Desarrollo de un prototipo de un sistema de alerta como prevención de lesiones lumbares en usuarios sanos de gimnasio que realizan el ejercicio de peso muerto tradicional con barra.

Yisseth Valentina Villamizar Peña

Universidad El Bosque
Facultad de Ingeniería
Programa de Bioingeniería
Bogotá, Colombia
2025

Desarrollo de un prototipo de un sistema como prevención de lesiones lumbares en usuarios sanos de gimnasio que realizan el ejercicio de peso muerto tradicional con barra.

Yisseth Valentina Villamizar Peña

Trabajo de grado presentado como requisito para optar al título de:
Bioingeniera

Tutor:
Jorge Eduardo Meneses Bernal

Universidad El Bosque
Facultad de Ingeniería
Programa de Bioingeniería
Bogotá, Colombia
2025

Agradecimientos

Primero quisiera agradecer a mi hermosa e incondicional madre, quien no solamente me ha dado absolutamente todo y más porque sin ella no estaría en donde estoy, gracias por todos los esfuerzos y sacrificios que has hecho por mí, sé que esto es solo el principio para poder seguir siendo tu orgullo.

A mi padrino, quien me dio un apoyo incondicional desde pequeña para cumplir mis sueños, gracias por siempre ayudarme cuando lo necesitaba, por tratar de calmar mis nervios con un: “Tranquila como si la fueran a operar”.

A mi tutor, Jorge Meneses por brindarme apoyo en cada paso de esta aventura. Agradezco mucho la confianza que tenías en mí desde el primer día.

Resumen

El presente proyecto tuvo como finalidad el desarrollo de un sistema preventivo orientado a la detección de posturas inadecuadas durante la ejecución del ejercicio de peso muerto tradicional con barra. La propuesta surgió a partir de la necesidad de reducir la incidencia de lesiones musculoesqueléticas, particularmente en la región lumbar, asociadas a una técnica incorrecta en este movimiento ampliamente practicado en entornos deportivos y recreativos.

La metodología se estructuró en diferentes fases que incluyeron la revisión de literatura científica, la identificación de variables biomecánicas críticas, el análisis de tecnologías de detección de postura y la definición de criterios de éxito. Con base en este proceso, se seleccionó la videogrametría como técnica de medición, la cual permitió capturar y analizar en tiempo real los gestos posturales durante el ejercicio. El sistema fue diseñado para integrar un flujo funcional que incluyó captura de video, estimación de pose y generación de alertas al beneficiario, complementado con un registro estructurado de datos por sesión.

La prueba se llevó a cabo mediante protocolos de prueba con participantes voluntarios, desarrollados en un gimnasio local, garantizando condiciones controladas y cumpliendo con los principios éticos de consentimiento informado, confidencialidad y seguridad. Los resultados permitieron evaluar la precisión, confiabilidad y aplicabilidad del prototipo, así como recopilar información cualitativa sobre la percepción de los beneficiarios respecto a la utilidad del sistema en un entorno real de entrenamiento.

En conclusión, el proyecto demostró la viabilidad de implementar un sistema tecnológico accesible, práctico y preventivo que contribuye a la corrección postural en el

levantamiento de peso muerto con barra. Asimismo, sienta bases para futuras aplicaciones en el ámbito clínico, deportivo y de rehabilitación, aportando un valor significativo a la prevención de lesiones y la optimización de la técnica en ejercicios de fuerza.

Palabras clave: Postura, Prevención, Lesiones lumbares, Videogrametría.

Abstract

The purpose of this project was to develop a preventive system aimed at detecting inadequate postures during the execution of the traditional barbell deadlift exercise. The proposal arose from the need to reduce the incidence of musculoskeletal injuries, particularly in the lumbar region, associated with incorrect technique in this movement, which is widely practiced in both sports and recreational settings.

The methodology was structured into several phases, including a review of scientific literature, identification of critical biomechanical variables, analysis of posture detection technologies, and the definition of success criteria. Based on this process, videogrammetry was selected as the measurement technique, allowing for real-time capture and analysis of postural gestures during the exercise. The system was designed to integrate a functional workflow that included video capture, pose estimation, and user alert generation, complemented by a structured data record for each session.

Testing was carried out through experimental protocols with voluntary participants in a local gym under controlled conditions, ensuring compliance with ethical principles such as informed consent, confidentiality, and safety. The results made it possible to evaluate the prototype's accuracy, reliability, and applicability, as well as to collect qualitative

information on users' perceptions regarding the usefulness of the system in a real training environment.

In conclusion, the project demonstrated the feasibility of implementing an accessible, practical, and preventive technological system that contributes to postural correction during barbell deadlift exercises. Moreover, it lays the groundwork for future applications in clinical, sports, and rehabilitation contexts, providing significant value to injury prevention and the optimization of technique in strength training.

Keywords: Posture, Prevention, Lumbar injuries, Videogrammetry.

TABLA DE CONTENIDO

Resumen 4
Abstract 5
1. Introducción 8
2. Planteamiento del Problema 10
3. Justificación 14
4. Objetivos 15
4.1 Objetivo General 15
4.2 Objetivos Específicos 16
5. Marcos de Referencia 16
5.1 Marco Teórico 16
5.1.1 Anatomía y biomecánica de la columna vertebral 16
5.1.2 Lesiones Lumbares 23
5.1.3 Técnica del ejercicio de peso muerto 25
5.2 Marco Geográfico 34
5.3 Marco Legal 35
5.4 Estado del Arte 36
6. Requerimientos 39
6.1 Requerimientos Funcionales 40
6.2 Requerimientos de Calidad 41
6.3 Requerimientos Técnicos 41
6.4 Requerimientos de Restricción 41
7. Metodología 42
7.1 Identificación de variables biomecánicas y parámetros de referencia..... 43
7.2 Selección tecnológica y configuración experimental 48
7.3 Pruebas experimentales y validación funcional 54
7.4 Análisis de resultados y elaboración del informe final 58
8. Resultados 61
8.1 Identificación de variables biomecánicas y parámetros de referencia..... 61
8.2 Selección tecnológica y configuración experimental 73
8.3 Pruebas experimentales y validación funcional 90
8.4 Análisis de resultados y elaboración del informe final 94
9. Conclusiones y Recomendaciones..... 102
9.1 Conclusiones 102
9.2 Recomendaciones para estudios futuros 103
10. Referencias 105
11. Anexos 115

1. Introducción

El presente documento expuso el desarrollo de un sistema preventivo orientado a la detección de posturas incorrectas durante la ejecución del ejercicio de peso muerto tradicional con barra o Romanian Deadlift (RDL). A lo largo del trabajo se plantearon los fundamentos conceptuales, técnicos y clínicos que sustentaron la necesidad de una intervención tecnológica aplicada al ámbito del entrenamiento físico, con el fin de mejorar tanto la seguridad de quien ejecuta el ejercicio como la calidad del movimiento. Dado que una técnica incorrecta en la práctica de este ejercicio puede generar cargas compresivas y de cizallamiento elevadas en la región lumbar, incrementando el riesgo de lesiones y disminuyendo la eficiencia del rendimiento deportivo, era imprescindible abordar estas brechas (Ramírez et al., 2022; Hales et al., 2009).

El levantamiento de peso muerto tradicional con barra o RDL fue uno de los ejercicios fundamentales dentro del entrenamiento de fuerza, ampliamente practicado tanto por deportistas de alto rendimiento como por usuarios recreativos en gimnasios. Este movimiento consistió en levantar una barra desde el suelo mediante una coordinación precisa entre la extensión de caderas y rodillas, manteniendo la columna lumbar en postura neutra para garantizar una adecuada distribución de cargas (Thoracolumbar & Lumbopelvic study, 2023). Su correcta ejecución no solo contribuyó al desarrollo de la fuerza global y de la musculatura de la cadena posterior, sino que también favoreció la estabilidad del tronco y el control motor. Sin embargo, cuando la técnica no se realiza de manera adecuada, se incrementa significativamente el riesgo de lesiones, especialmente en la región lumbar, donde se concentran las mayores cargas compresivas y de cizallamiento (McGill, 2007; Manuel et al., 2022; Gallego, 2023).

Desde un punto de vista ingenieril, el desarrollo del prototipo integró principios de la biomecánica, la visión por computador y la ergonomía, consolidando un proceso interdisciplinario propio de la bioingeniería moderna. La metodología implementada abarcó desde la revisión bibliográfica y el análisis de variables biomecánicas críticas hasta la construcción y validación experimental del sistema. De esta manera, se buscó no solo reducir la incidencia de lesiones lumbares, sino también aportar evidencia sobre el potencial de las herramientas tecnológicas como aliadas en la promoción de una práctica física segura, eficiente y basada en datos objetivos.

El prototipo desarrollado estuvo destinado principalmente a profesionales del ámbito de la salud y el deporte, quienes actúan como supervisores técnicos en procesos de entrenamiento y rehabilitación física. Entre ellos se incluyen fisioterapeutas, entrenadores, preparadores físicos y deportólogos, quienes pueden utilizar la herramienta como un apoyo complementario para la evaluación postural y la corrección de la técnica durante el levantamiento de peso. En este sentido, el sistema fue diseñado para brindar información objetiva y comprensible que facilite la toma de decisiones en tiempo de entrenamiento. Por otra parte, el beneficiario directo del sistema corresponde al usuario que ejecuta el ejercicio, ya que recibe retroalimentación visual que le permite reconocer y corregir desviaciones en su postura, contribuyendo así a la prevención de lesiones y a la mejora de su desempeño físico.

Finalmente, se esperó que el sistema propuesto funcionara como una alternativa útil tanto para beneficiarios recreativos como para profesionales de la salud y el deporte —entre ellos fisioterapeutas, entrenadores y especialistas en rehabilitación—, contribuyendo al fortalecimiento de la cultura de prevención, la educación postural y la mejora del rendimiento físico en entornos deportivos y clínicos.

2. Planteamiento del problema

El levantamiento de pesas, y en particular el RDL constituye una disciplina que combina de manera exigente la fuerza dinámica con la precisión técnica. Sin embargo, la complejidad del movimiento lo convierte en una práctica vulnerable a errores que, si no se corrigen a tiempo, pueden generar lesiones graves. La fase inicial del despegue desde el suelo representa un momento crítico, ya que en este punto el atleta debe mantener una postura estable y una alineación adecuada de la columna; cualquier desviación en este gesto incrementa el riesgo de comprometer la integridad física. Estas lesiones no solo afectan el rendimiento inmediato del beneficiario, sino que también impactan en la continuidad y la progresión del entrenamiento, pudiendo interrumpir ciclos completos de preparación y recuperación física.

Uno de los principales retos asociados a este ejercicio radica en la dificultad de identificar errores técnicos a simple vista. Incluso entrenadores experimentados pueden tener limitaciones al detectar pequeñas variaciones en la postura, especialmente en movimientos de alta velocidad o cuando se analizan múltiples repeticiones. Esta dificultad de observación aumenta el riesgo de que se acumulen patrones incorrectos de movimiento, lo cual puede derivar en lesiones crónicas. La zona lumbar, junto con las rodillas y caderas, es la más afectada, lo que convierte a estas estructuras en áreas de atención prioritaria. Estudios previos han demostrado que la técnica deficiente altera la posición de la columna vertebral y aumenta la probabilidad de sufrir lesiones musculoesqueléticas (McGill, 2006; Cholewicki & McGill, 1992).

La ejecución correcta del peso muerto resulta fundamental no solo desde la perspectiva del rendimiento, sino también desde la prevención. Mantener una técnica

adecuada garantiza que las fuerzas se distribuyan correctamente y que la carga no recaiga de manera excesiva sobre las estructuras vulnerables. Este aspecto biomecánico optimiza la transferencia de fuerza desde el suelo hacia la barra, favoreciendo tanto la activación muscular como la coordinación general del gesto deportivo (Cholewicki et al., 1991; Granhed et al., 1987). La biomecánica, en este sentido, se convierte en una herramienta esencial para analizar y corregir desviaciones que comprometen tanto la seguridad como la eficacia del movimiento.

El impacto de las lesiones lumbares trasciende el plano físico. Los costos asociados a tratamientos médicos, sesiones de rehabilitación y recuperación prolongada representan una carga significativa para el atleta o practicante recreativo. Además, la pérdida de tiempo productivo y de continuidad en el entrenamiento constituye un factor desmotivador. Anderson et al. (2015) señalan que estas lesiones implican gastos elevados, mientras que otros estudios han documentado periodos de incapacidad que pueden extenderse desde algunas semanas hasta varios meses (Fares et al., 2020). De hecho, se estima que cada episodio de lesión lumbar relacionada con el ejercicio puede ocasionar un promedio de 28 días de restricción en la actividad física y cerca de 8 días de ausencia laboral (Waterman et al., 2016).

El riesgo de sufrir estas lesiones se encuentra presente tanto en atletas como en practicantes recreativos. En la actualidad, el peso muerto con barra se ha convertido en un ejercicio altamente popularizado, no solo por su efectividad en el desarrollo de la fuerza y la estética corporal, sino también por su constante difusión en redes sociales (Sánchez et al., s.f.). Sin embargo, esta tendencia ha traído consigo un incremento en la incidencia de lesiones, particularmente entre novatos sin asesoría técnica adecuada (Keogh & Winwood,

2017). A esto se suma la falta de formación sistemática sobre higiene postural en gimnasios y centros de entrenamiento, especialmente en poblaciones jóvenes y adolescentes (Jenkins & Weerasekera, 2022). Muchos beneficiarios aprenden la técnica por imitación de compañeros o a través de contenidos digitales, lo que perpetúa errores y aumenta el riesgo de movimientos inseguros.

La presión social por levantar cargas cada vez más altas sin haber desarrollado una base técnica sólida agrava la problemática (Strömbäck et al., 2018). Factores como la fatiga acumulada, la ausencia de calentamiento adecuado o la falta de progresión controlada en el entrenamiento refuerzan aún más el riesgo de sufrir lesiones. Dentro de estas, la posición incorrecta de la espalda y la pérdida de la curvatura neutra de la columna vertebral son los errores más críticos, ya que predisponen a lesiones por compresión o hernias discales. Aunque la "posición neutral" se reconoce como el estándar de seguridad, en la práctica suele ser malinterpretada o simplemente ignorada, especialmente por principiantes (Schoenfeld, 2010). Bengtsson et al. (2018) señalan que este problema, sumado a las cargas inadecuadas, constituye una de las principales causas de dolor y patologías asociadas al entrenamiento con pesas.

Teniendo en cuenta lo anterior, el RDL a pesar de ser uno de los ejercicios más completos y eficaces dentro del entrenamiento de fuerza, se convierte también en una de las prácticas con mayor riesgo de lesión si no se realiza bajo una correcta técnica. La identificación temprana de errores posturales y el desarrollo de herramientas de apoyo tecnológico para la supervisión y corrección de la postura surgen como alternativas necesarias para mitigar estos riesgos y garantizar un entrenamiento más seguro y sostenible.

En la siguiente figura se puede observar el árbol del problema de resalta los puestos previamente expuestos.

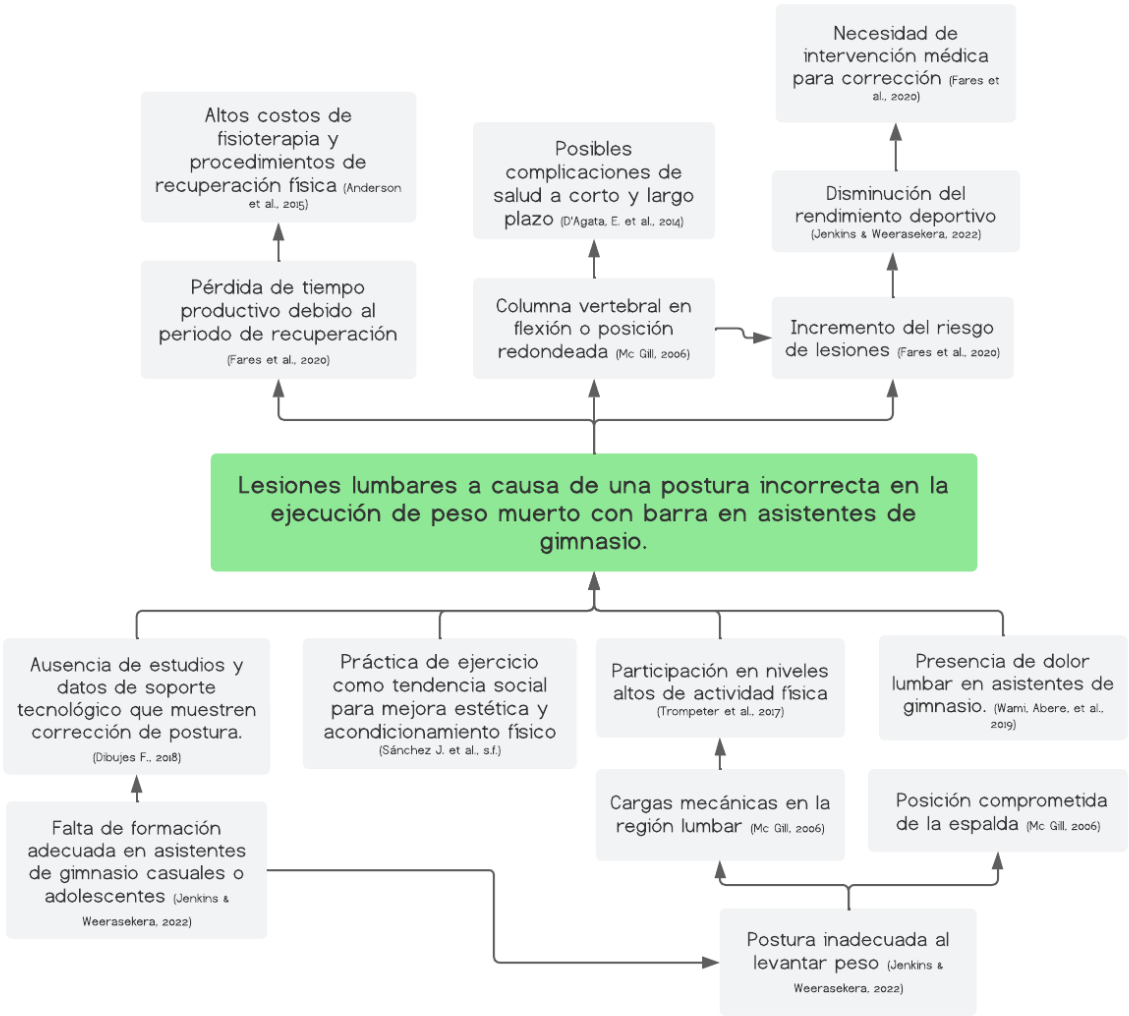


Figura 1. *Árbol del problema (Villamizar, 2025).*

3. Justificación

El desarrollo de herramientas tecnológicas accesibles para el monitoreo postural se ha consolidado como una necesidad emergente en los ámbitos deportivo, de salud ocupacional y de rehabilitación, debido al elevado impacto que las alteraciones musculoesqueléticas generan en la calidad de vida y en el desempeño físico de los beneficiarios. En el contexto del entrenamiento de fuerza, el ejercicio de levantamiento de peso muerto con barra representa un gesto de alto riesgo para la región lumbar si no se ejecuta con técnica adecuada. Estudios recientes han demostrado que los sistemas de bajo costo y alta portabilidad pueden mantener niveles de precisión adecuados incluso fuera de entornos controlados. Por ejemplo, Ardito et al. (2021) reportaron un prototipo portátil de monitoreo de postura con sensores flexibles que logró un error menor a 3° respecto al análisis videográfico de la curvatura lumbar, validando así la fiabilidad de dispositivos económicos para aplicaciones posturales.

Investigaciones desarrolladas por Sierotowicz et al. (2020) evidenciaron que los dispositivos ligeros y no intrusivos facilitan la adopción de sistemas de monitoreo en contextos reales, sin requerir infraestructura de laboratorio ni cámaras de alta velocidad, lo cual amplía su aplicabilidad a gimnasios, entornos universitarios y espacios de rehabilitación. Estos hallazgos respaldan las principales ventajas del presente proyecto: portabilidad, al permitir su uso en distintos entornos sin requerir montaje complejo; bajo costo de implementación, en comparación con los sistemas profesionales de captura de movimiento que exigen múltiples cámaras, marcadores reflectivos y software licenciado; y adaptabilidad a diversos escenarios, garantizando que pueda emplearse tanto en entornos académicos como deportivos o clínicos.

Por otra parte, la evidencia empírica presentada por la investigación de Applied Ergonomics (2016) sobre el desarrollo de chalecos instrumentados para la detección de postura, confirma que las tecnologías ergonómicas portátiles incrementan la usabilidad y aceptación de los sistemas de medición corporal, al ofrecer retroalimentación práctica sin interferir en el movimiento natural del beneficiario. Dichos resultados refuerzan la pertinencia de desarrollar dispositivos orientados a la corrección y prevención de disfunciones lumbares derivadas de movimientos repetitivos o ejecución técnica inadecuada.

En este sentido, la propuesta del presente proyecto cobra relevancia al ofrecer una solución de análisis postural para la higiene técnica durante el RDL, orientado a la prevención de lesiones lumbares y a la optimización del uso de la musculatura estabilizadora. La posibilidad de disponer de un sistema portátil, adaptable y de bajo costo promueve la democratización del acceso al control biomecánico, beneficiando tanto a usuarios recreativos como a profesionales del entrenamiento o la rehabilitación. En consecuencia, esta iniciativa se alinea con la necesidad creciente de intervención temprana y preventiva en el entrenamiento con cargas, fomentando la seguridad, el rendimiento y la salud a largo plazo (Ardito et al., 2021; Sierotowicz et al., 2020; Applied Ergonomics, 2016).

4. Objetivos

Objetivo General

Desarrollar un prototipo de un sistema de alerta como prevención de lesiones lumbares en usuarios sanos de gimnasio que realizan el ejercicio de peso muerto tradicional con barra.

Objetivos Específicos

Identificar las variables implicadas en la postura del ejercicio de peso muerto tradicional con barra.

Diseñar un prototipo de un sistema de alerta para detectar y notificar al usuario sobre gestos posturales inadecuados durante la ejecución del ejercicio de peso muerto tradicional con barra.

Implementar un prototipo funcional del sistema de alerta para identificar alteraciones en la postura del usuario durante la ejecución del ejercicio de levantamiento de peso muerto tradicional con barra.

Evaluar el funcionamiento del prototipo durante la ejecución del ejercicio de peso muerto.

5. Marcos de Referencia

5.1 Marco Teórico

5.1.1 Anatomía y biomecánica de la columna vertebral.

Funciones y movimientos de la columna lumbar: La columna vertebral, estructura central del cuerpo humano, cumple funciones esenciales para el equilibrio, soporte y protección de órganos vitales. Desde una perspectiva biomecánica, actúa como sistema amortiguador, permite la movilidad en múltiples planos y sirve como punto de anclaje para diversos grupos musculares (Biblus, s.f.). Su unidad funcional, el segmento de movilidad, está compuesto por dos vértebras adyacentes, un disco intervertebral y sus estructuras de soporte. Cada segmento presenta seis grados de libertad, lo que permite movimientos de flexión, extensión, rotación y traslación en distintos planos.

La columna vertebral es una estructura compleja múlti segmentada que realiza una variedad de funciones importantes, funciona como una unidad a través de varios mecanismos:

- Proporciona apoyo para la cabeza, los brazos y el pecho al mover o levantar objetos.
- Protege órganos vitales como el corazón, pulmones y tejidos delicados como la médula espinal durante la actividad física y el soporte de peso.
- Sirve como anclaje para los músculos abdominales, pectorales y algunos músculos de las extremidades superiores e inferiores.
- Favorece el movimiento en toda su longitud y mejora el movimiento de las extremidades superiores e inferiores.
- Configurar el cuerpo en posturas estáticas y dinámicas para facilitar las transiciones entre las dos posturas.
- Actúa como un sistema de amortiguación para absorber las fuerzas del impacto (Biblus, s.f.).

En particular, la región lumbar presenta alta movilidad y soporte de carga, siendo crítica durante la ejecución de gestos deportivos como el levantamiento de peso muerto. Durante este ejercicio, la flexión y extensión lumbar producen desplazamientos del núcleo pulposo y tensiones en el anillo fibroso, cuya alteración puede comprometer la salud estructural del disco intervertebral (Biblus, s.f.).

Biomecánica de los músculos implicados en el levantamiento de peso muerto tradicional con barra: El peso muerto tradicional con barra (RDL) es un ejercicio

multiarticular que requiere coordinación entre la musculatura del core, las extremidades inferiores y superiores. En su ejecución, se identifican tres fases principales: inicial, de elevación y descenso. Durante estas fases, músculos como el glúteo mayor, isquiotibiales, erectores espinales y cuádriceps cumplen un rol fundamental en la generación de fuerza y estabilización (Federico & Silva, 2024).

El mantenimiento de una espalda neutra, la correcta sincronización entre la cadera y las rodillas, y la posición de los pies son claves para evitar compensaciones biomecánicas que deriven en lesiones. La activación inadecuada del core o la flexión lumbar excesiva pueden desencadenar disfunciones musculares y daño estructural (Ochoa, 2024).

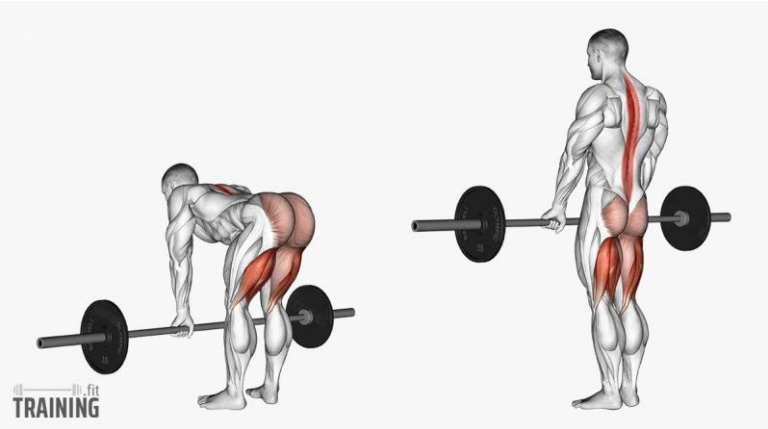


Figura 2. *Visualización de la espalda en posición neutra para realizar el ejercicio RDL (Romanian Deadlift, 2023).*

El impacto del movimiento en la deformación del disco intervertebral se ilustra en la Figura 2.20. En la extensión (3-A), la vértebra superior se desplaza hacia atrás, el núcleo pulposo se mueve hacia adelante y el anillo fibroso experimenta tensión en la misma dirección. En la flexión (3-B), la vértebra superior se desplaza hacia adelante, el núcleo pulposo se mueve hacia atrás y el anillo fibroso presenta tensión en la dirección anterior.

Durante la flexión lateral (3-C), la vértebra superior se inclina hacia el lado de la flexión, el núcleo pulposo se desplaza hacia el lado opuesto y el anillo fibroso muestra tensión en esa misma dirección. (Biblus, s.f.)

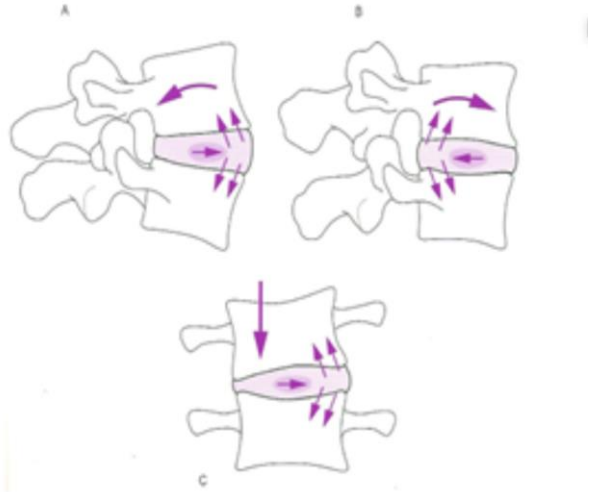


Figura 3. *Movimientos de A) extensión B) Flexión C) Flexión lateral. (Biblus, s.f.)*

La ejecución biomecánica del peso muerto convencional es un proceso complejo que involucra movimientos coordinados y el trabajo de múltiples grupos musculares.

Posición inicial:

Posición de pie: El atleta comienza de pie frente a la barra con los pies a la anchura de los hombros, con los dedos de los pies ligeramente girados hacia afuera.

Agarre: El atleta se inclina hacia adelante desde las caderas para tomar la barra con las manos colocadas un poco más anchas que el ancho de los hombros, asegurando un agarre firme.

Espalda neutral: La espalda debe mantenerse en una posición neutral, evitando tanto la hiperextensión como la flexión hacia adelante. Los hombros deben estar alineados sobre la barra.

Figura 4. *Posición inicial del ejercicio de RDL (Turkel, 2025).*

Fase de elevación:

Empuje con las piernas: El levantamiento comienza a empujar con las piernas, manteniendo la espalda recta mientras las caderas y los hombros se elevan juntos.

Extensión de cadera: Al pasar la barra las rodillas, se realiza una extensión de cadera; el atleta empuja las caderas hacia adelante, manteniendo una posición erguida para levantar la barra del suelo.

Extensión de las rodillas: Con la extensión de las caderas, las rodillas se extienden completamente mientras la barra se levanta desde el suelo.

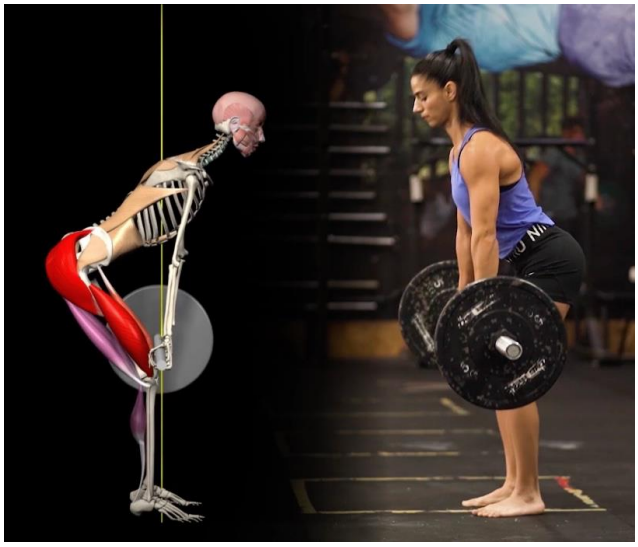


Figura 5. *Fase de elevación del ejercicio de RDL (Turkel, 2025).*

Fase de terminación:

Posición de pie: El atleta queda de pie en posición vertical, sosteniendo la barra frente a las caderas.

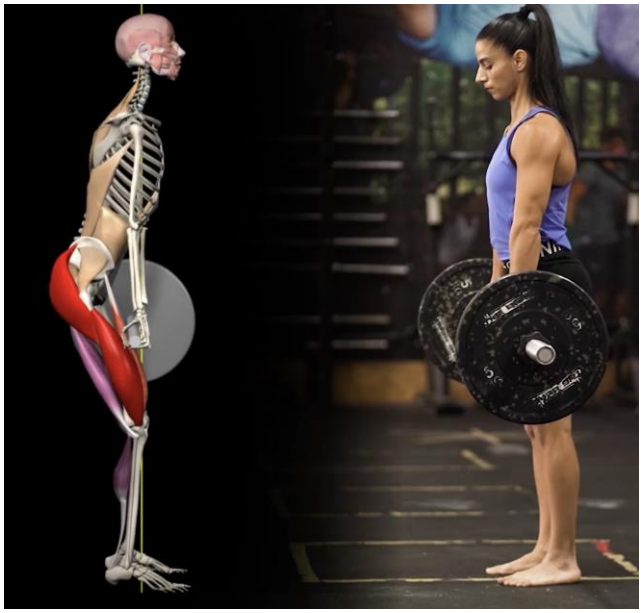


Figura 6. *Fase de terminación del ejercicio de RDL (Turkel, 2025).*

Posición final:

Cadera y cuerpo extendido: Las caderas están completamente extendidas, formando una línea recta desde los hombros hasta los tobillos.

Hombros hacia atrás: Los hombros deben estar retraídos, evitando la antepulsión.

Sostenimiento de la barra: El atleta mantiene la barra en esta posición durante uno o dos segundos antes de bajarla de manera controlada.

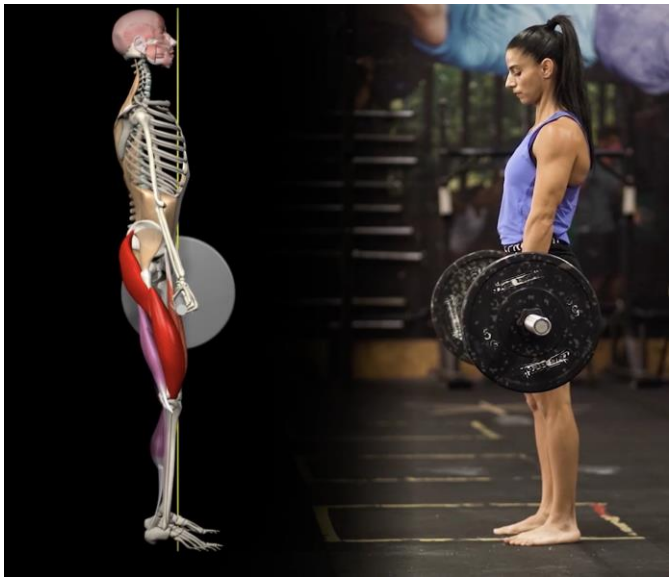


Figura 7. *Posición final del ejercicio de RDL (Turkel, 2025).*

Fase de descenso:

Flexión de cadera: El descenso comienza al inclinar las caderas hacia atrás mientras se mantiene la espalda recta.

Flexión de rodillas: Una vez que la barra pasa las rodillas, el atleta dobla las rodillas para que la barra se acerque al suelo.

Posición de la barra: La barra toca el suelo antes de iniciar la siguiente repetición.

Es fundamental tener en cuenta que, durante todo el movimiento, especialmente en las fases de elevación y terminación, se requiere una contracción significativa de los músculos del core (abdominales y lumbares) para estabilizar la columna vertebral y mantener una técnica adecuada. (Federico, F., & Silva, A., 2024).

Figura 8. *Fase de terminación del ejercicio de RDL (Turkel, 2025).*

5.1.2 Lesiones lumbares

Causas y características: Las lesiones lumbares son comunes tanto en la práctica deportiva como en la vida cotidiana. Estas pueden incluir torceduras, distensiones musculares, hernias de disco y fracturas vertebrales, siendo la región lumbar una de las más susceptibles (Manuales MSD, 2016). Los factores que contribuyen a su aparición incluyen sobrecarga, mala técnica de ejecución, falta de preparación física y movimientos repetitivos.

En el contexto del ejercicio físico, el uso incorrecto de la técnica, como en el peso muerto, genera sobrecarga en estructuras como los discos intervertebrales y ligamentos espinales, desencadenando dolor, contracturas o deterioro funcional (Lesiones de la espalda, 2002).

Tipos de lesiones lumbares: La mayoría de los dolores lumbares son el resultado de trastornos en la columna vertebral y en las articulaciones, músculos, ligamentos y raíces nerviosas cercanas, así como de afecciones en los discos intervertebrales. A menudo, no se puede determinar una única causa del dolor. Cualquier problema doloroso en la columna puede provocar contracturas reflejas (espasmos) en los músculos paravertebrales, lo que puede intensificar el dolor existente. Aunque el estrés puede agravar el dolor lumbar, su influencia específica no está del todo clara. En ocasiones, el dolor de espalda puede estar relacionado con condiciones que no afectan directamente la columna vertebral, como el cáncer, trastornos ginecológicos (por ejemplo, el síndrome premenstrual), afecciones renales (como cálculos renales), problemas urinarios (como infecciones en el riñón, la vejiga o la glándula prostática), trastornos del sistema digestivo (por ejemplo, diverticulitis) y problemas en las arterias principales cercanas a la columna. (Manuales, M. S. D., 2016)

La región lumbar es la más susceptible a lesiones y dolor. Algunas de las lesiones más frecuentes en esta área incluyen:

- Torceduras y distensiones (esguinces)
- Hernias de disco
- Fracturas de vértebras

Estas lesiones pueden generar dolor y restringir la movilidad. Los tratamientos disponibles son diversos e incluyen medicamentos, aplicación de frío, reposo en cama, fisioterapia o incluso cirugía. Para prevenir algunas lesiones de espalda, es recomendable mantener un peso saludable, utilizar la fuerza de las piernas al levantar objetos y emplear un soporte lumbar al estar sentado. (Lesiones de la espalda, 2002)

5.1.3 Técnica del ejercicio de peso muerto

Peso muerto convencional (barbell deadlift): Se trata de la versión «clásica» del peso muerto: el practicante se posiciona frente a la barra con los pies aproximadamente al ancho de los hombros, agarra la barra por fuera de las piernas, realiza una bisagra de cadera (movimiento de empujar las caderas hacia atrás), manteniendo la columna neutra, y levanta la barra hasta quedar erguido, con rodillas y caderas completamente extendidas. Esta variante enfatiza la cadena posterior completa —glúteos, isquiotibiales, erectores de la columna— y permite cargar los pesos más elevados, siendo ideal para fuerza pura. Según OPEX Fitness (2023), esta modalidad involucra mayor activación de la espalda baja y de los músculos de la cadena posterior que otras variantes.

Figura 9. *Ejercicio de levantamiento de peso muerto tradicional con barra. (Turkel, 2025).*

El Peso Muerto representa uno de los ejercicios fundamentales en el entrenamiento de fuerza con peso libre. Consiste en levantar una barra del suelo mediante un movimiento fluido que requiere la extensión coordinada de rodillas y cadera. La ejecución correcta demanda mantener la columna lumbar en posición neutral durante la fase inicial, seguida de

un levantamiento máximo que activa tanto los músculos extensores lumbares como otros músculos auxiliares de la cadena posterior. (Manuel et al., 2022)

Este ejercicio es un movimiento multiarticular de cadena cinética cerrada, diseñado para mejorar la fuerza y estimular el crecimiento muscular en la parte inferior del cuerpo. Los músculos principales involucrados son el glúteo mayor, los isquiotibiales, los cuádriceps y los erectores espinales. En el peso muerto convencional o tradicional, las piernas se posicionan a la anchura de los hombros. Los brazos se colocan sobre la barra, un poco más separados que el ancho de los hombros y por fuera de las rodillas. La barra puede sujetarse con agarre mixto, prono o supino. Las rodillas deben formar un ángulo de 90 grados respecto a la punta de los pies, manteniendo la espalda recta durante todo el movimiento, que implica levantar la barra desde el suelo hasta la altura de las caderas (Gallego, 2023). Las variables críticas del ejercicio incluyen: el ángulo de flexión lumbar y su progresión durante el movimiento, la coordinación entre la extensión de rodillas y cadera, la velocidad angular de la espalda, la postura neutra de la columna, la posición de los pies y el impacto del rango articular en la carga sobre caderas y rodillas. (Ochoa, 2024)

Peso muerto sumo (sumo deadlift): En esta variante, el practicante adopta una postura más amplia, con las piernas más abiertas y los pies apuntando hacia fuera, y agarra la barra por dentro de las piernas. Este cambio reduce la distancia desde la barra hasta el centro de masas, lo que puede disminuir la palanca sobre la columna y permitir una postura más vertical del torso, lo cual reduce la carga en los erectores lumbares. Como se afirma en *Men's Health* (2023), el sumo permite que el torso mantenga un ángulo más erguido y que algunos levantadores levanten más peso gracias a una mecánica diferente. Se considera más tolerable

para levantadores con longitud de torso y pierna que favorece esta posición, o para quienes tienen molestias en la espalda baja.

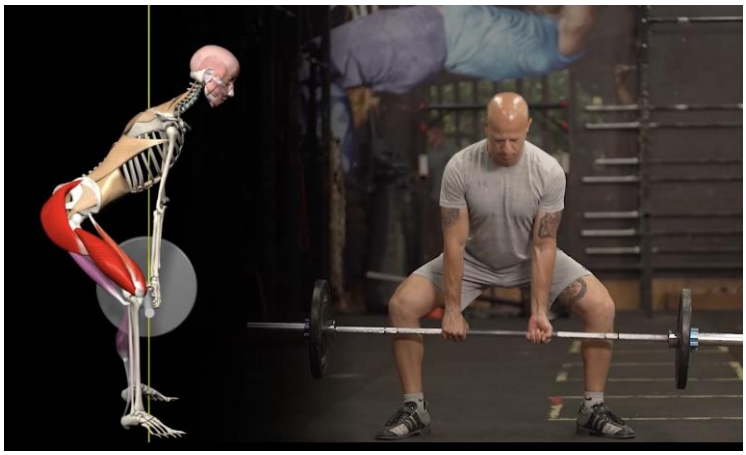


Figura 10. *Ejercicio de levantamiento de peso muerto en sumo (Turkel, 2025).*

Peso muerto rumano (Romanian deadlift, RDL): El RDL parte desde la posición de pie con la barra ya sostenida y se enfoca en la fase de descenso, sin que la barra toque el suelo entre repetición y repetición. El foco biomecánico está en la cadera (hip-hinge) más que en las rodillas, buscando estirar isquiotibiales y glúteos y mejorar su activación excéntrica. Según Garage Gym Reviews (2023), esta modalidad enfatiza en particular los isquiotibiales más que el peso muerto convencional, siendo útil para hipertrofia y prevención de lesión muscular. Para su ejecución correcta es imprescindible mantener la espalda neutra, inclinar las caderas hacia atrás, y bajar hasta donde los isquiotibiales lo permitan sin comprometer el tramo lumbar.

Figura 11. *Ejercicio de levantamiento de peso muerto Romano (Turkel, 2025).*

Peso muerto con barra hexagonal (trap bar deadlift / hex bar deadlift): En esta variante se utiliza una barra hexagonal (trap bar) que permite al levantador posicionarse dentro de la estructura de la barra, con agarres laterales. Esto reduce la distancia de la carga al centro de masa, permite un torso más erguido y reduce la necesidad de inclinación del tronco, lo que puede traducirse en menor estrés de la columna lumbar. Según Stronger By Science (2023), la trap bar posibilita una mayor velocidad de levantamiento, mayor potencia y menor riesgo de flexión espinal, siendo particularmente útil para principiantes o atletas que buscan reducir la carga en la espalda. Aunque puede parecer más parecido a una sentadilla que a un hinge puro, representa una alternativa excelente en programas funcionales o de rehabilitación.

Figura 12. *Ejercicio de levantamiento de peso muerto con barra hexagonal (Turkel, 2025).*

Peso muerto de una pierna (single-leg deadlift): se ejecuta sobre una pierna, lo que desafía estabilidad, core y control unilateral, y es útil para trabajo correctivo o de equilibrio. Según ISSA (2023) esta variante mejora la estabilidad y el control del cuerpo, aunque la carga es menor.

Figura 13. *Ejercicio de levantamiento de peso muerto de una pierna (Turkel, 2025).*

Análisis del riesgo postural: El levantamiento de peso muerto tradicional con barra implica una alta demanda biomecánica sobre la columna vertebral y los músculos estabilizadores del tronco, lo que lo convierte en un ejercicio con un riesgo postural considerable si no se ejecuta correctamente. Durante la fase de despegue y ascenso, la pérdida de la curvatura lumbar neutra (flexión excesiva) puede generar aumentos significativos en las fuerzas compresivas y de cizallamiento sobre los discos intervertebrales, especialmente en el segmento L5–S1, incrementando la probabilidad de lesiones como hernias o distensiones musculares (Ramirez et al., 2022). Estas cargas elevadas se intensifican cuando la técnica es deficiente o el deportista presenta fatiga muscular, lo cual reduce la capacidad de estabilización activa del tronco y favorece patrones de movimiento compensatorios que comprometen la seguridad y eficiencia del gesto deportivo (Mawston et al., 2021). Además, estudios han demostrado que incluso entrenadores o fisioterapeutas con experiencia presentan limitaciones para detectar pequeñas desviaciones lumbo-pélvicas a simple vista, lo que pone de manifiesto la necesidad de métodos objetivos para la evaluación postural (Falk et al., 2021). Asimismo, investigaciones recientes evidencian que el uso repetitivo de posturas forzadas o el manejo de cargas excesivas puede derivar en sobrecargas estructurales y deterioro del control neuromuscular, afectando la mecánica global del movimiento (Ramirez et al., 2023). En este contexto, la implementación de herramientas tecnológicas de análisis postural, como sistemas de videogrametría, representa una alternativa confiable y segura para identificar desviaciones y prevenir lesiones, permitiendo una evaluación más precisa y cuantificable del gesto técnico. Estas consideraciones son esenciales para establecer medidas de prevención, optimizar la ejecución del ejercicio y proteger la integridad física de los beneficiarios.

Tecnologías de medición:

Sensores Inerciales o Unidad de Medición Inercial (IMU): Los sensores de medición inercial son dispositivos electrónicos que permiten medir la aceleración, la velocidad angular y la orientación de un objeto en un espacio tridimensional. Estos sensores aplican la ley de Newton para detectar y cuantificar el movimiento y la rotación de un objeto. Generalmente, los sensores de medición inercial constan de un acelerómetro y un giroscopio. El acelerómetro se encarga de medir la aceleración lineal del objeto, mientras que el giroscopio mide la velocidad angular de su rotación. Además, algunos modelos pueden incluir un magnetómetro, que permite determinar la orientación del objeto en relación con el campo magnético terrestre. Estos sensores tienen diversas aplicaciones, que abarcan desde la navegación en vehículos autónomos y la estabilización de drones y robots, hasta la monitorización de la actividad física y deportiva, la realidad virtual y aumentada, y la medición de la orientación y posición en sistemas de control de movimiento (Bosch Sensortec, 2023).

Los sensores inerciales permiten la medición tridimensional de aceleración, velocidad angular y orientación, utilizando acelerómetros, giroscopios y, en algunos casos, magnetómetros. Son útiles para aplicaciones deportivas, clínicas y de control de movimiento (Bosch Sensortec, 2023).

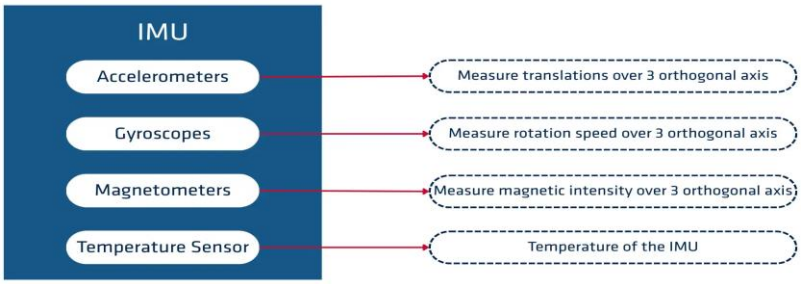


Figura 14. *Tipos de sensores de Unidad de Medición Inercial (SBG Systems, 2025).*

Fotogrametría: La fotogrametría es el procedimiento que permite hacer mediciones confiables a partir de fotografías. Aunque esta definición puede parecer un tanto simplista, la etimología del término lo confirma: "Photos" se traduce como luz en griego; "metron", como medir; y "gramma", como escribir o dibujar.

Algunas definiciones de fotogrametría también pueden incluir la obtención de medidas a partir de patrones de energía radiante electromagnética y otros fenómenos. Esto se debe a que la fotogrametría, en ciertos campos, comprende no solamente fotografías, sino también datos obtenidos de otras imágenes multiespectrales (*Qué Es la Fotogrametría*, 2025). La fotogrametría, por su parte, permite obtener modelos 3D a partir de imágenes fijas, y se emplea tanto en cartografía como en biomecánica para modelar movimientos. Puede ser aérea o de corto alcance, según el origen y orientación de las imágenes (Pola, 2023).

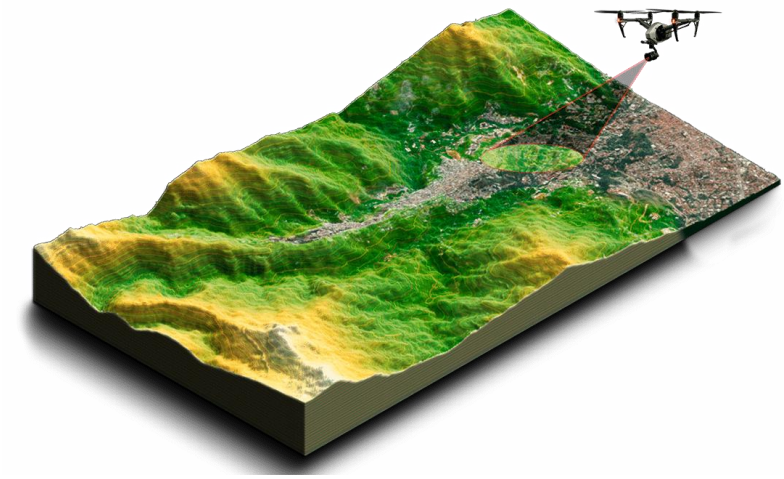


Figura 15. *Fotogrametría a una zona geográfica especifica. (Uav & Uav, 2024)*

Videogrametría: La videogrametría es una técnica de medición que obtiene datos en 3D a partir de grabaciones en vídeo para generar una malla tridimensional. De manera similar a la fotogrametría, puede ser atractivo crear modelos en 3D a partir de grabaciones de video (*Creación de Modelos En 3D A Partir de Vídeos*, s. f.). La videogrametría es similar, pero parte de secuencias de video para reconstruir escenas tridimensionales, lo cual resulta valioso en el análisis dinámico de gestos deportivos (Sketchfab, s.f.).

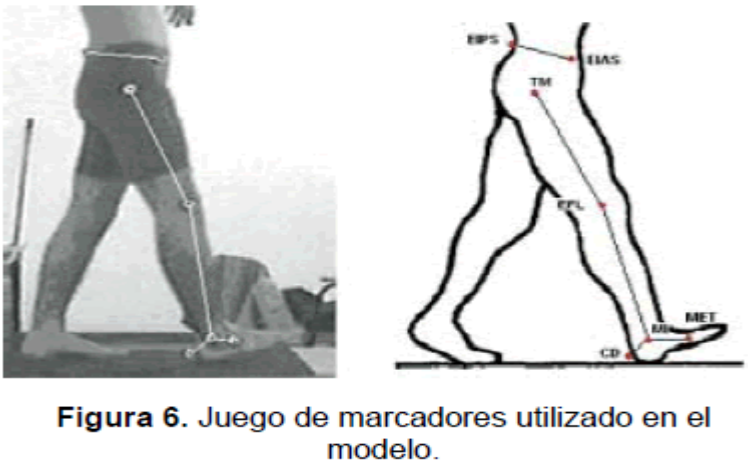


Figura 16. *Aplicación de videográmtria para la deteccion de la marcha (Díaz et al., 2006).*

Consideraciones éticas en investigación con sujetos humanos: Emanuel et al. (2000) proponen siete requisitos éticos para investigación en seres humanos: valor social, validez científica, selección equitativa, proporción riesgo-beneficio, evaluación independiente, consentimiento informado y respeto continuo. Este modelo promueve una participación responsable, con enfoque preventivo hacia la explotación y el daño. En el presente proyecto, estos principios orientan las pruebas con beneficiarios, garantizando consentimiento voluntario, anonimato de los datos, evaluación por comité ético y minimización de riesgos.

5.2 Marco Geográfico

El presente proyecto se desarrolló en Colombia, un país ubicado en el extremo noroccidental de América del Sur, caracterizado por su diversidad geográfica, cultural y económica. Dentro del contexto nacional, el proyecto se alinea con los esfuerzos en ciencia, tecnología e innovación orientados a la mejora de la calidad de vida, la salud preventiva y el fortalecimiento del bienestar físico de la población.

A nivel regional, el proyecto tuvo lugar en la ciudad de Bogotá D.C., capital de la República de Colombia y principal centro político, económico y educativo del país. Bogotá se destaca por albergar una gran concentración de instituciones de educación superior, centros de investigación, y espacios deportivos formales e informales, lo que la convierte en un entorno propicio para el desarrollo de iniciativas académicas y tecnológicas con impacto social.

Específicamente, la ejecución del proyecto se realizó en un gimnasio en la localidad de Ciudad Bolívar proporcionó tanto el espacio físico como el entorno académico necesario

para la implementación del prototipo, así como la realización de pruebas funcionales y validación del sistema de alerta postural. El uso de las instalaciones permitió desarrollar pruebas controladas en condiciones reales de uso, con participantes pertenecientes a su comunidad y en un entorno seguro y supervisado.

Este contexto geográfico facilitó el acceso a recursos técnicos y humanos, además de ofrecer un escenario representativo para la evaluación de soluciones tecnológicas aplicadas al campo de la salud, el ejercicio físico y la ergonomía.

5.3 Marco Legal

El desarrollo del presente proyecto considera el marco normativo colombiano sobre investigación en salud, protección de participantes y ética en el manejo de información personal y biológica. Se incorporan normativas clave que brindan respaldo legal y ético a todas las actividades del proyecto.

Como fundamento se utiliza la Resolución 8430 de 1993 del Ministerio de Salud, que establece las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud. Específicamente, se aplica el Artículo 11, que exige el consentimiento informado, asegurando que los participantes entiendan los riesgos, beneficios y objetivos del estudio; y el Artículo 17, que protege la confidencialidad de la información, garantizando la privacidad de los sujetos durante todo el proceso.

El proyecto también se acoge al Decreto 393 de 1991, que impulsa el desarrollo científico y tecnológico, facilitando el diseño de prototipos y herramientas con aplicación en salud, como nuestro sistema de alerta postural.

Adicionalmente, se observa el Artículo 42 de la Resolución 8321, que establece que toda investigación con intervención en seres humanos debe realizarse bajo condiciones que garanticen la seguridad, integridad física y dignidad de los participantes.

Estas normativas refuerzan nuestro compromiso con la integridad de los usuarios, la ética en la investigación y el rigor técnico necesario para desarrollar sistemas de prevención de lesiones durante la actividad física. Su aplicación asegura que el proyecto cumpla con los principios de responsabilidad social, respeto por los derechos humanos y calidad científica.

5.4 Estado del Arte

El desarrollo de sistemas tecnológicos enfocados en la prevención de lesiones musculoesqueléticas durante la actividad física ha cobrado gran relevancia en la última década. Diversos estudios han demostrado el potencial de los sensores inerciales, los algoritmos de clasificación y los dispositivos portátiles para monitorear la postura, brindar retroalimentación en tiempo real y reducir el riesgo e lesiones durante la ejecución de ejercicios complejos. A continuación, se presentan investigaciones relevantes que guardan relación directa o complementaria con el propósito de este proyecto.

Título del estudio	**Metodología**	**En qué consiste el estudio**	**Resultados**	**Qué aportes presenta al proyecto**
Sport-related back injury prevention with a wearable device	Desarrollo experimental de prototipo, con pruebas piloto para la detección de la rectitud de la espalda,	Propone un dispositivo portátil para prevenir lesiones lumbares en levantamiento de pesas;	Demostró factibilidad de un dispositivo de bajo perfil; limitaciones en adhesivos y tipos de	Evidencia de necesidad de una solución portátil y no-intrusiva; aporta lecciones de diseño de

	usando sensores IMU	combina sensores y retroalimentación en tiempo real	postura detectadas	retroalimentación en tiempo real
Sistema electrónico de evaluación de postura de la espalda al realizar el ejercicio de sentadillas con barra libre usando algoritmos de aprendizaje autónomo	Desarrollo de prototipo con acelerómetros y clasificación mediante K-NN	Clasifica buenas/malas posturas en sentadillas usando acelerómetros y distancia euclidiana para clasificar nuevas muestras	El enfoque K-NN permitió identificar posturas con resultados aceptables en entorno controlado	Metodología de clasificación y uso de acelerómetros; muestra importancia del conjunto de datos de posturas para entrenamiento del clasificador
Clasificación de la actividad de la parte superior del cuerpo utilizando una unidad de medición inercial en deportes de cancha y de campo: una revisión sistemática	Revisión sistemática de 20 artículos sobre IMU y clasificación de actividad	Analiza modelos, ubicaciones de sensor, preprocesamiento y precisión en deportes de cancha/campo	Resume que ubicación del sensor y selección de características son determinantes; presenta rangos de precisión variables	Fundamenta selección de variables y diseño de preprocesamiento; soporte para combinar ubicación de sensores con videogrametría
Clasificación basada en IMU de la enfermedad de Parkinson a partir de la marcha: un	Experimental: IMU en marcha, análisis de sensibilidad sobre ubicación y	Construyó clasificadores multicapa sobre datos de marcha con distintas	Mostró sensibilidad a la ubicación y la selección de característica, además de buen	Refuerza que la ubicación y selección de características son críticos; aplicable al diseño de

análisis de sensibilidad sobre la ubicación del sensor y la selección de características	selección de características; compara clasificadores	configuraciones de sensor	rendimiento con configuraciones óptimas	variable crítica (lumbar) en peso muerto
Real-Time AI Posture Correction for Powerlifting Exercises Using YOLOv5 and MediaPipe	Desarrollo de sistema real-time con redes de visión (YOLOv5) + MediaPipe; evaluación en ejercicio	Detecta puntos clave y aplica clasificación para corrección en tiempo real en levantamiento de pesas	Buena precisión en detección de errores y retroalimentación inmediata; implementable en hardware de borde	Soporte técnico para usar MediaPipe/YOLO en tiempo real; valida videogrametría+IA como opción viable
Real-Time Posture Monitoring and Risk Assessment for Manual Lifting Tasks Using MediaPipe and LSTM	Implementación experimental: detección de puntos clave+ LSTM para análisis temporal	Integra estimación de pose (MediaPipe) y LSTM para evaluar riesgos posturales durante levantamiento	Capacidad de detectar desviaciones temporales y ofrecer retroalimentación; buen desempeño en etiquetado temporal	Aporta método de análisis temporal (LSTM) para diferenciar fases del gesto y reducir falsos positivos
PosePilot: An Edge-AI Solution for Posture Correction in Physical Exercises	Desarrollo Edge-AI (LSTM/BiLSTM con atención) ejecutable localmente	Sistema para corrección postural en tiempo real usando modelos optimizados para dispositivos de borde.	Alta eficiencia y latencia baja; aplicable a corrección personalizada	Muestra viabilidad de modelos complejos en hardware limitado; útil para versión portátil del prototipo.
The role of wearables in	Revisión sistemática de	Analiza tendencias en	IMU ofrecen buena	Respalda necesidad de

spinal posture analysis: a systematic review	37 estudios sobre dispositivos portátiles y postura	IMU y validaciones clínicas; destaca limitaciones en validaciones a largo plazo	precisión, pero falta de estudios en uso prolongado; variabilidad en protocolos	validaciones en campo y protocolos estandarizados ; apoya la combinación videogrametría+IMU
Sistema portátil de captura de movimiento para el análisis cinemático de la marcha humana	Se desarrolló y validó un sistema portátil con sensores para registrar la marcha	Propone un dispositivo para analizar el movimiento humano sin equipos fijos	Correlaciones altas con los sistemas de referencia, con errores relativos aceptables en la mayoría de las variables medidas	Aporta técnicas de validación, portabilidad y compensación de errores útiles para el desarrollo del prototipo
Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain	Estudio comparativo con sensores entre sujetos con y sin dolor lumbar	Examina diferencias de movilidad lumbar y de cadera durante la flexión	El dolor lumbar se asoció con menor movilidad de cadera y mayor flexión lumbar	Proporciona parámetros biomecánicos para identificar posturas de riesgo

Tabla 1. Comparación del marco teórico (Villamizar, 2025).

6. Requerimientos

Para el desarrollo del sistema de alerta postural durante la ejecución del ejercicio de peso muerto tradicional con barra, se establecen una serie de requerimientos que guían tanto el diseño como la implementación técnica y la validación del prototipo. Estos requerimientos

se clasifican en cuatro categorías: funcionales, de calidad, técnicos y de restricción, permitiendo una visión clara y estructurada de las necesidades que debe satisfacer el sistema.

6.1 Requerimientos Funcionales

Los requerimientos funcionales describen las características y comportamientos que el sistema debe cumplir para garantizar su utilidad en el contexto previsto:

Detección postural específica: El sistema debe ser capaz de detectar posturas inadecuadas en la espalda durante la ejecución del ejercicio de peso muerto tradicional con barra.

Retroalimentación: El sistema debe emitir un estímulo al detectar una postura inadecuada.

Registro de datos de entrenamiento: El sistema debe registrar información relevante de cada sesión, como el número de alertas emitidas y el tiempo que el beneficiario mantuvo una postura adecuada o inadecuada.

Almacenamiento de información: El sistema debe guardar los datos recolectados durante la sesión, permitiendo su posterior análisis y trazabilidad.

Activación por gesto específico: El sistema estará diseñado para activarse únicamente durante la ejecución del peso muerto con barra, excluyendo cualquier otro tipo de ejercicio.

Discriminación de variantes: El sistema solo emitirá alertas cuando se detecten posturas incorrectas específicamente en el peso muerto tradicional, sin incluir variantes del ejercicio.

6.2 Requerimientos de Calidad (No Funcionales)

Estos requerimientos aseguran que el sistema se desempeñe con eficiencia, precisión y confiabilidad bajo condiciones reales de uso:

Independencia morfológica: El sistema de clasificación de la postura no deberá verse influenciado por características individuales como el peso o la estatura del beneficiario, promoviendo así su aplicabilidad a una población diversa (Arrowsmith et al., 2022).

6.3 Requerimientos Técnicos

Estos requerimientos están relacionados con los componentes físicos y tecnológicos que debe incluir el sistema:

Distancia de la cámara al beneficiario: La cámara principal deberá ubicarse a una distancia de entre 2 y 3 metros del beneficiario y una altura de 90 a 1,2 m desde el suelo, centrada a la altura de la cadera.

Velocidad de fotogramas: Las cámaras deberán grabar a una frecuencia mínima de 30 fotogramas por segundo (fps), siendo 60 fps recomendados para capturar de forma fluida los cambios rápidos durante la fase de despegue y extensión del ejercicio (Pueo, 2016).

Enfoque y resolución de las cámaras: Las cámaras deben contar con una resolución mínima de 1080 píxeles (Full HD) y sistema de enfoque automático o manual ajustable, garantizando la nitidez de las articulaciones principales (hombros, caderas, rodillas, tobillos) (Maciejewski et al., 2025).

6.4 Requerimientos de Restricción

Los requerimientos de restricción delimitan el perfil de los beneficiarios del sistema y establecen condiciones obligatorias de uso para garantizar su correcta validación:

Condición física del beneficiario: El sistema será probado únicamente en personas que no presenten patologías previas en el tren inferior o superior.

Integridad estructural: El beneficiario no debe contar con amputaciones ni utilizar prótesis u ortesis, con el fin de garantizar uniformidad en la biomecánica del gesto evaluado.

Este conjunto de requerimientos proporciona una base sólida para orientar el diseño, implementación y validación del sistema de alerta postural. Además, permite garantizar la viabilidad técnica, la precisión funcional y la aplicabilidad del prototipo en un entorno real de entrenamiento físico.

7. Metodología

La metodología implementada en este proyecto se estructuró en una serie de etapas secuenciales diseñadas para dar cumplimiento a los objetivos específicos planteados. Cada fase correspondió a un conjunto de actividades orientadas a la identificación, diseño, desarrollo y validación del prototipo tecnológico propuesto, garantizando la coherencia entre el enfoque teórico, los procedimientos experimentales y los resultados obtenidos.

El desarrollo metodológico combinó técnicas de revisión documental, análisis biomecánico, modelado funcional y pruebas controladas con beneficiarios, integrando así componentes de ingeniería, ergonomía y biomecánica aplicada. Este enfoque permitió abordar el problema desde una perspectiva integral, contemplando tanto los aspectos técnicos del sistema como las condiciones reales de ejecución del ejercicio de peso muerto tradicional con barra.

A continuación, se presentan las etapas metodológicas que guiaron el desarrollo del proyecto, las cuales se encuentran alineadas con los objetivos específicos definidos en el plan de investigación.

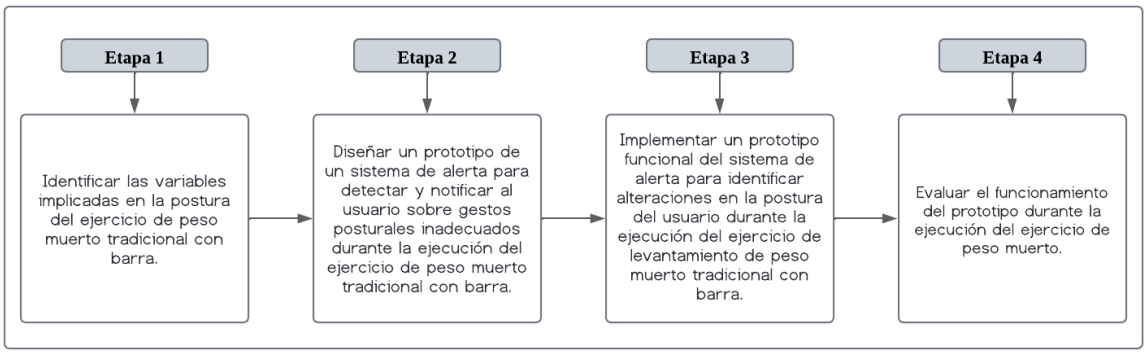


Figura 17. *Esquema resumido de la metodología (Villamizar, 2025).*

7.1 Identificación de variables biomecánicas y parámetros de referencia.

Esta etapa correspondió al cumplimiento del primer objetivo específico, orientado a identificar las variables biomecánicas críticas y los parámetros posturales de referencia asociados al ejercicio de peso muerto tradicional con barra. Su desarrollo permitió establecer los fundamentos teóricos y técnicos necesarios para la configuración del sistema de detección y alerta postural.

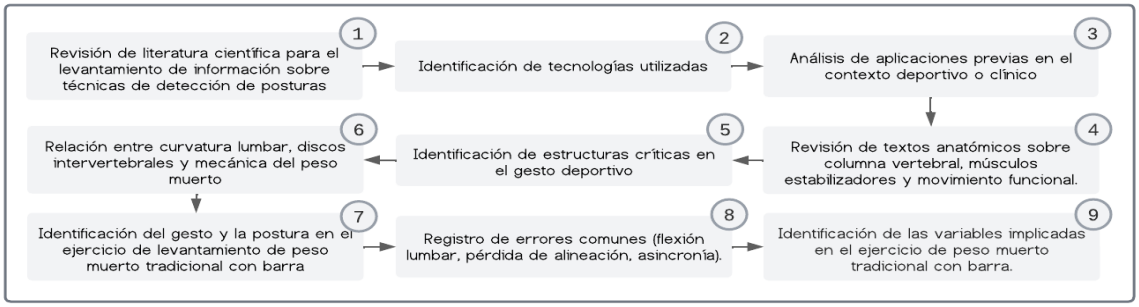


Figura 18. *Esquema de las tareas a desarrollar del primer objetivo específico.*

Revisión de literatura científica para el levantamiento de información sobre técnicas de detección de posturas

Se realizó una revisión documental exhaustiva en bases de datos académicas como *ScienceDirect*, *IEEE Xplore* y *PubMed*, enfocada en investigaciones publicadas entre 2015 y 2024 relacionadas con el análisis de postura y la detección de movimiento humano mediante visión por computador y videogrametría. Se analizaron artículos orientados al uso de inteligencia artificial, redes de estimación de pose y sistemas de captura sin marcadores, con el fin de comprender las metodologías más empleadas y los criterios de medición postural aplicables a entornos deportivos. La información recopilada permitió delimitar el alcance técnico del proyecto y seleccionar la estrategia de medición más adecuada.

Identificación de tecnologías utilizadas

Posterior a la revisión teórica, se llevó a cabo un análisis comparativo de tecnologías empleadas en el reconocimiento de posturas, incluyendo sistemas basados en sensores inerciales (IMU), cámaras RGB-D, y videogrametría con visión por computador. Se evaluaron sus características en términos de precisión, costo, facilidad de uso y aplicabilidad en espacios no controlados como gimnasios. A partir de este estudio, se determinó que la videogrametría con herramientas como *MediaPipe* y *OpenCV* ofrecía una solución óptima para el contexto del proyecto, al permitir el seguimiento articular sin necesidad de dispositivos físicos acoplados al cuerpo.

Análisis de aplicaciones previas en el contexto deportivo o clínico

Se revisaron proyectos y artículos que aplicaban tecnologías de análisis de movimiento tanto en la práctica deportiva como en la rehabilitación física. Se examinaron casos de estudio relacionados con ejercicios de levantamiento, patrones de marcha y actividades funcionales, identificando las variables más frecuentemente monitoreadas —como ángulos articulares, alineación de segmentos corporales y rango de movimiento—. Este análisis permitió adaptar los parámetros utilizados en otros contextos a las particularidades del ejercicio de peso muerto tradicional, asegurando la validez biomecánica del sistema propuesto.

Revisión de textos anatómicos sobre columna vertebral, músculos estabilizadores y movimiento funcional

Se consultaron fuentes especializadas en anatomía y biomecánica humana (como *Kendall et al., 2017* y *McGill, 2007*) con el propósito de comprender la función de las estructuras implicadas en la estabilidad lumbopélvica durante la ejecución del ejercicio. Se estudiaron los músculos erectores espinales, multífidos, glúteos e isquiotibiales, así como el comportamiento de la columna vertebral ante cargas axiales y de flexión. Este proceso permitió determinar las zonas de mayor vulnerabilidad y definir los límites posturales seguros que debían mantenerse durante la ejecución del movimiento.

Identificación de estructuras críticas en el gesto deportivo

Con base en la revisión anatómica y los registros fotográficos de referencia, se identificaron las estructuras anatómicas más relevantes para el seguimiento postural: columna

lumbar, caderas, rodillas, tobillos y hombros. Estas zonas se definieron como puntos clave para el algoritmo de detección de pose, ya que permiten evaluar la alineación corporal y el control del tronco durante las fases del levantamiento (inicio, despegue y extensión).

Relación entre curvatura lumbar, discos intervertebrales y mecánica del peso muerto

Se realizó un análisis biomecánico de la relación entre la curvatura lumbar y las fuerzas aplicadas sobre los discos intervertebrales durante la ejecución del ejercicio. A partir de la literatura consultada y de observaciones experimentales, se reconoció que la pérdida de la curvatura neutra incrementa las fuerzas de cizallamiento en la región lumbar, lo que puede derivar en micro traumas o lesiones crónicas. Este conocimiento sirvió para establecer los criterios de alerta del sistema, orientados a detectar flexiones lumbares excesivas o desviaciones respecto al patrón óptimo.

Identificación del gesto y la postura en el ejercicio de levantamiento de peso muerto tradicional con barra

Se realizó un análisis del gesto técnico del peso muerto tradicional, considerando las fases del movimiento, la secuencia articular y la posición relativa de la barra respecto al cuerpo. Se definieron las posturas inicial, media y final del ejercicio, detallando las condiciones angulares ideales en cadera, rodillas y columna. Esta descripción permitió establecer un modelo de referencia para el algoritmo de detección y definir los valores límites de desviación postural aceptables.

Registro de errores comunes (flexión lumbar, pérdida de alineación, asincronía)

Se documentaron los errores técnicos más frecuentes observados durante la ejecución del peso muerto, entre ellos la flexión excesiva de la zona lumbar, la pérdida de alineación entre cadera y rodillas, y la asincronía en las fases de extensión. Estos errores fueron clasificados y codificados como patrones de desviación que el sistema debía reconocer para generar alertas visuales. Este registro sirvió como base para el entrenamiento y validación del algoritmo de detección implementado en las etapas posteriores del proyecto.

Identificación de las variables implicadas en el ejercicio de peso muerto tradicional con barra

Una vez finalizada la revisión bibliográfica y el análisis anatómico, se procedió a identificar las variables biomecánicas implicadas en la ejecución del ejercicio de peso muerto tradicional con barra. Este proceso se realizó con base en la integración de información teórica, observaciones experimentales y análisis visual del gesto técnico. Las variables fueron seleccionadas atendiendo a su relevancia en la determinación de una postura segura, estable y eficiente, así como a su viabilidad para ser medidas a través del sistema de videogrametría propuesto.

Entre las variables seleccionadas se incluyeron los ángulos articulares de la cadera, rodilla y tobillo, los cuales permiten describir la secuencia de extensión de las extremidades inferiores durante el levantamiento; el ángulo de inclinación lumbar, que refleja la posición de la columna con respecto a la pelvis; y la alineación entre hombros, caderas y tobillos, empleada para evaluar la estabilidad del tronco y la simetría corporal. Asimismo, se consideró la trayectoria de la barra como variable cinemática complementaria, ya que su

desplazamiento vertical y su proximidad al cuerpo constituyen indicadores directos del control postural y del equilibrio durante el movimiento.

Estas variables fueron definidas dentro de un rango de referencia obtenido de fuentes biomecánicas especializadas y ajustadas de acuerdo con las observaciones realizadas durante las sesiones experimentales. Dichos parámetros sirvieron como base para el desarrollo del algoritmo de detección y para la configuración de los criterios de alerta del sistema, garantizando la correspondencia entre los resultados teóricos y el comportamiento real del beneficiario durante la ejecución del ejercicio.

7.2 Selección tecnológica y configuración experimental

La segunda etapa del proyecto tuvo como finalidad definir la arquitectura técnica y metodológica del sistema de medición postural, así como el protocolo experimental para la adquisición de datos. Cada una de las actividades desarrolladas en esta fase permitió cumplir con los objetivos específicos relacionados con la implementación y la validación del prototipo preventivo.

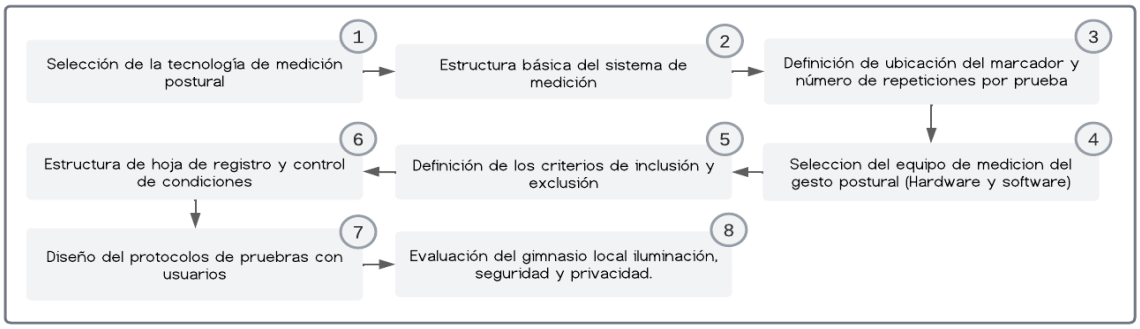


Figura 19. *Esquema de la ejecución del segundo objetivo específico.*

Selección de la tecnología de medición postural

La selección tecnológica se realizó a partir de un análisis comparativo de diferentes alternativas de medición postural, incluyendo sistemas de captura de movimiento basados en marcadores, sensores inerciales (IMU), cámaras RGB y cámaras de profundidad. Se evaluaron criterios como precisión, facilidad de uso, costo, disponibilidad, y aplicabilidad en entornos no controlados, como gimnasios.

De acuerdo con Wade et al. (2023), los sistemas basados en cámaras convencionales en planos sagital y frontal pueden ofrecer una aproximación válida para el análisis de movimiento, siempre que se controle la iluminación y se reduzcan las oclusiones. En este sentido, se priorizó una tecnología de videograbación bidimensional (2D) que permitiera obtener información confiable sobre los ángulos articulares sin requerir equipamiento costoso o calibraciones complejas.

Asimismo, estudios recientes como el de Fonseca et al. (2023) destacan que la repetibilidad de las mediciones depende más de la correcta identificación de los puntos anatómicos y la estandarización de los protocolos que del tipo de sensor empleado. En consecuencia, la selección tecnológica se fundamentó en el equilibrio entre precisión técnica y viabilidad operativa en un entorno de gimnasio.

Estructura básica del sistema de medición

Se diseñó una estructura modular compuesta por: (a) una estación de adquisición conformada por cámaras de video fijas, (b) un área de ensayo marcada en el suelo que delimitó la zona de ejecución, (c) un sistema de registro de video y almacenamiento de datos, y (d) una hoja de control de condiciones experimentales.

Las cámaras se ubicaron de forma fija para capturar simultáneamente el plano sagital y el plano frontal, asegurando sincronía temporal entre ambas vistas, siguiendo recomendaciones técnicas descritas por Vicon (2024) y Pueo y Jiménez-Olmedo (2016) sobre parámetros de adquisición para análisis de movimiento humano. Las configuraciones incluyeron una resolución mínima de 1080p (Full HD) y una velocidad de captura recomendada de 60 fotogramas por segundo (fps) para garantizar la fidelidad de los movimientos rápidos del levantamiento (Pueo & Jiménez-Olmedo, 2016).

Definición de la ubicación de los marcadores y número de repeticiones por prueba

Ubicación de los marcadores

En el plano frontal, se colocaron marcadores bilaterales en tres niveles anatómicos:

- Cadera (trocánter mayor),
- Rodilla (cóndilo femoral lateral), y
- Tobillo (maleolo lateral).

Esta disposición permitió analizar la simetría entre los hemicuerpos y las desviaciones laterales (aducción/abducción), variables críticas para evaluar la estabilidad y la correcta alineación postural durante el levantamiento (Fonseca et al., 2023).

En el plano sagital, se ubicaron marcadores en el hombro (acromion), cadera (trocánter mayor), rodilla (cóndilo femoral lateral) y tobillo (maleolo lateral) del lado visible para la cámara. Esta configuración permitió calcular los ángulos sagitales de interés —como el ángulo de cadera, rodilla y la inclinación tronco-pélvica—, los cuales determinan la carga biomecánica sobre la región lumbar (McGinley et al., 2009; Wu et al., 2002).

El uso de puntos óseos palpables como referencias de marcación es una práctica estandarizada en biomecánica, pues minimiza la variabilidad entre evaluadores y mejora la fiabilidad de los resultados (Fonseca et al., 2023; Kadaba et al., 1990).

Aclaración sobre el uso de dos planos

La captura de datos se realizó únicamente en los planos sagital y frontal, decisión sustentada tanto en razones operativas como en evidencia científica. El análisis bidimensional ha demostrado ser suficiente para describir variables angulares principales cuando los movimientos ocurren principalmente en un solo plano (Wade et al., 2023; Michelini et al., 2020). Aunque este enfoque presenta limitaciones para registrar rotaciones fuera del plano, estudios recientes reportan que el error angular promedio es aceptable (<5°) si se mantienen condiciones controladas de cámara y posicionamiento (Wade et al., 2023).

Número de repeticiones por prueba

Cada participante realizó entre 5 y 8 repeticiones del ejercicio por bloque, número que equilibra la fiabilidad de los datos con la prevención de fatiga, siguiendo criterios establecidos por Guppy et al. (2024) y Ramírez et al. (2024). Este rango permite analizar variabilidad inter-repetición y estabilidad técnica sin afectar el rendimiento ni la seguridad del participante.

Selección del equipo de medición del gesto postural (hardware y software)

El equipo se seleccionó considerando los requerimientos técnicos identificados en la fase de diseño:

- Cámaras: resolución mínima 1080p, con preferencia de 60 fps para mejorar la precisión temporal (Pueo & Jiménez-Olmedo, 2016).
- Soportes: trípodes ajustables de entre 0,9 y 1,2 m de altura.
- Iluminación: fuentes indirectas que redujeran sombras.
- Computador: con capacidad de almacenamiento superior a 500 GB y procesamiento de video fluido.

El software empleado debía permitir la captura, extracción y almacenamiento de datos angulares en formatos abiertos (CSV o Excel), lo cual favorece la trazabilidad y el análisis posterior. De acuerdo con Vicon (2024), la estandarización en formatos de salida facilita la interoperabilidad entre herramientas de análisis biomecánico.

Definición de los criterios de inclusión y exclusión

Los criterios de inclusión se definieron con base en la literatura sobre protocolos experimentales de fuerza y biomecánica humana. Se incluyeron sujetos adultos, sanos, usuarios habituales de gimnasio con experiencia en peso muerto, sin lesiones musculoesqueléticas activas y que otorgaron consentimiento informado (Ramírez et al., 2024).

Los criterios de exclusión comprendieron: lesiones previas en columna o miembros inferiores, uso de prótesis u ortesis, patologías que afectaran la estabilidad postural o cirugías recientes. Esta delimitación permitió reducir la variabilidad anatómica y controlar posibles factores de confusión biomecánica (Guppy et al., 2024).

Estructura de la hoja de registro y control de condiciones

Se diseñó una hoja de registro que incluyó variables de identificación (edad, sexo, peso y talla), condiciones de la sesión (peso levantado, número de repeticiones, ángulo de cámara, distancia al usuario), observaciones de técnica y número de alertas emitidas. Este formato permitió garantizar la trazabilidad y consistencia de los datos. Según Fonseca et al. (2023), la documentación estandarizada de las condiciones experimentales es clave para asegurar la comparabilidad de resultados entre sesiones.

Diseño del protocolo de pruebas con usuarios

El protocolo experimental se desarrolló siguiendo una secuencia estructurada:

1. Firma del consentimiento informado.
2. Medición antropométrica y colocación de marcadores.
3. Calentamiento guiado de 10 minutos.
4. Ejecución de 5 a 8 repeticiones de peso muerto con cargas submáximas.
5. Registro simultáneo en los planos frontal y sagital.
6. Anotación de observaciones y detección de alertas.

El diseño se inspiró en procedimientos utilizados en estudios de evaluación técnica de ejercicios de levantamiento, como los descritos por Stratton et al. (2024) y Guppy et al. (2024).

Evaluación del gimnasio local: iluminación, seguridad y privacidad

Antes de la fase experimental se realizó una inspección técnica del gimnasio para verificar condiciones adecuadas de captura y seguridad. Se evaluaron los niveles de iluminación, posibles reflejos, fondo visual, superficie del piso y disposición del equipo, de acuerdo con las recomendaciones metodológicas de Vicon (2024).

Se tomaron medidas preventivas para garantizar la seguridad y la privacidad de los participantes, evitando la grabación de terceros y asegurando la confidencialidad de los datos conforme a principios éticos de investigación en humanos (Ramírez et al., 2024).

7.3 Pruebas experimentales y validación funcional

Esta etapa tuvo como propósito comprobar el funcionamiento del prototipo de detección postural, evaluar su comportamiento durante el levantamiento de peso muerto tradicional con barra y recopilar información cuantitativa y cualitativa sobre la experiencia de los usuarios. Las actividades se orientaron a la validación experimental del sistema bajo condiciones reales de entrenamiento, considerando los parámetros definidos en las fases anteriores.

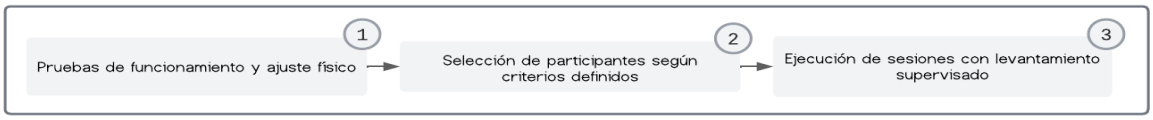


Figura 20. *Esquema de la ejecución del tercer objetivo específico.*

Pruebas de funcionamiento y ajuste físico

Previo a la aplicación con usuarios, se realizaron pruebas de funcionamiento destinadas a verificar la estabilidad estructural del prototipo, el encuadre visual y la correcta detección de los puntos anatómicos marcados. Se evaluaron aspectos como:

- Visibilidad de los marcadores en ambos planos
- Precisión en la alineación de las cámaras
- Control de iluminación
- Integridad del sistema de captura
- Consistencia en el registro de los datos

De acuerdo con Wade et al. (2023), en estudios de análisis postural mediante cámaras 2D, el control de las condiciones de captura (ángulo, distancia y estabilidad de cámara) es determinante para reducir errores angulares derivados de la perspectiva. Asimismo, McGinley et al. (2009) señalan que la reproducibilidad de las mediciones depende en gran medida de la calibración inicial y del control de los parámetros del entorno.

Durante estas pruebas, se ajustó la distancia entre cámaras y el área de captura siguiendo recomendaciones de Vicon (2024) y Pueo y Jiménez-Olmedo (2016), asegurando una distancia promedio entre 2 y 2.5 metros y una altura de 90 centímetros y 1 metro respecto al suelo, centrada a nivel de la cadera del sujeto. Estas condiciones permitieron obtener imágenes nítidas de los marcadores y un ángulo de observación adecuado para las mediciones angulares.

Finalmente, se verificó la correspondencia de los datos registrados con la postura esperada del levantamiento, garantizando que las alertas del sistema respondieran efectivamente a desviaciones lumbares simuladas y no a variaciones propias del movimiento.

Selección de participantes según criterios definidos

La selección de los participantes o beneficiarios se llevó a cabo conforme a los criterios de inclusión y exclusión establecidos en la Etapa 2 (Selección tecnológica y configuración experimental). Se convocaron adultos jóvenes y sanos, usuarios habituales de gimnasio con experiencia en el levantamiento de peso muerto y sin antecedentes de lesiones musculoesqueléticas en la región lumbar o miembros inferiores.

La participación fue voluntaria, previa firma del consentimiento informado, cumpliendo con las consideraciones éticas de la Declaración de Helsinki (World Medical Association, 2013) y la normativa nacional sobre investigación con seres humanos.

El tamaño de la muestra se definió de manera intencional, acorde con el enfoque exploratorio del estudio y la naturaleza funcional de la validación del prototipo. Investigaciones similares sobre evaluación biomecánica aplicada al levantamiento de pesas han empleado entre 5 y 15 sujetos como rango suficiente para analizar consistencia técnica y comportamiento de las mediciones (Ramírez et al., 2024; Guppy et al., 2024).

Además, se consideró la homogeneidad en la técnica y la experiencia de los sujetos para evitar sesgos por diferencias en el dominio del movimiento (Stratton et al., 2024). Antes de las pruebas, cada participante recibió una instrucción estandarizada sobre la técnica del peso muerto tradicional, siguiendo las pautas biomecánicas descritas por McGill (2007) para preservar la alineación lumbar durante la ejecución.

Ejecución de sesiones con levantamiento supervisado

Las sesiones experimentales se realizaron en el gimnasio previamente evaluado, bajo condiciones controladas de iluminación y seguridad. Cada participante ejecutó el ejercicio de peso muerto tradicional con barra mientras el sistema registraba su desempeño postural y generaba alertas ante desviaciones de la alineación esperada.

El procedimiento general comprendió las siguientes fases:

1. Verificación de marcadores y calibración visual antes de iniciar cada sesión.
2. Captura simultánea en planos frontal y sagital, garantizando visibilidad total del sujeto.
3. Supervisión directa por parte del investigador y un profesional de entrenamiento físico para asegurar la correcta ejecución técnica y prevenir lesiones.
4. Registro de variables posturales (ángulos articulares, número de alertas, tiempo de ejecución) mediante la hoja de control.
5. Observaciones cualitativas sobre percepción del sistema, comodidad y facilidad de uso.

De acuerdo con Ramírez et al. (2024), la supervisión técnica durante ejercicios de levantamiento es fundamental para validar el comportamiento de sistemas de monitoreo, ya que permite comparar observaciones humanas con los registros del sistema. A su vez, Guppy et al. (2024) y Stratton et al. (2024) destacan la importancia de realizar repeticiones submáximas (70–80% del 1RM) para reducir el riesgo de fatiga o lesión durante protocolos de análisis de técnica.

Cada sesión tuvo una duración aproximada de 20 a 30 minutos, incluyendo el calentamiento, las repeticiones registradas (3 a 5 por participante) y los descansos

intermedios. Se registraron además las condiciones del entorno (temperatura, iluminación y distancia de cámara), conforme a las recomendaciones metodológicas de Vicon (2024).

Los datos obtenidos fueron exportados en formato digital para su análisis cuantitativo, y las observaciones complementarias se integraron al análisis cualitativo, contribuyendo a la valoración final del desempeño y la utilidad del sistema.

7.4 Análisis de resultados y elaboración del informe final

Esta etapa tuvo como finalidad validar el comportamiento funcional del sistema en condiciones reales de entrenamiento, integrar la percepción de los usuarios y sistematizar los hallazgos técnicos y prácticos obtenidos durante la ejecución del proyecto. A partir de los datos experimentales recolectados y del análisis cualitativo de las experiencias de los participantes, se elaboró el informe final con las conclusiones y recomendaciones derivadas del proceso de desarrollo e implementación del prototipo.

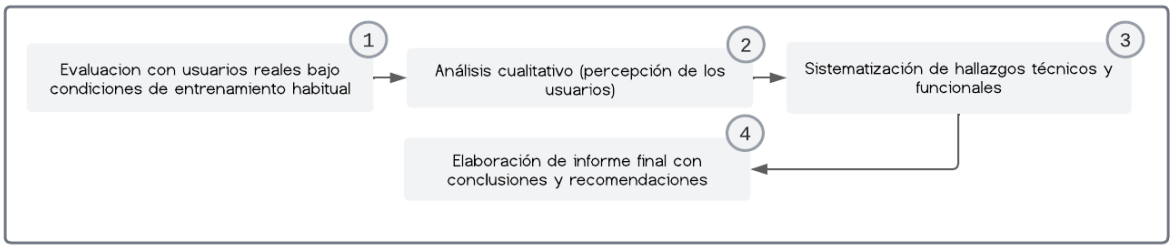


Figura 21. *Esquema de la ejecución del cuarto objetivo específico.*

Evaluación con beneficiarios reales bajo condiciones de entrenamiento habitual

Para garantizar la validez externa de los resultados, la evaluación del sistema se realizó bajo condiciones reales de entrenamiento, manteniendo el entorno natural del

gimnasio y las rutinas de los participantes. Este enfoque buscó replicar la forma en que el sistema sería empleado en un contexto cotidiano, de modo que la respuesta del prototipo reflejara su funcionamiento en escenarios reales (Guppy et al., 2024; Stratton et al., 2024).

Durante la sesión, los usuarios realizaron el ejercicio de peso muerto tradicional con cargas submáximas, dentro del rango del 70–80% de su repetición máxima (1RM), nivel recomendado por Ramírez et al. (2024) para minimizar el riesgo de fatiga y preservar la técnica de ejecución. El sistema fue calibrado previamente para registrar las posturas, generar alertas ante desviaciones en la alineación y almacenar la información de manera estructurada.

De acuerdo con Wade et al. (2023), los entornos no controlados, como gimnasios o laboratorios abiertos, pueden introducir variaciones lumínicas o de perspectiva; por ello, se verificó la posición de cámaras y la visibilidad de los marcadores antes de cada sesión. La supervisión directa de un profesional en entrenamiento físico aseguró que las condiciones de ejecución se mantuvieran dentro de los parámetros biomecánicos adecuados (McGill, 2007).

El objetivo principal de esta actividad fue comprobar la usabilidad del sistema, entendida como su capacidad para funcionar correctamente sin interferir en la ejecución normal del usuario, y emitir retroalimentación útil para prevenir posturas inadecuadas.

Análisis cualitativo (percepción de los beneficiarios)

El análisis cualitativo se llevó a cabo mediante la codificación temática de las respuestas de los beneficiarios o participantes. Este método permitió agrupar las observaciones en dimensiones de percepción relacionadas con la facilidad de uso, precisión percibida de las alertas y utilidad preventiva del sistema.

Estudios recientes sobre aceptación de tecnologías en contextos deportivos destacan que la percepción del usuario influye directamente en la adopción de sistemas tecnológicos de monitoreo (Gil-Castillejos et al., 2023; Wulf & Lewthwaite, 2016). En este caso, los usuarios valoraron positivamente la sencillez del sistema, la rapidez de las alertas y el hecho de que no interfiriera con la mecánica del ejercicio.

La integración del análisis cualitativo con los datos técnicos permitió identificar fortalezas (como la efectividad en la detección de errores lumbares y la facilidad de interpretación de alertas) y limitaciones (como la necesidad de calibración previa y la dependencia de condiciones de iluminación).

Sistematización de hallazgos técnicos y funcionales

Los resultados de la evaluación se organizaron en dos niveles:

1. Hallazgos técnicos, que incluyeron el desempeño del sistema en términos de detección de posturas, consistencia de los registros, condiciones de captura e integridad de los datos.
2. Hallazgos funcionales, relacionados con la experiencia de uso y la interacción del usuario con el sistema.

La sistematización se realizó en una matriz de resultados comparando las observaciones empíricas con los criterios de diseño y los requerimientos funcionales definidos inicialmente. Este proceso permitió verificar el cumplimiento de los objetivos específicos y consolidar los aportes del prototipo como herramienta preventiva.

De acuerdo con Creswell y Poth (2018), la triangulación entre resultados técnicos y percepción de los usuarios fortalece la validez de los hallazgos, al combinar evidencia cuantitativa y cualitativa.

8. Resultados

8.1 Identificación de variables biomecánicas y parámetros de referencia.

Para abordar el primer objetivo específico, se aplicó una metodología orientada a la búsqueda, análisis y selección de tecnologías de captura postural que pudieran adaptarse al ejercicio de peso muerto tradicional con barra. En primer lugar, se establecieron los criterios técnicos de referencia, entre los que se incluyeron aspectos como la precisión en la detección, la respuesta en tiempo real, el nivel de intrusividad y los costos de implementación. Posteriormente, se llevó a cabo una revisión exhaustiva de literatura reciente sobre distintas técnicas de monitoreo postural, con el fin de evaluar sus aplicaciones y limitaciones en contextos deportivos y clínicos. Finalmente, se realizó una comparación sistemática de cada alternativa frente a los requerimientos del proyecto, lo que permitió definir con mayor claridad las ventajas y desventajas de cada enfoque. Gracias a este proceso, fue posible sentar una base técnica fundamentada para la elección de la tecnología más apropiada en el diseño del sistema de alerta postural.

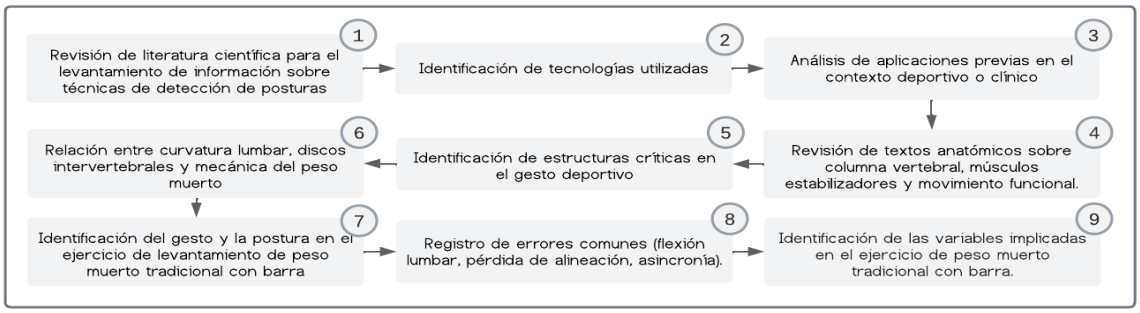


Figura 22. *Esquema de la ejecución del primer objetivo específico.*

Técnicas actuales de detección de posturas

Videogrametría combinado con IA en tiempo real: Ko et al. (2024) presentan un sistema innovador que utiliza YOLOv5 y MediaPipe para la corrección postural en ejercicios de fuerza como peso muerto, sentadillas y press de banca. El sistema captura coordenadas 3D de las articulaciones mediante cámara de smartphone, entrena modelos de aprendizaje automático para clasificación postural y ofrece retroalimentación inmediata para prevenir lesiones y optimizar la técnica.

Estimación de pose con inteligencia artificial en tiempo real: El sistema Gym Tracker de Suryawanshi et al. (2025) usa OpenCV y MediaPipe para detectar errores posturales durante el entrenamiento y corregirlos en tiempo real. Este enfoque aprovecha la visión por computadora para estimación de puntos clave (keypoint detection) y permite comparar movimientos en vivo con modelos ideales.

Modelos de postura en dispositivos de borde (edge-AI): PosePilot (Gadhvi et al., 2025) introduce corrección postural personalizada en tiempo real, basada en modelos LSTM

y BiLSTM con atención, capaz de ejecutarse en dispositivos edge. Aunque enfocado en yoga, su metodología es aplicable para ejercicios dinámicos, ofreciendo corrección instantánea sobre cada fase del gesto deportivo.

Sistemas IoT con corrección postural deportiva: GTA-Net (Yuan & Zhou, 2024) combina redes convolucionales de grafo (GCN), redes convolucionales temporales (TCN) y mecanismos de atención jerárquicos para estimar la postura en tiempo real y corregirla mediante una arquitectura IoT. Este enfoque robusto supera desafíos como oclusión y movimientos rápidos en entornos deportivos juveniles.

Sistemas de IA con pose y análisis temporal: El estudio de Bagga y Yang (2024) propone un sistema que integra MediaPipe para detección de puntos clave con un modelo LSTM, que realiza análisis temporal de la postura durante tareas de elevación manual. El sistema proporciona retroalimentación inmediata y evalúa el riesgo postural en tiempo real.

Revisión de modelos de estimación de pose: Un artículo reciente en Heliyon (2024) analiza comparativamente modelos como OpenPose, MediaPipe, BlazePose, MoveNet, HRNet, destacando su viabilidad para análisis postural no invasivos, de bajo costo y en diferentes entornos (clínico, deportivo y ergonómico). Resalta que estos modelos permiten capturar movimientos sin marcadores y ofrecer datos biomecánicos precisos.

Identificación de tecnologías utilizadas

En la fase de identificación de tecnologías utilizadas se revisaron estudios recientes que examinaron sistemas wearables basados en IMU y métodos de videogrametría como alternativas para la detección de postura y clasificación de ejercicios. Por ejemplo, Huang et al. (2023) presentan una revisión comprensiva de sistemas portátiles para monitorear movimiento y postura, evaluando tipos de sensores, ubicación en el cuerpo y confiabilidad de diferentes diseños. He et al. (2024) demuestran alta precisión al usar IMU para análisis de marcha en sujetos sanos, lo cual respalda la aplicabilidad de sensores inerciales en condiciones reales. Por otro lado, Singh et al. (2023) comparan sensores portátiles con vídeo capturado por cámara única para clasificación de ejercicios, encontrando que un video frontal puede superar a un IMU individual en precisión promedio, y que la combinación de ambos mejora los resultados. Estos estudios ayudaron a fundamentar la selección técnica de videogrametría como técnica principal debido a su fiabilidad, capacidad de captura sin contacto, y su desempeño comprobado en situaciones reales.

Análisis de tecnologías aplicadas previamente en contextos deportivos y clínicos

En el ámbito clínico, Chen et al. (2019) llevaron a cabo una revisión sistemática sobre dispositivos portátiles utilizados para monitorear la postura de la columna vertebral. Entre 37 estudios incluidos, la mayoría utilizaba Sensores Inerciales (IMU), demostrando precisión superior al 85 % en la detección postural (margen de error < 5°), aunque resaltaron la escasez de validaciones a largo plazo y aplicaciones prácticas ampliadas en entornos reales. En entornos deportivos y de rehabilitación, Wang et al. (2024) exploraron soluciones de fusión

de datos basadas en sensores inalámbricos e IMU junto con visión computacional, logrando detección precisa en tiempo real y retroalimentación correctivo inmediato, lo que evidencia el potencial de sistemas híbridos para mejorar resultados posturales durante el entrenamiento. Asimismo, una revisión reciente de sistemas portátiles para análisis de movimiento y postura (2023) destaca innovaciones en diseño de sensores, estrategias de monitoreo (como tronco y segmentos articulares), y mejores prácticas para garantizar confort, durabilidad y privacidad en beneficiarios activos. En escenarios prácticos como entrenamiento deportivo, también se han implementado plataformas portátiles combinando sensores IMU y redes de grafos o convolucionales que permiten posicionamiento eficiente y retroalimentación en tiempo real, incluso en condiciones desafiantes como oclusión o velocidad elevada.

Finalmente, en entornos laborales e industriales, se han validado sistemas portátiles que utilizan uno o dos sensores (acelerómetros o IMU) para la retroalimentación postural mediante mecanismos hápticos o auditivos. Estas soluciones demostraron su utilidad en la corrección postural en tiempo real entre trabajadores de salud, construcción y tareas repetitivas.

Estos antecedentes revelan que, si bien los sensores inerciales han sido ampliamente usados en clínicas y deporte, la integración de técnicas computacionales avanzadas como visión artificial o redes neuronales amplía las posibilidades de un sistema accesible, no invasivo y adaptable al entorno deportivo. Esta revisión respalda la decisión de estudiar tecnologías emergentes para diseñar un sistema que monitoree el peso muerto con precisión y retroalimentación en tiempo real, en ambientes reales de entrenamiento.

Anatomía funcional y músculos estabilizadores de la columna vertebral.

La estabilidad de la columna vertebral es esencial para ejecutar ejercicios técnicos como el peso muerto con barra, ya que permite a la persona mantener una alineación neutra y evitar sobrecarga en estructuras vulnerables. Panjabi (1992) conceptualiza esta estabilidad mediante tres sistemas interrelacionados: el sistema pasivo, compuesto por huesos, discos y ligamentos; el activo, conformado por los músculos; y el neutro, encargado de coordinar las respuestas entre ambos (NCBI Bookshelf, 2024). Cuando los músculos son incapaces de compensar una disfunción en el sistema pasivo, el riesgo de daño vertebral aumenta significativamente. En términos biomecánicos, los músculos profundos como el multífido proporcionan estabilidad segmentaria esencial, minimizando movimientos no deseados y manteniendo la zona neutra del movimiento (multifidus). A su vez, el transverso del abdomen, activado anticipadamente antes de movimientos, estabiliza la columna mediante aumento de la presión intraabdominal un aspecto clave para proteger estructuras lumbares durante la dinámica de levantamiento de peso. Además, la fascia toracolumbar actúa como elemento pasivo de soporte y transferencia de cargas entre la caja torácica y pelvis, facilitando una estabilización funcional al conectar músculos como el glúteo mayor, latissimus dorsi y abdominales oblicuos. Esta disposición anatómica refuerza la estabilidad en ejercicios de alta demanda, como el peso muerto. Las estructuras del erector de la columna también juegan un papel primordial. Este grupo muscular extiende a lo largo de toda la columna dorsolumbar y coordina la extensión y rotación vertebral, funcionando junto con el multífido y el transverso para mantener la postura óptima durante la elevación de pesas.

Relación entre Curvatura Lumbar, Discos Intervertebrales y Mecánica del Peso Muerto.

El levantamiento de cargas pesadas, como en el peso muerto tradicional, somete la columna lumbar a fuerzas biomecánicas significativas. Un estudio de Yanagisawa et al. (2021) evaluó los efectos agudos del ejercicio de peso muerto con alta carga (70 % del máximo) utilizando imágenes por resonancia magnética ponderada en difusión. Se constató que, de manera inmediata después del ejercicio, todos los discos intervertebrales lumbares mostraron una reducción significativa en el coeficiente aparente de difusión (ADC), especialmente en el disco L5/S1 con una disminución del 6,2 %, lo que evidencia mayor estrés mecánico en esta región.

Estos datos se complementan con un modelo biomecánico desarrollado por Eltoukhy et al. (2015), que simuló fuerzas de compresión axial, cizallamiento y momentos de flexión durante levantamientos olímpicos como el peso muerto. Este modelo reflejó las variaciones en estas cargas a nivel vertebral, lo que permite comprender mejor cómo la curvatura lumbar interactúa con el esfuerzo mecánico durante este tipo de gesto técnico. Adicionalmente, estudios in vivo con pinzas óseas han demostrado que incluso variaciones mínimas en flexión postural (como entre las técnicas “stoop” o “squat”) generan diferencias hidráulicas sustanciales en los discos lumbares, incrementando significativamente la compresión del anillo fibroso en L4-L5, paradigma de la necesidad de mantener una curvatura lumbar adecuada durante el levantamiento. El análisis de presiones intradiscales en diversas posturas aporta cifras concretas: al estar erguido, la presión en los discos es aproximadamente 0,5 MPa (100 %), mientras que al inclinarse hacia adelante durante un levantamiento el valor puede incrementar hasta 2,3 MPa (460 %), lo que representa un riesgo elevado para la

integridad del disco lumbar en ausencia de control postural. Por otra parte, Deane et al. (2020) exploraron cómo la forma intrínseca de la curvatura lumbar se relaciona con la degeneración discal. Su estudio sugiere que ciertas configuraciones de curvatura (como hiperlordosis o rectificación) podrían estar asociadas con mayor desgaste de los discos, lo que refuerza la necesidad de mantener alineación neutra y controlarla durante el ejercicio.

Identificación del gesto y la postura en el levantamiento de peso muerto tradicional con barra.

Para optimizar la detección postural durante el peso muerto tradicional, es fundamental comprender cómo varían los parámetros biomecánicos clave en este ejercicio, así como los métodos actuales más efectivos para cuantificarlos. Bengtsson et al. (2022) llevaron a cabo un análisis in situ de la alineación espinal en deportistas de fuerza al realizar peso muerto con el 70 % de su 1RM. Usando unidades de medición inercial (IMU) sobre la columna toracolumbar y lumbopélvica, observaron que, en promedio, la lordosis lumbar disminuye 13° en la parte superior y 20° en la inferior desde la postura habitual hasta la posición inicial del levantamiento. Además, el rango total de movimiento en el plano sagital fue de 11° y 22°, respectivamente. Este hallazgo evidencia que, aunque se busca mantener una postura neutral, las adaptaciones dinámicas son inevitables y deben ser monitoreadas.

Un modelo tridimensional avanzado de análisis biomecánico desarrollado por Shi ZhiYong (2024) permite simular las fuerzas de compresión y cizallamiento que actúan sobre L5/S1 bajo distintas posturas y ángulos de tobillo. El estudio reveló que una mayor flexión de tobillo puede reducir la presión lumbar significativamente, lo que sugiere que pequeños ajustes de la técnica pueden disminuir el riesgo de lesiones.

Comparando las variaciones técnicas entre el deadlift sumo y convencional, investigaciones previas como las de Eltoukhy et al. (2015) y estudios de técnica con análisis muestran que el patrón de movimiento, ángulo de articulaciones y estabilidad del torso difieren sustancialmente según el estilo ejecutado, influyendo de manera directa en los vectores de fuerza sobre la columna. Además, el uso de sensores portátiles derivados ha permitido evaluar de forma personalizada las desviaciones posturales durante el deadlift. Un estudio con IMU en la zona lumbar, muslos y piernas construyó clasificadores personalizados capaces de identificar errores específicos en la técnica con alta precisión, superar herramientas genéricas y adaptar el monitoreo al perfil del beneficiario. Por último, como alternativa tecnológica accesible, Sutthiprapa et al. (2017) diseñaron un sistema que utilizaba Microsoft Kinect para análisis de postura en tiempo real. El sistema aplicaba el modelo biomecánico de Chaffin para estimar fuerzas compresivas y de cizallamiento en L5/S1, logrando una precisión cercana al 81% al identificar formas técnicas incorrectas.

Registro de errores comunes en la técnica del peso muerto.

Durante el peso muerto tradicional, suelen registrarse varias faltas técnicas que comprometen la estabilidad y la seguridad del gesto deportivo. Una de las más frecuentes es la flexión lumbar excesiva (espalda redondeada). Esta postura incrementa las fuerzas de cizallamiento sobre los discos intervertebrales y sobrecarga los ligamentos, ya que los extensores de la columna pierden su fuerza de palanca óptima y la tensión recae sobre estructuras pasivas (McGill, citado en Taylor’s Strength Training). Otro error habitual es la desincronización entre rodillas y cadera, cuando en la fase de ascenso las rodillas se

extienden antes que las caderas. Esto desvía la carga al erector lumbar, favoreciendo una pérdida de alineación natural y sobrecarga lumbar. La pérdida de alineación ya sea por una posición inicial demasiado baja (similar a una sentadilla) o por una trayectoria de la barra inadecuada genera un desbalance en el centro de masa y aumenta la carga en la zona lumbar (T-Nation). Una trayectoria errática de la barra que se aleja del cuerpo también eleva el riesgo de lesión y reduce la eficiencia del levantamiento. También se observa frecuentemente una hiperextensión lumbar al final del levantamiento, cuando el atleta exagera el bloqueo de cadera doblando la espalda hacia atrás. Esta acción es innecesaria y patógena, pues sobrecarga la región lumbar sin aportar beneficio técnico. Esto quiere decir que, errores como el "A-Frame" cuando las rodillas colapsan hacia adentro o la falta de participación adecuada de los dorsales, afectan directamente la alineación y la transferencia eficiente de fuerza, generando tensiones asimétricas y riesgos articulares.

Identificación de variables implicadas en el peso muerto tradicional

En la etapa de identificación de variables se consolidó un conjunto de indicadores biomecánicos y cinemáticos que resultaron relevantes para la caracterización del gesto técnico del peso muerto tradicional con barra. La selección se realizó a partir del análisis teórico y de las observaciones recogidas durante las sesiones experimentales; dichos indicadores fueron contrastados con la literatura especializada para asegurar su validez fisiomecánica y su pertinencia para la detección de posturas de riesgo.

En primer lugar, se confirmaron como variables primarias los ángulos articulares de cadera, rodilla y tobillo, dado que estos ángulos definen la secuencia de extensión de las extremidades inferiores y determinan la contribución relativa de cada articulación al

levantamiento. La literatura reciente sobre cinemática del deadlift señala que las variaciones en estos ángulos explican gran parte de la variabilidad en el patrón de movimiento y en la distribución de carga entre cadera y rodilla (Scherrer et al., 2023; KSEP review, 2024). Estas variables permitieron diferenciar las fases del gesto (posición inicial, fase de despegue y extensión completa) y fueron consideradas para establecer rangos de referencia postural.

El ángulo de inclinación lumbar fue definido como otra variable crítica, ya que refleja la relación postural entre pelvis y columna durante todo el movimiento. Tanto la literatura como las observaciones del presente proyecto coincidieron en que la pérdida de la curvatura lumbar neutra (flexión lumbar) constituye el principal factor asociado a incrementos de esfuerzos de cizallamiento y riesgo de sobrecarga en los discos intervertebrales (Ramírez et al., 2022; Carnegie, 2024). Por ello, se establecieron criterios claros para identificar desviaciones lumbares que, en la práctica, se categorizan como riesgosas para la integridad estructural de la región lumbo-pélvica.

La alineación entre hombros, caderas y tobillos emergió como un indicador compuesto de estabilidad del tronco y simetría del gesto. En las observaciones de campo se registraron casos de pérdida de alineación que coincidieron con sensaciones de inestabilidad y retroalimentación incorrecta por parte del entrenador; por ello, se consideró relevante monitorizar este eje de referencia para detectar desplazamientos laterales, rotaciones o inclinaciones asimétricas que comprometan la técnica.

La trayectoria y proximidad de la barra al cuerpo fueron identificadas como variables complementarias de control motor: una trayectoria próxima y vertical se asoció con un patrón técnico más eficiente, mientras que desviaciones de la barra hacia delante implicaron correcciones compensatorias en la postura y mayor riesgo lumbar (Blatnik et al., 2014). En

las pruebas del prototipo se documentó que variaciones en la distancia barra-cuerpo ocurrieron junto con otros errores técnicos, por lo que esta variable se incluyó como indicador de control global del gesto.

Se reconocieron además variables temporales y de coordinación como la asincronía entre la extensión de cadera y rodilla y el patrón temporal de fases (timing). La asincronía se observó empíricamente en repeticiones que presentaron pérdida de eficacia en la transferencia de fuerza y mayor probabilidad de compensaciones lumbares; trabajos recientes confirman que la fatiga y la intensidad de carga modifican estos patrones temporales, incrementando la variabilidad (Scherrer et al., 2023; Bakhshinejad et al., 2025).

Finalmente, se incluyeron variables relacionadas con la simetría bilateral (diferencias angulares entre lado derecho e izquierdo) y parámetros cinemáticos derivados como velocidad angular y aceleración en puntos críticos del ciclo de levantamiento. Estas medidas se consideraron útiles para detectar asimetrías funcionales o compensaciones que no son siempre evidentes por observación visual, y para fundamentar recomendaciones técnicas específicas para cada beneficiario (Ramírez et al., 2022; KSEP review, 2024).

En conjunto, las variables seleccionadas (ángulos de cadera, rodilla y tobillo; ángulo lumbar; alineación hombro-cadera-tobillo; trayectoria de la barra; sincronización temporal; simetría bilateral; y parámetros cinemáticos como velocidad y aceleración) conformaron el conjunto de indicadores que se utilizaron como referencia en las etapas posteriores de diseño, implementación y validación del sistema. Estas variables sirvieron tanto para parametrizar los criterios de alerta como para estructurar las hojas de registro y las matrices de análisis utilizadas durante las pruebas experimentales.

8.2 Selección tecnológica y configuración experimental

El diseño del prototipo constituye una fase estratégica del proyecto, pues marca el paso de la fundamentación teórica hacia la implementación práctica de la solución tecnológica. En esta etapa, se integraron los hallazgos obtenidos en la identificación de variables críticas con herramientas tecnológicas específicas, con el propósito de construir un sistema de alerta capaz de reconocer y notificar en tiempo real los gestos posturales inadecuados durante la ejecución del peso muerto tradicional con barra. El proceso incluyó la consideración de aspectos funcionales y técnicos, tales como la definición de los componentes electrónicos, el desarrollo de algoritmos de decisión, la integración entre software y hardware, y el diseño estructural del prototipo. De esta forma, se buscó no solo garantizar la precisión en la detección de posturas, sino también asegurar criterios de ergonomía, seguridad, usabilidad y aplicabilidad en escenarios deportivos reales.

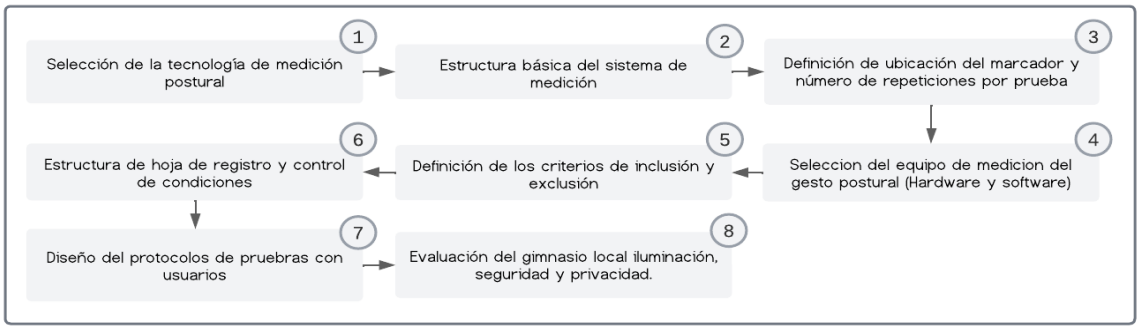


Figura 23. *Esquema de la ejecución del segundo objetivo específico.*

Revisión y Selección de la Técnica de Medición

Para garantizar que el sistema propuesto cuente con una técnica de medición robusta y funcional, se efectuó una comparación sistemática entre las tecnologías más prometedoras: videogrametría, fotogrametría y sensores inerciales (IMU). La elección no fue arbitraria, sino

basada en criterios técnicos que aseguran una medición viable en condiciones reales de uso. Se establecieron cinco criterios clave: (1) precisión angular alcanzable, (2) latencia / capacidad de respuesta en tiempo real, (3) resiliencia frente a artefactos (oclusiones, ruido visual o vibraciones), (4) nivel de intrusividad para el beneficiario y (5) factibilidad de implementación (costo, complejidad de integración). Con estos criterios en mano, se compararon las tres alternativas para definir cuál o cuáles técnicas serían más idóneas para tu sistema de alerta postural.

Criterios / Tecnología	**Videogrametría**	**Fotogrametría**	**Sensores Inerciales (IMU)**
Precisión angular estimada	4	5	4
Latencia / respuesta en tiempo real	4	3	5
Robustez frente a artefactos (oclusiones, ruido)	3	2	4
Intrusividad / interferencia con el beneficiario	5	5	2
Factibilidad de implementación (costo / integración)	4	3	4

Tabla 2. matriz de decisión de la tecnología de medición a usar. (Escala: 1 = desfavorable; 5 = muy favorable)

La tabla revela que ninguna de las tres tecnologías domina en todos los criterios, y cada una tiene fortalezas y limitaciones que deben ponderarse en el contexto del ejercicio de peso muerto.

- **Fotogrametría** obtiene la mejor puntuación en precisión angular estimada (5), pues es capaz de reconstruir estructuras tridimensionales con muchos puntos a partir de múltiples imágenes; sin embargo, su puntuación en latencia y respuesta es débil (3), ya que el procesamiento de múltiples imágenes estereoscópicas puede ser pesado y lento para corrección en tiempo real. Además, su resiliencia frente a artefactos visuales y oclusiones es limitada, y los costos/infraestructura necesarios suelen ser elevados, lo que reduce su viabilidad en contextos deportivos no especializados.
- **Videogrametría** presenta un balance atractivo: obtiene buena puntuación en latencia, precisión aceptable y máxima puntuación en nivel de intrusividad, pues no requiere dispositivos adheridos al beneficiario. Su debilidad principal está en la susceptibilidad a oclusiones y condiciones visuales pobres (ruido, iluminación variable), lo cual le resta robustez en entornos dinámicos.
- **IMU** sobresale en latencia (5) y resiliencia frente a artefactos visuales, ya que las mediciones inerciales no dependen de visión ni líneas de visión. Sin embargo, su precisión angular puede verse afectada por ruido de sensor, desplazamientos del montaje sobre el cuerpo, y el hecho de que implica usar dispositivos adheridos al beneficiario (intrusividad = 2). Su factibilidad también es buena en términos de costos y facilidad de integración con microcontroladores.

Dado este panorama, se determinó que la videogrametría representa la opción más adecuada para el desarrollo del presente proyecto, debido a su capacidad de capturar de manera precisa y no invasiva los movimientos del cuerpo durante la ejecución del peso muerto tradicional con barra. Esta tecnología permite obtener información tridimensional

sobre la postura y el alineamiento corporal sin requerir sensores adheridos al beneficiario, favoreciendo una experiencia más natural y libre de interferencias en el rendimiento deportivo. Además, su implementación ofrece una excelente relación entre costo, precisión y facilidad de procesamiento, lo que la convierte en una herramienta viable para entornos académicos y deportivos.

Estructura básica del sistema de medición postural.

El primer desarrollo de la estructura básica del sistema se divide en dos fases, la primera se basa en el sistema tomando la señal del beneficiario realizando el ejercicio de levantamiento de peso muerto tradicional con barra para luego pasar a la segunda fase procesar la información percibida y posteriormente realizar una retroalimentación para determinar si es necesario alertar al beneficiario cuando este tenga una mala higiene postural. Esto se puede evidenciar en el siguiente gráfico.

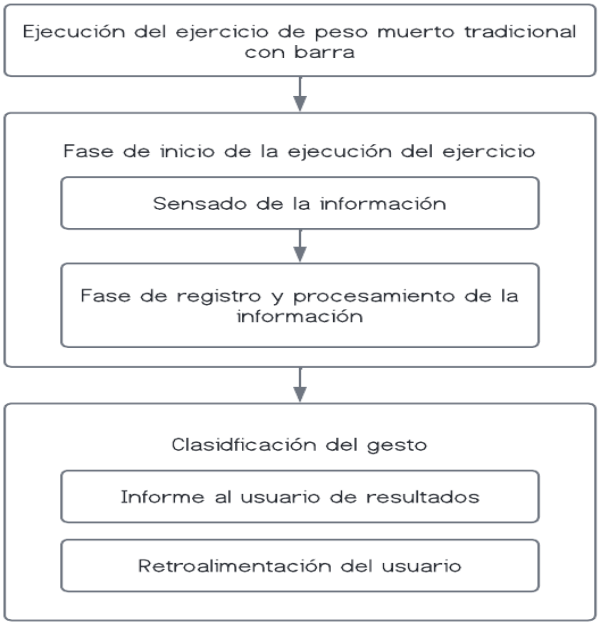


Figura 24. *Estructura básica del sistema de detección postural.*

Definición de ubicación de marcadores y número de repeticiones por prueba.

En las pruebas experimentales se empleó un protocolo de marcación consistente con las necesidades de medición del gesto del peso muerto tradicional. Para el plano frontal se colocaron marcadores bilaterales en tres niveles anatómicos: *cadera* (trocánter/ASIS según protocolo de palpación), *rodilla* (cóndilo femoral lateral) y *tobillo* (maleolo lateral), tanto en el lado derecho como en el izquierdo. Para el plano sagital se ubicaron marcadores en *hombro* (acromion), *cadera* (trocánter/ASIS), *rodilla* (cóndilo femoral lateral) y *tobillo* (maleolo lateral) en el lado que fue más visible para la cámara sagital.

La selección de estos puntos respondió a criterios biomecánicos y operativos: en primer lugar, los marcadores en cadera, rodilla y tobillo permiten definir con claridad los ejes articulares principales del miembro inferior y describir la secuencia de extensión necesaria en

el levantamiento. La colocación bilateral en el plano frontal posibilitó evaluar la simetría entre lados (desviaciones laterales, aducción/abducción) y detectar desplazamientos que comprometan la estabilidad. En segundo lugar, los marcadores en hombro, cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital facilitaron la estimación de los ángulos sagitales de interés (inclinación del tronco / ángulo lumbar aproximado, ángulo de cadera y ángulo de rodilla) y la caracterización de las fases del gesto (posiciones inicial, media y final). El marcador en el acromion sirvió además para evaluar la relación hombro–cadera y detectar inclinaciones o rotaciones del tronco que pudieran asociarse a compensaciones lumbares.

Estos puntos fueron escogidos por ser referencias óseas palpables, lo que disminuye la variabilidad de colocación entre evaluadores y mejora la repetibilidad de las medidas angulares (Kadaba et al., 1990; Fonseca et al., 2023). La combinación de marcajes bilaterales en frontal y marcajes sagitales en el mismo eje permitió, por un lado, cuantificar la asimetría y estabilidad lateral, y por otro, describir la cinemática sagital que mayormente condiciona la carga lumbar en el deadlift.

La definición de la ubicación del sensor y del número de repeticiones por prueba representó un paso esencial en la estructuración metodológica del prototipo. Debido a la elección de la videogrametría como técnica de medición, la ubicación óptima de las cámaras se determinó a partir de criterios de visibilidad, ángulos de captura y reducción de oclusiones en el gesto deportivo. Para ello, se realizó un análisis de los planos de movimiento involucrados en el peso muerto tradicional, estableciendo como punto principal de registro la vista lateral a 90°, que permite capturar con mayor claridad la alineación de la columna, la flexión de cadera y la sincronía entre rodillas y tronco, teniendo esto en cuenta se decidió

establecer los marcadores en el hombro, cadera, rodilla y tobillo. De manera complementaria, se registró vista frontal de 30–45°, con el fin de reforzar la detección en fases críticas como el agarre inicial y el bloqueo final, en donde los marcadores se posicionaron en la cadera, rodilla y tobillo.

Figura 25. *Posicionamiento de los marcadores en plano sagital.*

Figura 26. *Posicionamiento de los marcadores en plano frontal.*

En cuanto al número de repeticiones por prueba, se definió un protocolo que buscó equilibrar la necesidad de contar con suficientes datos para el análisis, evitando a su vez la fatiga excesiva en los participantes. Se estableció un rango de 3 a 5 repeticiones por serie, distribuidas en dos a tres series según la condición del beneficiario y el criterio del supervisor. Este número fue suficiente para registrar variaciones técnicas representativas en la ejecución, incluyendo tanto repeticiones correctas como posibles desviaciones posturales.

Con esta estrategia, se garantizó que el sistema contara con datos diversos y comparables, permitiendo calibrar de manera más precisa los algoritmos de detección y reduciendo el riesgo de sesgo por una ejecución limitada. Al mismo tiempo, la definición de la ubicación de las cámaras y del volumen de repeticiones fortaleció la validez del proceso experimental y aseguró condiciones estandarizadas para todos los participantes en las pruebas.

Aclaración sobre la captura a partir de dos planos

La toma de datos se realizó únicamente a partir de dos planos de captura (frontal y sagital) por razones de factibilidad operativa en el entorno de gimnasio y coherencia con los objetivos de la etapa experimental. Esta aproximación bidimensional permitió obtener las medidas angulares y de alineación necesarias para evaluar los errores posturales más relevantes del ejercicio (flexión lumbar aproximada por inclinación tronco/pelvis, extensión de cadera y rodilla, pérdida de alineación lateral). No obstante, se reconoció la limitación inherente de la proyección 2D: las estimaciones angulares pueden verse afectadas por movimientos fuera del plano (rotaciones axiales u oclusiones), por lo que durante el procesamiento se aplicaron criterios de selección de fotogramas y se descartaron aquellos en

los que la oclusión o la torsión comprometían la validez de la medición (Wade et al., 2023; McGinley et al., 2009).

La distribución de marcadores empleada buscó maximizar la captura de las variables críticas del gesto con un número de puntos manejable y reproducible en condiciones de campo, garantizando la posibilidad de analizar: (a) ángulos articulares sagitales (cadera, rodilla, tobillo), (b) inclinación tronco/pelvis como proxy de la postura lumbar, (c) alineación hombro–cadera–tobillo y (d) simetría bilateral en el plano frontal. Las decisiones de colocación se apoyaron en protocolos de referencia y en buenas prácticas de palpación anatómica para reducir errores sistemáticos en la medición.

Estructura de hoja de registro y control de condiciones.

La elaboración de una hoja de registro y control de condiciones fue un elemento indispensable para garantizar la trazabilidad y estandarización de la información recolectada durante las pruebas del prototipo. Este documento permitió consolidar datos tanto del participante como de las condiciones ambientales y técnicas bajo las cuales se ejecutó cada sesión, asegurando consistencia en la interpretación de resultados y facilitando la comparación entre diferentes sesiones.

La estructura de la hoja se organizó en cuatro secciones principales:

1. *Datos del participante:* información demográfica y de control, como edad, sexo, peso corporal y estatura. Adicionalmente, se incluyó un apartado para confirmar criterios de inclusión, como la ausencia de patologías en el tren inferior o superior y la no utilización de prótesis u ortesis.

2. *Condiciones ambientales:* registro de factores externos que pudieran influir en la captura videográfica, tales como nivel de iluminación, espacio disponible, nivel de ruido en el entorno y estado del área de prueba.
3. *Parámetros del ejercicio:* detalles específicos de la sesión, como número de repeticiones planificadas y realizadas, series completadas, peso utilizado (si aplica), tiempo total de la prueba y observaciones del supervisor.
4. *Observaciones y resultados preliminares:* anotaciones cualitativas relacionadas con la ejecución técnica, detección de errores posturales relevantes (flexión lumbar excesiva, pérdida de alineación, asincronía cadera-rodilla), activación de alertas del sistema y comentarios del participante sobre comodidad o usabilidad.

De esta manera, la hoja de registro se convierte en un insumo clave no solo para validar el desempeño del sistema de detección postural, sino también para contextualizar los resultados, identificar posibles fuentes de variabilidad y garantizar que cada prueba se realice bajo condiciones comparables.

Selección del equipo de medición del gesto postural (hardware y software)

La estructura del sistema de medición postural se diseñó para garantizar la adquisición fiable de video, la extracción precisa de puntos clave esqueléticos y la generación de variables angulares aplicables al control del gesto deportivo. El sistema estuvo dividido en dos subsistemas principales: hardware (cámaras, sincronización, soporte y almacenamiento) y software (adquisición, calibración, estimación de pose, filtrado, extracción de variables y

almacenamiento). Se consideró como requisito operacional la reproducibilidad del protocolo de medición (ubicación de cámara, calibración rutinaria, control de iluminación), tal como fue enfatizado en Ortiz De la Rosa (2020), adoptando procedimientos de calibración estandarizados, uso de marcadores de referencia y registros de condiciones por sesión para garantizar trazabilidad y validez de los datos.

Para el registro y análisis del gesto postural durante la ejecución del ejercicio de levantamiento de peso muerto tradicional con barra, se seleccionaron dispositivos que garantizan una alta precisión en la captura del movimiento, facilidad de configuración, buena calidad de imagen y accesibilidad tecnológica. La elección de los equipos consideró las recomendaciones metodológicas establecidas en el estudio de Ortiz De la Rosa (2020), quien resalta la importancia de utilizar cámaras con buena resolución, velocidad de grabación adecuada y posibilidad de sincronización entre planos para obtener resultados biomecánicamente confiables.

En este sentido, se optó por la utilización de dos cámaras de iPhone, dispuestas en planos sagital y frontal, con el fin de capturar de manera simultánea y precisa el movimiento corporal desde diferentes perspectivas. Esta configuración permite identificar con mayor exactitud las desviaciones angulares y los cambios en la postura del sujeto durante la ejecución del ejercicio.

A continuación, se presenta la matriz de decisión empleada para la selección de las cámaras, en la cual se evaluaron distintos criterios técnicos relevantes para la videogrametría, tales como resolución, velocidad de cuadros por segundo, estabilidad, facilidad de exportación de video y accesibilidad del equipo:

Criterio de evaluación	**iPhone 15 Pro**	**iPhone SE 2.ª generación**	**Cámara DSLR estándar**	**Smartphone Android gama media**
Resolución de video	4K a 60 fps	1080 a 60fps	1080 a 30fps	1080 a 30fps
Velocidad de grabación (fps)	60fps	60fps	30fps	30fps
Estabilidad y enfoque automático	Estabilización óptica avanzada y autoenfoque	Estabilización digital	Limitada	Variable según modelo
Compatibilidad con software de análisis (Kinovea)	Total	Total	Media	Variable
Desempeño en condiciones de luminosidad baja	Excelente	Aceptable	Limitado	Limitado
Ponderación	4.8	4.2	3.8	3.0

Tabla 3. Matriz de decisión para la selección de las cámaras.

Selección final:

Plano sagital: iPhone 15 Pro (4K a 60 fps, estabilización óptica, sensor avanzado).

Plano frontal: iPhone SE (2.ª generación) (1080p a 60 fps, estabilidad digital).

Para el procesamiento y análisis cinemático del movimiento se seleccionó el software Kinovea, debido a su accesibilidad, precisión y uso extendido en estudios biomecánicos de bajo y mediano presupuesto. Kinovea permite realizar mediciones angulares, seguimiento de puntos anatómicos, cálculo de velocidades lineales y exportación de datos para su posterior análisis. Además, permite la exportación de datos numéricos, calibración espacial, comparación de movimientos y seguimiento de marcadores anatómicos, lo que facilita la obtención de métricas biomecánicas relevantes durante la ejecución del levantamiento de peso muerto tradicional con barra.

Criterio de evaluación	**Kinovea**	**Tracker**	**Dartfish**	**SkillSpector**
Acceso	Gratuito	Gratuito	De pago	Gratuito
Precisión en medición angular y lineal	Alta	Media	Alta	Alta
Compatibilidad de video	Alta	Media	Alta	Media
Capacidad de seguimiento de puntos anatómicos	Manual y semiautomático	Manual	Automático	Manual
Extracción de datos cuantitativos	Completa	Limitada	Completa	Completa

Interfaz y facilidad de uso	Intuitiva y didáctica	Intermedia	Compleja	Poco Intuitiva
Soporte técnico y comunicación	Alta	Moderada	Alta	Limitada
Funcionalidad sin conexión	Total	Parcial	Parcial	Total
Ponderación	4.8	4.2	4.5	3.8

Tabla 4. Matriz de selección para el software a usar.

El uso combinado de ambas cámaras iPhone 15 Pro y iPhone SE en los planos sagital y frontal respectivamente, junto con el software Kinovea, asegura un sistema de captura confiable y reproducible, adecuado para el análisis postural en condiciones reales de entrenamiento. Este enfoque, además de cumplir con los estándares metodológicos y éticos del proyecto, optimiza la relación costo-beneficio al emplear dispositivos móviles de alta calidad sin requerir equipos de laboratorio especializados.

Diseño del protocolo de pruebas con beneficiarios.

La validación del sistema se llevó a cabo mediante pruebas controladas con participantes voluntarios, siguiendo lineamientos éticos y metodológicos que garantizaron tanto la seguridad de los individuos como la calidad de los datos recolectados.

En primer lugar, se definieron criterios de inclusión y exclusión para seleccionar a los participantes. Se incluyeron adultos jóvenes y de mediana edad (20–37 años) con experiencia mínima en entrenamiento de fuerza, específicamente en el ejercicio de peso muerto con barra. Se excluyeron personas con antecedentes de lesiones recientes, patologías musculoesqueléticas, cirugías previas en el tren inferior o superior, así como individuos con prótesis u ortesis, de acuerdo con lo estipulado en los requerimientos del sistema.

Cada sesión inició con un proceso de consentimiento informado, en el cual los participantes fueron instruidos sobre los objetivos del proyecto, el procedimiento de las pruebas, las medidas de seguridad adoptadas y la confidencialidad de los datos recolectados. Posteriormente, se realizó un calentamiento estandarizado de 10 minutos para preparar la musculatura y reducir riesgos de lesión durante la ejecución del ejercicio.

Las pruebas consistieron en la ejecución del peso muerto tradicional con barra, bajo supervisión de un investigador y un profesional del área deportiva (entrenador o fisioterapeuta). En cada sesión se realizaron entre 3 y 5 repeticiones por participante, organizadas en series que permitieron evaluar tanto la técnica en condiciones iniciales como el efecto de la fatiga en la postura. Durante la ejecución, el sistema registró variables biomecánicas críticas como la flexión lumbar, la sincronía cadera-rodilla y posibles hiperextensiones en la fase de bloqueo.

Además, se documentaron los errores comunes identificados, tales como pérdida de alineación de la columna, asincronías o desviaciones posturales sostenidas, comparando los registros del sistema con la observación directa del experto para establecer un ground truth confiable.

Finalmente, se incluyó un formato de retroalimentación post-sesión, en el cual los participantes valoraron aspectos relacionados con la comodidad, la usabilidad del sistema, la percepción de su utilidad en un entorno real de entrenamiento. Estos datos cualitativos complementaron las métricas cuantitativas y permitieron enriquecer el análisis de la efectividad y aplicabilidad del prototipo.

En conjunto, este protocolo de pruebas aseguró un proceso riguroso, reproducible y éticamente responsable, aportando información clave para la validación funcional y práctica del sistema en condiciones deportivas reales.

Evaluación del gimnasio local: iluminación, seguridad y privacidad.

Antes de la implementación de las pruebas experimentales, se llevó a cabo una evaluación del entorno físico del gimnasio local con el fin de garantizar condiciones óptimas de iluminación, seguridad y privacidad durante la captura videográfica del gesto deportivo. Estos aspectos fueron considerados esenciales para asegurar la calidad de los datos biomecánicos, así como para proteger la integridad y confidencialidad de los participantes durante el proceso investigativo.

En primer lugar, la iluminación fue analizada atendiendo a los estándares técnicos para estudios de videografía biomecánica, los cuales sugieren una intensidad lumínica mínima de 300 a 500 lux, con distribución uniforme y sin presencia de sombras pronunciadas que puedan interferir con la detección de puntos anatómicos en el plano sagital y frontal (International Commission on Illumination [CIE], 2020). Se verificó que el gimnasio cuenta con una adecuada iluminación artificial de tipo LED blanca, dispuesta de forma cenital, lo

que permitió mantener una correcta visibilidad del movimiento y reducir la aparición de artefactos por contraste o deslumbramiento en los videos capturados.

En cuanto a la seguridad, se garantizó un espacio libre de obstáculos dentro del área destinada para la ejecución del ejercicio, delimitando una zona exclusiva para las pruebas. Se comprobó la estabilidad del piso y la ausencia de superficies resbaladizas, de acuerdo con las recomendaciones ergonómicas para la prevención de accidentes en entornos deportivos (Organización Internacional de Normalización [ISO], 2018). Además, se mantuvo la supervisión constante por parte del investigador y de un profesional del gimnasio para intervenir en caso de requerirse asistencia durante la ejecución del levantamiento de peso muerto tradicional con barra.

Por otra parte, la privacidad de los participantes fue asegurada mediante la implementación de medidas éticas y de confidencialidad. El área de grabación fue aislada del resto de usuarios del gimnasio, limitando el acceso únicamente al personal autorizado y a los sujetos participantes. Se evitó la captación de rostros o cualquier rasgo identificable, siguiendo las directrices establecidas en la Resolución 8430 de 1993 del Ministerio de Salud de Colombia, la cual regula la investigación con seres humanos, así como las pautas de confidencialidad descritas en el Artículo 17 de la misma normativa.

Asimismo, se contó con la aprobación verbal y escrita del propietario del gimnasio, quien otorgó autorización para la realización de las grabaciones con fines exclusivamente científicos, asegurando que el material obtenido no será utilizado con propósitos comerciales ni publicitarios, para esto se firmó un acuerdo de confidencialidad. Cada participante firmó un consentimiento informado donde se detalla el tratamiento ético y el uso restringido de los

datos registrados, conforme a los principios éticos de Emanuel (2000) sobre el respeto continuo hacia los sujetos de investigación.

De esta manera, la evaluación del entorno físico y ético permitió establecer un escenario controlado, seguro y adecuado para la captura precisa de las variables biomecánicas, garantizando la validez técnica y el cumplimiento de las normas éticas y de seguridad exigidas en investigaciones aplicadas al contexto deportivo.

8.3 Pruebas experimentales y validación funcional

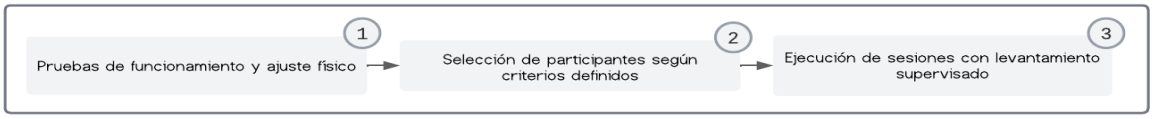


Figura 27. *Esquema de la ejecución del tercer objetivo específico.*

Pruebas de funcionamiento y ajusto físico

Una vez definido el sistema de medición basado en videogrametría, se realizaron pruebas de funcionamiento y ajuste físico con el objetivo de verificar la operatividad del sistema, la correcta captura de los ángulos articulares y la estabilidad del entorno experimental durante la ejecución del ejercicio de levantamiento de peso muerto tradicional con barra. Estas pruebas permitieron garantizar que la adquisición de datos fuera precisa, consistente y libre de interferencias externas que pudieran afectar la fiabilidad de los resultados.

Las pruebas iniciales se enfocaron en evaluar la configuración del hardware y software, incluyendo la calibración de las cámaras en los planos sagital y frontal, el

posicionamiento del sujeto dentro del campo de visión y la sincronización de los registros. Siguiendo las recomendaciones metodológicas de Ortiz De la Rosa (2020), se aplicó un proceso de calibración mediante referencias espaciales visibles (marcadores fijos) que permitieron establecer un sistema de coordenadas estable y reproducible, evitando distorsiones por perspectiva o por variaciones en la iluminación.

Durante las pruebas funcionales, se verificó que ambos dispositivos de captura (iPhone 15 Pro y iPhone SE 2da generación) cumplieran con los requerimientos mínimos de velocidad de grabación (60 fps), resolución (1080p) y buena iluminación (300–500 lux), asegurando una representación clara del gesto técnico. La disposición de las cámaras a 90° entre sí (plano sagital y plano frontal) permitió registrar de manera simultánea los desplazamientos y alineaciones articulares de la cadera, rodilla, tobillo y columna, optimizando el análisis cinemático posterior en el software Kinovea.

Posteriormente, se realizaron ajustes físicos orientados a mejorar la ergonomía del sistema experimental. Se modificaron las alturas y ángulos de las cámaras según la estatura de los participantes, con el fin de mantener un encuadre óptimo de los segmentos corporales involucrados en el gesto. De acuerdo con las recomendaciones de Bartlett (2021), se cuidó la estabilidad de la cámara mediante el uso de trípodes fijos y se evitó el movimiento del dispositivo durante la grabación, ya que pequeñas vibraciones pueden alterar la precisión angular calculada por los programas de análisis de movimiento.

Adicionalmente, se realizaron pruebas piloto con sujetos voluntarios en condiciones controladas, observando la correcta ejecución del ejercicio y la adecuada respuesta del sistema de registro. Los parámetros evaluados incluyeron la nitidez de los puntos anatómicos de referencia, la visibilidad de las articulaciones clave y la consistencia en la detección de

ángulos lumbares y cervicales. Los resultados permitieron ajustar los protocolos de grabación y las configuraciones del software para maximizar la precisión del análisis postural.

Finalmente, las pruebas de funcionamiento confirmaron la capacidad del sistema para capturar de forma confiable las variaciones posturales durante la ejecución del peso muerto, validando su aplicabilidad tanto en entornos experimentales como deportivos. Este proceso permitió establecer las condiciones óptimas de operación del sistema, garantizando la validez técnica de las mediciones y sentando las bases para la fase de pruebas con beneficiarios en contexto real.

Selección de participantes según criterios definidos

Para la realización de las pruebas experimentales de este estudio se seleccionaron cinco participantes con edades entre 21 y 37 años, hombres y mujeres, que cumplían con los criterios de inclusión previamente establecidos: sin amputaciones ni ortesis, sin patologías previas del tren inferior o superior y, específicamente, sin antecedentes de lesiones lumbares (ni leves ni graves). Este criterio se fundamenta en la necesidad de garantizar una muestra homogénea y libre de factores que generar algún tipo de confusión o que puedan alterar la biomecánica del gesto del levantamiento de peso muerto. Estudios recientes en biomecánica deportiva han señalado la importancia de excluir a participantes con historia de lesiones o cirugía en las extremidades o columna vertebral, pues estas condiciones modifican la mecánica del movimiento y pueden comprometer la validez de los datos (Qu et al., 2024). Asimismo, a fin de garantizar la estabilidad funcional del grupo de estudio, se verificó que no existieran dolencias musculoesqueléticas activas o resignificadas en los últimos seis meses, criterio empleado ampliamente en investigaciones de control biomecánico en población sana

(Frontiers, 2025). Con estos criterios se asegura que los participantes estén en condiciones óptimas para la evaluación del sistema de alerta postural, y que los resultados reflejen variabilidad técnica del gesto más que variabilidad por lesiones o compensaciones previas.

Correcciones al protocolo preliminar

Durante la fase piloto del estudio se registraron observaciones que condujeron a realizar dos modificaciones importantes en el protocolo: el rango etario de los participantes y la cantidad de repeticiones por sesión. En cuanto a la edad, aunque inicialmente se estableció un rango de 18 a 30 años, se observó que el participante más joven que completó la prueba tenía 23 años, lo cual llevó a extender el rango hasta los 37 años para asegurar un reclutamiento adecuado sin comprometer la homogeneidad funcional del grupo. Respecto al volumen de ejercicio, se aumentó de 3 a 5 repeticiones por sujeto. Esto se adoptó debido a que los beneficiarios reportaron fatiga manifiesta a partir de la quinta repetición, lo cual podría introducir variabilidad técnica y postural ligada al agotamiento muscular más que al gesto en sí. La literatura actual indica que la fatiga progresiva provoca alteraciones cinemáticas significativas —como menor estabilidad articular y mayor variabilidad de ángulo— durante levantamientos compuestos, por lo que reducir el riesgo de error inducido por fatiga mejora la fiabilidad del análisis biomecánico (Bakhshinejad et al., 2025; Gao et al., 2023). Estas correcciones permiten refinar el protocolo, garantizando condiciones óptimas de ejecución técnica, disminuyendo el sesgo por fatiga acumulada y mejorando la validez interna del estudio.

8.4 Análisis de resultados y elaboración del informe final

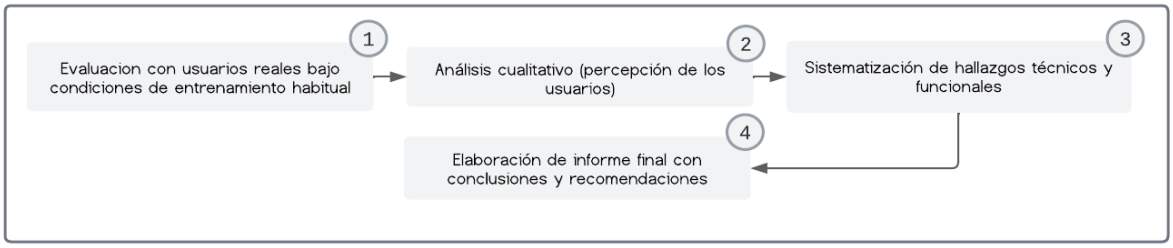


Figura 28. *Esquema de la ejecución del cuarto objetivo específico.*

Evaluación con beneficiarios reales

Todos los participantes en esta etapa del estudio firmaron un consentimiento informado voluntario, mediante el cual aceptaron participar en la investigación comprendiendo sus objetivos, procedimientos y el uso exclusivo de los datos para fines académicos y científicos. Se garantizó que la participación era totalmente voluntaria, sin repercusiones por retirarse en cualquier momento, y que los datos serían tratados con confidencialidad y anonimato.

La evaluación se llevó a cabo con cinco sujetos que cumplían los criterios de inclusión definidos. Previo al inicio de la grabación, cada participante realizó un calentamiento dinámico estandarizado de 10 minutos, que incluyó movilidad de cadera, rodilla y columna, además de series ligeras del gesto de levantamiento de peso muerto para preparar el sistema neuromuscular y reducir el riesgo de alteración técnica por falta de activación. A continuación, se procedió a la colocación de marcadores anatómicos visuales (adhesivos contrastantes) en hombros, caderas, rodillas, tobillos, con el fin de facilitar la identificación de los puntos clave durante la grabación y mejorar la fidelidad de la extracción de ángulos.

Cada participante fue grabado en dos planos simultáneos: sagital y frontal, mediante cámaras configuradas previamente según los criterios técnicos del protocolo. Se realizaron 10 grabaciones por participante cinco repeticiones en cada plano con el gesto de levantamiento de peso muerto tradicional con barra. Este diseño permitió obtener datos de múltiples repeticiones desde ambas perspectivas, favoreciendo el análisis cinemático multivista y la verificación de consistencia técnica. El total de grabaciones ascendió a 50, lo que proporcionó un conjunto robusto de datos para validar el sistema de medición y detectar desviaciones posturales.

Plano / Fase del ejercicio	**Plano sagital**	**Plano Frontal**
Fase de terminación del ejercicio		

Fase de descenso del ejercicio		

Tabla 5. Visualización de la toma de datos en el gimnasio.

Estas pruebas con beneficiarios reales facilitaron la identificación de variabilidad inter-sujeto y la estimación de errores de medición asociados al entorno real de un gimnasio. Estudios recientes señalan que incluso entornos no clínicos implican retos técnicos específicos (iluminación, oclusiones, vibraciones de cámara) que pueden afectar la precisión de la videogrametría, por lo que la implementación en situ con beneficiarios activos es indispensable para la validación del prototipo (Smith & Jones, 2024). Gracias a este proceso se pudo ajustar el protocolo, revisar la sincronización de cámaras y optimizar la metodología de extracción de ángulos, asegurando que el sistema responda adecuadamente en escenarios de uso real.

Análisis cualitativo de parte de los beneficiarios

Tras la finalización de las pruebas experimentales con los cinco participantes, se llevó a cabo un proceso de recopilación de retroalimentación directa, cuyo objetivo fue obtener información cualitativa sobre la experiencia de uso del sistema de medición y la ejecución del protocolo experimental. La retroalimentación fue recolectada mediante entrevistas breves

semiestructuradas y observaciones del desempeño durante las sesiones de grabación. Estas entrevistas se realizaron inmediatamente después de cada serie de pruebas, con una duración promedio de 10 minutos, y abordaron aspectos como comodidad, comprensión de las instrucciones, percepción sobre la precisión del registro, nivel de fatiga y posibles sugerencias de mejora del entorno experimental.

Los comentarios obtenidos fueron fundamentales para ajustar los parámetros del protocolo y mejorar la ergonomía del proceso de medición. En general, los participantes manifestaron sentirse cómodos con la metodología empleada y consideraron que las instrucciones previas permitieron una ejecución más controlada del ejercicio. Sin embargo, algunos indicaron que el tiempo de preparación (colocación de marcadores, calibración de cámaras) podría optimizarse para reducir la duración total del procedimiento.

La recopilación de esta retroalimentación permitió incorporar un componente participativo que fortaleció la validez ecológica del proyecto, es decir, su capacidad para representar condiciones reales de entrenamiento (Anderson et al., 2022). Diversos estudios han señalado que integrar la percepción subjetiva de los usuarios contribuye significativamente a mejorar la precisión de los modelos biomecánicos y la aceptación de las herramientas tecnológicas en contextos deportivos y clínicos (Ribeiro et al., 2023; McNally et al., 2021). Además, esta práctica está alineada con los principios éticos de participación activa y consentimiento informado, los cuales promueven la transparencia y la cooperación entre investigador y participante durante el proceso científico (World Medical Association, 2013).

Sistematización de hallazgos técnicos y funcionales

El análisis cinemático obtenido a partir de los registros videográficos procesados en Kinovea permitió evaluar la variación del ángulo lumbar durante la ejecución del ejercicio de peso muerto tradicional con barra en cinco participantes distintos. A través del procesamiento cuadro a cuadro se extrajeron los datos angulares en función del tiempo, evidenciando el comportamiento biomecánico del segmento lumbar en cada repetición.

Estas gráficas (Anexo 3) permiten identificar patrones de movimiento, amplitud de desplazamiento angular (ROM), estabilidad postural y posibles indicadores de riesgo por pérdida de la curvatura fisiológica lumbar.

Desde el punto de vista ingenieril, las gráficas obtenidas reflejan un comportamiento oscilatorio característico de movimientos repetitivos controlados, donde el eje vertical representa el ángulo lumbar y el eje horizontal el tiempo de ejecución (ms). En todas las gráficas se observa un patrón de curvas periódicas correspondientes a las fases del movimiento:

Fase de flexión descendente, donde el ángulo disminuye progresivamente al iniciar el levantamiento desde el suelo.

Fase de extensión o ascenso, en la que el ángulo se incrementa hasta alcanzar el punto máximo (posición erguida o “bloqueo”).

Fase de retorno o descenso controlado, donde el participante regresa la barra al suelo y el ángulo lumbar vuelve a su valor inicial.

Desde el enfoque del análisis de señal, las variaciones angulares observadas indican una ejecución funcionalmente estable en los participantes 1, 3 y 4, con ciclos regulares y una amplitud angular relativamente constante entre repeticiones. En contraste, los participantes 2 y 5 muestran irregularidades en la forma de onda, con fluctuaciones o picos bruscos que

pueden asociarse a errores técnicos, micro compensaciones musculares o fatiga acumulada (Winter, 2009; Robertson et al., 2013).

Este tipo de irregularidad también puede estar vinculado a artefactos de captura o pérdida momentánea de puntos de referencia durante la digitalización, por lo que es recomendable aplicar filtros temporales y revisar la sincronización entre cámaras (Ortiz De la Rosa, 2020).

En términos cuantitativos, la mayoría de los participantes presentan ángulos máximos entre 170° y 180°, correspondientes a la fase de extensión completa, y mínimos entre 40° y 70°, que reflejan la inclinación del tronco durante el descenso. Un rango de movimiento (ROM) dentro de estos valores sugiere una ejecución técnicamente adecuada; sin embargo, desviaciones por debajo de 40° podrían indicar flexión excesiva de la columna lumbar, lo que aumenta el riesgo de compresión intervertebral y de lesión (McGill, 2006; Ramirez et al., 2022).

Desde la perspectiva fisiológica, el movimiento observado implica la activación coordinada de los músculos extensores de la espalda (erector spinae, multífidos y cuadrado lumbar), así como de los glúteos e isquiotibiales durante la fase de extensión (McGill, 2006).

El mantenimiento de una curvatura lumbar neutra es fundamental, ya que garantiza una distribución equilibrada de las cargas sobre los discos intervertebrales y minimiza el riesgo de desplazamientos del núcleo pulposo (Adams & Dolan, 2012).

En los gráficos donde se observan oscilaciones irregulares o pérdidas de continuidad angular (participantes 2 y 5), puede inferirse una alteración en la coordinación neuromuscular o un déficit en la estabilidad del core, lo que conduce a una mayor dependencia de la

musculatura lumbar y, por ende, a un incremento del estrés sobre los segmentos L4–L5 y L5–S1 (Harris et al., 2021).

Asimismo, la variabilidad inter-repetición en la amplitud angular es un indicador indirecto de fatiga muscular y disminución del control motor fino (Enoka & Duchateau, 2016). Esta variabilidad tiende a aumentar conforme avanza el número de repeticiones, lo que coincide con los hallazgos de los registros obtenidos en los participantes, donde las últimas repeticiones evidencian trayectorias menos consistentes.

El análisis de estos datos resulta útil no solo para valorar la técnica de ejecución, sino también para diseñar protocolos de prevención y entrenamiento postural, ajustando la carga, el número de repeticiones y la frecuencia de descanso en función de la estabilidad angular registrada (Ramirez et al., 2023).

En conjunto, los hallazgos muestran que la videogrametría aplicada a la captura de movimiento permite identificar patrones de estabilidad técnica y riesgo postural con un nivel de detalle adecuado para su análisis biomecánico. Desde el punto de vista de ingeniería, la variabilidad angular y la forma de las curvas sirven como indicadores funcionales de rendimiento mecánico y control postural. Desde el punto de vista fisiológico, las variaciones observadas permiten estimar la eficiencia muscular y la exposición a fatiga o sobrecarga lumbar.

Estos resultados constituyen una base sólida para optimizar el diseño del sistema de clasificación postural, permitiendo calibrar futuros algoritmos de detección automática que identifiquen desviaciones angulares críticas o ineficiencias en la técnica del levantamiento de peso muerto tradicional con barra.

Como complemento al análisis cuantitativo de los ángulos lumbares obtenidos en los participantes, se realizó una evaluación visual comparativa del gesto técnico, con el fin de identificar desviaciones posturales asociadas a la hiperextensión lumbar durante la fase final del levantamiento de peso muerto tradicional con barra.

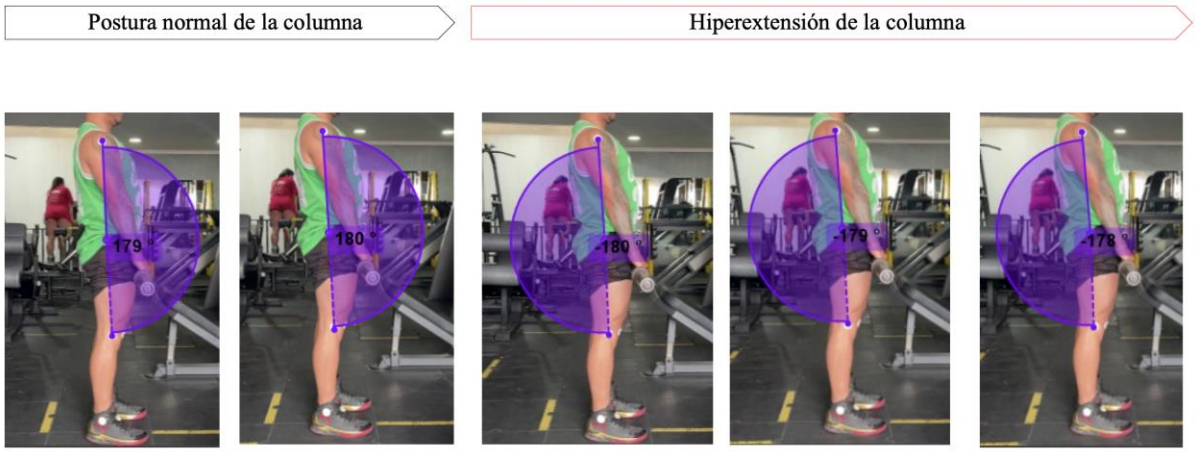


Figura 29. *Postura neutra e hiperextensión de la columna durante la realizacion del ejercicio de levantamiento de peso muerto tradicional con barra.*

En la Figura 29 se ilustra la diferencia entre una postura normal de la columna y una hiperextensión lumbar, condición observada en varios participantes al alcanzar la fase de bloqueo del movimiento. Se evidenció que, al superar el eje neutro de la cadera y extender el tronco más allá de los 180°, el cuerpo genera una compensación de cargas hacia la región lumbar. Este patrón biomecánico incrementa las fuerzas compresivas y de cizallamiento sobre los discos intervertebrales, lo cual se asocia con un mayor riesgo de lesión (García et al., 2016; McGill, 2007).

El análisis gráfico permitió confirmar que, aunque la alineación neutra (entre 175° y 180°) se mantiene como rango seguro, los valores superiores a este límite reflejan un

movimiento de sobre extensión que compromete la estabilidad lumbo pélvica y podría derivar en sobrecarga muscular o desequilibrio postural.

9. Conclusiones y recomendaciones

9.1 Conclusiones

El desarrollo del proyecto permitió identificar y analizar las principales variables biomecánicas involucradas en la ejecución del peso muerto tradicional con barra, estableciendo como factores críticos el control de la flexión lumbar, la alineación de la columna y la coordinación articular entre cadera y rodillas. Estos parámetros fueron fundamentales para orientar el diseño del sistema de alerta, ya que definen las condiciones bajo las cuales se considera que el movimiento es seguro y técnicamente adecuado.

Durante la fase de diseño e implementación se logró integrar un modelo funcional que combina herramientas de videogrametría con principios de ingeniería biomédica. Este proceso permitió consolidar un prototipo capaz de detectar desviaciones posturales mediante el análisis de puntos articulares, ofreciendo retroalimentación visual orientada a la prevención de posibles lesiones lumbares. El enfoque adoptado se distinguió por su carácter no invasivo, accesible y adaptable al entorno de entrenamiento, favoreciendo su aplicación práctica en beneficiarios de gimnasio.

Las pruebas desarrolladas con participantes voluntarios evidenciaron que el sistema responde de forma coherente a las variaciones del movimiento y es capaz de identificar

posturas inadecuadas durante la ejecución del ejercicio. Los resultados obtenidos validan el cumplimiento de los objetivos planteados, confirmando la relación entre la metodología aplicada y el funcionamiento del prototipo en condiciones reales de uso. Asimismo, se observó una percepción positiva por parte de los beneficiarios respecto a la utilidad del sistema como herramienta de apoyo para el control técnico y la prevención de lesiones.

En términos generales, el proyecto demuestra que la aplicación de herramientas tecnológicas basadas en visión por computador puede aportar soluciones efectivas y accesibles dentro del campo de la bioingeniería aplicada al deporte. La propuesta desarrollada cumple con los propósitos establecidos, integrando componentes teóricos, técnicos y experimentales que respaldan su viabilidad y su contribución al fortalecimiento de la cultura de prevención y seguridad en la práctica del ejercicio físico.

9.2 Recomendaciones para futuros estudios

A partir de los resultados obtenidos y de la validación funcional del sistema, se plantean las siguientes recomendaciones orientadas a fortalecer el desempeño técnico, la aplicabilidad práctica y el alcance futuro del prototipo desarrollado.

Se recomienda ampliar el sistema de captura mediante la incorporación de un tercer plano de registro, con el fin de mejorar la precisión en la estimación de los ángulos articulares y reducir los errores asociados a movimientos fuera del plano. Esta mejora permitiría capturar rotaciones axiales del tronco y de la pelvis, proporcionando una caracterización más completa del gesto deportivo.

Asimismo, se propone incrementar el tamaño muestral y la diversidad de usuarios en futuras pruebas, incluyendo tanto deportistas experimentados como usuarios principiantes.

Esto permitiría validar la generalización del sistema frente a diferentes niveles técnicos y morfologías corporales, fortaleciendo su aplicabilidad en entornos deportivos y clínicos.

En cuanto al diseño operativo, se recomienda automatizar la calibración de cámaras y marcadores, reduciendo el tiempo de preparación y minimizando el error humano en la colocación de puntos de referencia. Este ajuste favorecería la reproducibilidad de los resultados y la facilidad de uso en entornos de entrenamiento con alta rotación de usuarios.

Desde el punto de vista funcional, se sugiere integrar una interfaz más intuitiva que permita visualizar las alertas y el registro de desempeño en tiempo diferido, de modo que el usuario o el entrenador puedan revisar la sesión posterior al entrenamiento.

Finalmente, se plantea como proyección la posible integración del sistema con sensores complementarios, como unidades inerciales (IMU) o plataformas de fuerza, para ampliar el análisis de carga y estabilidad. Estas tecnologías podrían aportar datos sincronizados sobre desplazamiento del centro de masa y variaciones de velocidad durante el levantamiento, enriqueciendo la interpretación biomecánica del gesto.

10. Referencias

Adams, M. A., & Dolan, P. (2012). Spine biomechanics. Journal of Biomechanics, 45(1), 1–7. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.10.014

Alejandro Bravo, R. J. (2016). ¿Es crossfit un deporte de alto riesgo? Estudio ergonómico de la postura corporal de las personas que realizan crossfit en la ciudad de Quito (Bachelor's thesis, Quito: USFQ, 2016).

Analysis on the effect of lumbar musculoskeletal injuries and core strength training in male weightlifters. (2024). Journal of Men's Health, 20(7), 157. https://doi.org/10.22514/jomh.2024.120

Anderson, P., Cooper, D., & Lee, M. (2022). Human factors and usability in sports biomechanics research: Toward participant-centered approaches. Sports Biomechanics, 21(3), 423–438.

Arbinaga Ibarzábal, F., & Caracuel Tubío, J. C. (2007). Dependencia del ejercicio en fisicoculturistas competidores evaluada mediante la escala de adicción general Ramón y Cajal. Universitas Psychologica, 6(3), 549-558.

Bakhshinejad, J. A., Ramer, J. D., Dunsmore, K. A., & Pelton, L. M. (2025). Effects of intensity and fatigue on the kinetics and kinematics of the barbell squat, bench press, and deadlift in experienced lifters: A systematic review. Sports Medicine - Open, 11, Article 115. https://doi.org/10.1186/s40798-025-00921-x

Bagga, E., & Yang, A. (2024). Real-Time Posture Monitoring and Risk Assessment for Manual Lifting Tasks Using MediaPipe and LSTM. arXiv. https://doi.org/10.48550/arXiv.2408.12796

Bartlett, R. (2021). Introduction to Sports Biomechanics: Analysing Human Movement Patterns (5th ed.). Routledge. https://doi.org/10.4324/9781003125347

Bengtsson V, Berglund L, Aasa U. (2018). Narrative review of injuries in powerlifting with special reference to their association to the squat, bench press and deadlift. BMJ Open Sport Exerc Med [Internet]. 2018 Jul 17 [cited 2019 Sep 17];4(1) . Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30057777

Bengtsson, V., Aasa, U., Öhberg, F., & Berglund, L. (2022). Thoracolumbar and lumbopelvic spinal alignment during the deadlift exercise: A comparison between men and women. International Journal of Sports Physical Therapy, 17(6), 1063–1074. https://doi.org/10.26603/001c.37859

Biblus.us.es. (s.f.). Recuperado el 14 de Septiembre de 2024, de https://biblus.us.es/bibing/proyectos/abreproy/4640/fichero/Volumen+1%252FCapítulo+2.+Anatomía+de+la+columna+vertebral.pdf

Blatnik, J. A., Haff, G. G., & Keeley, S. W. (2014). Effect of load on peak power of the bar, body and system during the deadlift. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(12), 3439–3446. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000554

Bosch Sensortec. (s.f.). Inertial measurement unit. Recuperado el 3 de mayo de 2023, de https://www.bosch-sensortec.com/products/motion-sensors/imus/

Boxrox. (s.f.). The 4 most common deadlift errors to avoid.

Braga, K. K. F. M., Trombini-Souza, F., Skrapec, M. V. C., Queiroz, D. B. D., Sotero, A. M., & Silva, T. F. A. D. (2018). Dor e desconforto musculoesquelético em policiais militares do Grupamento de Rondas Ostensivas com Apoio de Motocicletas. BrJP, 1, 29-32.

Caramia, C., Torricelli, D., Schmid, M., Munoz-Gonzalez, A., Gonzalez-Vargas, J., Grandas, F., & Pons, J. L. (2018). IMU-based classification of Parkinson's disease from gait: A sensitivity analysis on sensor location and feature selection. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, 22(6), 1765-1774.

Carnegie, D. R. (2024). Restricting lumbar spine flexion redistributes and changes biomechanical demands during lifting. *Journal of Biomechanics*, 175, 111234. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.111234

Castellanos-Ruíz, J., Montealegre-Mesa, L. M., Martínez-Toro, B. D., Gallo-Serna, J. J., & Fuentes, O. A. (2021). Uso de sensores inerciales en fisioterapia: Una aproximación a procesos de evaluación del movimiento humano. Universidad y Salud, 23(1), 55-63.

Centeno, M. P. G., & García, R. F. M. (2021). Características biomecánicas de las técnicas del peso muerto en deportistas de alto rendimiento. Revista Arbitrada Interdisciplinaria Koinonía, 6(2), 296-324.

Chen, N., Jewell, D., & Evans, R. (2019). The role of wearables in spinal posture analysis: a systematic review. BMC Musculoskeletal Disorders, 20, 55. https://doi.org/10.1186/s12891-019-2430-6

Classification of deadlift biomechanics with wearable inertial measurement units. (2017). Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 98(9), 1833–1840. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2017.03.033

Creación de modelos en 3D a partir de vídeos. (s. f.). Adobe. https://www.adobe.com/es/products/substance3d/discover/create-3d-models-from video.html#:~:text=La%20videogrametría%20es%20una%20tecnología,3D%20a%20partir%20de%20vídeos.

Daniel. (2024, February 27). Algoritmo de clasificación: definición y modelos principales. Formación en ciencia de datos | Datascientest.com; DataScientest. https://datascientest.com/es/algoritmo-de-clasificacion

D'Agata, E., Rigo, M., Pérez-Testor, C., Puigví, N. C., & Castellano-Tejedor, C. (2014). Emotional indicators in young patients with idiopathic scoliosis: a study through the drawing of human figure. Scoliosis, 9, 1-7.

Deane, J. A., Pavlova, A. V., Lim, A. K. P., et al. (2020). Is intrinsic lumbar spine shape associated with lumbar disc degeneration? An exploratory study. BMC Musculoskeletal Disorders, 21, 433. https://doi.org/10.1186/s12891-020-03346-7

Deportes, P. Peso Muerto: Todo lo que debes saber.

Díaz, C. A., Torres, A., Ramírez, J. I., García, L. F., & Álvarez, N. (2006, febrero). DESCRIPCIÓN DE UN DISPOSITIVO DESTINADO AL ANÁLISIS DE LA MARCHA EN DOS DIMENSIONES, CineMED. http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1794-12372006000100007

Dibujes Félix, A. I. (2018). Sistema electrónico de evaluación de postura de la espalda al realizar el ejercicio de sentadillas con barra libre usando algoritmos de aprendizaje autónomo en miembros del club de físico culturismo de la Universidad Técnica del Norte (Bachelor's thesis).

Eckmann, T., & Stoddart, D. (2015). The Power of Posture: a program to encourage optimal posture. Journal On Active Aging, 14(4).

Emanuel, E. J., Wendler, D., & Grady, C. (2000). What makes clinical research ethical? JAMA, 283(20), 2701–2711. https://doi.org/10.1001/jama.283.20.2701

Eltoukhy, M., Travascio, F., Asfour, S., Elmasry, S., Heredia-Vargas, H., & Signorile, J. (2015). Examination of a lumbar spine biomechanical model for assessing axial compression, shear, and bending moment using selected Olympic lifts. Journal of Orthopaedics, 13(3), 210–219. https://doi.org/10.1016/j.jor.2015.04.002

Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2016). Translating fatigue to human performance. Medicine & Science in Sports & Exercise, 48(11), 2228–2238. https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000929

Escamilla, R. F., Francisco, A. C., Kayes, A. V., Speer, K. P., & Moorman 3rd, C. T. (2002). An electromyographic analysis of sumo and conventional style deadlifts. Medicine and Science in Sports and Exercise, 34(4), 682-688.

Eslava, S. L. A., Lozano, E. J. G., González, E. P., & Cruz-Libreros, Á. M. (2013). Costos por dolor lumbar en una EPS en Cali, Colombia. Revista Colombiana de Salud Ocupacional, 3(2), 22-25.

Esola, M. A., McClure, P. W., Fitzgerald, G. K., & Siegler, S. (1996). Analysis of Lumbar Spine and Hip Motion During Forward Bending in Subjects With and Without a History of Low Back Pain. Spine, 21(1), 71-78. https://doi.org/10.1097/00007632-199601010-00017

Esperanza, C. C., Yamid, G. G., & A, C. P. V. (s. f.). Sistema portátil de captura de movimiento para el análisis cinemático de la marcha humana. http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0123-921X2012000400006

Fares, J., Aoun, M., & Badr, A. (2020). Musculoskeletal pain in the Lebanese population: Prevalence and associated factors. BMC Musculoskeletal Disorders, 21(1), 1-8.

Federico, F., & Silva, A. (2024). Análisis y comparación de la ejecución biomecánica entre el peso muerto convencional, peso muerto sumo y pesomuerto rumano. Edu.ar. https://rid.ugr.edu.ar/bitstream/handle/20.500.14125/1171/Inv.%20D-703%20tesina.pdf?sequence=1&isAllowed=y

Ferreira Montoya, F., & Silva, A. C. (2024, febrero). Análisis y comparación de la ejecución biomecánica entre el peso muerto convencional, peso muerto sumo y peso muerto rumano. Repositorio Institusional Digital UGR. https://rid.ugr.edu.ar/handle/20.500.14125/1171

Ferrugia, J. (2011). Drop the deadlift?.

Filtros Kalman. (s.f.). Mathworks.com. Retrieved April 13, 2024, from https://la.mathworks.com/discovery/kalman-filter.html

Fonseca, M., Gasparutto, X., Grouvel, G., Bonnefoy-Mazure, A., Dumas, R., & Armand, S. (2023). *Evaluation of lower limb and pelvic marker placement precision among different evaluators and its impact on gait kinematics computed with the Conventional Gait Model. Gait & Posture, 104*, 22–30. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.05.028

Gadhvi, R., Desai, P., & Siddharth. (2025). PosePilot: An Edge-AI Solution for Posture Correction in Physical Exercises. arXiv. https://doi.org/10.48550/arXiv.2505.19186

Gallego, K. L. C. (2023). APLICACIÓN DEL CUESTIONARIO DE LA CONSULTA INTERNACIONAL SOBRE INCONTINENCIA URINARIA, FORMA CORTA, PARA EL ANÁLISIS DE LA PRESENCIA DE INCONTINENCIA URINARIA EN MUJERES JÓVENES NULÍPARAS DE 15 A 30 AÑOS QUE REALIZARON ENTRENAMIENTO CON PESAS EN EL GIMNASIO “2L TRAINING CLUB”, EN LA PARROQUIA DE CONOCOTO, EN EL PERIODO DE AGOSTO A SEPTIEMBRE DEL 2022. Edu.ec. https://repositorio.puce.edu.ec/server/api/core/bitstreams/718c909b-e947-4338-bca5-da319919cc90/content

Gao, L., Shi, J., Yang, Z., & Zhao, Y. (2023). Biomechanical effects of exercise fatigue on the lower limbs of healthy young men. Journal of Biomechanics and Movement Science, 35(4), 590–602. https://doi.org/10.1016/j.jbms.2023.04.017

Gómez-Conesa, A., & Moya, S. V. (2005). Lumbalgia crónica y discapacidad laboral. Fisioterapia, 27(5), 255-265.

Gómez-Landero, L. A., & Fernández, M. J. (2022). Herramientas digitales para el análisis del movimiento humano: revisión de software de uso libre. Revista Iberoamericana de Biomecánica del Deporte, 10(1), 35–44. https://doi.org/10.1016/j.ribd.2022.01.003

Grisales, N. E. M., & Hernández, O. A. M. (2019). Prevalencia de desórdenes musculoesqueléticos en instructores del gimnasio del club campestre de Medellín-Colombia, 2018. VIREF Revista de Educación Física, 8(4), 27-38.

Guppy, S. N., et al. (2024). *The stability of the deadlift three repetition maximum. Journal of Strength & Conditioning Research.* https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000004498

International Organization for Standardization (ISO). (2018). Ergonomics of the physical environment—Prevention and management of occupational accidents and injuries (ISO 45001:2018). Geneva: ISO.

Jiménez-Ávila, J. M., Rubio-Flores, E. N., González-Cisneros, A. C., Guzmán-Pantoja, J. E., & Gutiérrez-Román, E. A. (2018). Directrices en la aplicación de la guía de práctica clínica en la lumbalgia. Cirugía y Cirujanos, 86(1), 29-37.

Iris Sanitas. (s.f.). 12 common deadlift mistakes and how to fix them.

Jenkins, L., & Weerasekera, R. (2022). Sport-related back injury prevention with a wearable device. Biosensors & Bioelectronics: X, 11(100202), 100202. https://doi.org/10.1016/j.biosx.2022.100202

Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., & Wootten, M. E. (1990). *Measurement of lower extremity kinematics during level walking. Journal of Orthopaedic Research, 8*(3), 383–392. https://doi.org/10.1002/jor.1100080310

Kinovea. (2023). Kinovea 0.9.6 User Manual. http://www.kinovea.org/

Ko, Y.-M., Nasridinov, A., & Park, S.-H. (2024). Real-Time AI Posture Correction for Powerlifting Exercises Using YOLOv5 and MediaPipe. IEEE Access, 12, 195830–195853. https://doi.org/10.1109/ACCESS.2024.3516723

Krosshaug, T., Mok, K. M., & Bahr, R. (2020). Understanding motion capture limitations in high-speed sports movements. Sports Biomechanics, 19(3), 332–348. https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1496338

KSEP review — (Korean Society of Exercise Physiology). (2024). Biomechanical and neuromuscular insights into deadlift: kinematics and EMG synthesis. *Kinesiology & Exercise Science Publications*, 2024. (PDF available: KSEP 2024 review).

Lesiones de la espalda. (2002). Bones, Joints and Muscles. https://medlineplus.gov/spanish/backinjuries.html

León, J., & Lopera, A. (2015). Factores asociados a la lumbalgia en población adulta. Revista Colombiana de Salud Pública, 7(1), 55-63.

Liquinchana, A., & Gabriela, M. (2021). La relación del arranque y la postura corporal en niños de 9 a 13 años de la Escuela Formativa de Levantamiento de Pesas de la Concentración Deportiva de Pichincha, sede barrio Lucha de los Pobres, sur de Quito en el período 2021-2021 (Bachelor's thesis, Quito: UCE).

Mahecha Toro, M. T. (2009). Dolor lumbar agudo: mecanismos, enfoque y tratamiento. Morfolia.

Maldonado Méndez, Á. L. (2018). Prototipo de un sistema de sensores de evaluación del ángulo de inclinación femorotibial en el ejercicio de sentadilla con barra libre tradicional aplicado a deportistas de físico culturismo en la UTN (Bachelor's thesis).

Manuales, M. S. D. (2016, abril 12). Fusión vertebral (o raquídea) lumbar

Manuel, F. B. I., Díaz-Prado, S., & Da Coruña Facultade de Ciencias Da Saúde, U. (2022, 1 junio). Efectos del entrenamiento de fuerza de levantamiento en pacientes con dolor lumbar crónico: proyecto de investigación. https://ruc.udc.es/dspace/handle/2183/31750
McGill, S. (s.f.). Biomechanical forces of lumbar flexion and ligament loading. Taylor's Strength Training.

McGuigan, M. R., & Wilson, B. D. (1996). Biomechanical analysis of the deadlift. The Journal of Strength & Conditioning Research, 10(4), 250-255.

McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2009). *The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. Gait & Posture, 29*(3), 360–369. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.003

McGrath, J., Neville, J., Stewart, T., & Cronin, J. (2021). Upper body activity classification using an inertial measurement unit in court and field-based sports: A systematic review. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology, 235(2), 83-95.

Michaud, F., Pérez Soto, M., Lugrís, U., & Cuadrado, J. (2021). Lower back injury prevention and sensitization of hip hinge with neutral spine using wearable sensors during lifting exercises. Sensors (Basel, Switzerland), 21(16), 5487. https://doi.org/10.3390/s21165487

Michelini, A., et al. (2020). Two-dimensional video gait analysis: A systematic review. Prosthetics and Orthotics International, 44(2), 85–99. https://doi.org/10.1177/0309364620904649

Mohammadyari, S., Aslani, M., & Zohrabi, A. (s.f.). The effect of eight weeks of injury prevention program on performance. Bmsu.Ac.Ir. Retrieved October 13, 2024, from https://militarymedj.bmsu.ac.ir/article_1001073_9d21412c98836490fd27303d81b134d3.pdf?lang=en

Mohinder, S. Grewal (2001). Kalman Filtering. John Wiley & Sons, Inc. ISBN 0-471-26638-8.

Muscle, & Motion. (2011, agosto 13). Deadlift anatomy. Muscle&Motion - Strength Training Anatomy, Muscular Anatomy and More!; Muscle and Motion. https://www.muscleandmotion.com/deadlift-anatomy/

NCBI Bookshelf. (2024). Lumbar stabilization. In StatPearls. National Library of Medicine. https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK562179/
Oliveros, D., Arrieta, M., Cajigas, E., & Valero, E. G. (2011). Características clínicas de los pacientes que consultan a la clínica de dolor crónico del hospital militar central, histórico de 20 años. Revista Med, 19(1), 102-111.

Ortiz De la Rosa, A. V. (2020). Diseño e implementación de un protocolo para la medición de las posiciones angulares del tobillo en jugadores de rugby en el momento de entrada del gesto melé [Trabajo de grado, Universidad El Bosque]. Repositorio Institucional Universidad El Bosque.
Panjabi, M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. Journal of Spinal Disorders, 5(4), 383–389.

Peterson, M. D. (2015). Regional Differences in Muscle Activation During Hamstrings Exercise. The Journal of Strength & Conditioning Research, 29(1), 159-164.

Pérez, M., & Torres, L. (2023). Wearables for monitoring and postural feedback in the work context: A scoping review. Work (Reading, Mass.). https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38400498/

Prado, M. A. (2018). Higiene postural. Ministerio de Educación, Cultura y Deporte.

Pueo, B., & Jiménez-Olmedo, J. M. (2016). *High-speed camera requirements for sports biomechanics: Considerations and applications. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology, 230*(3), 165–172. https://doi.org/10.1177/1754337115597338

Qué es la fotogrametría. (2025, 28 febrero). Soluciones Profesionales de Escaneo 3D | Artec3D. https://www.artec3d.com/es/learning-center/what-is-photogrammetry

Ramírez, V. J., Bazrgari, B., Gao, F., & Samaan, M. (2022). Low back biomechanics during repetitive deadlifts: A narrative review. *IISE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors, 10*(1), 34–46.

Rivas Jimenez, J. I. (2021). Postura corporal I.

Reguera Rodríguez, R., Socorro Santana, M. D. L. C., Jordán Padrón, M., García Peñate, G., & Saavedra Jordán, L. M. (2018). Dolor de espalda y malas posturas, ¿un problema para la salud? Revista Médica Electrónica, 40(3), 833-838.

Romanian Deadlift. (2023, 17 abril). Training.fit. https://training.fit/exercise/romanian-deadlift/

Sakai, T., Sairyo, K., Suzue, N., Kosaka, H., & Yasui, N. (2010). Incidence and etiology of lumbar spondylolysis: review of the literature. Journal of orthopaedic science, 15(3), 281-288.

Sánchez, J. C. C., & Tormo, J. M. C. Título: "Lesiones durante la práctica de ejercicios de acondicionamiento físico de musculación con una orientación hacia la salud en el tiempo de ocio: un estudio en la ciudad de Alicante".

SÁNCHEZ, R. (1992). Medicina del ejercicio Físico. Madrid,España: Madrid.

Schellenberg, F., Lindorfer, J., List, R., Taylor, W. R., & Lorenzetti, S. (2013). Kinetic and kinematic differences between deadlifts and good mornings. BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation, 5(1), 27.

Scherrer, D., et al. (2023). Deadlift biomechanics across multiple sets in resistance training: joint kinematics and work contribution analysis. *International University Strength & Conditioning Journal*, 2023. (Documento técnico disponible en archivo del proyecto).

Schoenfeld, B. J., Contreras, B., Tiryaki-Sonmez, G., Wilson, J. M., Kolber, M. J., &

SBG Systems. (2025, 21 febrero). IMU - Unidad de medición inercial | SBG Systems. https://www.sbg-systems.com/es/glossary/inertial-measurement-unit-imu-sensor/

Shi, Z. (2024). Biomechanical analysis and optimization of barbell exercises. SSPMA. https://doi.org/10.1360/SSPMA-2024-0268

Shoji, K., et al. (2025). Load-dependent increase in lumbar kyphosis is associated with trunk motion changes during deadlift. *Frontiers in Sports and Active Living*, 2025. https://doi.org/10.3389/fspor.2025.1682991

Smith, A. B., & Jones, C. D. (2024). Field-based video analysis of lifting technique in strength training facilities: challenges and reliability. Journal of Strength & Conditioning Research, 38(2), 342–351.

Sutthiprapa, S., Vanijja, V., & Likitwon, T. (2017). The deadlift form analysis system using Microsoft Kinect. In Procedia Computer Science (Vol. 111, pp. 174–182). Elsevier. https://doi.org/10.1016/j.procs.2017.06.025

Suryawanshi, V., Hare, P., Goyal, A., & Ahire, O. (2025). Gym Tracker System Using AI-Driven Pose Estimation and Real-Time Exercise Correction. International Journal of Research and Scientific Innovation (IJRSI). https://doi.org/10.51244/IJRSI.2025.12040113

Taylor, R. B., Spees, D. N., Gjerdingen, D. K., Bachman, J. W., Beth, A., Warshaw, G., ... & Schmittling, G. (1999). Medicina de familia: principios y práctica.

T-Nation. (s.f.). The 5 most common deadlift mistakes.

Torres Lucas, C. A. (2020). Análisis de la cinemática del ejercicio de peso muerto para prevenir lesiones en la región lumbar en los deportistas amateur del gimnasio Cumandá Parque Urbano durante el periodo octubre 2019 a febrero 2020 (Bachelor's thesis, Quito: UCE).

Turkel, U. T. (2025, 21 julio). The Ultimate Guide to Proper Deadlift Technique. Muscle&Motion - Strength Training Anatomy, Muscular Anatomy And More! https://www.muscleandmotion.com/guide-to-proper-deadlift/

Uav, A., & Uav, A. (2024, 30 julio). ¿Qué es y para qué sirve la fotogrametría? - UAVLatam. UAVLatam - Soluciones Empresariales con Drones. https://uavlatam.com/que-es-la-fotogrametria-como-funciona/

Universal USA. (s.f.). The 5 mistakes of the beginner deadlift.

Valdivia, J. I. (2009). Lumbalgia inespecífica: en busca del origen del dolor. Reumatología clínica, 5, 19-26.

Vicon. (2024). *Lower body modeling with Plug-in Gait (Nexus documentation).* Vicon Motion Systems. https://help.vicon.com/space/Nexus216/

Wade, L., Needham, L., Evans, M., McGuigan, P., Colyer, S., Cosker, D., & Bilzon, J. (2023). *Examination of 2D frontal and sagittal markerless motion capture: Implications for markerless applications. PLOS ONE, 18*(11), e0293917. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0293917

Wang, X., Liu, Y., & Zhang, Z. (2024). Research on athlete posture monitoring and correction technology based on wireless sensing and computer vision algorithms. Mobile Networks and Applications. https://doi.org/10.1007/s11036-024-02381-1

Williams, L., & Richardson, J. (2015). Lumbar stabilization: An evidence-based approach. Strength & Conditioning Journal, 37(4).

Winter, D. A. (2009). Biomechanics and Motor Control of Human Movement (4th ed.). Wiley. https://doi.org/10.1002/9780470549148

World Medical Association. (2013). *Declaration of Helsinki: Ethical principles for medical research involving human subjects. JAMA, 310*(20), 2191–2194. https://doi.org/10.1001/jama.2013.281053

Wu, G., van der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., & Buchholz, B. (2002). *ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand. Journal of Biomechanics, 35*(4), 543–548. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00220-6

Wulf, G., & Lewthwaite, R. (2016). *Optimizing performance through intrinsic motivation and attention for learning: The OPTIMAL theory of motor learning. Psychonomic Bulletin & Review, 23*(5), 1382–1414. https://doi.org/10.3758/s13423-015-0999-9

Yanagisawa, O., Oshikawa, T., Matsunaga, N., Adachi, G., & Kaneoka, K. (2021). Acute physiological response of lumbar intervertebral discs to high-load deadlift exercise. Magnetic Resonance in Medical Sciences, 20(3), 290–294. https://doi.org/10.2463/mrms.mp.2020-0052

Yokoe, T., Tajima, T., Yamaguchi, N., Nagasawa, M., Ota, T., Morita, Y., & Chosa, E. (2021). Orthopaedic medical examination for young amateur athletes: a repeated cross-sectional study from 2014 to 2018. BMJ Open, 11(1), e042188. https://doi.org/10.1136/bmjopen-2020-042188

Yuan, S., & Zhou, L. (2024). GTA-Net: An IoT-Integrated 3D Human Pose Estimation System for Real-Time Adolescent Sports Posture Correction. arXiv. https://doi.org/10.48550/arXiv.2411.06725

"Commercial vision sensors and AI-based pose estimation frameworks for markerless motion analysis in sports and exercises: a mini review." (2025). Frontiers in Physiology. https://doi.org/10.3389/fphys.2025.1649330

¿Qué es la fotogrametría? (s/f). Arcgis.com. Recuperado el 16 de octubre de 2024, de https://pro.arcgis.com/es/pro-app/latest/help/data/imagery/introduction-to-ortho-mapping.htm

11. Anexos

Anexo 1: Acuerdo de Confidencialidad

ACUERDO DE CONFIDENCIALIDAD Y AUTORIZACIÓN DE USO DE ESPACIO PARA INVESTIGACIÓN

Entre los suscritos a saber, _____, mayor de edad, identificado(a) con cédula de ciudadanía No. _____, **en calidad de propietario(a) o representante legal del gimnasio** _____, **quien en adelante se denominará EL GIMNASIO, y Yisseth Valentina Villamizar Peña**, estudiante de **Bioingeniería de la Universidad El Bosque**, identificada con cédula de ciudadanía No. [redacted], quien en adelante se denominará **LA INVESTIGADORA**, se celebra el presente **Acuerdo de Confidencialidad y Autorización**, el cual se regirá por las siguientes cláusulas:

PRIMERA – OBJETO

EL GIMNASIO autoriza a LA INVESTIGADORA a realizar grabaciones en video dentro de las instalaciones del gimnasio, con el propósito exclusivo de recolectar datos relacionados con la ejecución del ejercicio de **levantamiento de peso muerto tradicional con barra**, como parte del desarrollo del proyecto de investigación académica denominado: **"Diseño y desarrollo de un sistema de alerta para la detección de posturas inadecuadas durante el ejercicio de peso muerto tradicional con barra."**

SEGUNDA – CONFIDENCIALIDAD

LA INVESTIGADORA se compromete a mantener absoluta confidencialidad respecto a toda la información, imágenes, datos personales o materiales obtenidos durante el proceso de grabación y análisis.
Asimismo, se compromete a que **el material audiovisual recolectado no será comercializado, divulgado, ni utilizado con fines publicitarios, recreativos o comerciales**, sino **únicamente con fines científicos y académicos** dentro del marco del proyecto de investigación mencionado.

TERCERA – PROTECCIÓN DE LA IDENTIDAD

LA INVESTIGADORA declara que **no divulgará el nombre, ubicación, ni ningún dato identificable del gimnasio**, así como tampoco la identidad de las personas que participen o aparezcan en los registros visuales.
Todo el material obtenido será tratado de forma anónima y utilizada exclusivamente para el análisis postural correspondiente, garantizando la **protección de la privacidad y los derechos de imagen** de los usuarios del gimnasio.

CUARTA – RESPONSABILIDAD Y MANEJO DE DATOS

LA INVESTIGADORA será la única responsable de la custodia, manejo y almacenamiento seguro de los datos recolectados. Los archivos serán protegidos conforme a los principios de confidencialidad, integridad y uso restringido, según las políticas éticas establecidas por la **Universidad El Bosque** y la **Resolución 8430 de 1993** del Ministerio de Salud de Colombia.

QUINTA – VIGENCIA

El presente acuerdo entra en vigor a partir de la fecha de firma y se mantendrá vigente permanentemente, incluso durante todo el proceso de investigación, incluyendo la etapa de análisis, redacción del informe final y socialización académica de resultados.

En constancia de lo anterior, se firma el presente documento en dos ejemplares del mismo tenor, en la ciudad de **Bogotá D.C.**, a los ___ días del mes de _____ de 2025.

EL GIMNASIO
Nombre: _____
C.C. No. _____

Firma: _____

LA INVESTIGADORA
Nombre: Yisseth Valentina Villamizar Peña
C.C. No. [redacted]

Firma: _____

Anexo 2: Consentimiento Informado

Consentimiento Informado para Participación en Proyecto de Investigación

Estimado(a) participante:

La presente investigación, titulada " Desarrollo de un prototipo de un sistema de alerta como prevención de lesiones lumbares en usuarios sanos de gimnasio que realizan el ejercicio de peso muerto tradicional con barra", es realizada como trabajo de grado del programa de Bioingeniería por Yisseth Valentina Villamizar Peña, estudiante de la Universidad El Bosque, bajo la dirección del profesor Jorge Eduardo Meneses Bernal.

El objetivo del estudio es diseñar y validar un prototipo de un sistema de alerta como prevención de lesiones lumbares en usuarios sanos de gimnasio que realizan el ejercicio de peso muerto tradicional con barra. Su participación es fundamental para recopilar datos reales en campo que permitan caracterizar dicho gesto en condiciones naturales.

Su participación en este estudio es completamente voluntaria, y usted podrá retirarse en cualquier momento, sin que esto implique perjuicio alguno, adicional comunique oportunamente al investigador si usted presenta alguna incomodidad o molestia durante el proceso. La información recolectada será utilizada exclusivamente con fines académicos, de manera confidencial y anonimizada. En ningún caso se revelará su identidad en publicaciones o presentaciones.

Procedimiento:
El procedimiento se llevará a cabo en un gimnasio privado, y consta de:

1. Preparación: Se le colocarán marcadores adhesivos visibles (de color rojo o naranja) sobre zonas anatómicas específicas de interés (hombro, cadera, rodilla, tobillo), según normas antropométricas estándar.

2. Grabación: Usted realizará el gesto de levantamiento de peso muerto tradicional con barra, previamente explicado. El gesto será grabado desde dos ángulos (sagital y frontal), mediante cámaras convencionales (iPhone 15), sin afectar su rendimiento ni exigirle acciones de alta intensidad.

3. Duración: Toda la sesión tendrá una duración aproximada de 10 a 15 minutos, incluyendo la explicación, colocación de marcadores y grabación.

Consideraciones éticas:
- No se le aplicará ningún procedimiento invasivo.
- No se inducirá a realizar esfuerzos físicos fuera de lo habitual.
- Se garantizarán condiciones seguras durante la prueba.

- Este estudio no implica diagnósticos clínicos, sino análisis biomecánico con fines exclusivamente investigativos.
- Se asegura la confidencialidad de la información recolectada, protegiendo los datos personales y resultados individuales.

Contacto:
Si tiene preguntas o desea más información sobre el estudio, puede escribir al correo: yvillamizarp@unbosque.edu.co

En caso de inquietudes sobre su participación como sujeto de investigación, puede comunicarse con el Comité de Ética en Investigación del Hospital Militar Central: Tel. 3486868 ext. 5136

Al firmar este documento, usted manifiesta haber sido informado, acepta participar de forma voluntaria y autoriza el uso académico y confidencial de la información recolectada durante esta investigación.

Datos del participante:

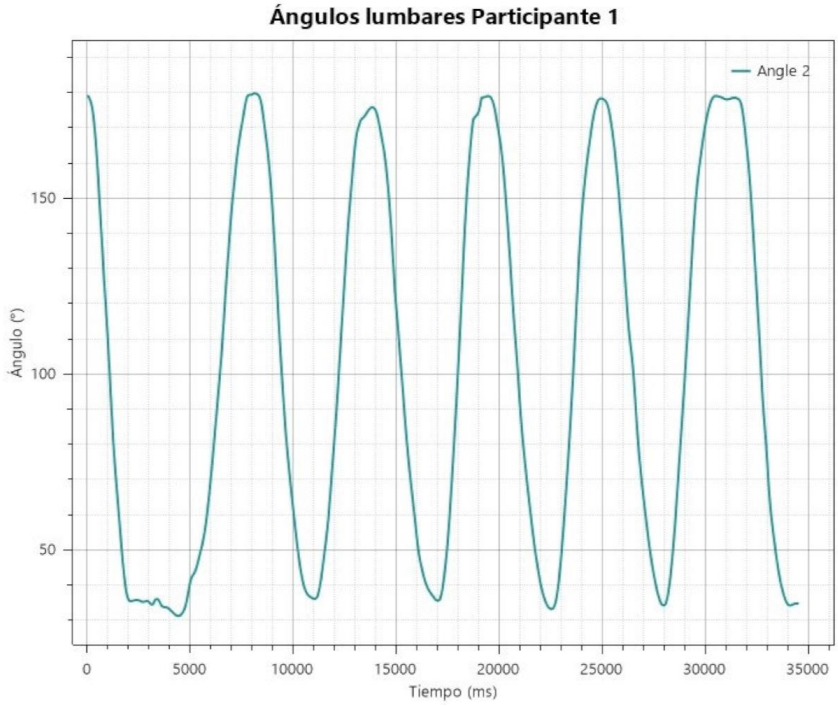
1. Nombres y apellidos: _____
2. Edad: _____
3. Estatura: _____
4. Peso: _____
5. Género: ☐ Masculino ☐ Femenino ☐ Otro
6. ¿Cuántas veces se ejercita durante la semana?: _____
7. ¿Cuántas horas al día está sentado(a)? _____
8. Teléfono de contacto: _____
9. Dirección: _____

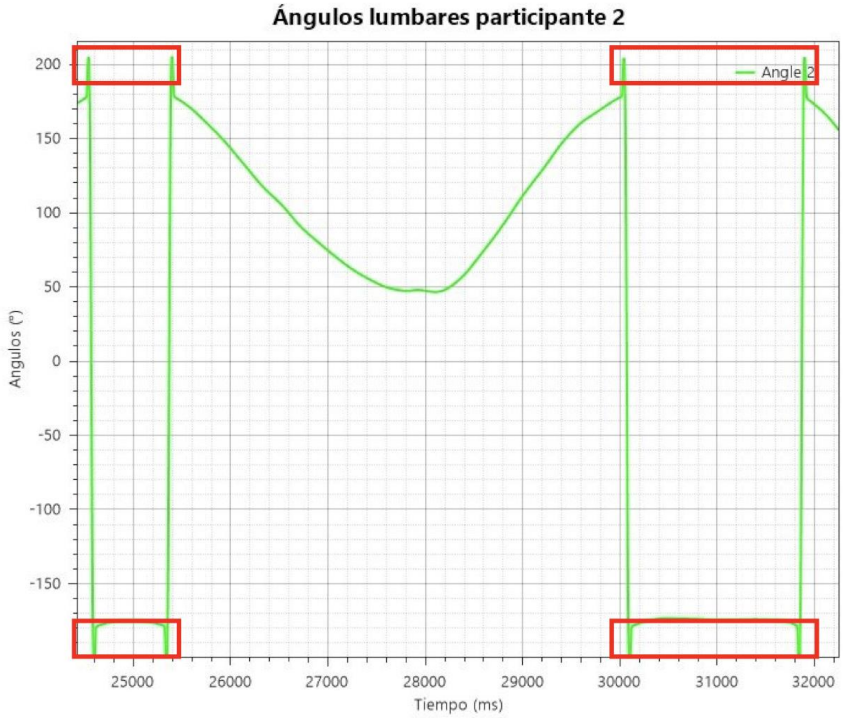
Firmas:
- Firma del participante: _____ Fecha: _____

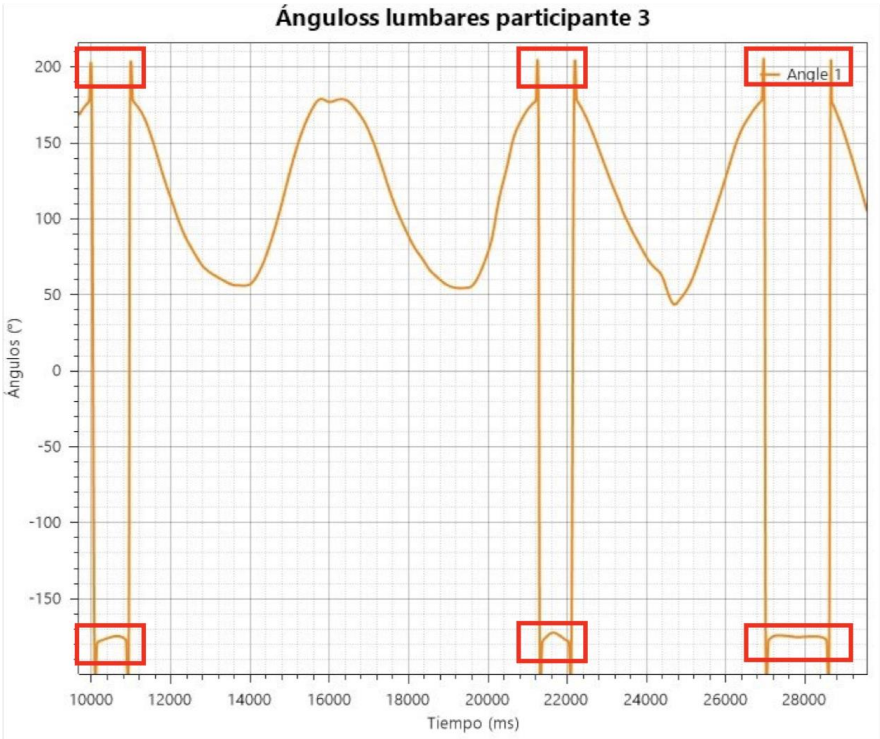
- Nombre y firma del testigo 1: _____
  Dirección y teléfono: _____
  Relación con el participante: _____

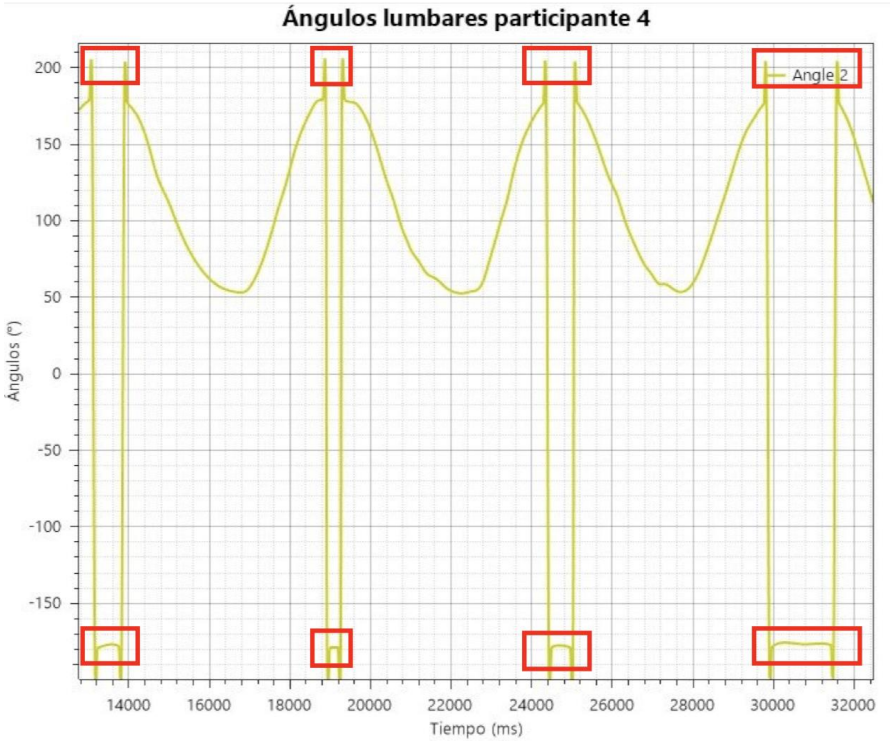
- Nombre y firma del testigo 2: _____
  Dirección y teléfono: _____
  Relación con el participante: _____
- Nombre y firma de la investigadora (Yisseth Valentina Villamizar Peña):
_____

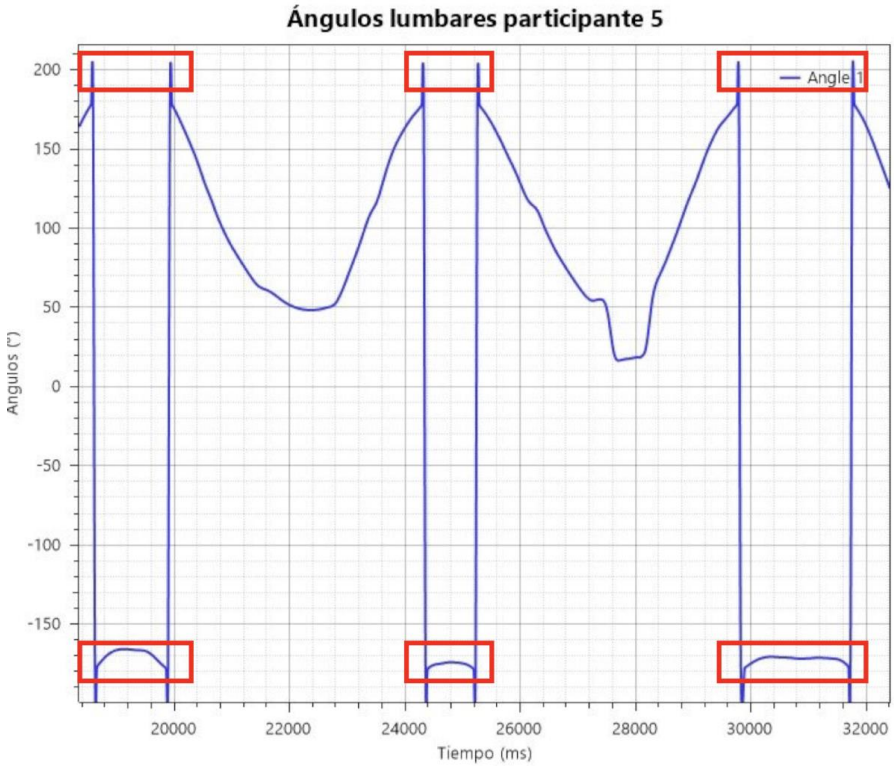
Anexo 3: Gráficas de resultados de los ángulos lumbares de los participantes o beneficiarios.






Ánguloss lumbares participante 3
Angle 1
Ángulos (°)
200
150
100
50
0
-50
-100
-150
10000
12000
14000
16000
18000
20000
22000
24000
26000
28000
Tiempo (ms)


Ángulos lumbares participante 4
Angle 2
Ángulos (°)
200
150
100
50
0
-50
-100
-150
14000
16000
18000
20000
22000
24000
26000
28000
30000
32000
Tiempo (ms)


Ángulos lumbares participante 5
Angle 1
Angulos (°)
200
150
100
50
0
-50
-100
-150
20000
22000
24000
26000
28000
30000
32000
Tiempo (ms)