VALIDACIÓN TÉCNICA Y DE USABILIDAD DE ERGOGUARDIAN 4.0: SISTEMA PORTÁTIL DE BIORRETROALIMENTACIÓN POSTURAL LUMBAR EN TRABAJADORES DE FLORENCIA, CAQUETÁ

TECHNICAL AND USABILITY VALIDATION OF ERGOGUARDIAN 4.0: A WEARABLE LUMBAR POSTURAL BIOFEEDBACK SYSTEM IN WORKERS FROM FLORENCIA, CAQUETÁ

Hugo Hernando Díaz Raga
Ingeniero electrónico, UNAD
https://orcid.org/0000-0002-5649-1182
hugo.diaz@unad.edu.co

Angélica María Ramírez Díaz
Licenciada en inglés, UNAD
https://orcid.org/0009-0006-9450-6951
angelica.ramirez@unad.edu.co

Ingrid Smith Ramírez Osorio
Ingeniera industrial, UNAD
https://orcid.org/0009-0001-5984-5839
ingrid.ramirez@unad.edu.co

July Natalia Mora Alfonso
Ingeniera electrónica, UNAD
https://orcid.org/0000-0003-0876-1122
july.mora@unad.edu.co

Ciro Hernán Jaramillo Mendoza
Ingeniero de sistemas, UNAD
https://orcid.org/0009-0000-8297-5407
ciro.jaramillo@unad.edu.co

Andrés Felipe Tatis Alba
Licenciado en matemáticas y física, UNAD
https://orcid.org/my-orcid?orcid=0009-0007-0534-9876
andres.tatis@unad.edu.co

José Adrián Losada Losada
Ingeniero industrial, UNAD
https://orcid.org/0009-0006-4478-3272
jose.losada@unad.edu.co

Cómo citar: Díaz Raga, H. H., Ramírez Osorio, I. S. ., Jaramillo Mendoza, C. H., Losada Losada, J. A. ., Mora Alfonso, J. N. ., & Tatis Alba, A. F. . (2026). Validación técnica y de usabilidad de ErgoGuardian 4.0: sistema wearable de biofeedback postural lumbar en trabajadores de Florencia, Caquetá (A. M. . Ramírez Díaz, Trans.). Documentos De Trabajo ECBTI, 7(1). https://doi.org/10.22490/ECBTI.10330

RESUMEN

Los trastornos musculoesqueléticos constituyen el primer diagnóstico en la tabla de enfermedades laborales calificadas en Colombia, con una prevalencia elevada en actividades que implican el manejo manual de cargas y la adopción de posturas forzadas. El presente estudio tuvo como objetivo validar técnicamente y evaluar la usabilidad de ErgoGuardian 4.0, un sistema portátil de biorretroalimentación postural lumbar en tiempo real compuesto por un dispositivo de sensado inercial y una aplicación móvil con comunicación mediante *bluetooth* de baja energía. Se adoptó un diseño mixto de alcance descriptivo-evaluativo, con un nivel de madurez tecnológica TRL 4, en el que participaron 30 trabajadores activos de los sectores eléctrico, comercial y de acondicionamiento físico del municipio de Florencia, Caquetá, con edades entre 27 y 58 años. La validación técnica verificó la latencia de la alerta háptica, la autonomía de la batería y la estabilidad del enlace inalámbrico. La evaluación del comportamiento postural contrastó una jornada sin retroalimentación háptica con una jornada con retroalimentación activa. Los datos se analizaron mediante la prueba de Wilcoxon para muestras relacionadas. La usabilidad se midió con la escala System Usability Scale y una entrevista semiestructurada. La latencia media de la alerta fue de 309 milisegundos y la autonomía media de 7,2 horas. El tiempo en flexión lumbar sostenida disminuyó de 79,1 a 53,7 minutos por jornada, lo que representa una reducción media del 32,8 %, estadísticamente significativa. Sin embargo, en ausencia de un grupo de control, esta reducción no puede atribuirse exclusivamente al estímulo vibratorio. La puntuación media de usabilidad fue de 84,0 puntos, superior al umbral de aceptabilidad establecido en la literatura. Los resultados respaldan la viabilidad técnica y la aceptación del sistema como herramienta de monitoreo postural complementaria en salud ocupacional, y sustentan el avance hacia fases de validación en entornos productivos reales.

Palabras clave: postural; dispositivo portátil; trastornos; musculoesqueléticos; ergonomía; sensores.

ABSTRACT

Musculoskeletal disorders represent the leading diagnosis among certified occupational diseases in Colombia, with a high prevalence in activities involving manual load handling and awkward postures. This study aimed to technically validate and assess the usability of ErgoGuardian 4.0, a wearable system for real-time lumbar postural biofeedback comprising an inertial sensing device and a mobile application communicating via Bluetooth Low Energy. A mixed-methods, descriptive-evaluative design was adopted at technology readiness level (TRL) 4, involving 30 active workers aged 27–58 years from the electrical, commercial, and physical conditioning sectors in Florencia, Caquetá. Technical validation assessed haptic alert latency, battery autonomy, and wireless link stability. Postural behaviour was assessed by comparing a work shift without haptic feedback with a shift in which feedback was active, using the Wilcoxon signed-rank test. Usability was measured using the System Usability Scale and a semi-structured interview. Mean alert latency was 309 milliseconds, and mean battery autonomy was 7.2 hours. Time spent in sustained lumbar flexion decreased from 79.1 to 53.7 minutes per shift, representing a mean reduction of 32.8%, which was statistically significant. However, in the absence of a control group, this reduction cannot be attributed exclusively to the vibratory stimulus. The mean usability score was 84.0 points, exceeding the acceptability threshold reported in the literature. These findings support the technical feasibility and user acceptance of the system as a complementary postural monitoring tool in occupational health and justify progression to validation phases in real-world working environments.

Keywords: posture; wearables; musculoskeletal disorders; ergonomics; sensors.

INTRODUCCIÓN

Los trastornos musculoesqueléticos representan una de las principales causas de ausentismo laboral, disminución de la productividad y deterioro de la calidad de vida de la población trabajadora a escala mundial. Estas afecciones se originan en la exposición sostenida a factores de riesgo biomecánico, entre los que destacan el manejo manual de cargas, las posturas forzadas mantenidas y los movimientos repetitivos. La región lumbar concentra buena parte de esta carga, dado su papel en la transmisión de fuerzas entre el tronco y los miembros inferiores durante las tareas de levantamiento y traslado (Organización Mundial de la Salud [OMS], 2022).

El dolor lumbar constituye la principal causa de años vividos con discapacidad a escala mundial y afecta a personas de todas las edades y niveles de ingreso. Su carga sanitaria y económica ha crecido de forma sostenida en las últimas décadas, impulsada por el envejecimiento poblacional y por la persistencia de condiciones laborales que exponen a la columna a cargas repetidas (Hartvigsen et al., 2018).

Punnett y Wegman (2004) establecieron que la evidencia epidemiológica respalda de manera consistente la asociación entre la exposición a factores de riesgo físico en el trabajo y la aparición de trastornos musculoesqueléticos, y que la magnitud de dicha asociación resulta comparable a la observada en otros riesgos ocupacionales ampliamente reconocidos. Esta constatación desplaza el problema desde el terreno de la predisposición individual hacia el del diseño de las condiciones de trabajo.

En Colombia, la *II Encuesta Nacional de Condiciones de Salud y Trabajo en el Sistema General de Riesgos Laborales* (II ENCST) reporta que los desórdenes musculoesqueléticos constituyen el primer diagnóstico en la tabla de enfermedades laborales calificadas, con alta prevalencia en actividades que involucran manejo manual de cargas, posturas forzadas y movimientos repetitivos (Ministerio de Trabajo, 2015).

En el municipio de Florencia, Caquetá, esta problemática se manifiesta con particular intensidad en tres sectores productivos. En el sector eléctrico, los trabajadores realizan la instalación de conductores en postes, labores en zanjas y traslado de equipos pesados, tareas que implican flexión lumbar sostenida en posiciones forzadas. En el sector comercial, los empleados de establecimientos ejecutan jornadas de carga, descarga y organización de productos con flexiones repetitivas y permanencia prolongada en posturas estáticas. En el sector de acondicionamiento físico, la demostración y asistencia de ejercicios expone a los instructores a ciclos frecuentes de flexoextensión bajo carga.

La biomecánica ocupacional aporta el marco para comprender por qué la flexión sostenida del tronco resulta particularmente lesiva. Al inclinarse hacia adelante, el brazo de palanca de la carga respecto al disco intervertebral aumenta, lo que eleva la fuerza compresiva sobre el segmento lumbar muy

por encima del peso efectivamente manipulado (Chaffin et al., 2006).

La curvatura lordótica lumbar constituye el parámetro anatómico de referencia para caracterizar la postura en este segmento. Un ángulo comprendido aproximadamente entre cuarenta y sesenta grados se considera fisiológicamente adecuado, mientras que valores inferiores describen una rectificación de la curva y valores superiores configuran una hiperlordosis. Ambas desviaciones modifican la distribución de cargas sobre los discos intervertebrales y las estructuras ligamentarias posteriores, e incrementan el riesgo de lesión acumulativa cuando se sostienen a lo largo de la jornada.

Been y Kalichman (2014) revisaron más de ciento veinte estudios sobre el ángulo de lordosis lumbar y señalaron la ausencia de un método uniforme de medición, así como la influencia de la edad, el sexo, el índice de masa corporal y la carga ocupacional sobre los valores obtenidos, lo que exige precisar las condiciones de medición al reportar este parámetro.

Los métodos observacionales tradicionales de evaluación ergonómica permiten estimar el nivel de riesgo postural mediante la valoración de un evaluador entrenado. Sin embargo, dependen de la observación puntual, requieren personal calificado y no ofrecen retroalimentación inmediata al trabajador en el momento en que se adopta una postura inadecuada (Hignett y McAtamney, 2000).

McAtamney y Corlett (1993) desarrollaron el método *Rapid Upper Limb Assessment* para la valoración de posturas del miembro superior, y posteriormente se desarrollaron métodos que ampliaron la evaluación al conjunto del cuerpo. Ambos instrumentos comparten la misma restricción temporal: exigen la presencia de un observador durante la ejecución de la tarea, lo que limita su aplicación continua a lo largo de la jornada.

Los sistemas portátiles de biorretroalimentación (*wearable biofeedback*, según su denominación en inglés) abordan esta limitación mediante sensores inerciales que estiman la orientación del segmento corporal de forma continua y devuelven al usuario una señal correctiva en tiempo real. La medición de la postura del tronco con esta tecnología fue validada frente a sistemas ópticos de análisis de movimiento, con errores angulares reducidos y con la ventaja de operar fuera del laboratorio, en el que las técnicas basadas en imagen resultan complejas de instalar y limitan la movilidad del sujeto (Wong y Wong, 2008).

Vignais et al. (2013) demostraron que un sistema de evaluación ergonómica en tiempo real basado en unidades inerciales, con emisión de alarma al operario durante la ejecución de la tarea, reduce de forma efectiva la exposición al riesgo musculoesquelético en entornos industriales reales. La retroalimentación háptica resulta especialmente pertinente en estos contextos, ya que el ruido ambiental y la demanda visual de la tarea limitan la eficacia de las señales sonoras o luminosas. Además, la corrección inmediata favorece el aprendizaje motor al asociar la señal con la posición corporal que la origina.

En el ámbito normativo nacional, la guía de atención integral basada en la evidencia para desórdenes musculoesqueléticos

relacionados con posturas forzadas y movimientos repetitivos establece los criterios de vigilancia y de intervención que deben adoptar los programas de salud ocupacional, y otorga respaldo institucional al desarrollo de herramientas orientadas a la prevención primaria (Resolución 2844, 2007).

En este marco se desarrolló ErgoGuardian 4.0, un sistema compuesto por un dispositivo portátil lumbar y una aplicación móvil de registro y análisis. El presente artículo reporta los resultados de la validación técnica del sistema y de la evaluación de su usabilidad con trabajadores de los tres sectores descritos, en el municipio de Florencia, Caquetá. El estudio persigue tres objetivos específicos: verificar los parámetros operativos del dispositivo, evaluar el efecto de la retroalimentación háptica sobre el tiempo en flexión lumbar sostenida y establecer el nivel de usabilidad y aceptación del sistema por parte de los usuarios finales. Conviene precisar desde el inicio que el dolor lumbar es una condición multifactorial en la que intervienen determinantes psicosociales, laborales e individuales, de modo que la corrección postural constituye un componente de la prevención, pero no agota las estrategias necesarias para reducir su incidencia (Hoy et al., 2014).

METODOLOGÍA

Se adoptó una metodología de innovación y desarrollo tecnológico de tipo mixto, cuantitativo y cualitativo, con alcance descriptivo-evaluativo. El estudio se enmarca en un nivel de madurez tecnológica TRL 4, correspondiente a la validación de componentes en un entorno de laboratorio con un producto mínimo viable demostrado. El proceso se estructuró en cuatro fases secuenciales: consolidación de la arquitectura del sistema, fabricación y ensamblaje de prototipos iterativos, validación técnica y de usabilidad, y gestión de la propiedad intelectual.

Desde el punto de vista ético, el proyecto se clasifica como investigación de riesgo mínimo. El dispositivo es no invasivo, se porta externamente sobre la ropa en la zona lumbar y no mantiene contacto con la piel expuesta. Todos los participantes fueron informados sobre los objetivos y el funcionamiento del sistema, y manifestaron su participación voluntaria mediante el consentimiento informado, con derecho a retirarse en cualquier momento sin consecuencia alguna (Resolución 8430, 1993).

El tratamiento de la información se sujetó al régimen de protección de datos personales vigente en el país. Los registros posturales se almacenan de forma local en el dispositivo del propio trabajador, no se transmiten a servidores externos y se exportan anonimizados mediante un identificador que impide vincularlos con la identidad del participante, de acuerdo con los principios de finalidad, libertad y seguridad exigidos a los responsables del tratamiento (Ley 1581, 2012).

El sistema se compone de dos módulos. El módulo portátil integra un microcontrolador con conectividad inalámbrica, una unidad de medición inercial de seis grados de liber-

tad que combina acelerómetro y giroscopio, un actuador háptico de vibración, un indicador luminoso de estado y una batería de polímero de litio. La estimación angular se obtiene mediante la fusión de las señales del acelerómetro y del giroscopio por medio de un filtro complementario, que reduce la deriva propia de la integración de la velocidad angular sin introducir la latencia asociada al filtrado exclusivo por acelerómetro.

El procesamiento angular se fundamenta en la combinación de la estimación de corto plazo obtenida mediante el giroscopio y la referencia gravitacional proporcionada por el acelerómetro. Esta estrategia permite reducir la deriva asociada a la integración continua de la velocidad angular, aunque las aceleraciones dinámicas pueden alterar temporalmente la estimación de inclinación obtenida a partir del vector gravitacional. La estabilidad del sistema depende de la calibración inicial, la frecuencia de actualización y el coeficiente de ponderación empleado en el filtro complementario.

El modelo convencional del filtro complementario se expresa en la ecuación 1.

$$\theta_k=\alpha(\theta_{k-1}+\omega_k\,\Delta t)+(1-\alpha)\,\theta_{acc,k} \qquad (1)$$

Donde θ_k es el ángulo estimado, θ_{k-1} es el ángulo anterior, ω_k es la velocidad angular del giroscopio, Δt es el intervalo entre muestras, $\theta_{acc,k}$ es la inclinación estimada a partir del acelerómetro y α es el coeficiente de ponderación ($0 < \alpha < 1$). La inclinación $\theta_{acc,k}$ se obtiene del vector de gravedad medido por el acelerómetro, según la orientación de montaje del sensor. Esta estructura permite gestionar la deriva del giroscopio. Si un sesgo constante b se integrara directamente, el error crecería en proporción al tiempo; en el filtro complementario, en cambio, la corrección por gravedad en cada muestra limita ese error a un valor estacionario acotado (ecuación 2), donde $\tau = \alpha\Delta t/(1-\alpha)$ es la constante de tiempo del filtro. En consecuencia, según el modelo descrito, el error angular no se acumula a lo largo de la jornada, con independencia de su duración.

$$e_{ss} = \alpha\, b\, \Delta t / (1-\alpha) = b\, \tau \qquad (2)$$

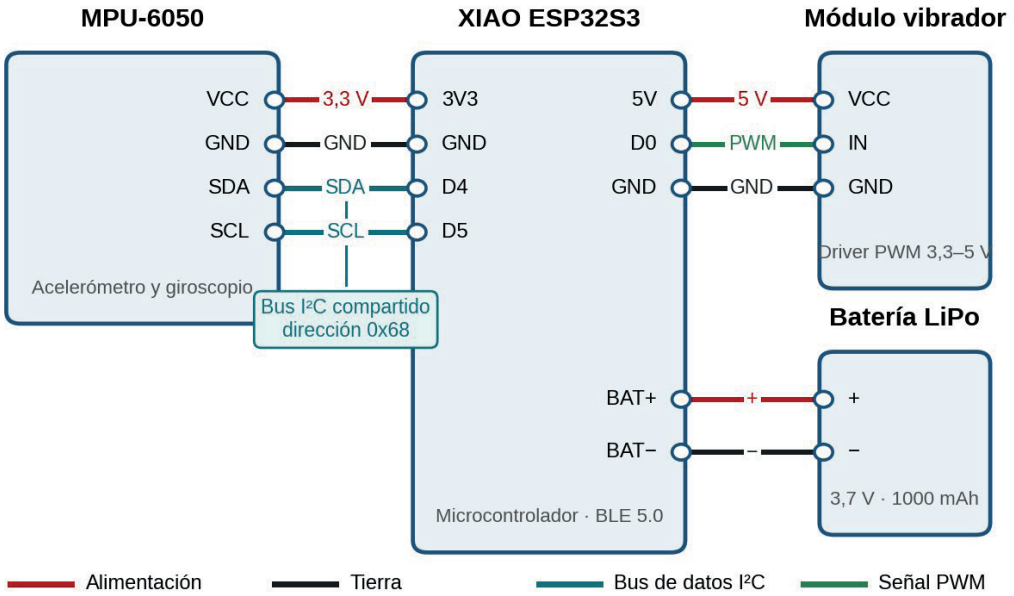
El ruido por aceleración dinámica se gestiona en dos niveles. En el filtro, el aporte del acelerómetro está ponderado por $(1-\alpha)$, de modo que las aceleraciones transitorias propias de los movimientos de trabajo se atenúan, mientras que el giroscopio sostiene la estimación a corto plazo. En la lógica de alerta, la condición de permanencia de tres segundos continuos fuera de rango actúa como un segundo filtro temporal, por lo que los errores transitorios de menor duración no generan alertas. Por último, la clasificación postural se basa únicamente en el ángulo del plano sagital, referenciado a la gravedad; el ángulo de rotación axial, que en una unidad de seis grados de libertad sin magnetómetro carece de referencia absoluta y acumula deriva, no interviene en la decisión de alerta.

El módulo de aplicación móvil recibe las lecturas por *bluetooth* de baja energía a una

frecuencia de diez muestras por segundo, clasifica cada lectura según los umbrales clínicos definidos, almacena el registro de forma local en el dispositivo del trabajador y genera informes exportables. La decisión de emitir la alerta háptica reside en el *firmware* (programa integrado en el microcontrolador) del dispositivo portátil y no en la aplicación, de modo que la corrección se produce incluso cuando el teléfono se encuentra guardado o fuera de alcance.

La arquitectura electrónica se resolvió con una topología de bus compartido que reduce el número de conexiones y el volumen del ensamble. El sensor inercial se comunica con el microcontrolador mediante el protocolo I²C, empleando dos líneas de datos y ocupando la dirección 0 × 68, lo que deja el bus disponible para la incorporación futura de una pantalla de estado sin añadir cableado. El actuador háptico se gobierna por modulación de ancho de pulso desde una única salida digital, mediante un módulo con etapa de potencia integrada que aísla al microcontrolador de la corriente inductiva del motor. El diagrama de conexiones del módulo se presenta en la figura 1.

Figura 1. Diagrama de conexiones del módulo portátil ErgoGuardian 4.0



Nota. El sensor inercial se alimenta a 3,3 V y comparte el bus I²C con el microcontrolador. El actuador háptico recibe la señal de control por modulación de ancho de pulso desde una salida digital, y su módulo controlador aísla la corriente del motor. La batería se conecta a los contactos de carga de la placa, que integra el circuito de gestión.

Fuente: elaboración propia a partir del diseño electrónico del prototipo ErgoGuardian 4.0.

La alimentación proviene de una batería de polímero de litio conectada a los contactos de carga del microcontrolador, que integra el circuito de gestión y protección. Esta disposición permite recargar el dispositivo por el mismo conector de programación, sin necesidad de extraer la batería del alojamiento ni de incorporar un módulo de carga independiente, lo que simplifica el mantenimiento en campo. Los componentes del módulo y su función en el sistema se resumen en la tabla 1.

Tabla 1. Componentes del módulo portátil y función en el sistema

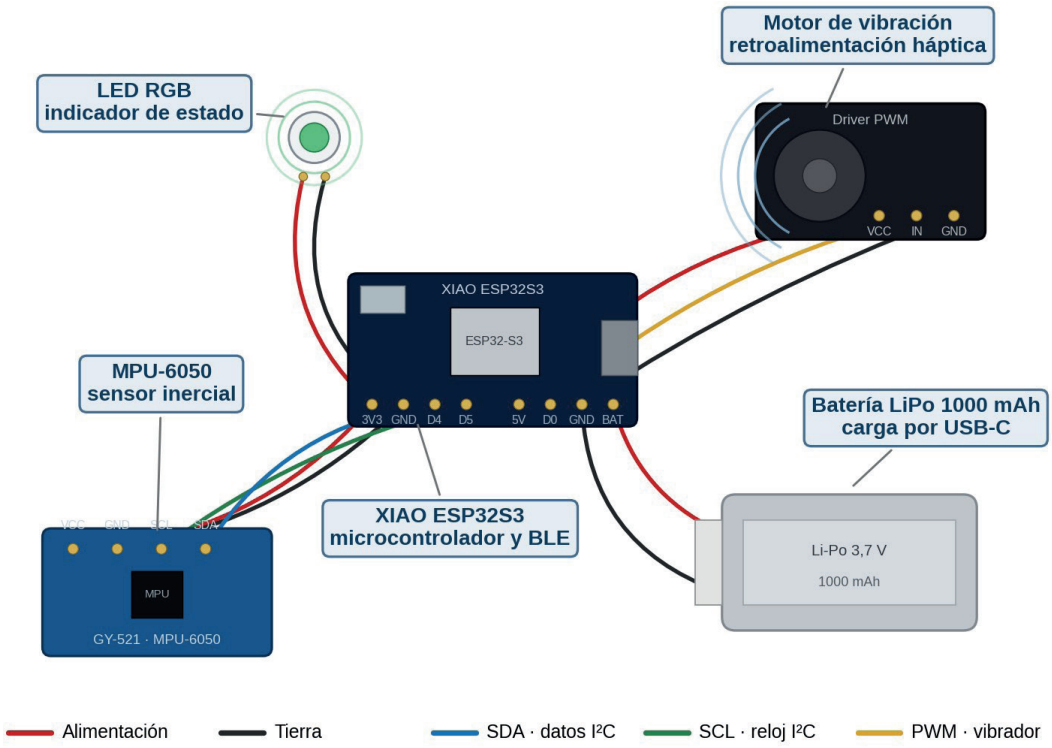
Componente	Especificación	Función
Microcontrolador	XIAO ESP32S3, BLE 5.0	Adquisición, procesamiento y transmisión
Sensor inercial	MPU-6050, 6 GDL, I^2C	Estimación del ángulo lumbar
Actuador háptico	Motor plano con controlador PWM 3,3-5 V	Retroalimentación correctiva
Indicador de estado	LED RGB	Verificación visual de funcionamiento
Batería	LiPo 3,7 V, 1000 mAh	Autonomía de jornada completa
Carcasa	PLA impreso en 3D	Alojamiento y sujeción a la correa
Correa	Banda elástica ajustable	Fijación lumbar sobre la ropa

Nota. GDL = grados de libertad. PWM = modulación de ancho de pulso. El conjunto se porta externamente sobre la ropa, sin contacto con la piel expuesta.

Fuente: elaboración propia a partir de las especificaciones técnicas de los componentes del prototipo.

La disposición física de los módulos sobre el prototipo de laboratorio se muestra en la figura 2. El microcontrolador ocupa la posición central y concentra las conexiones hacia los tres periféricos: el sensor inercial por el costado de las líneas de datos, y el actuador háptico junto con la batería por el costado opuesto. El indicador luminoso de estado permite verificar el funcionamiento del dispositivo sin necesidad de consultar la aplicación móvil, lo que resulta útil durante el encendido y la comprobación previa a la jornada.

Figura 2. Disposición física de los módulos y del cableado del prototipo

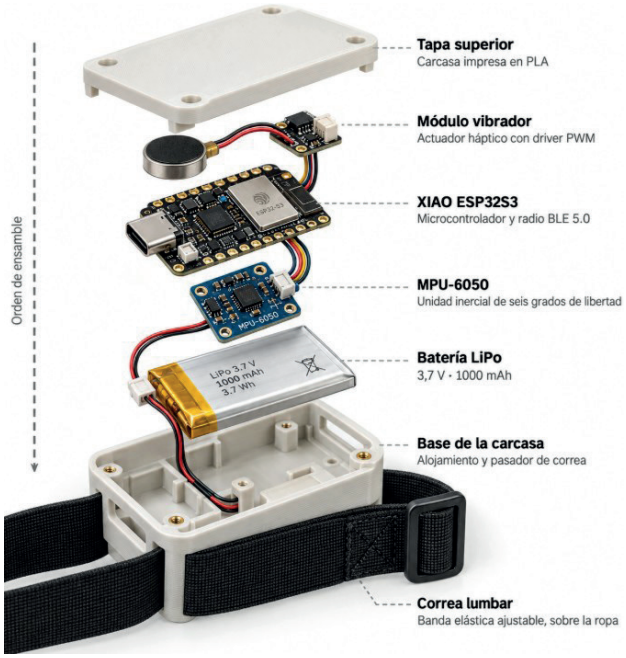


Nota. El código de color del cableado corresponde a la función eléctrica de cada línea. El sensor inercial y el microcontrolador comparten las líneas del bus I²C. El módulo del actuador háptico incorpora la etapa de potencia, de modo que la salida digital del microcontrolador solo entrega la señal de control.

Fuente: elaboración propia a partir del montaje del prototipo de laboratorio.

El ensamble se resolvió en capas apiladas dentro de una carcasa impresa en material termoplástico, con la batería en la posición inferior por ser el componente de mayor masa y volumen. Esta disposición sitúa el centro de gravedad próximo al punto de contacto con el cuerpo y reduce el balanceo del dispositivo durante los movimientos amplios del tronco, aspecto señalado por los participantes en las pruebas preliminares. La vista despiezada del ensamble se presenta en la figura 3. Por su parte, la figura 4 resume los estados posturales que el sistema reconoce a partir del ángulo sagital y la respuesta asociada a cada uno, cuyos umbrales se describen a continuación.

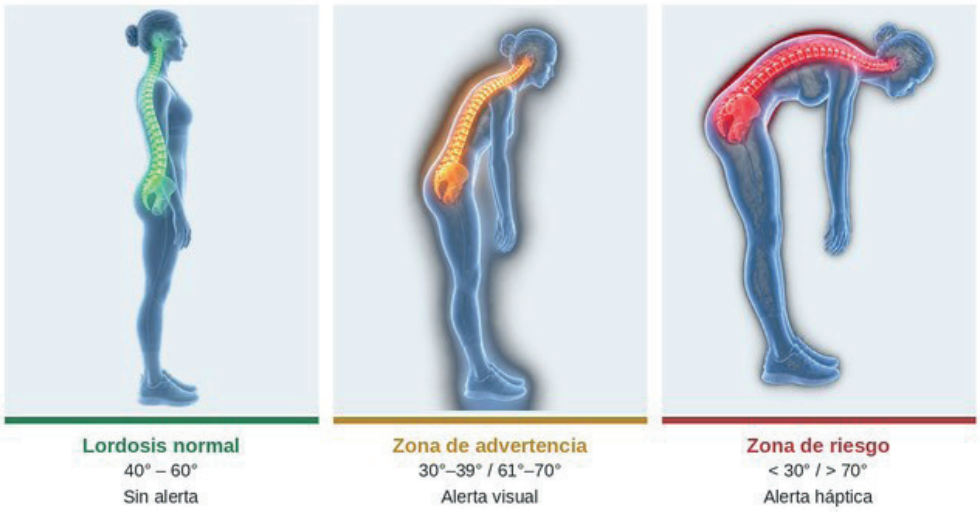
Figura 3. Vista despiezada del ensamble del dispositivo portátil



Nota. Las capas se presentan en el orden de montaje, desde la correa lumbar hasta la tapa superior. Las dimensiones exteriores del conjunto ensamblado son de 58 por 38 por 19 milímetros, con una masa total de 42 gramos incluida la batería.

Fuente: elaboración propia a partir del diseño de la carcasa y del ensamble del prototipo.

Figura 4. Estados posturales reconocidos por el sistema y respuesta asociada



Nota. La clasificación se basa en el ángulo sagital registrado por el sensor inercial, una variable que no equivale necesariamente al ángulo anatómico de la lordosis lumbar. La alerta háptica se emite únicamente cuando la desviación se mantiene durante más de tres segundos continuos.

Fuente: elaboración propia a partir de los rangos de lordosis lumbar descritos por Been y Kalichman (2014) y de los umbrales de clasificación del sistema

Los umbrales de clasificación se establecieron a partir de la literatura sobre la curvatura lordótica lumbar y fueron validados en campo por la fisioterapeuta asesora del proyecto. Se definió como criterio de alerta la flexión lumbar sostenida por fuera del rango fisiológico durante más de tres segundos continuos, con un período mínimo de veinte segundos entre avisos consecutivos. Esta configuración evita que movimientos puntuales, como agacharse a recoger un objeto, activen la señal correctiva, y previene la fatiga por notificación excesiva. Los umbrales se aplican sobre el ángulo sagital registrado por el sensor, que se emplea como indicador de la postura lumbar y no como medición directa de la curvatura lordótica.

La muestra estuvo conformada por 30 trabajadores activos del municipio de Florencia, Caquetá, seleccionados de manera intencional en los sectores eléctrico, comercial y de acondicionamiento físico. Los criterios de inclusión comprendieron una edad de entre 26 y 60 años, vinculación laboral a actividades con manejo manual de cargas o posturas forzadas, jornada laboral activa mínima de cuatro horas diarias y ausencia de lesiones lumbares activas diagnosticadas. Se excluyeron los trabajadores con antecedentes de cirugía lumbar o con condiciones de salud que contraindicaran el uso de dispositivos portátiles externos. Las características sociodemográficas y antropométricas de la muestra se presentan en la tabla 2.

Tabla 2. Características sociodemográficas y antropométricas de la muestra

Característica	Valor
Participantes	30
Edad en años, media (DE)	41,3 (8,8)
Rango de edad en años	27-58
Hombres, n (%)	22 (73,3)
Mujeres, n (%)	8 (26,7)
Índice de masa corporal en kg/m², media (DE)	25,5 (3,2)
Antigüedad laboral en años, media (DE)	10,0 (4,2)
Sector eléctrico, n (%)	14 (46,7)
Sector comercial, n (%)	10 (33,3)
Acondicionamiento físico, n (%)	6 (20,0)

Nota. DE = desviación estándar. Los porcentajes se calculan sobre el total de participantes.

Fuente: elaboración propia a partir de los datos sociodemográficos y antropométricos de los participantes.

La evaluación del comportamiento postural se realizó mediante un diseño intrasujeto de medidas repetidas. Cada participante completó dos jornadas de cuatro horas en su puesto de trabajo habitual. En la primera, el dispositivo registró la actividad sin emitir retroalimentación háptica, lo que permitió establecer la línea base de comportamiento. En la segunda, realizada tras un intervalo mínimo de cuarenta y ocho horas, la retroalimentación háptica permaneció activa. La variable de resultado fue el tiempo acumulado en flexión lumbar sostenida por fuera del rango fisiológico. Dado el carácter no paramétrico de la distribución, la comparación se efectuó con la prueba de Wilcoxon para muestras relacionadas, con un nivel de significación del 5 %.

Todos los análisis del comportamiento postural, incluida la distribución del tiempo por zona postural según la hora de registro, se derivan exclusivamente de estas jornadas de cuatro horas.

Este diseño intrasujeto pre-post no incluye un grupo de control ni una asignación aleatoria, por lo que corresponde a una fase de validación y no a un ensayo de eficacia. Para atenuar la reactividad a la observación, cada participante portó el dispositivo en ambas jornadas, con idéntica colocación y el mismo registro inercial, de modo que la condición de monitoreo estuvo presente en las dos mediciones y la diferencia entre ellas correspondió a la activación de la retroalimentación háptica. El registro se efectuó en el puesto y el horario habituales de cada trabajador, sin presencia continua del investigador, quien intervino únicamente en la colocación y el retiro del dispositivo. Aun así, estas medidas no permiten separar por completo el efecto del estímulo vibratorio del efecto Hawthorne, aspecto que se analiza en las limitaciones del estudio.

La relación entre la exposición postural y la actividad del sistema se analizó con dos variables obtenidas de forma independiente. La primera fue la puntuación del método *Rapid Entire Body Assessment* (REBA), asignada por la fisioterapeuta asesora del proyecto mediante observación directa del puesto de trabajo de cada participante, sin acceso a los registros del dispositivo. Esta puntuación no la calcula ErgoGuardian 4.0, dado que integra segmentos corporales y factores que un único sensor inercial lumbar no puede registrar. Su obtención sigue el procedimiento original del método (Hignett y McAtamney, 2000), representado de forma esquemática en la ecuación 3.

La ecuación 3 representa esquemáticamente el método REBA, cuya valoración global se realiza mediante observación profesional y las tablas originales, no mediante el sensor lumbar.

$$REBA = C(A, B) + Act, \ con \ A = TA(T, Cu, P) + F \ y \ B = TB(Br, An, Mu) + Ag \quad (3)$$

Donde *T*, *Cu* y *P* son las puntuaciones de tronco, cuello y piernas; *Br*, *An* y *Mu*, las de brazo, antebrazo y muñeca; *F*, la puntuación de carga o fuerza; *Ag*, la de agarre; *TA*, *TB* y *C*, las tablas de combinación del método, y *Act*, la puntuación de actividad muscular. Entre los componentes evaluados mediante REBA se encuentra la postura del tronco (*T*), cuya puntuación se asigna mediante observación de su flexión o extensión y los

ajustes correspondientes a torsión o inclinación lateral, según la ecuación 4. Aunque ErgoGuardian 4.0 proporciona información sobre la inclinación sagital del sensor ubicado en la región lumbar, esta medición no permite determinar automáticamente la puntuación observacional del tronco ni el índice REBA global.

$$T = \begin{cases} 1, & \theta = 0^\circ \\ 2, & 0^\circ < \theta \leq 20^\circ \\ 3, & 20^\circ < \theta \leq 60^\circ \\ 4, & \theta > 60^\circ \end{cases}$$

$$T_{\text{REBA}} = T + I_{\text{torsión/inclinación}} \tag{4}$$

La puntuación del tronco se determina mediante los criterios del método REBA. Cuando se identifica torsión o inclinación lateral, se añade un punto a la puntuación correspondiente. Estas condiciones son valoradas por el evaluador mediante observación directa y no se calculan automáticamente mediante ErgoGuardian 4.0, dado que el dispositivo registra principalmente la orientación angular en el plano sagital.

La segunda variable fue la frecuencia de alertas hápticas por hora, registrada por el dispositivo durante la jornada con retroalimentación activa. Para cada participante i, se calculó esta frecuencia según la ecuación 5, donde N_i es el número de alertas emitidas y H_i, la duración del registro en horas. Cada alerta k se emite cuando el ángulo lumbar $\theta(t)$ permanece fuera del rango fisiológico durante al menos tres segundos continuos y han transcurrido al menos veinte segundos desde la alerta anterior.

$$fi = N_i / H_i \,;\; \text{alerta } k \Leftrightarrow \theta(t) \notin [\theta_{mín.}, \theta_{máx.}] \;\forall\; t \in [t_k - 3\,s,\, t_k] \;y\; t_k - t_k{-}1 \geq 20\,s \tag{5}$$

La asociación entre ambas variables se estimó con el coeficiente de correlación de Pearson (ecuación 6), donde x_i es la puntuación REBA, y_i es la frecuencia de alertas y $n = 30$. El análisis se complementó con el coeficiente de determinación r^2, que expresa la proporción de varianza compartida.

$$r = \Sigma(xi - \bar{x})(yi - \bar{y}) \,/\, \sqrt{[\Sigma(xi - \bar{x})^2 \cdot \Sigma(yi - \bar{y})^2]} \tag{6}$$

Los parámetros de desempeño técnico se definieron de forma operativa. La latencia de la alerta háptica correspondió al tiempo transcurrido entre el cumplimiento del criterio

de alerta en el *firmware* y el inicio de la vibración del actuador. La autonomía se definió como el tiempo de operación continua del dispositivo desde la carga completa de la batería hasta su apagado. La estabilidad del enlace inalámbrico se expresó como el porcentaje de lecturas recibidas por la aplicación móvil respecto del número de lecturas esperadas, según la frecuencia de transmisión de diez muestras por segundo. Los criterios de aceptación de cada parámetro corresponden a los requisitos técnicos definidos para el nivel TRL 4 del proyecto, y los resultados se presentan en la tabla 3.

La usabilidad se evaluó mediante la escala *System Usability Scale*, instrumento estandarizado de diez ítems con escala tipo Likert de cinco puntos que genera una puntuación global entre cero y cien. Una puntuación igual o superior a sesenta y ocho puntos indica un nivel de usabilidad aceptable del sistema (Brooke, 1996).

Bangor et al. (2008) analizaron más de dos mil aplicaciones de la escala en un amplio rango de sistemas y establecieron equivalencias cualitativas para sus puntuaciones, situando los valores superiores a setenta puntos en la categoría de aceptables y los superiores a ochenta en la de excelentes. Estas equivalencias se emplearon como criterio de interpretación de los resultados obtenidos.

De forma complementaria se aplicó una entrevista semiestructurada de ocho preguntas abiertas al finalizar la sesión de validación. El instrumento exploró la comodidad física del dispositivo durante la jornada, la comprensión e interpretación de las alertas hápticas, la facilidad de lectura de la aplicación móvil y la disposición a utilizar el sistema durante una jornada laboral real. Los datos cualitativos se procesaron mediante análisis de contenido por categorías emergentes.

Tabla 3. Desempeño técnico del sistema en condiciones de laboratorio

Parámetro	Resultado	Criterio
Latencia de la alerta háptica, media (DE)	309 ms (57)	< 500 ms
Latencia máxima registrada	459 ms	< 500 ms
Alertas por debajo del umbral de latencia	100,0 %	≥ 95 %
Autonomía de batería en horas, media (DE)	7,2 (0,6)	6-8 h
Estabilidad del enlace inalámbrico	99,0 %	≥ 95 %

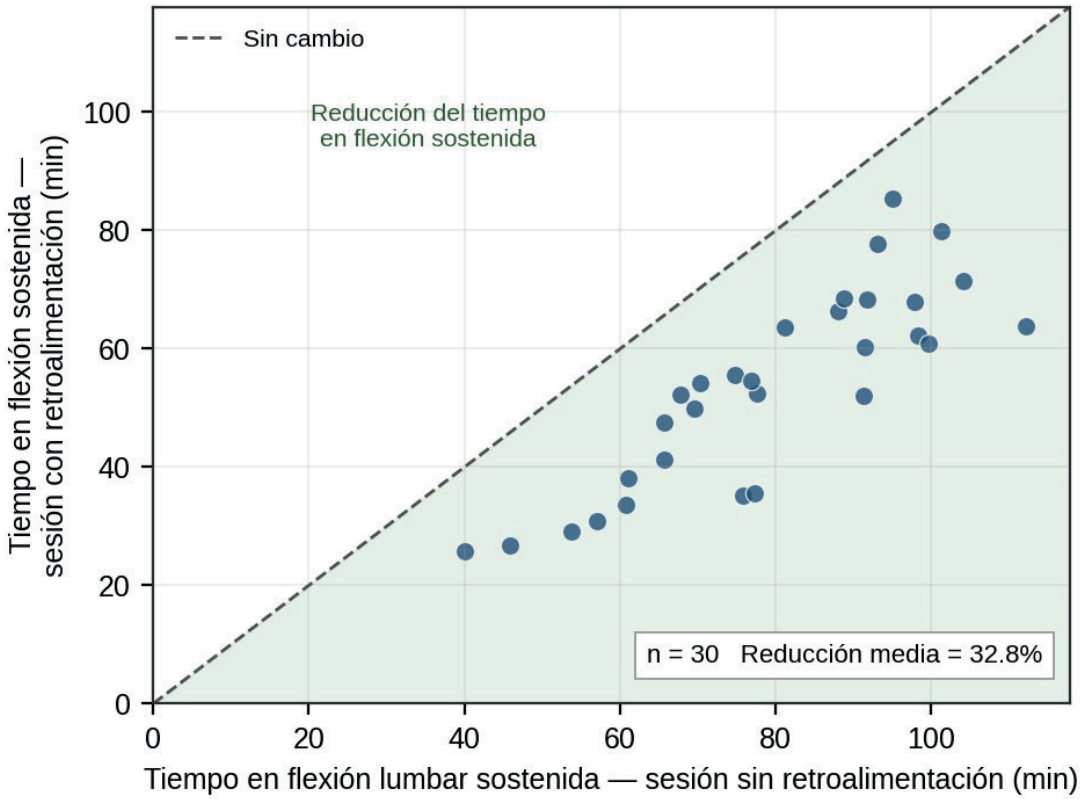
Nota. DE = desviación estándar. Los criterios corresponden a los requisitos técnicos definidos para el nivel TRL 4 del proyecto.

Fuente: elaboración propia a partir de las pruebas de desempeño técnico del prototipo.

Los parámetros de desempeño técnico cumplieron todos los criterios establecidos. La latencia media de la alerta háptica fue de 309 milisegundos, con el 100,0 % de los eventos por debajo del umbral de quinientos milisegundos definido como requisito. La autonomía media de 7,2 horas cubre una jornada laboral completa, y la estabilidad del enlace inalámbrico se mantuvo en el 99,0 % durante las sesiones de campo.

En cuanto al comportamiento postural, el tiempo acumulado en flexión lumbar sostenida disminuyó al activar la retroalimentación háptica. La media descendió de 79,1 minutos por jornada en la condición sin retroalimentación a 53,7 minutos en la condición con retroalimentación activa, lo que representa una reducción media del 32,8 %. La totalidad de los 30 participantes registró una disminución respecto a su propia línea base. La figura 5 muestra el tiempo registrado por cada participante en ambas condiciones, y la tabla 4 resume la comparación estadística entre ellas.

Figura 5. Tiempo en flexión lumbar sostenida por participante en ambas condiciones experimentales



Nota. Cada punto representa un participante (n = 30). La línea discontinua indica ausencia de cambio; los puntos situados por debajo corresponden a una reducción del tiempo en postura de riesgo.

Fuente: elaboración propia a partir de los registros posturales del dispositivo en ambas jornadas.

Tabla 4. Comparación del tiempo en flexión lumbar sostenida entre condiciones

Condición	Media (DE)	Estadístico
Sin retroalimentación háptica	79,1 (18,1)	—
Con retroalimentación háptica	53,7 (16,5)	—
Diferencia media	25,4	—
Reducción porcentual media (DE)	32,8 (10,8)	—
Participantes con reducción	30 de 30	—
Prueba de Wilcoxon	—	W = 0,0; p < ,001

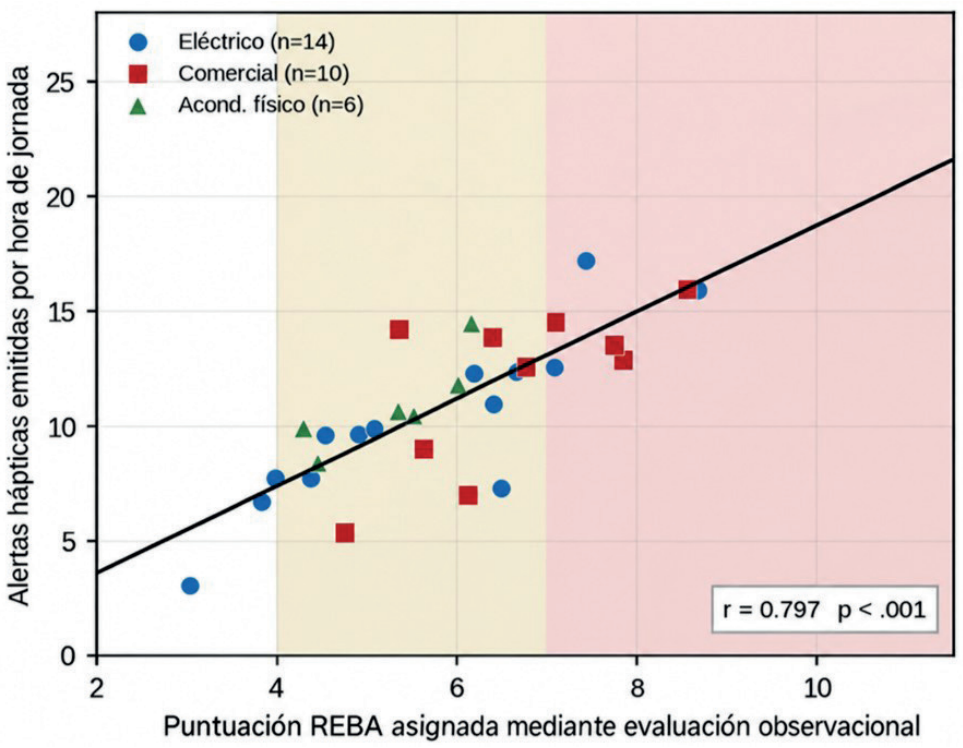
Nota. Valores expresados en minutos por jornada de cuatro horas. DE = desviación estándar. El tamaño del efecto por rangos fue r = 1,00.

Fuente: elaboración propia a partir de los registros posturales del dispositivo y de la prueba de Wilcoxon.

La diferencia entre condiciones resultó estadísticamente significativa según la prueba de Wilcoxon para muestras relacionadas. Este resultado indica que la activación de la señal háptica se asoció con una menor exposición a la flexión lumbar sostenida en el contexto real de trabajo; no obstante, dado el diseño sin grupo de control, la magnitud de la reducción no puede atribuirse exclusivamente al estímulo vibratorio.

El análisis de la relación entre el nivel de riesgo ergonómico y la frecuencia de alertas mostró una asociación positiva de magnitud considerable. El coeficiente de correlación entre la puntuación REBA asignada por la fisioterapeuta y el número de alertas hápticas emitidas por hora fue de r = ,797, con un coeficiente de determinación r^2 = 0,635. Este resultado no indica que el dispositivo calcule el índice REBA: el sensor lumbar solo registra el componente angular del tronco, una de las entradas de la ecuación 3. La asociación expresa que la exposición del tronco, medida de forma continua por el sistema, comparte cerca del 64 % de la varianza con la puntuación observacional global, lo que resulta esperable en tareas con predominio de flexión del tronco. El 36 % restante corresponde a componentes que el dispositivo no mide, como la posición del cuello, la de las extremidades superiores, la carga, el agarre y la actividad muscular. Los participantes del sector comercial concentraron los valores más altos en ambas variables, en coherencia con la naturaleza repetitiva de las tareas de carga y descarga de mercancía. La figura 6 presenta esta relación desagregada por sector productivo.

Figura 6. Relación entre la puntuación REBA observacional y la frecuencia de alertas hápticas por sector productivo

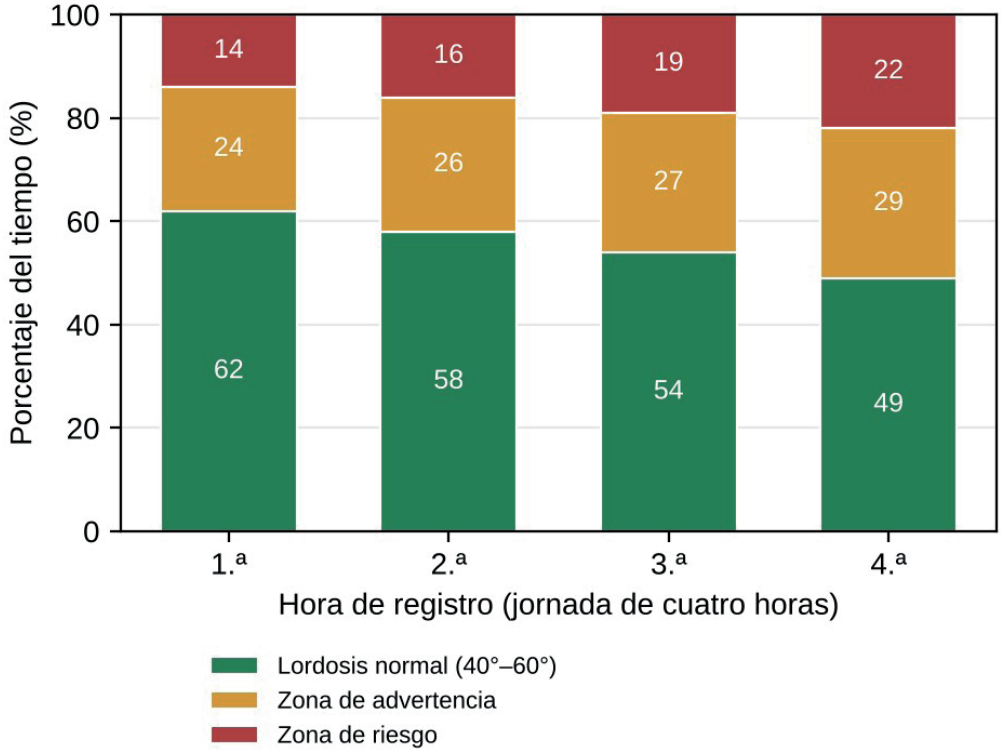


Nota. La puntuación REBA fue determinada independientemente por la fisioterapeuta mediante observación del puesto de trabajo. El sistema ErgoGuardian 4.0 registra la orientación angular del segmento lumbar y la frecuencia de alertas hápticas, pero no calcula el índice REBA global.

Fuente: elaboración propia a partir de los registros del dispositivo y de la evaluación REBA (Hignett y McAtamney, 2000).

La distribución del tiempo por zona postural a lo largo de las cuatro horas de registro evidenció un deterioro progresivo de la postura. La proporción de tiempo en rango fisiológico descendió de manera sostenida entre la primera y la cuarta hora, del 62 al 49 %, mientras que el tiempo en zona de riesgo aumentó del 14 al 22 %. Este patrón resulta compatible con el efecto acumulativo de la fatiga muscular sobre el control postural, aunque no se evaluó el comportamiento de estas variables durante las horas posteriores de una jornada completa. La figura 7 presenta esta distribución según la hora de registro.

Figura 7. Distribución porcentual del tiempo por zona postural según la hora de registro

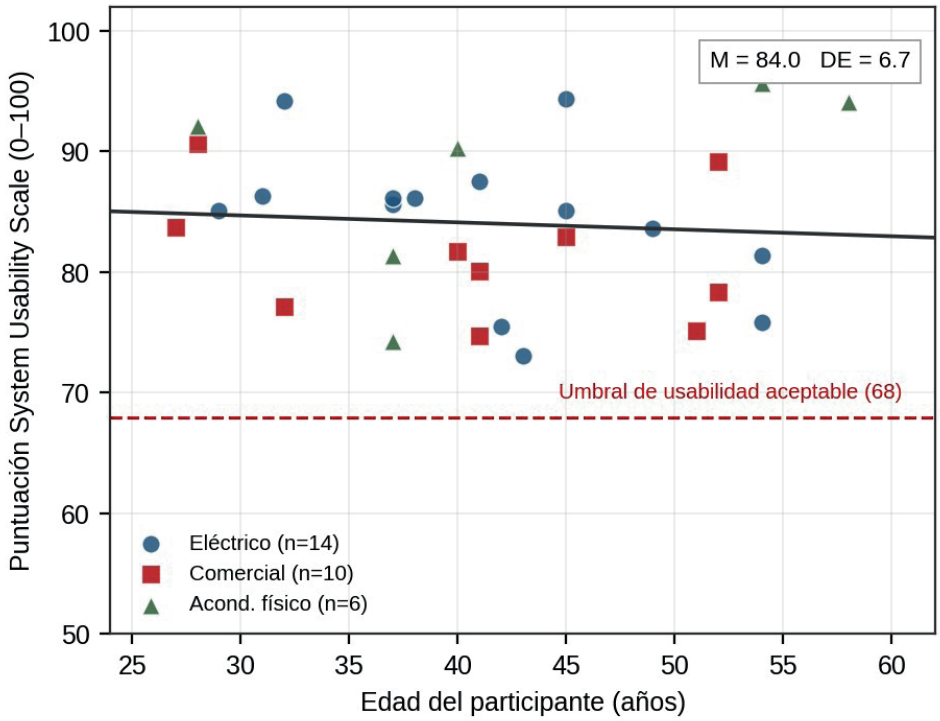


Nota. Valores promediados para el conjunto de participantes (n = 30) en la jornada de cuatro horas sin retroalimentación háptica. Las zonas corresponden a los umbrales de clasificación definidos en la figura 4.

Fuente: elaboración propia a partir de los registros posturales del dispositivo en la jornada sin retroalimentación.

En materia de usabilidad, la puntuación media obtenida en la escala *System Usability Scale* fue de 84,0 puntos, con una desviación estándar de 6,7 y un rango entre 73,1 y 95,7 puntos. La totalidad de los participantes superó el umbral de 68 puntos considerado indicativo de usabilidad aceptable. No se identificó una asociación significativa entre la edad del participante y la puntuación obtenida, lo que sugiere que la curva de aprendizaje del sistema no representa una barrera para los trabajadores de mayor edad. La figura 8 muestra la puntuación de usabilidad en función de la edad del participante y del sector productivo.

Figura 8. Puntuación de usabilidad en función de la edad del participante y del sector productivo



Nota. Cada punto representa un participante (n = 30). La línea discontinua señala el umbral de 68 puntos. La línea continua corresponde al ajuste lineal del conjunto de la muestra.

Fuente: elaboración propia a partir de los resultados de la System Usability Scale (Brooke, 1996).

El análisis cualitativo de las entrevistas semiestructuradas permitió identificar cuatro categorías emergentes. La primera corresponde a la aceptación de la señal háptica, descrita por los participantes como discreta y comparable a la notificación de un teléfono celular, sin interferencia con la ejecución de la tarea. La segunda se refiere a la toma de conciencia postural, pues varios trabajadores manifestaron haber identificado posturas inadecuadas que realizaban de forma automática y sin ser conscientes de ellas.

La tercera categoría agrupa las preocupaciones sobre la privacidad de los datos, expresadas inicialmente por algunos participantes ante la posibilidad de que el dispositivo permitiera a la empresa monitorear su desempeño laboral. Esta inquietud fue atendida mediante la explicación del principio de anonimización y del almacenamiento exclusivamente local de la información en el dispositivo del propio trabajador. La cuarta categoría reúne las recomendaciones de mejora, centradas en la sujeción del dispositivo durante movimientos amplios y en la incorporación de un resumen diario accesible al finalizar la jornada.

CONCLUSIONES

El desarrollo de ErgoGuardian 4.0 permitió integrar un dispositivo de sensado inercial, un sistema de procesamiento angular, un mecanismo de retroalimentación háptica y una aplicación móvil para el monitoreo postural. La evaluación inicial permitió documentar las características funcionales y los parámetros operativos reportados para el prototipo. La exactitud angular frente a un instrumento de referencia no forma parte de los resultados de este manuscrito y se establecerá en la fase siguiente. Por tanto, los resultados deben interpretarse dentro del alcance de una validación tecnológica inicial correspondiente al nivel TRL 4.

Debe considerarse que la clasificación postural proporcionada por el sistema se fundamenta en la estimación de la orientación angular mediante sensores inerciales, por lo que sus resultados deben interpretarse como indicadores de monitoreo postural y no como mediciones clínicas directas de la curvatura lordótica lumbar. Esta delimitación permite precisar el alcance tecnológico del dispositivo y orientar futuras evaluaciones de su desempeño en condiciones controladas y entornos laborales.

La activación de la retroalimentación háptica en tiempo real se asoció con una reducción significativa del tiempo en flexión lumbar sostenida, con una disminución media del 32,8 % respecto de la línea base de cada participante. La disminución observada en el tiempo acumulado de flexión lumbar sostenida constituye un resultado preliminar favorable para evaluar la retroalimentación háptica como estrategia complementaria de monitoreo postural. Sin embargo, debido a la ausencia de un grupo de control y de asignación aleatoria, no es posible establecer una relación causal exclusiva entre el estímulo vibratorio y los cambios registrados. Su eficacia preventiva requiere confirmación mediante estudios experimentales controlados. La decisión de alojar la lógica de alerta en el *firmware* del dispositivo, y no en la aplicación móvil, resultó acertada en el contexto laboral evaluado, en el que el teléfono permanece guardado durante buena parte de la jornada.

Bangor et al. (2008) sitúan las puntuaciones obtenidas en la categoría de sistemas con usabilidad excelente. La media de 84,0 puntos en la escala aplicada, junto con la ausencia de asociación significativa entre edad y puntuación, indica que la interfaz no constituye una barrera para la adopción del dispositivo entre trabajadores sin formación técnica previa, hallazgo favorable para su implementación en contextos laborales con una fuerza de trabajo heterogénea.

El deterioro progresivo de la postura a lo largo de las cuatro horas de registro, evidenciado en la distribución horaria del tiempo por zona postural, sugiere que las estrategias de intervención ergonómica deberían intensificarse conforme avanza el turno. Esta observación abre una línea de desarrollo orientada a la modulación adaptativa de los umbrales de alerta en función del tiempo

transcurrido de la jornada, de modo que el sistema acompañe la fatiga acumulada en lugar de aplicar un criterio fijo durante todo el turno. Dado que el registro se limitó a cuatro horas, la verificación de esta tendencia en jornadas completas de ocho horas constituye una línea de trabajo pendiente.

El análisis cualitativo aportó un elemento que la medición cuantitativa no captura: la preocupación inicial de los trabajadores ante la posibilidad de que el dispositivo sirviera para vigilar su desempeño. La explicación del almacenamiento local y de la anonimización de los datos resolvió esa inquietud, lo que confirma que la aceptación de tecnologías de monitoreo en el ámbito laboral depende tanto de su desempeño técnico como de la transparencia con que se comunica el tratamiento de la información.

Choi et al. (2025) evaluaron un sistema comercial de retroalimentación auditiva y vibrotáctil ante la flexión excesiva del tronco en ocho operarios de ensamble automotriz durante hasta diez jornadas laborales. La reducción de posturas inadecuadas observada el primer día de retroalimentación se atenuó en los días siguientes, posiblemente por un efecto de novedad, con una variabilidad amplia entre participantes; algunos usuarios valoraron la mayor conciencia postural y otros encontraron la señal molesta y la ignoraron.

Lim y Yang (2023) reportaron, en tareas simuladas de construcción, reducciones significativas de los percentiles de flexión del tronco durante el levantamiento y el paleo con retroalimentación vibrotáctil, sin efecto en el amarre de varillas ni aumento del esfuerzo percibido, y con preferencia de los participantes por la ubicación del estímulo en la muñeca.

Frente a estos sistemas, ErgoGuardian 4.0 se diferencia en tres aspectos de diseño: la decisión de alerta reside en el *firmware* y no depende del teléfono, la señal solo se emite tras tres segundos de permanencia fuera de rango, con un reposo mínimo de veinte segundos entre avisos, y la sujeción es lumbar sobre la ropa. La reducción del 32,8 % observada en una sola jornada con retroalimentación es coherente con los efectos iniciales descritos en sistemas comerciales, pero la experiencia de estudios longitudinales advierte que esos efectos pueden no sostenerse en el tiempo, como ocurrió en un centro de distribución con 32 trabajadores a quienes se hizo seguimiento durante un máximo de seis semanas (Choi et al., 2026).

El estudio presenta limitaciones metodológicas y tecnológicas que deben considerarse al interpretar sus resultados. La muestra estuvo conformada por 30 trabajadores seleccionados mediante muestreo intencional, lo que restringe la generalización de los hallazgos a otras poblaciones y sectores productivos. Asimismo, el diseño intrasujeto, sin grupo control independiente ni asignación aleatoria, no permite atribuir exclusivamente a la retroalimentación háptica las variaciones observadas en el comportamiento postural. El orden fijo de las condiciones experimentales también pudo introducir efectos de aprendizaje, secuencia y reactividad a la observación, asociados al denominado efecto Hawthorne (McCambridge et al., 2014).

La investigación se desarrolló en un nivel de madurez tecnológica TRL 4, orientado a la validación inicial del prototipo. En consecuencia, los resultados deben interpretarse dentro de este alcance, sin asumir que demuestran eficacia preventiva sostenida. Adicionalmente, la ausencia de seguimiento longitudinal impidió determinar la permanencia de los cambios posturales a mediano y largo plazo, así como posibles procesos de habituación a las alertas hápticas. Este manuscrito tampoco reporta la exactitud angular del dispositivo frente a un instrumento de referencia; su evaluación, con registro de pares sincronizados, análisis de concordancia de Bland-Altman y movimientos multiplanares, se realizará en la fase siguiente. Tampoco se realizó una comparación experimental directa con dispositivos portátiles comerciales, lo que limita la identificación de ventajas relativas en exactitud angular, autonomía, latencia, comodidad y aceptación de los usuarios. Finalmente, debe considerarse que el dolor lumbar es una condición multifactorial, por lo que el monitoreo postural constituye una herramienta complementaria y no sustituye las demás estrategias de prevención ergonómica (Hoy et al., 2014).

Como líneas futuras de investigación, se propone ampliar la muestra a diferentes sectores productivos del departamento del Caquetá, incorporar un seguimiento longitudinal que permita evaluar la persistencia de los cambios posturales y desarrollar un diseño experimental controlado y aleatorizado. Se contempla la implementación de un diseño cruzado (AB/BA), en el cual los participantes sean expuestos, en orden aleatorio, a condiciones con y sin retroalimentación háptica, separadas por un período de lavado, con el propósito de reducir los efectos de secuencia y fortalecer la evaluación del sistema.

De igual manera, se plantea realizar estudios comparativos con dispositivos portátiles comerciales que permitan evaluar diferencias en exactitud angular, autonomía energética, latencia de respuesta, comodidad y usabilidad. Estas acciones contribuirán a fortalecer la evidencia sobre el funcionamiento de ErgoGuardian 4.0 y respaldarán su avance hacia niveles superiores de madurez tecnológica y escenarios de aplicación en condiciones laborales reales. Paralelamente, se proyecta continuar con la gestión de la propiedad intelectual mediante el registro del *software*, la evaluación de una posible solicitud de modelo de utilidad y la incorporación de mejoras funcionales al dispositivo.

REFERENCIAS

Bangor, A., Kortum, P. T., y Miller, J. T. (2008). An empirical evaluation of the system usability scale. *International Journal of Human-Computer Interaction*, *24*(6), 574-594. https://doi.org/10.1080/10447310802205776

Been, E., y Kalichman, L. (2014). Lumbar lordosis. *The Spine Journal*, *14*(1), 87-97. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2013.07.464

Brooke, J. (1996). SUS: A quick and dirty usability scale. En P. W. Jordan, B. Thomas, B. A. Weerdmeester e I. L. McClelland (Eds.), *Usability evaluation in industry* (pp. 189-194). Taylor & Francis.

Chaffin, D. B., Andersson, G. B. J., y Martin, B. J. (2006). *Occupational biomechanics* (4.ª ed.). John Wiley & Sons.

Choi, J., Kim, S., Lim, S., Porto, R., y Nussbaum, M. A. (2025). Effectiveness and usability of a trunk posture feedback system: An exploratory, longitudinal study for up to 10 days among vehicle assembly operators. *Applied Ergonomics*, *128*, 104564. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2025.104564

Choi, J., Kim, S., Lim, S., Porto, R., y Nussbaum, M. A. (2026). Effectiveness and usability of a trunk posture feedback system: A longitudinal field study for up to six weeks in a distribution center. *Applied Ergonomics*, *136*, 104796. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2026.104796

Hartvigsen, J., Hancock, M. J., Kongsted, A., Louw, Q., Ferreira, M. L., Genevay, S., Hoy, D., Karppinen, J., Pransky, G., Sieper, J., Smeets, R. J., Underwood, M., Buchbinder, R., Hartvigsen, J., Cherkin, D., Foster, N. E., Maher, C. G., Underwood, M., Van Tulder, M., … Woolf, A. (2018). What low back pain is and why we need to pay attention. *The Lancet*, *391*(10137), 2356-2367. https://doi.org/10.1016/S0140-6736(18)30480-X

Hignett, S., y McAtamney, L. (2000). Rapid entire body assessment(Reba). *Applied Ergonomics*, *31*(2), 201-205. https://doi.org/10.1016/S0003-6870(99)00039-3

Hoy, D., March, L., Brooks, P., Blyth, F., Woolf, A., Bain, C., Williams, G., Smith, E., Vos, T., Barendregt, J., Murray, C., Burstein, R., y Buchbinder, R. (2014). The global burden of low back pain: Estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. *Annals of the Rheumatic Diseases*, *73*(6), 968-974. https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2013-204428

Ley 1581 del 2012 (17 de octubre), por la cual se dictan disposiciones generales para la protección de datos personales. Congreso de la República de Colombia. *Diario Oficial* 48.587. https://www.funcionpublica.gov.co/eva/gestornormativo/norma.php?i=49981

Lim, S., y Yang, X. (2023). Real-time vibrotactile feedback system for reducing trunk flexion exposure during construction tasks. *Applied Ergonomics*, *110*, 104019. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2023.104019

McAtamney, L., y Nigel Corlett, E. (1993). RULA: A survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Applied Ergonomics*, *24*(2), 91-99. https://doi.org/10.1016/0003-6870(93)90080-S

McCambridge, J., Witton, J., y Elbourne, D. R. (2014). Systematic review of the Hawthorne effect: New concepts are needed to study research participation effects. *Journal of Clinical Epidemiology*, *67*(3), 267-277. https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2013.08.015

Ministerio del Trabajo. (2015). *II Encuesta Nacional de Condiciones de Seguridad y Salud en el Trabajo en el Sistema General de Riesgos Laborales (II ENCST)*. Ministerio del Trabajo de Colombia.

Organización Mundial de la Salud. (2022, 14 de julio). *Musculoskeletal health*. World Health Organization. https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/musculoskeletal-health

Punnett, L., y Wegman, D. H. (2004). Work-related musculoskeletal disorders: The epidemiologic evidence and the debate. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *14*(1), 13-23. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2003.09.015

Resolución 2844 del 2007 (13 de agosto), por la cual se adoptan las guías de atención integral de salud ocupacional basadas en la evidencia. Ministerio de la Protección Social. *Diario Oficial* 46.746.

Resolución 8430 de 1993 (4 de octubre), por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud. Ministerio de Salud. *Diario Oficial* 41.283.

Vignais, N., Miezal, M., Bleser, G., Mura, K., Gorecky, D., y Marin, F. (2013). Innovative system for real-time ergonomic feedback in industrial manufacturing. *Applied Ergonomics*, *44*(4), 566-574. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2012.11.008

Wong, W. Y., y Wong, M. S. (2008). Trunk posture monitoring with inertial sensors. *European Spine Journal*, *17*(5), 743-753. https://doi.org/10.1007/s00586-008-0586-0