IR. Según el porcentaje alcanzado, le corresponderá una puntuación de nivel de riesgo que puede variar entre 0 y 5, dando lugar a una valoración como la indicada en la tabla de la figura A.2.

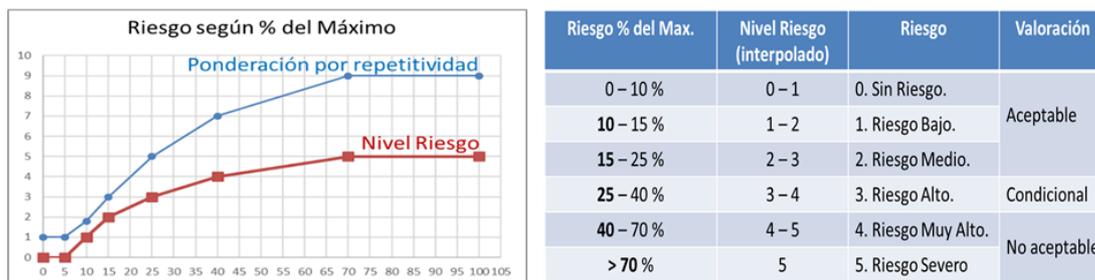


Figura A.2: Curvas de niveles de riesgo y ponderación por repetitividad (izda.) y tabla de valoración del riesgo (dcha.)

El método también considera ciertos factores generales a la hora de valorar el riesgo (figura A.3): factor de recuperación con coeficiente aplicado según el número de horas sin recuperar, factor de duración con coeficiente en función del tiempo dedicado a tareas repetitivas y factores adicionales con coeficiente aplicado según el porcentaje del tiempo de ciclo con dichos factores (vibraciones o fuerzas de impacto, condiciones ambientales adversas o factores individuales u organizativos desfavorables). La multiplicación de dichos coeficientes en un caso particular dará lugar al factor denominado riesgo por factores generales (Ri.FG). Por ejemplo, 3 h sin recuperar, 7,5 h de trabajo repetitivo y un 30 % del ciclo con factores adicionales darían como resultado 1,37 (1.2 × 1,08 × 1,06).

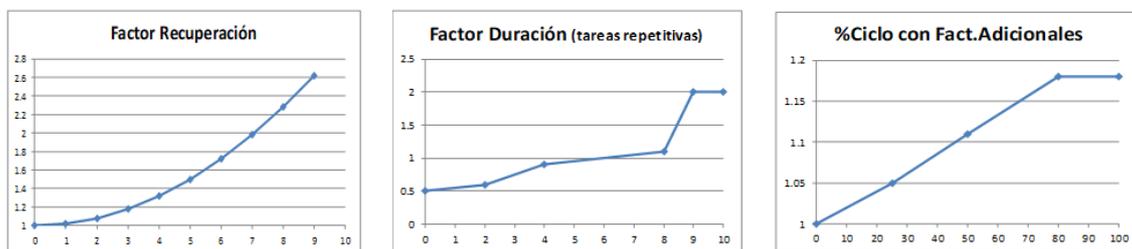


Figura A.3: Curvas de factores generales: recuperación (izda.), tareas repetitivas (centro) y factores adicionales (dcha.)

Si la actividad se realiza en ciclos de trabajo, el riesgo en cada IR (**Ri.IR**) se multiplica por el factor de repetitividad (**Fac.Rep**), curva azul de la figura A.2, dando lugar a un riesgo ponderado en ese instante. Esto permitirá obtener un riesgo durante el ciclo de fabricación como suma de dichos riesgos ponderados, llamado riesgo total (**Ri.Tot**). El riesgo por minuto (**Ri.Min**) se calculará a partir del **Ri.Tot** considerando el tiempo de ciclo y multiplicado por el citado coeficiente de factores generales (**Ri.FG**). Finalmente, considerando el riesgo por minuto máximo en una articulación (**Ri.Min.Max**), se obtiene

un riesgo porcentual por minuto en esa articulación (**Ri.Min%**). La secuencia del cálculo es la indicada en la figura A.4.

$$Ri.Tot = \Sigma(Ri.IR \times Fac.Rep) \quad (\text{en el T.ciclo})$$

$$Ri.Min = Ri.Tot \times 60 / T.ciclo \times Ri.FG$$

$$Ri.Min.Max = IR.Min \times Ri.IR.Max \quad IR.min = 10 \text{ IR/seg} \times 60\text{seg/min} = 600$$

$$Ri.IR.Max = 14 \text{ (lumbar)}$$

$$Ri.Min\% = Ri.Min / Ri.Min.Max \times 100$$

Figura A.4: Secuencia del cálculo del riesgo porcentual por minuto en una articulación

10.3.2. Informe de resultados

Para la generación de informes y análisis de resultados se dispone de una aplicación en Microsoft Excel. Un ejemplo de resumen de la evaluación de riesgos se muestra en la figura A.5.

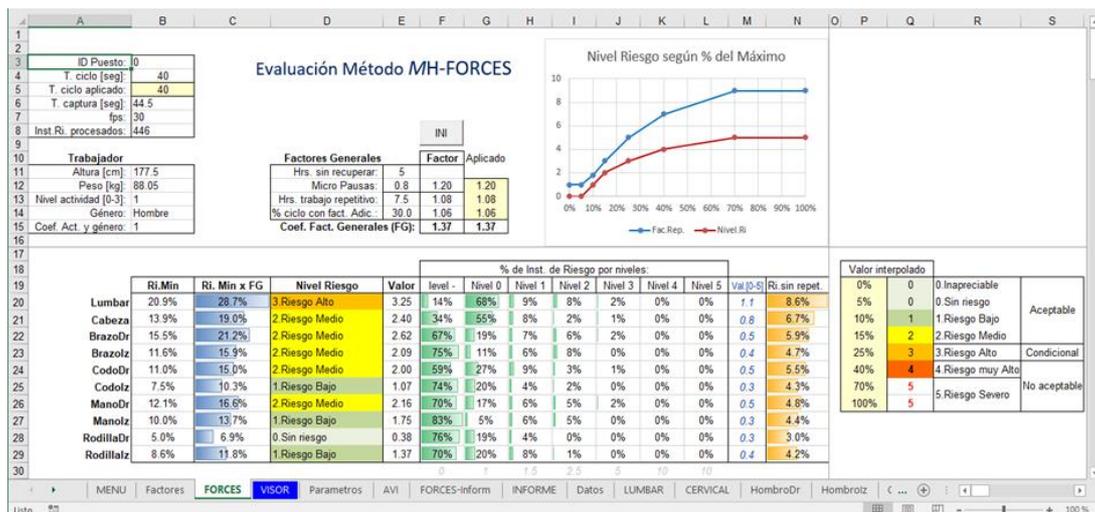


Figura A.5: Informe de resultados del método MH-Forces: riesgos en cada una de las articulaciones

El informe incluye una valoración de riesgos por minuto, destacándose varios puntos:

- En la parte superior aparecen ciertos datos de interés: código del puesto, tiempo de ciclo (40 s), tiempo de captura (44,5 s), frecuencia de captura de 30 fotogramas por segundo y un total de 446 IR procesados (10 IR por segundo).
- Bajo la descripción «Trabajador», se podrán consultar datos relativos a la persona capturada y bajo la descripción «Factores Generales», se incluyen los valores y sus correspondientes factores generales.
- La columna «Ri.Min» informa del porcentaje de riesgos por minuto de cada articulación. Corresponde a la suma de los riesgos en cada uno de los IR, pero ponderando por el factor de repetitividad (curva azul).
- La columna «Ri. Min x FG», corresponde al valor del «Ri.Min» anterior, pero multiplicado por el referido coeficiente de «Factores Generales». Es el riesgo final a efectos de valoración.

- A dicho riesgo final le corresponde un nivel de riesgo que puede variar desde 0 hasta 5, según la curva roja de la gráfica superior derecha (figura A.5).

En el caso de una valoración del riesgo de un puesto de trabajo no caracterizado por ciclos de fabricación cortos, el informe incluye la siguiente información:

- La columna «Ri.sin repet.» representa también el porcentaje de riesgo respecto al máximo, pero no está afectado por el tiempo de ciclo ni por el factor de repetitividad. Por tanto, representa el riesgo de cada articulación al realizar la tarea de forma no repetitiva o esporádica.
- El conjunto de columnas bajo la descripción «% de Inst. de Riesgo por niveles:» representa el porcentaje de IR identificados para cada nivel de riesgo respecto del total de IR procesados.
- El campo «Val.[0-5]» corresponde a una valoración de riesgo obtenida a partir de los anteriores porcentajes por niveles de riesgo, ponderados por un factor que se incluye en una fila inferior (color más tenue). Para el caso de la figura A.5 y la zona lumbar se calcula como en la ecuación A.1.

$$0 \cdot 14 \% + 1 \cdot 68 \% + 1,5 \cdot 9 \% + 2,5 \cdot 8 \% + 5 \cdot 2 \% + 10 \cdot 0 \% + 10 \cdot 0 \% = 1,1 \quad (\text{A.1})$$

10.3.3. Instrumentación

El equipo utilizado cuenta con la siguiente instrumentación para realizar las capturas en el puesto de trabajo (figura A.6):

- Un conjunto de 15 sensores inerciales inalámbricos NGIMU sin influencia magnética. Los sensores se controlan desde un ordenador vía wifi a través de un *router* portátil.
- Un kit de fijaciones de los sensores del cuerpo, que corresponde a cintas elásticas con velcro de diferentes dimensiones según el segmento corporal, un casco ligero para el sensor de la cabeza y un arnés para el sensor del tórax.
- Un ordenador portátil colocado en una bandeja unida a un trípode.
- Dos cámaras: una fijada en el ordenador para una toma general del puesto y otra, manejada por un operador, para grabar las acciones que realiza el trabajador con las manos.



Figura A.6: Instrumentación: sensores inerciales y fijación al cuerpo (izda.) y ordenador y cámaras (dcha.)

10.3.4. Toma de datos

En la evaluación de riesgos se consideran las siguientes fuentes:

- Información y documentación técnica disponible en la empresa.
- Información sobre las operaciones ejecutadas en el desarrollo de la actividad laboral por los trabajadores.
- Pesos de las cargas que se manipulan, esfuerzos que se realizan o tipos de herramientas utilizadas.
- Información procedente de la observación directa sobre las instalaciones, maquinaria y equipos de trabajo en general y sobre las tareas desarrolladas en los distintos procesos.

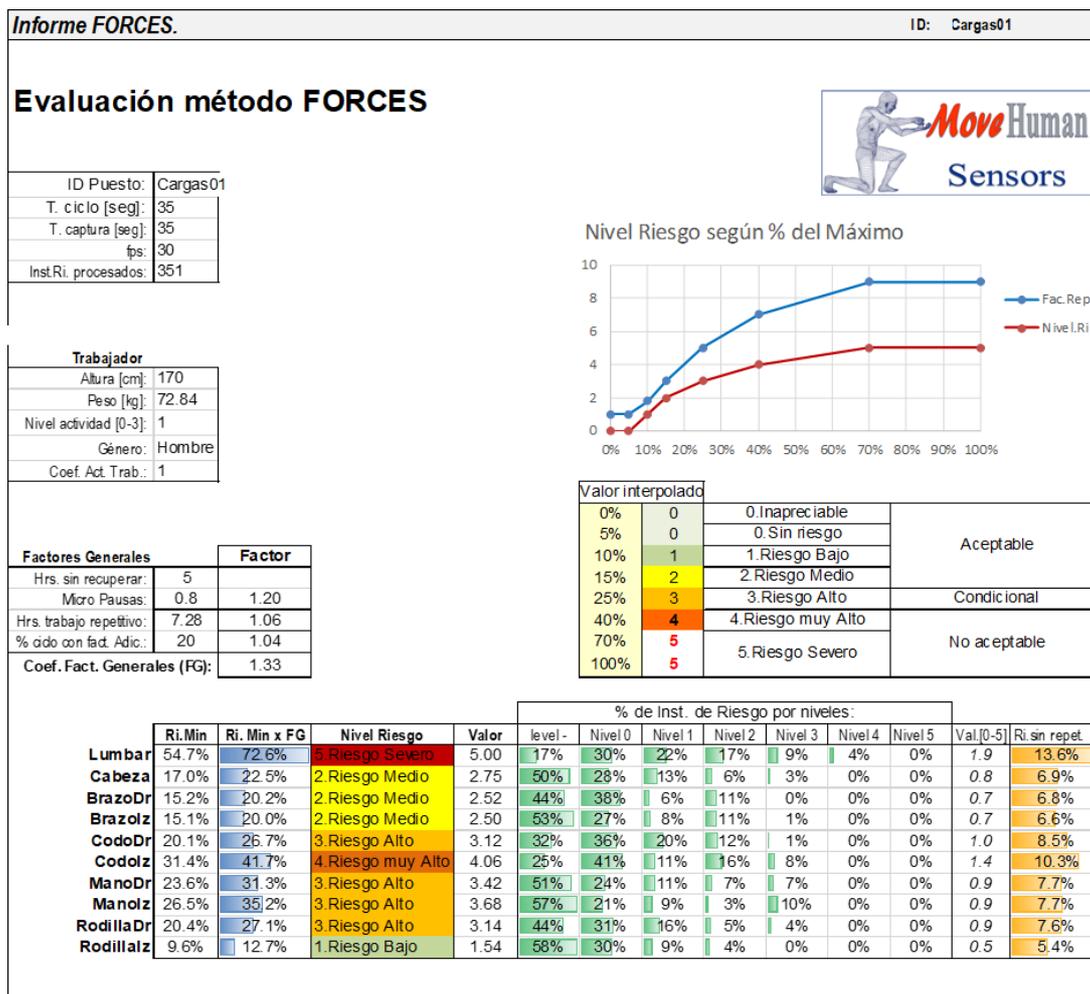
Los fundamentos del protocolo de MoCap del sistema MH se recogen en la publicación de Marín *et al.* (2020) titulada *Gait Analysis in a Box: A System Based on Magnetometer-Free IMUs or Clusters of Optical Markers with Automatic Event Detection* (doi: 10.3390/s20123338).

11. ANEXO B: EJEMPLO DE RESULTADOS EN UN PUESTO DE LABORATORIO

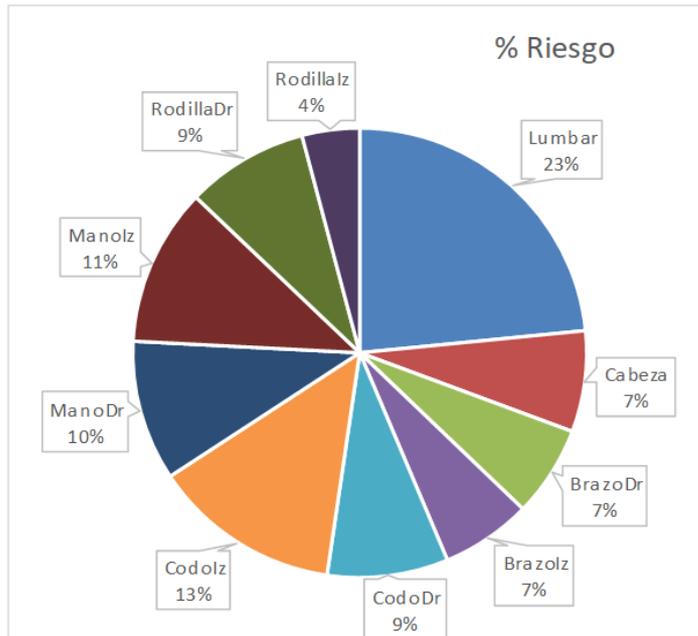
En este anexo se presentan los resultados de la evaluación de riesgos del puesto «Cargas01» mostrado en la tabla 4, en la sección 3 de resultados. Asimismo, se muestran los resultados de ese mismo puesto cuando se aplica la modelización del Laevo con un ángulo de activación de 10°.



11.1. Resultados de riesgos en un puesto de laboratorio sin activar el Laevo



Distribución porcentual del riesgo por articulación:



Distribución de %de instantes de riesgos, agrupados por nivel de riesgo y articulación:

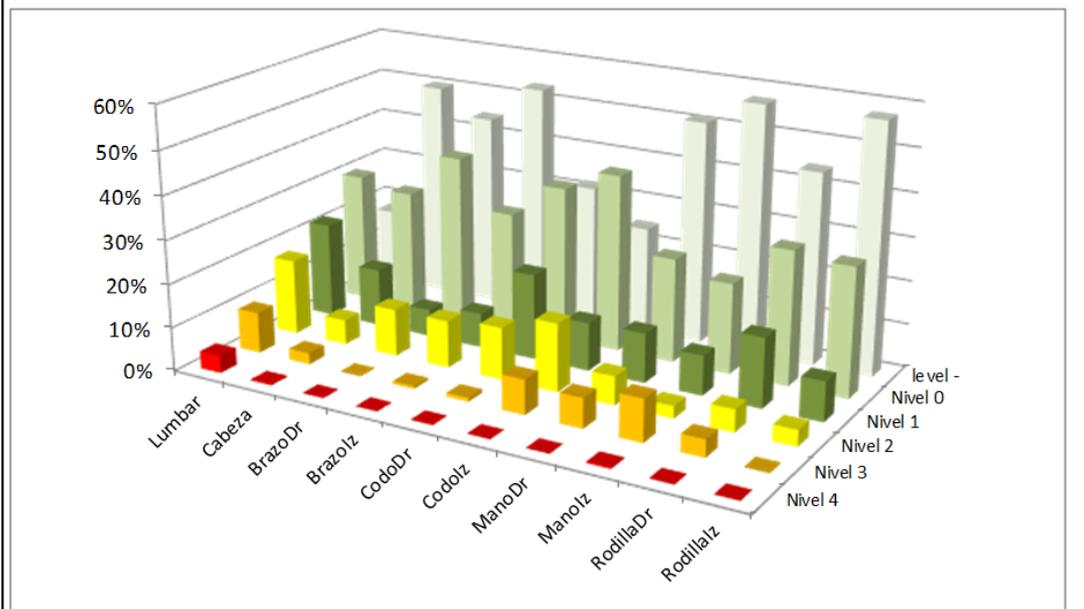
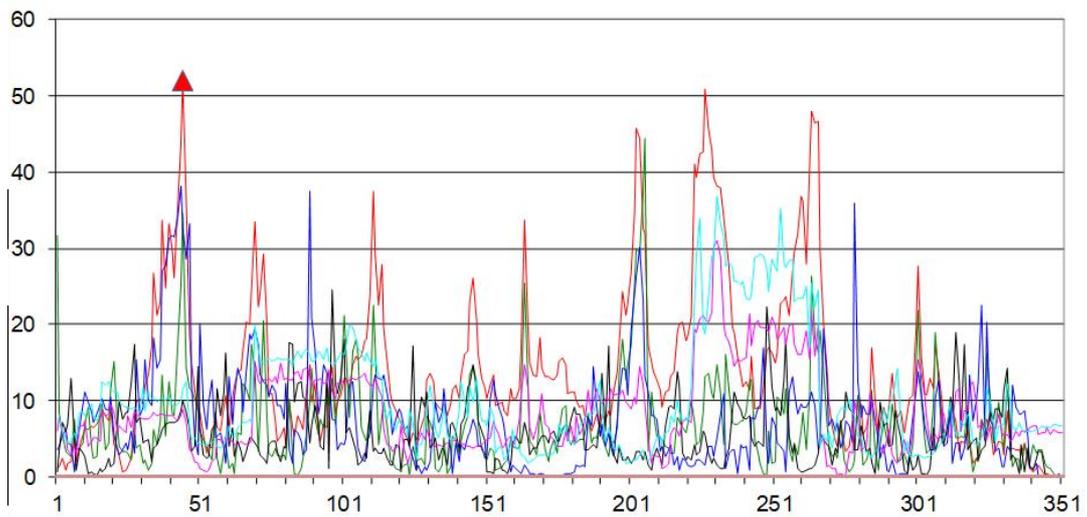


Gráfico función del tiempo.

RIESGOS

Tiempo = 0' 35.0"



	Escala en GRF	Marcado	Valor de Marca	Máximo	Minimo
1 - Lumbar.Ri%	1			52.07	52.07
2 - Cervical.Ri%	1		34.57	44.41	0.07
3 - Rod.Dr.Ri%	1		32.79	38.22	0.04
4 - Rod.Iz.Ri%	1		10.01	24.52	0.03
5 - Codo.Dr.Ri%	1		8.96	30.91	0.13
6 - Codo.Iz.Ri%	1		11.31	36.79	1.75

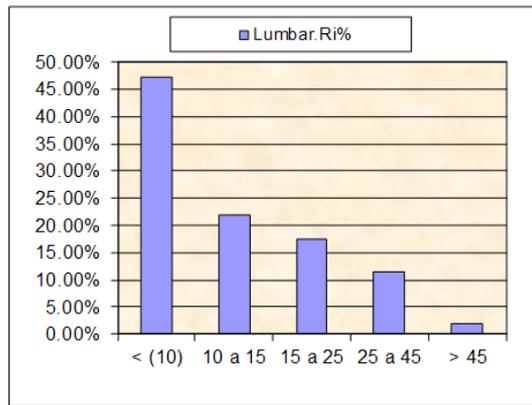
ID marca: 45

Frame marca: 245

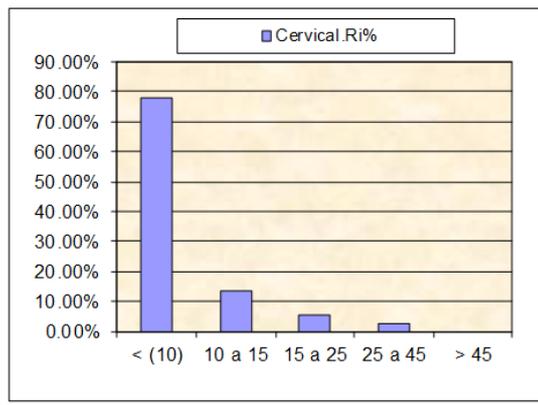
Fps = 30



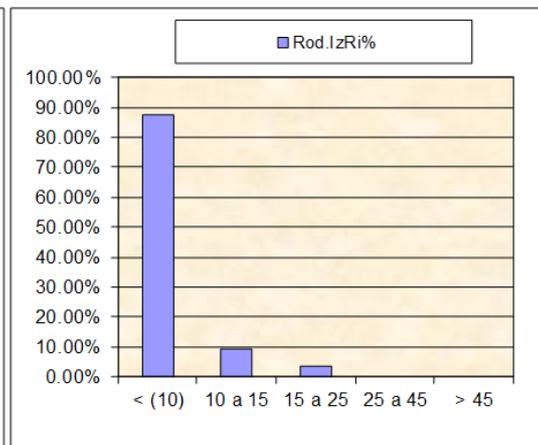
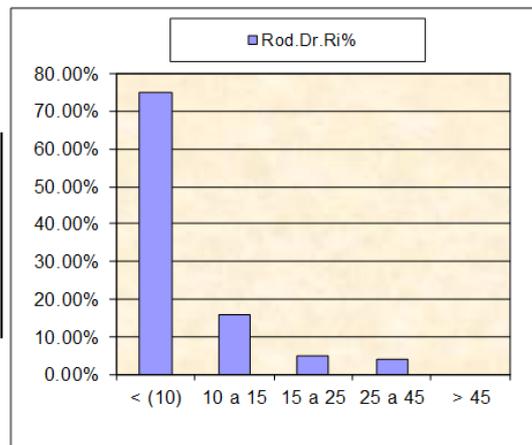
Gráfico de frecuencias.



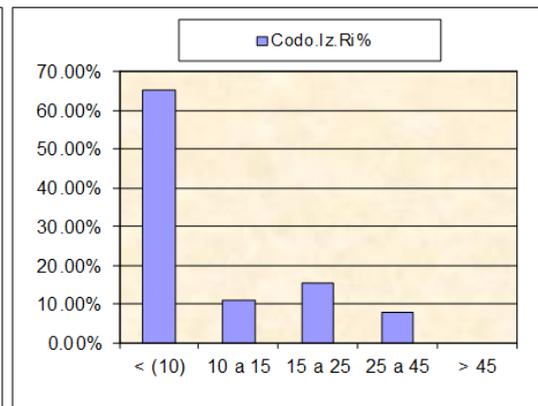
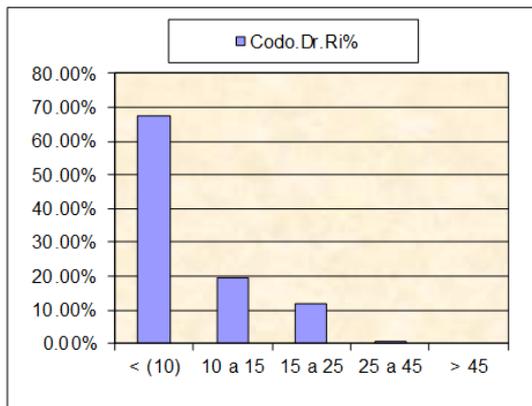
RIESGOS



47.29%	21.94%	17.38%	11.40%	1.99%	78.06%	13.39%	5.70%	2.85%	0.00%
--------	--------	--------	--------	-------	--------	--------	-------	-------	-------

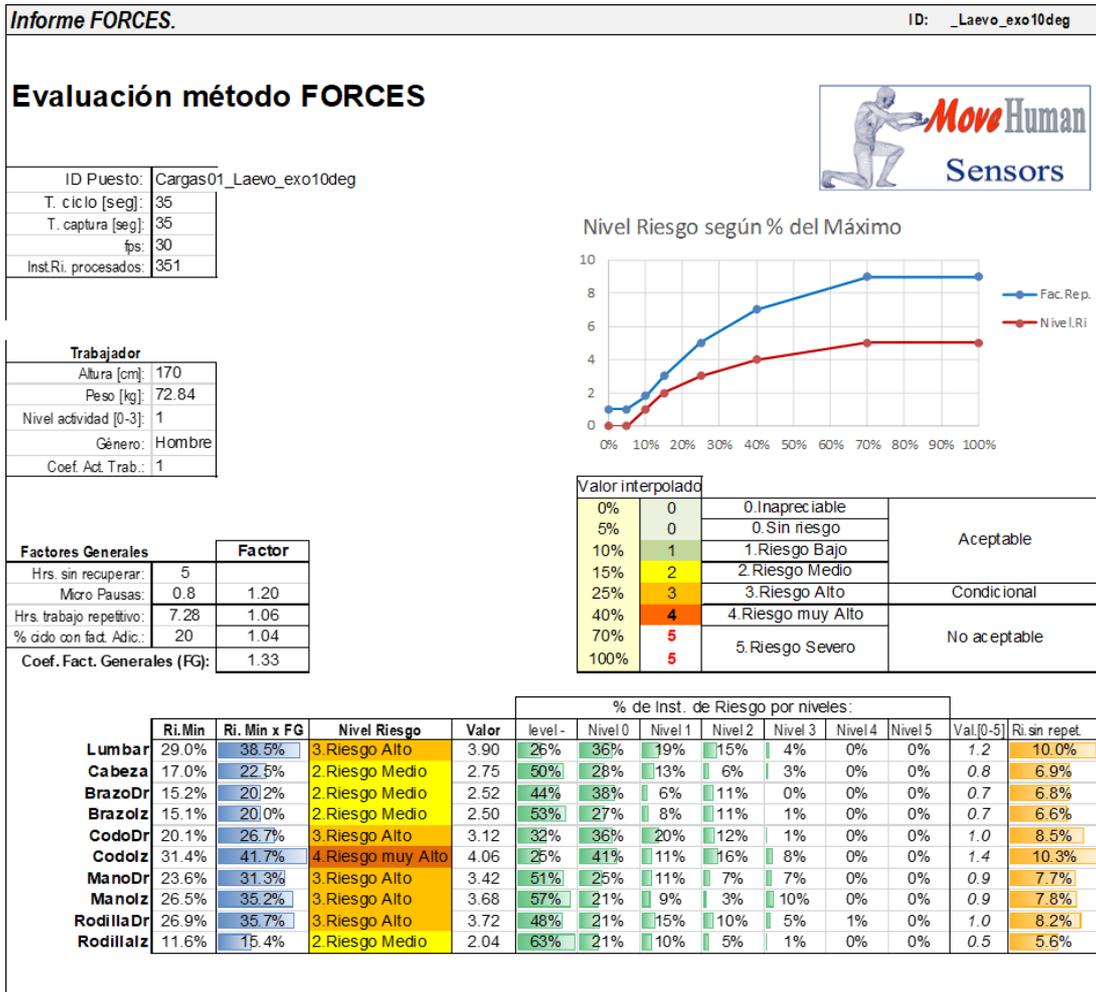


74.93%	15.95%	5.13%	3.99%	0.00%	87.18%	9.12%	3.70%	0.00%	0.00%
--------	--------	-------	-------	-------	--------	-------	-------	-------	-------

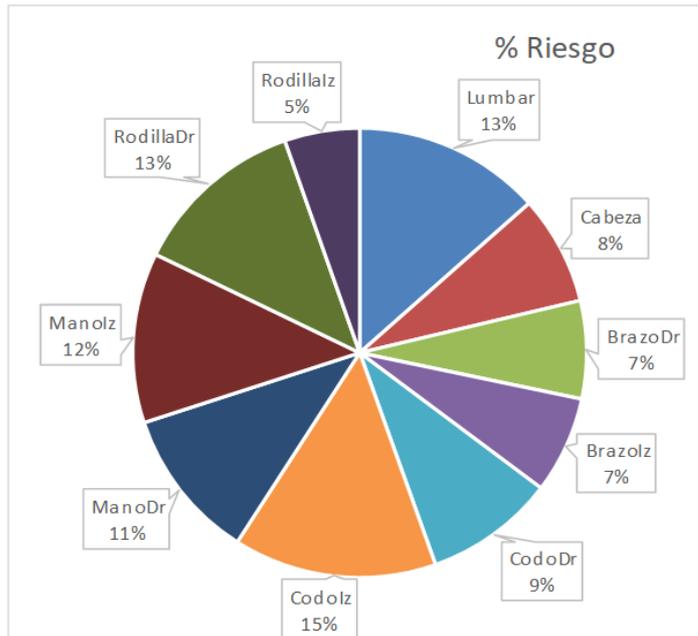


67.52%	19.66%	11.97%	0.85%	0.00%	65.24%	11.11%	15.67%	7.98%	0.00%
--------	--------	--------	-------	-------	--------	--------	--------	-------	-------

11.2. Resultados de riesgos al activar la modelización del Laevo



Distribución porcentual del riesgo por articulación:



Distribución de %de instantes de riesgos, agrupados por nivel de riesgo y articulación:

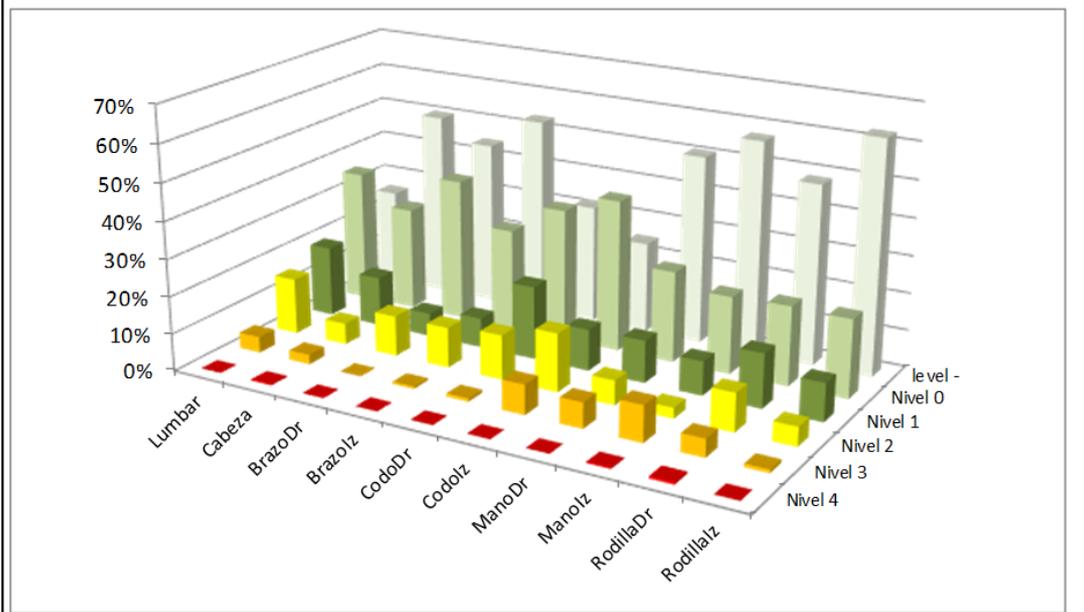
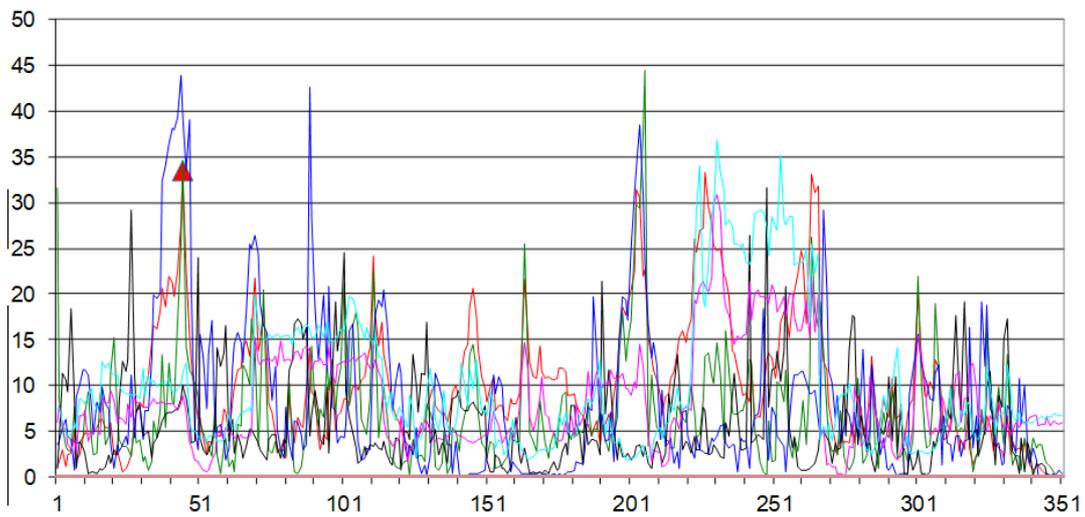


Gráfico función del tiempo.

RIESGOS

Tiempo = 0' 35.0"



	Escala en GRF	Marcado	Valor de Marca	Máximo	Minimo
1 - Lumbar.Ri%	1			33.44	33.44
2 - Cervical.Ri%	1		34.57	44.41	0.07
3 - Rod.Dr.Ri%	1		39.64	43.92	0.05
4 - Rod.Iz.Ri%	1		10.01	31.69	0.05
5 - Codo.Dr.Ri%	1		8.96	30.91	0.13
6 - Codo.Iz.Ri%	1		11.31	36.79	1.75

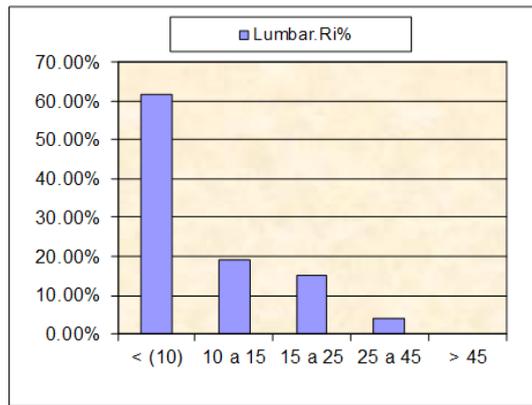
ID marca: 45

Frame marca: 245

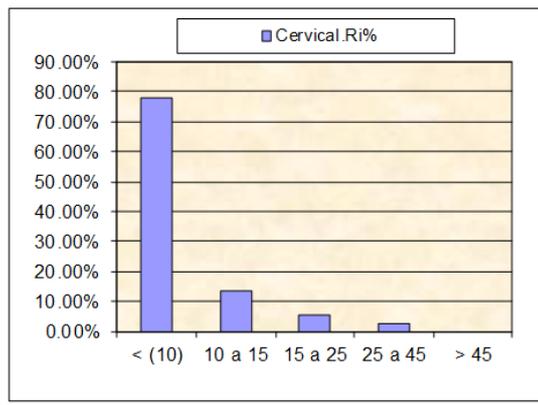
Fps = 30



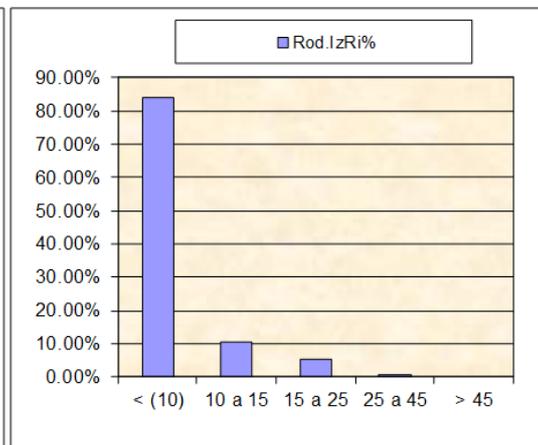
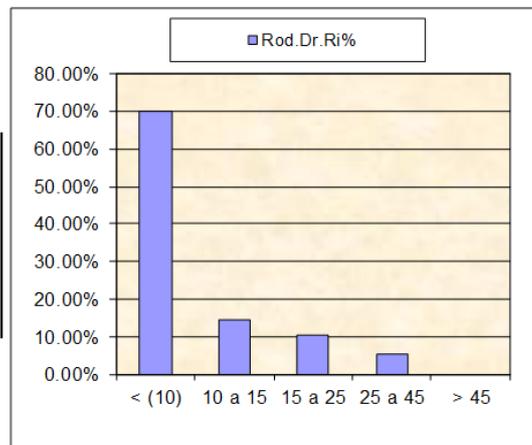
Gráfico de frecuencias.



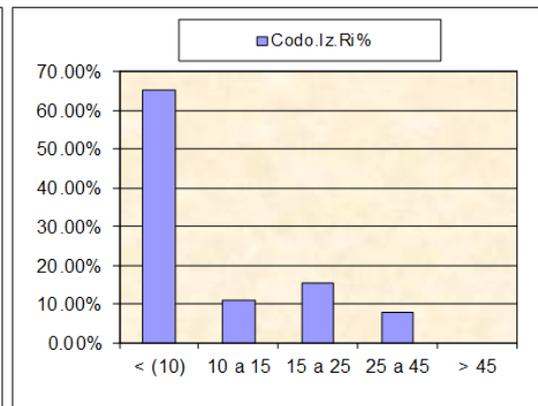
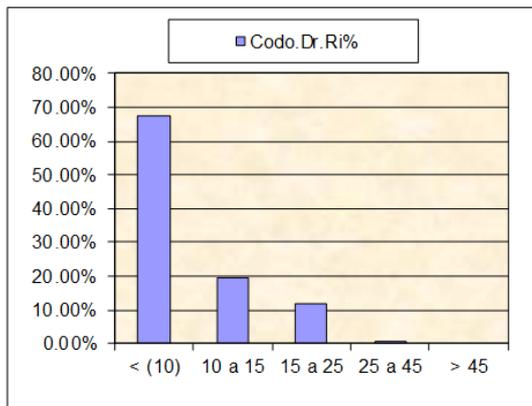
RIESGOS



61.54%	19.09%	15.10%	4.27%	0.00%	78.06%	13.39%	5.70%	2.85%	0.00%
--------	--------	--------	-------	-------	--------	--------	-------	-------	-------



69.80%	14.53%	10.26%	5.41%	0.00%	83.76%	10.26%	5.13%	0.85%	0.00%
--------	--------	--------	-------	-------	--------	--------	-------	-------	-------



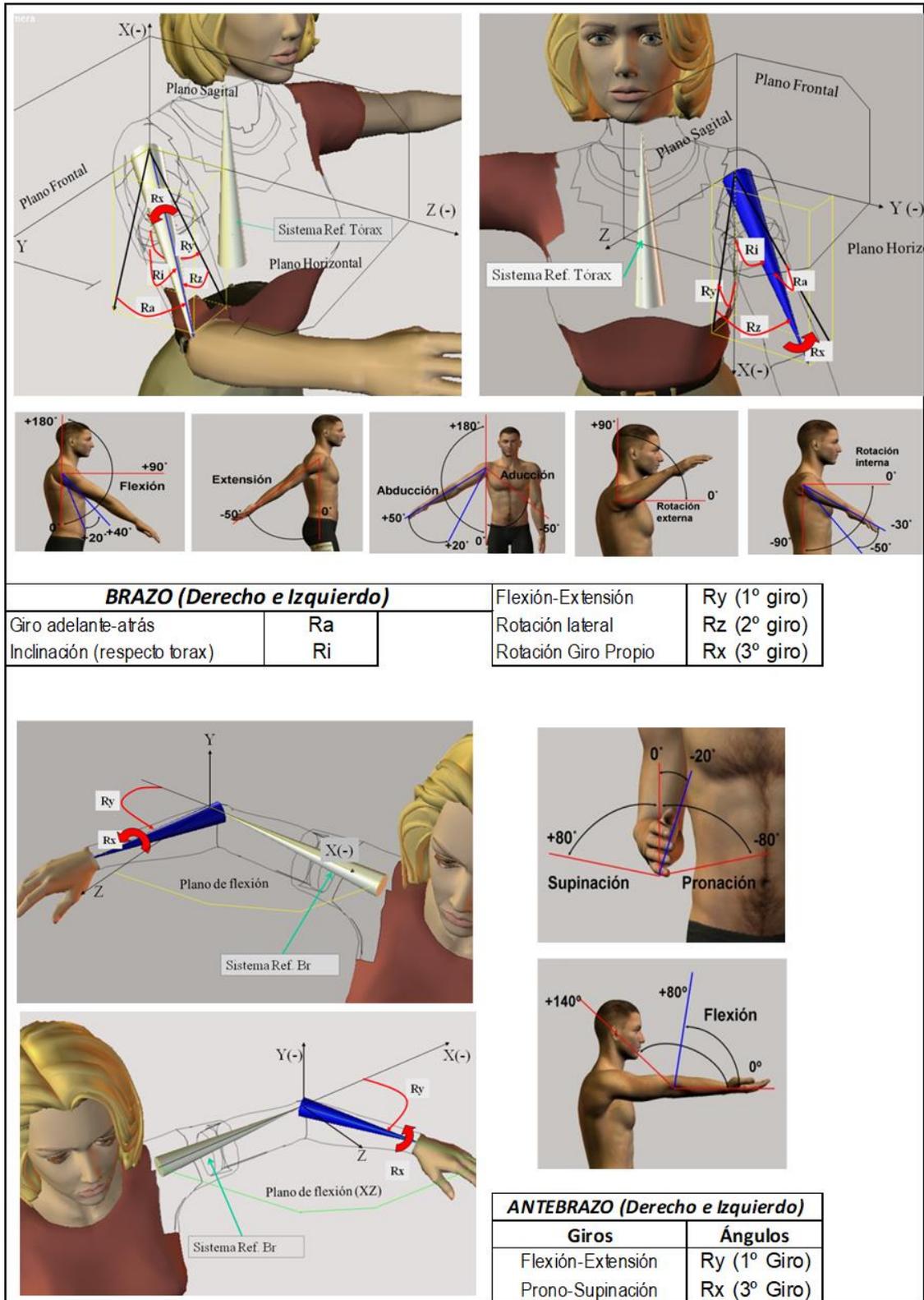
67.52%	19.66%	11.97%	0.85%	0.00%	65.24%	11.11%	15.67%	7.98%	0.00%
--------	--------	--------	-------	-------	--------	--------	--------	-------	-------

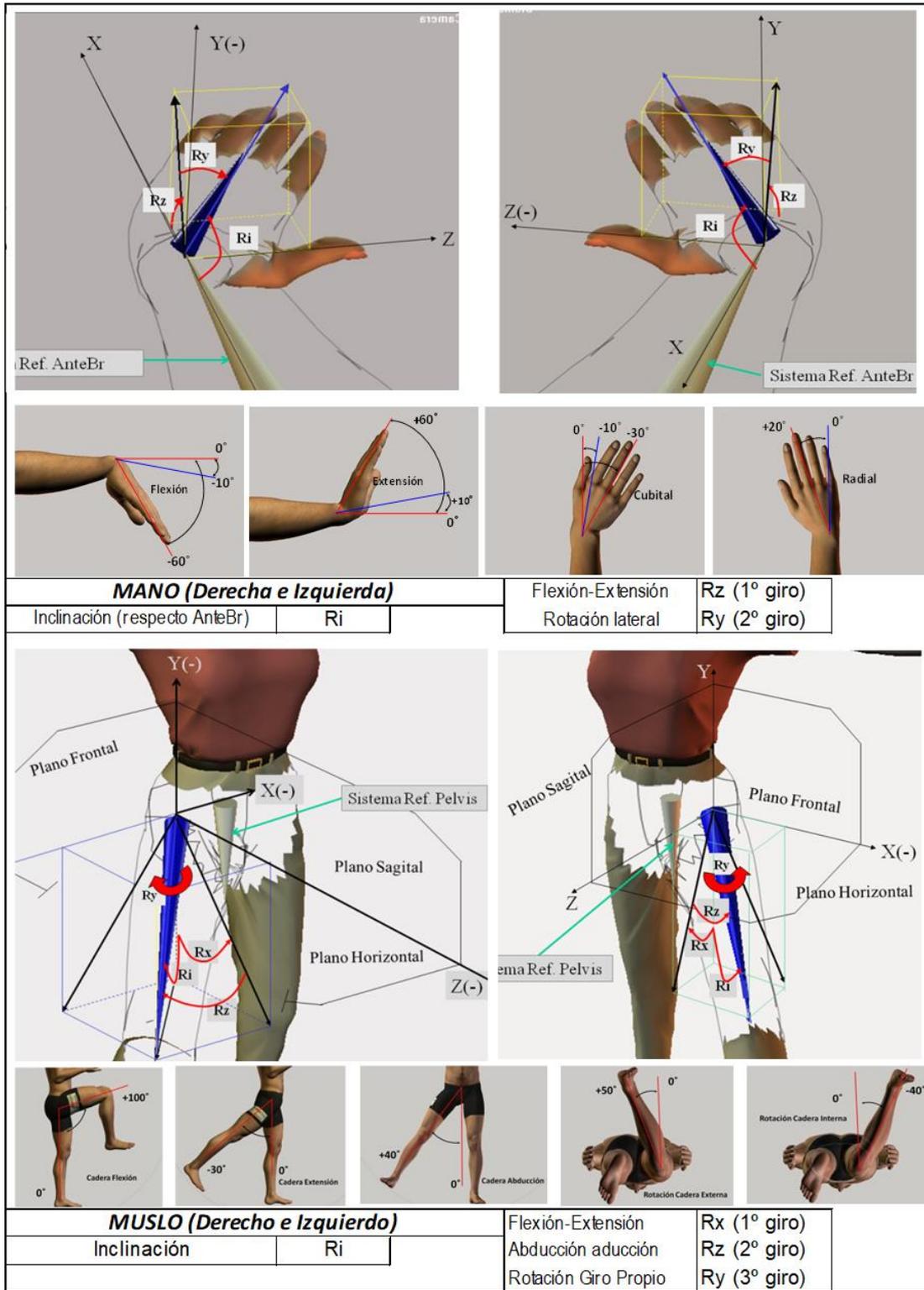
12. ANEXO C: PARÁMETROS DE LOS SEGMENTOS CORPORALES

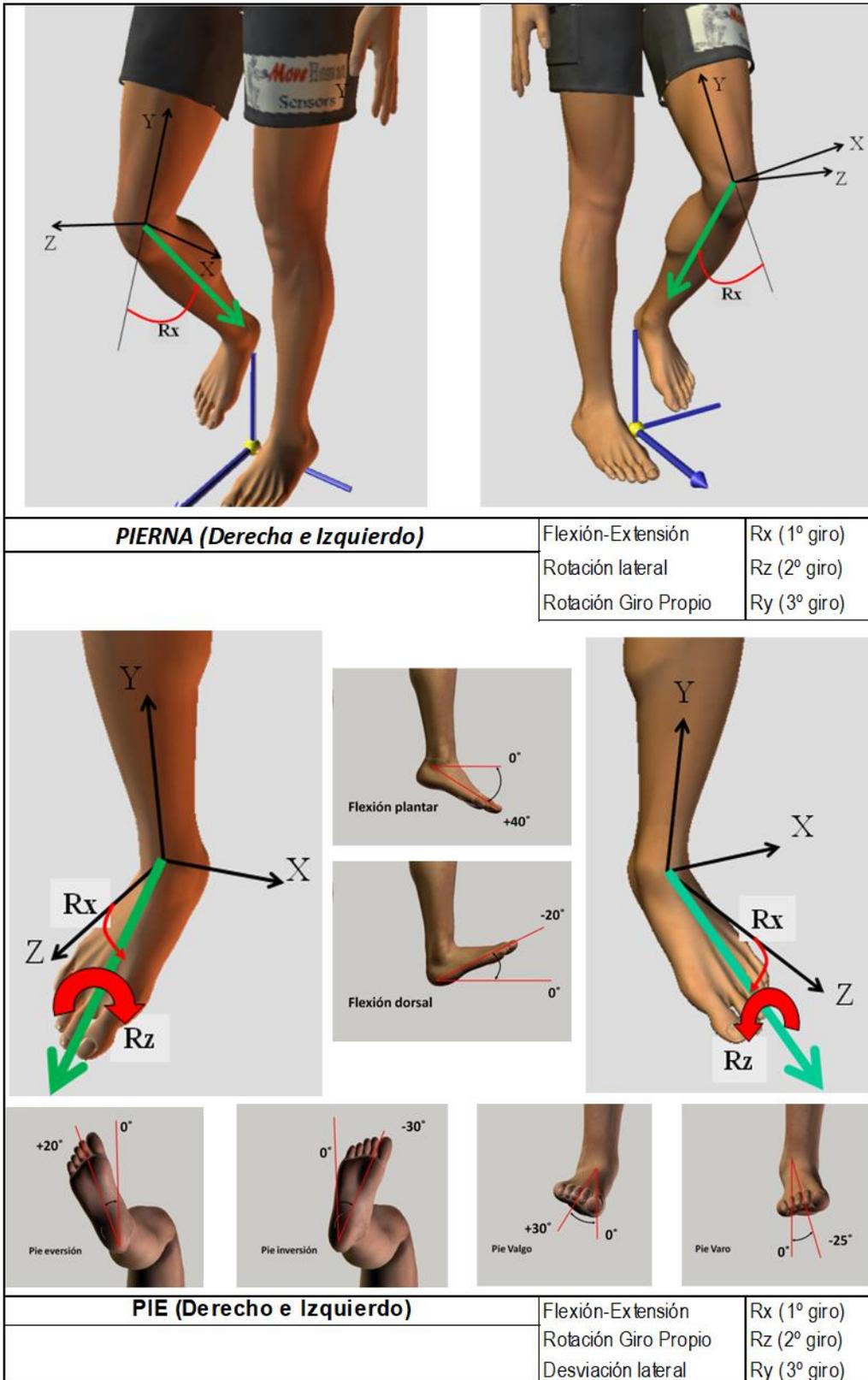
En el análisis por medio del método FORCES se ha realizado en cada uno de los fotogramas de la filmación de la actividad del trabajador, y considerando el movimiento de los siguientes segmentos corporales:

ESPALDA	
Giros	Ángulos (orden Euler)
Flexión-Extensión	Rx (1º giro)
Rotación lateral	Rz (2º giro)
Rotación Giro Propio	Ry (3º giro)
Inclinación (respecto Pelvis)	Ri

CUELLO CABEZA	
Giros	Ángulos (orden Euler)
Flexión-Extensión	Rx (1º giro)
Rotación lateral	Rz (2º giro)
Rotación Giro Propio	Ry (3º giro)
Inclinación (respecto trax)	Ri







13. ANEXO D: CUESTIONARIO DE USABILIDAD DEL LAEVO

13.1. Evaluación del confort: escalas CRS

CRS: *comfort rating scales*

Fecha: _____

Valore su nivel de acuerdo o desacuerdo con las siguientes afirmaciones:

High – Completamente de acuerdo

Low – Completamente en desacuerdo

EMOCIONES Apariencia, me preocupa cómo se me ve con él puesto, me siento tenso y me da vergüenza.



UNIÓN/FIJACIÓN Puedo sentir el aparato en el cuerpo, noto cómo se mueve y se desplaza desde su posición inicial a lo largo del tiempo.



DOLOR/MOLESTIA Me causa cierto malestar, calor, picor, escozor, pinchazo, me deja marca, etc.



CAMBIO PERCIBIDO Me siento físicamente distinto, me siento extraño, torpe y descoordinado.



MOVIMIENTO El dispositivo afecta la forma en la que me muevo, me restringe los movimientos, sin él me movería mejor.



ANSIEDAD E INSEGURIDAD Al llevarlo me preocupa mi seguridad (peligro de lesión) o la del dispositivo (me da la sensación de que se puede romper).



13.2. Preguntas abiertas sobre la usabilidad

Fecha: _____

¿En qué puesto o puestos ha utilizado el exoesqueleto? ¿Durante cuánto tiempo?

¿Cuál es su opinión sobre el dispositivo? ¿Cree que puede ayudarle en alguna de las tareas que realiza o bien en las que realiza algún compañero?

Tras su utilización, ¿qué puntos a favor observa?

¿Qué puntos en contra observa?