

Disociación Toracolumbar y Lumbopélvica en Mujeres: Comparativa por Edad Utilizando Criterios Observacionales y Sensores Inerciales.



UNIVERSITAS
Miguel Hernández

Estudiante: Alberto Rodríguez Bernabéu

Titulación: Máster Universitario en Rendimiento Deportivo y Salud

Tutora académica: Amaya Prat Luri

Curso: 2024-2025.

INDICE DE CONTENIDOS

1. INTRODUCCIÓN	3
2. METODO	5
2.1. Participantes	5
2.2. Procedimiento experimental	6
2.2.1. Protocolo de registro	6
2.2.2. Colocación de los sensores inerciales (IMUs)	7
2.2.3. Grabación en video	8
2.2.4. Descripción de los movimientos	9
2.2.5. Sesión de registro	11
2.2.6. Cribado observacional	12
2.2.7. Análisis estadístico	14
3. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	13
4. ANEXOS	15

Índice de Tablas:

Tabla 1. <i>Características de las Participantes por Grupo.</i>	5
Tabla 2. <i>Asignación aleatoria para los bloques de cada participante.</i>	7
Tabla 3. <i>Descripción de los bloques de movimiento.</i>	9

Índice de Figuras:

Figura 1: <i>Colocación sensores inerciales.</i>	7
Figura 2. <i>Ubicación espacial de las cámaras.</i>	8
Figura 3. <i>Ítems para la valoración de las regiones toraco-lumbar y lumbo-pélvica.</i>	13

Índice Anexos:

Anexo I. <i>Hoja de registro.</i>	18
Anexo IIa. <i>Escala de cribado observacional bloque 1.</i>	19
Anexo IIb. <i>Escala de cribado observacional bloque 2.</i>	20
Anexo III. <i>ROMs normativos de Kapanji (2008), Narimani (2018) y Alqhtani (2014).</i>	21

1. INTRODUCCIÓN

El envejecimiento de la población mundial representa uno de los principales desafíos para los sistemas sanitarios contemporáneos, con implicaciones directas en la planificación, atención y sostenibilidad del sistema de salud (World Health Organization, 2021). La Organización Mundial de la Salud estima que, para el año 2030, una de cada seis personas en el mundo tendrá más de 60 años, lo que conlleva importantes repercusiones sobre la salud, la participación social, la capacidad funcional y la calidad de vida de las personas mayores (Beard et al., 2021). Ante este escenario, comprender los cambios asociados al envejecimiento en aspectos como la movilidad y el control postural resulta esencial para preservar la funcionalidad y el equilibrio en edades avanzadas (Granacher et al., 2013; Malcolm et al., 2021). Desde un enfoque biomecánico, el mantenimiento de la postura se basa en estrategias clásicas de control —de tobillo y de cadera— que requieren una acción coordinada del tronco, el cual representa aproximadamente el 50 % de la masa corporal (Horak & Nashner, 1986; Winter, 2009). Esta región actúa como un eje funcional del movimiento, aportando estabilidad proximal para facilitar la movilidad distal y permitiendo una transferencia eficiente de fuerzas durante la ejecución de tareas motoras cotidianas (Behm et al., 2010; Kibler et al., 2006). En este contexto, comprender el comportamiento funcional del tronco frente al deterioro asociado a la edad se presenta como un factor clave para la prevención de caídas y promoción de un envejecimiento activo y saludable (van Dieën et al., 2012; Van Wouwe et al., 2021; Yu et al., 2023).

En este contexto, se ha observado que las personas mayores tienden a presentar patrones de movimiento compensatorios o ineficientes incluso en tareas motoras básicas, debido a una interacción alterada entre automatismos motores y disociación segmentaria (Klerx et al., 2022). Además, el envejecimiento conlleva una reducción de la fuerza de la musculatura del tronco, una disminución de la estabilidad postural y un deterioro de los procesos de planificación motora voluntaria (Rubenstein, 2006; Granacher et al., 2013). Estas diferencias se hacen especialmente evidentes en los movimientos del plano sagital y transversal, implicados en actividades funcionales como la marcha o los giros (Hilliard et al., 2008). De hecho, la movilidad axial y rotacional del tronco desempeña un papel fundamental en los ajustes posturales mediolaterales, los cuales tienden a deteriorarse con la edad (Rogers et al., 2003; Mille, 2005). Las personas mayores, especialmente aquellas con antecedentes de caídas, no solo presentan una reducción en el rango de movimiento del tronco (ROM), con una diferencia aproximada de 4,9 grados mayor en mujeres que en hombres (Jung et al., 2020; Yu et al., 2023), sino también alteraciones en variables cinemáticas asociadas a la calidad del movimiento, como la suavidad (jerk) o la aceleración media de la pelvis (Elgueta-Cancino et al., 2015; Heredia-Elvar, 2023). Estos hallazgos refuerzan la necesidad de una evaluación multidimensional del tronco que combine medidas de amplitud articular con indicadores de calidad del movimiento, prestando especial atención al impacto de factores como la edad y el sexo. (Narimani & Arjmand, 2018).

En este marco conceptual, el análisis segmentario del comportamiento motor de la columna vertebral emerge como una herramienta relevante para identificar patrones disfuncionales y detectar movimiento espinal aberrante (Schinkel-Ivy, 2015). Diversos estudios han demostrado

que las disfunciones en la disociación y el control de las regiones toracolumbar y lumbopélvica se asocian con una menor eficiencia en la marcha y tareas funcionales en personas mayores (Cruz-Jiménez, 2017; Hilliard et al., 2008). Esta disociación deficiente o incorrecta se entiende como la tendencia de estas regiones a moverlas en conjunto en lugar hacerlo de forma independiente, lo cual puede deberse a una coordinación muscular alterada por la incapacidad de activar de forma selectiva los músculos profundos de la región lumbar sin involucrar simultáneamente los músculos superficiales que abarcan amplias regiones de la columna lumbo-pélvica y toracolumbar (Claus, 2009; Danneels, 2002).

Frente al desafío de evaluar el movimiento espinal, incluyendo la disociación y la coordinación intersegmentaria, podemos abarcar mediciones simples como el rango de movimiento (McGregor et al., 1997), hasta análisis más complejos como el estudio del ritmo lumbopélvico (Esola et al., 1996; Granata & Sanford, 2000; Shojaei et al., 2017) o los patrones de movimientos asociados entre regiones vertebrales (Legaspi & Edmond, 2007; Sizer et al., 2007). En los últimos años, se han realizado esfuerzos para desarrollar modelos de evaluación del movimiento vertebral basados en instrumentos válidos, fiables y reproducibles (Christe et al., 2016). Métodos como los sistemas de captura óptica (3D) se han considerado el estándar de referencia, especialmente con marcas como Vicon o OptiTrack, para la medición del movimiento (Nagymáté et al., 2018), pero son costosos, necesitan de espacios amplios y tienen la exigencia de conocimientos técnicos para la recopilación y procesamiento de datos (Alqhtani, 2014). Los criterios de evaluación observacional también se han desarrollado para guiar la toma de decisiones en el establecimiento de la intensidad de los ejercicios de estabilidad del tronco, dirigiéndose a la alineación corporal y la oscilación postural (Heredia-Elvar et al., 2022). Estos criterios, desarrollados por evaluadores expertos, han mostrado un alto nivel de concordancia intra e inter-evaluador lo que sugiere su fácil aplicación por parte de profesionales de la salud y el deporte tras un entrenamiento adecuado (Heredia-Elvar, 2023). Si bien las evaluaciones observacionales cualitativas pueden ser subjetivas y tener limitaciones en la cuantificación precisa (Elgueta-Cancino, 2014; Schall et al., 2015) la combinación de estos criterios con la medición cuantitativa de sensores inerciales (IMUs) puede ofrecer un enfoque más robusto y completo. Estos sensores han demostrado fiabilidad y validez para medir la cinemática espinal (Yu et al., 2023) evidenciando alta correlación intraclass y bajo error cuadrático medio respecto a sistemas de captura óptica (Schall et al., 2015; Parrington et al., 2018). Además, su tamaño reducido y bajo coste (Qiu et al., 2018) permiten registrar con precisión la posición de las articulaciones y cuantificar el rango de movimiento (Pourahmadi et al., 2017; 2018).

Sobre estos fundamentos, en el presente Trabajo de Fin de Máster se ha desarrollado por un lado una batería estandarizada de movimientos organizada en dos bloques: (1) movimientos de rotación, flexo-extensión e inclinación toracolumbares con estabilización de la región lumbopélvica y (2) movimientos de rotación, flexo-extensión e inclinación lumbopélvicos con estabilización toracolumbar; Y por otro lado, una escala observacional basada en el test de control lumbopélvico de Elgueta-Cancino (2014), que incorpora los criterios de: rango de movimiento (ROM), consistencia del rango articular (Consistencia ROM), consistencia en velocidad de movimiento (Consistencia velocidad), control segmentario (Ratio), suavidad del

movimiento (Smoothness) y simetría (Symmetry). Con esto se propone una estrategia metodológica combinada que integra el análisis cualitativo a través del cribado observacional registrado en vídeo con el análisis cuantitativo mediante sensores inerciales (IMUs), con el objetivo de, por un lado, analizar y comparar el control segmentario toracolumbar y lumbopélvico entre mujeres jóvenes (20–40 años) y mujeres adultas mayores (>60 años), y por otro, valorar la validez aparente (face validity) de ambas herramientas como métodos complementarios en la evaluación funcional del tronco.

2. MÉTODO

Previo al desarrollo del protocolo principal, se realizaron pruebas piloto con tres jóvenes adultos (edad media: $28,3 \pm 5$ años), estudiantes del Grado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche. El objetivo fue verificar el correcto funcionamiento de los sensores inerciales, dado que era la primera vez que la aplicación en desarrollo que se utiliza en este trabajo (CoreMaker) se vinculaba simultáneamente a dos IMUs. Asimismo, estas pruebas permitieron estandarizar y agilizar el protocolo de medición utilizado en este trabajo.

2.1. Participantes

El estudio contó con un total de ocho mujeres, divididas en dos grupos: (1) mujeres adultas mayores y (2) mujeres jóvenes. Los criterios de inclusión fueron: ser mujer, tener una edad comprendida entre 20–40 o superior a 60 años. Se establecieron como criterios de exclusión la presencia de un historial de patología o lesiones musculoesqueléticas en los últimos 6 meses que limitaran su capacidad para realizar los movimientos requeridos. Las participantes fueron captadas mediante un procedimiento de difusión informal entre conocidas del evaluador. Todas las participantes firmaron un consentimiento informado antes de iniciar el estudio, y completaron un cuestionario de actividad física y un formulario de historial de lesiones previo a la recogida de datos. Todas ellas firmaron un consentimiento informado de acuerdo con la Declaración de Helsinki de 2008, siendo aprobados por el Comité de ética e Integridad en la Investigación del Vicerrectorado de Investigación de la Universidad Miguel Hernández de Elche, con Código de Investigación Responsable: TFM.MRD.APL.ARB.241223. La edad y características antropométricas de ambos grupos se detallan en la Tabla 1.

Tabla 1 Características de las Participantes por Grupo Mujeres jóvenes (n = 8)

	Mujeres mayores (n = 4)	Mujeres jóvenes (n = 4)
Edad (años)	69.5 (7.2)	27.8 (5.2)
Altura (cm)	160.3 (6.6)	164 (8.8)
Peso corporal (kg)	67.1 (3.8)	63.7 (12.1)
Altura del tronco (cm)	40.8 (2.8)	42.5 (3.4)
Ancho biacromial (cm)	39.6 (0.9)	38.6 (0.9)

2.2 Procedimiento experimental

El estudio se llevó a cabo en el Laboratorio de Biomecánica y Salud del Centro de Investigación del Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche. Cada participante realizó dos sesiones de evaluación con una duración aproximada de 90 minutos por sesión, con un periodo mínimo de 48 horas y un máximo de 15 días entre ambas sesiones, para evitar fatiga entre sesiones y minimizar la pérdida del efecto aprendizaje adquirido. A pesar de que se ha medido dos veces a cada sujeto para verificar la fiabilidad de los sensores inerciales (IMUs) entre sesiones, en el contexto de este Trabajo de Fin de Master tan solo se emplearán los datos del primer registro ya que es el necesario para abordar los objetivos del trabajo.

2.2.1. Protocolo de registro

Para la instrucción de los participantes, y con el objetivo de que todos los sujetos recibieran la misma instrucción, se grabó un video marcando detalladamente las directrices de la tarea a realizar. Estos sujetos recibían información visual de un modelo ejemplificando la acción a realizar además de la instrucción en voz y subtítulos en las grabaciones. En caso necesario, se permitió repetir el video de instrucción hasta un máximo de tres intentos, para asegurar la comprensión de las instrucciones.

El evaluador debía informar el día anterior se informaba a los sujetos para que se pusieran ropa cómoda y ajustada al cuerpo para el posterior análisis observacional de las mediciones. Para la realización de las mediciones se utilizó el siguiente material: cuatro sensores inerciales (IMUs), dos para el registro y dos para recambio por si fuera necesario; cuatro teléfonos inteligentes, tres de ellos para grabar en video y uno para registrar los datos mediante la aplicación CoreMaker, un ordenador portátil y una estación de carga para mantener la autonomía de los dispositivos. Para la fijación y posicionamiento de los sensores se emplearon cinta métrica, cinta adhesiva Hypafix®, cinta de doble cara, un chaleco torácico para la colocación del sensor en T8 y una varilla ligera sostenida entre las manos del participante durante las tareas motoras. El sistema de grabación audiovisual estuvo compuesto por un televisor, un cable HDMI, un trípode lateral a 230 cm, un trípode frontal a 200 cm y un trípode cenital a 220 cm, que permitieron capturar las ejecuciones desde diferentes planos.

El protocolo de medición, con una duración estimada de 90 minutos, se estructuraba en 4 bloques: 1) Movimientos libres en los tres planos sin instrucción específica; 2) Movimientos toraco-lumbares con fijación de la región lumbo-pélvica; 3) Movimientos lumbo-pélvicos con fijación toraco-lumbar; y 4) Tareas de estabilización segmentaria con movilización de otras regiones (caderas y hombros). Es necesario especificar que en el contexto de este Trabajo de Fin de Master tan solo se van a contemplar los Bloques 2 y 3 para su análisis. El orden de ejecución fue asignado aleatoriamente para cada participante, excepto el Bloque 1, el cual se realizó siempre en primer lugar al tratarse de una condición sin instrucción previa, garantizando así que la ejecución no se viera influida por instrucciones anteriores.

Tabla 2. Asignación aleatoria para los bloques cada participante.

Sujeto	Bloque 1	Bloque 2	Bloque 3	Bloque 4
Sujeto 01	B1	B2	B3	B4
Sujeto 02	B1	B3	B2	B4
Sujeto 03	B1	B3	B4	B2
Sujeto 04	B1	B2	B4	B3
Sujeto 05	B1	B4	B2	B3
Sujeto 06	B1	B2	B4	B3
Sujeto 07	B1	B4	B3	B2
Sujeto 08	B1	B3	B4	B2

2.2.2. Colocación de los sensores inerciales (IMUs)

Para las mediciones se emplearon dos sensores inerciales IMU modelo WT9011DCL-BT50 9-axis BLE Magnetometer Gyroscope con las especificaciones que se muestran a continuación:

Para la colocación estandarizada de los sensores inerciales (**Figura 2**) se pidió a las participantes que mantuvieran la mirada al frente y los brazos relajados a los lados del cuerpo:

- **IMU inferior (zona sacra, S1):** Sensor para la medición del comportamiento del segmento lumbo-pélvico (Alqhtani et al., 2014; Elgueta-Cancino et al., 2015), para ello, se fijó el IMU con cinta adhesiva de doble cara reforzada con una tira de Hipafix®. Para su correcta colocación, el tronco debía estar descubierto hasta la región lumbo-sacra. Si la presencia de vello impedía una fijación adecuada, se procedía a rasurar la zona previa autorización de la participante.
- **IMU superior (zona torácica, T8):** Sensor para la medición del comportamiento del segmento toraco-lumbar (Alqhtani et al., 2014), para ello, se colocó a la altura aproximada del borde inferior de las escápulas, adherido a un chaleco elástico ajustado.

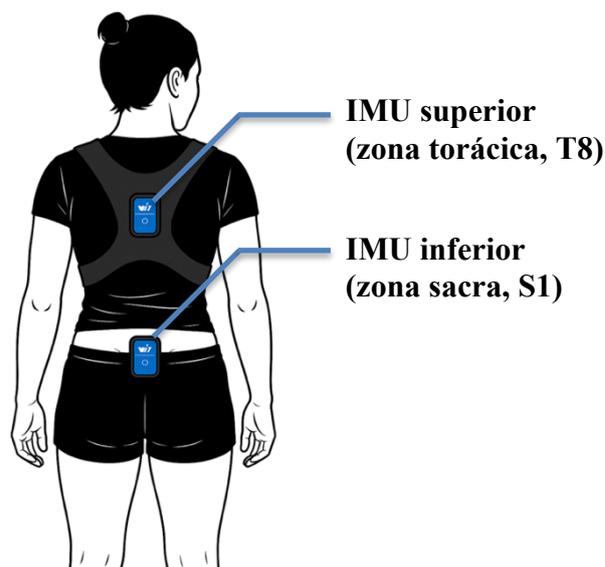


Figura 2: Colocación sensores inerciales.

2.2.3. Grabación en vídeo

La ejecución de los movimientos fue registrada mediante tres dispositivos móviles (iPhone SE, modelo MHGQ3QL/A), situados en diferentes planos como muestra **Figura 3**:

- **Cámara frontal:** a 2 m de distancia y a la altura media del tronco.
- **Cámara lateral:** a 2.30 m, en perpendicular al plano del movimiento.
- **Cámara cenital:** a una altura de 2.20 m, centrada sobre el participante.

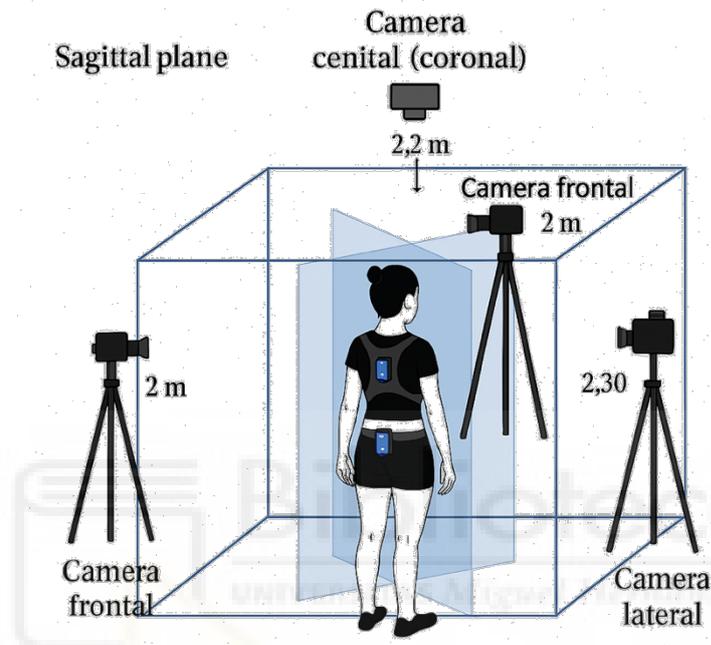


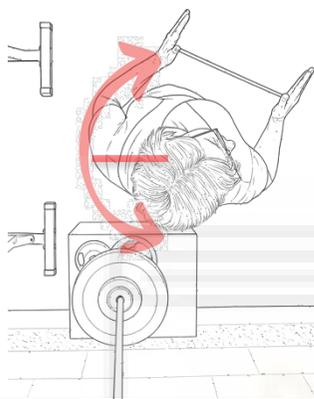
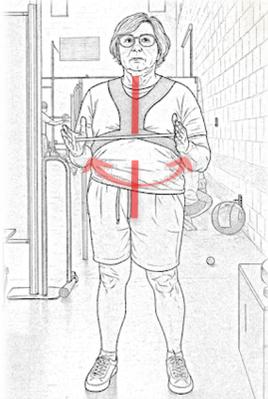
Figura 3. Ubicación espacial de las cámaras.

2.2.4. Descripción de los movimientos:

Todos los ejercicios comenzaron desde una posición inicial estandarizada para cada participante: bipedestación con apoyo bipodal, tronco erguido (alineado verticalmente con el suelo), ligera flexión de rodillas y codos a 90°, sujetando entre las palmas de las manos una varilla ligera de 35 cm. Para garantizar la correcta orientación espacial reducir el error de medida, se marcaron referencias en el suelo a la anchura biacromial de cada sujeto. Estas marcas ayudaron a estandarizar la postura de partida en el set de grabación y a mantener una orientación constante del magnetómetro de los IMUs durante la ejecución (véase Tabla 2).

Para este estudio emplearemos movimientos divididos en 2 bloques: En el primero se realizan movimientos de rotación, flexo-extensión e inclinación lateral del segmento toraco-lumbar con fijación el segmento lumbo-pélvico; En el segundo se realizan movimientos de rotación, flexo-extensión e inclinación lateral del segmento lumbo-pélvico con fijación toraco-lumbar. En todos los casos, el objetivo principal era mantener un segmento en posición neutra durante el desplazamiento del otro evitando el movimiento de estas estructuras en otro plano de movimiento que no fuera el requerido.

Tabla 3. Descripción de los bloques de movimiento.

Bloque 1		Movimiento toraco-lumbar con fijación lumbo-pélvica.			
Instrucción:		Se proyecta en la tele la instrucción de cada ejercicio: <i>“Vas a realizar un movimiento de rotación/flexo-extensión/inclinación del tronco hacia un lado y al otro, sin mover la parte baja de la pelvis.”</i>			
1.1		1.2		1.3	
Rotación toraco-lumbar.		Flexión toraco-lumbar.		Inclinación toraco-lumbar.	
Vista desde:		Vista desde:		Vista desde:	
Cámara Cenital	Cámara Lateral	Cámara Frontal			
Bloque 2		Movimiento lumbo-pélvico con fijación toraco-lumbar:			
Instrucción:		Se proyecta en la tele la instrucción de cada ejercicio: <i>“Vas a realizar un movimiento de rotación/flexo-extensión/inclinación de la pelvis hacia un lado y al otro, sin mover la parte alta del tronco”</i>			
2.1		2.2		2.3	
Rotación lumbo-pélvica.		Flexo-extensión lumbo-pélvica.		Inclinación lumbo-pélvica.	
Vista desde:		Vista desde:		Vista desde:	
Cámara Frontal	Cámara Lateral	Cámara Frontal			

2.2.5. Sesión de Registro

La batería estandarizada de movimientos fue evaluada durante un periodo de 30 segundos, con una señal que marcaba el inicio y el final de la tarea. A continuación, se anotaron los datos y se realizó una segunda repetición con el objetivo de analizar la fiabilidad intra-sesión de las mediciones. El registro de las mediciones se hizo mediante la aplicación CoreMaker, actualmente en fase de desarrollo por el Laboratorio de Biomecánica de la Universidad Miguel Hernández. Los datos fueron registrados manualmente en una hoja de recogida específica (véase Anexo I).

Esta aplicación permite calcular en tiempo real los siguientes parámetros: (1) Rango de movimiento (ROM): calculada como la diferencia entre el valor máximo y mínimo registrado en cada uno de los tres ejes (sagital, frontal y transversal) para cada uno de los dos sensores, proporcionando así una estimación precisa del rango articular durante la tarea; (2) Correlación angular entre sensores (Pitch, Roll, Yaw): calculada a partir de los ángulos de Euler, que reflejan la orientación del sensor. Estos ángulos se obtienen mediante la integración de la velocidad angular (proporcionada por el giroscopio) y se corrigen empleando la información del acelerómetro y el magnetómetro, mediante algoritmos de fusión sensorial como el filtro de Kalman (Petersen, 2021).

Este trabajo se plantea como un estudio piloto, en el que se explora por primera vez la vinculación de sensores inerciales (IMUs) a la aplicación CoreMaker. Dicha novedad tecnológica supuso ciertos desafíos técnicos iniciales, como errores de registro, efectos deriva y desviaciones en los rangos articulares, que fueron detectados y corregidos en tiempo real durante la recogida de datos. Para garantizar la calidad de las mediciones, tras cada repetición se comprobaba la coherencia de los valores obtenidos. En los casos en que los datos registrados no eran consistentes, o el evaluador identificaba errores derivados de la aplicación móvil o de los sensores, la repetición era considerada nula. En esos casos, se procedía a recalibrar los sensores mediante la aplicación *SensorTool* de WitMotion (WitMotion, s.f.), que permite ajustar la orientación inicial a través del reinicio de ángulos en los ejes espaciales, estableciendo los ángulos de los ejes en cero (0°) en la orientación espacial correspondiente al movimiento a ejecutar. Una vez corregida la calibración, se repetía la tarea para reemplazar los datos inválidos.

Como medida de control adicional, se permitía a los participantes realizar pausas entre ejercicios si lo necesitaban, especialmente durante los cambios de bloque. Además, se monitorizó su estado general preguntando por su disposición para continuar. Durante la recogida de datos también se anotaron posibles incidencias como signos de fatiga, molestias físicas o interrupciones.

2.2.6. Cribado observacional de la disociación Toraco-lumbar y Lumbo-pélvica

Con el objetivo de establecer un cribado observacional estructurado que permita valorar la disociación segmentaria toracolumbar y lumbopélvica, se ha diseñado una escala de registro

observacional (véase Anexo IIa y IIb) que se organiza en torno inspirada en los criterios propuestos por Elgueta-Cancino et al. (2014). No obstante, dicha escala ha sido adaptada y ampliada para incluir parámetros observables que puedan ser contrastados con las mediciones obtenidas por sensores inerciales (IMUs), como a los siguientes ítems:

- 1.1. ROM / Rango de Movimiento angular.** Este criterio atiende a la amplitud de movimiento definido entre los valores angulares máximos alcanzados a cada lado para los tres planos de movimiento.
 - 1.1.1. Flexión y extensión en el plano sagital, eje latero-medial.
 - 1.1.2. Rotación en el plano transversal, eje superoinferior.
 - 1.1.3. Inclinación lateral en el plano frontal, eje anteroposterior.
- 1.2. CONSISTENCIA ROM / Consistencia en el rango articular.** Este criterio atiende a si se observan diferencias entre los picos de ROMs angulares a lo largo de los 30 segundos, observando así la variabilidad interrepetición.
- 1.3. CONSISTENCIA VELOCIDAD/ Consistencia en velocidad de movimiento:** Este criterio atiende a las alteraciones observadas sobre la velocidad media a lo largo de los 30 segundos, atendiendo así a la variabilidad en velocidad y ritmo de ejecución.
- 1.4. RATIO / Control segmentario:** Este criterio relaciona con el control segmentario de las regiones toraco-lumbar y lumbo- pélvica, observando la relación de disociación entre T8/S2, observando si mientras se mueve un segmento el otro se consigue mantener fijo.
- 1.5. SMOOTHNESS / Suavidad del movimiento:** Este criterio atiende al índice del grado de suavidad del movimiento, observando si el movimiento es fluido.
- 1.6. SYMMETRY / Simetría direccional:** Este criterio atiende a la simetría direccional, comparando el ángulo de inicio del movimiento con el valor pico mayor a cada lado para registrar asimetrías en el movimiento.

Cada uno de los ítems de la escala observacional se puntúa con un valor de “2” cuando el criterio se cumple de forma adecuada, “1” si se cumple parcialmente y “0” cuando no se cumple. La inclusión del valor intermedio permite reflejar con mayor precisión aquellas ejecuciones que no pueden clasificarse claramente como correctas ni incorrectas, proporcionando así una mayor sensibilidad en la evaluación cualitativa. Esta escala ha sido diseñada como una herramienta dual, que no solo facilita el análisis clínico por parte del evaluador, sino que también permite vincular cada uno de sus ítems con variables cuantificables obtenidas mediante sensores inerciales (IMUs), lo que refuerza la validez del procedimiento ante la naturaleza subjetiva del cribado observacional.

Los sensores inerciales permiten registrar de forma objetiva y precisa parámetros relacionados con el control segmentario implicado en los seis criterios de la escala. En concreto, se analizan variables como el rango máximo de movimiento (ROM), la desviación estándar de los picos articulares a ambos lados (ROM Repetition), la desviación estándar de la velocidad angular (velocidad de ejecución), la correlación angular entre segmentos (ratio), el índice de suavidad

del movimiento (jerk o smoothness) y la simetría angular (symmetry). Aunque en el contexto del presente estudio no será posible correlacionar todas estas variables, la integración de métodos cualitativos y cuantitativos aporta una mayor consistencia y profundidad en el análisis del desempeño motor, especialmente relevante en población adulta mayor.

Por tanto, y con el objetivo de servir como referencia para futuros estudios, la Figura 6 presenta una representación visual del constructo biomecánico derivado de la combinación de estas herramientas de evaluación, integrando los datos cuantitativos obtenidos mediante IMUs con la interpretación clínica de los patrones de movimiento del tronco para un análisis funcional más completo.

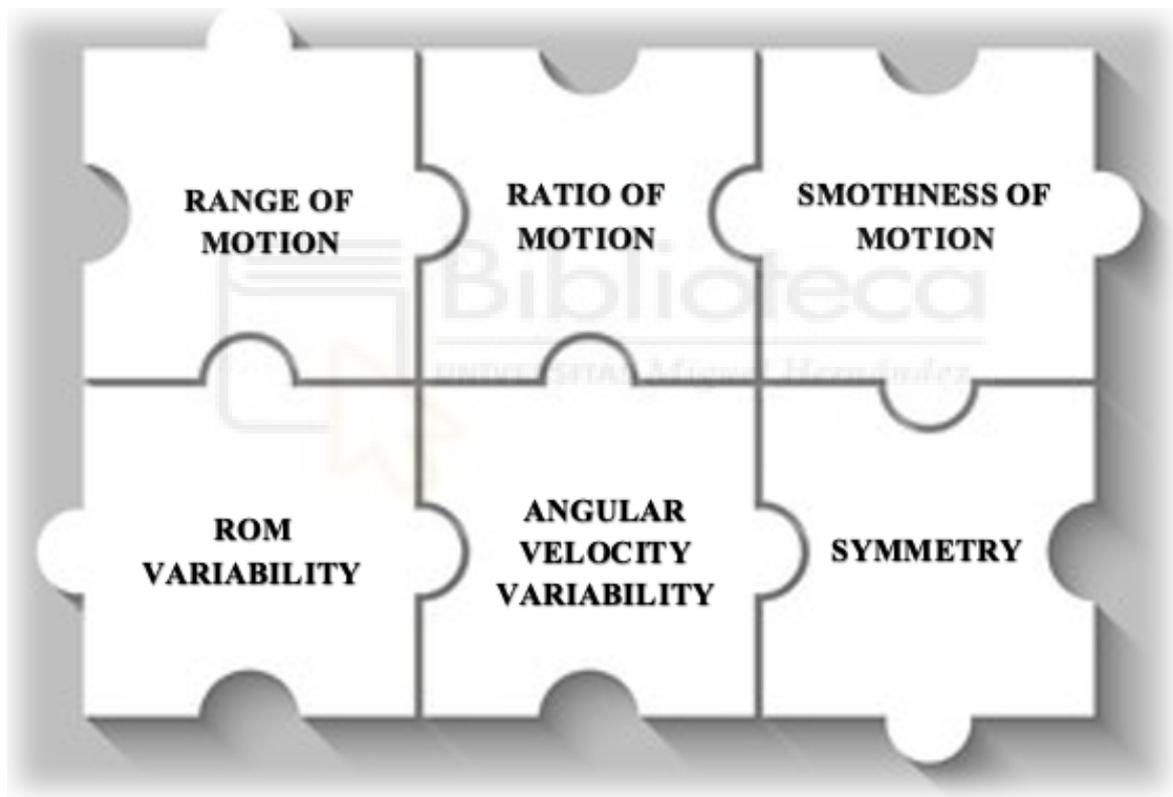


Figura 4. Ítems para la valoración de las regiones toraco-lumbar y lumbo-pélvica.

2.2.7 Análisis estadístico

El análisis estadístico se llevará a cabo utilizando el software JASP (versión 0.19.3). En primer lugar, se realizará un análisis descriptivo de todas las variables recogidas, expresando los resultados en forma de medias y desviaciones estándar (SD). La normalidad de los datos se examinará mediante el estadístico de Shapiro-Wilk ($p > 0,05$). Para comprobar la existencia de diferencias entre grupos etarios (mujeres jóvenes y mujeres adultas mayores), se aplicarán pruebas t de Student para muestras independientes. Estas comparaciones se realizarán tanto sobre los resultados de la escala observacional (variables cualitativas transformadas en puntuaciones numéricas) como sobre aquellas variables cuantitativas derivadas de los sensores inerciales (IMUs) que permitan su análisis.

Adicionalmente, se explorará la relación entre ambas metodologías mediante el cálculo de correlaciones bivariadas (coeficiente de correlación de Pearson o Spearman, en función del cumplimiento de los supuestos de normalidad). Estas correlaciones se analizarán sobre el conjunto total de la muestra, comparando los resultados de cada bloque de la escala observacional con la variable cuantitativa del IMU correspondiente, con el fin de valorar la consistencia entre ambos métodos de evaluación.

FINANCIACIÓN

Este Trabajo Fin de Máster es parte del proyecto de I+D+i PID2022-140323OB-100, financiado por MICIU/AEI/10.13039/501100011033 y por FEDER, UE.



3 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Beard, J. R., Officer, A., de Carvalho, I. A., Sadana, R., Pot, A. M., Michel, J. P. & Chatterji, S. (2016). The World report on ageing and health: A policy framework for healthy ageing. *The Lancet*, 387(10033), 2145–2154. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(15\)00516-4](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(15)00516-4)
- Bechet, R., Tisserand, R., Fradet, L., & Colloud, F. (2025). Anticipatory muscle activations to coordinate balance and movement during motor transitions: A narrative review. *Gait & Posture*, 118, 130–140. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2025.02.009>

- Behm, D. G., Drinkwater, E. J., Willardson, J. M., & Cowley, P. M. (2010). The use of instability to train the core musculature. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 35(1), 91–108. <https://doi.org/10.1139/H09-127>
- Christe, G., Redhead, L., Legrand, T., Jolles, B. M., & Favre, J. (2016). Multisegment analysis of spinal kinematics during sit-to-stand in patients with chronic low back pain. *Journal of Biomechanics*, 49(10), 2060–2067. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.05.015>
- Claus, A. P., Hides, J. A., Moseley, G. L., & Hodges, P. W. (2009). Different ways to balance the spine: Subtle changes in sagittal spinal curves affect regional muscle activity. *Spine*, 34(6), E208–E214. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181908ead>
- Cruz-Jiménez, M. (2017). Normal changes in gait and mobility problems in the elderly. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 28(4), 713–725. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2017.06.005>
- Danneels, L. A., Coorevits, P. L., Cools, A. M., Vanderstraeten, G. G., Cambier, D. C., Witvrouw, E. E., & De Clercq, H. (2002). Differences in electromyographic activity in the multifidus muscle and the iliocostalis lumborum between healthy subjects and patients with sub-acute and chronic low back pain. *European Spine Journal*, 11(1), 13–19. <https://doi.org/10.1007/s005860100314>
- Del Rosario, M. B., Redmond, S. J., & Lovell, N. H. (2015). Tracking the evolution of smartphone sensing for monitoring human movement. *Sensors*, 15(8), 18901–18933. <https://doi.org/10.3390/s150818901>
- 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>
- GBD 2016 Disease and Injury Incidence and Prevalence Collaborators. (2017). Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 328 diseases and injuries for 195 countries, 1990–2016: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. *The Lancet*, 390(10100), 1211–1259. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(17\)32154-2](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(17)32154-2)
- Granacher, U., Gollhofer, A., Hortobágyi, T., Kressig, R. W., & Muehlbauer, T. (2013). The importance of trunk muscle strength for balance, functional performance, and fall prevention in seniors: A systematic review. *Sports Medicine*, 43(7), 627–641. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0041-1>

- Granata, K. P., & Sanford, A. H. (2000). Lumbar-pelvic coordination is influenced by lifting task parameters. *Spine*, 25(11), 1413–1418. <https://doi.org/10.1097/00007632-200006010-00014>
- Guidetti, L., Placentino, U., & Baldari, C. (2017). Reliability and criterion validity of the smartphone inclinometer application to quantify cervical spine mobility. *Clinical Spine Surgery*, 30(10), E1359–E1366. <https://doi.org/10.1097/BSD.0000000000000364>
- Heredia-Elvar, J. R., Juan-Recio, C., Prat-Luri, A., Barbado, D., & Vera-Garcia, F. J. (2021). Observational screening guidelines and smartphone accelerometer thresholds to establish the intensity of some of the most popular core stability exercises. *Frontiers in Physiology*, 12, 751569. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.751569>
- Heredia-Elvar, J. R. (2023). *Criterios para la toma de decisiones en la determinación de la intensidad y progresión de los ejercicios dirigidos a la mejora de la estabilidad del tronco* (Tesis doctoral, Universidad Miguel Hernández de Elche). <https://hdl.handle.net/11000/29198>
- Hilliard, M. J., Martinez, K. M., Janssen, I., Edwards, B., Mille, M. L., Zhang, Y., & Rogers, M. W. (2008). Lateral balance factors predict future falls in community-living older adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(9), 1708–1713. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.01.023>
- Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 55(6), 1369–1381. <https://doi.org/10.1152/jn.1986.55.6.1369>
- Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine*, 36(3), 189–198. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636030-00001>
- Legaspi, O., & Edmond, S. L. (2007). Does the evidence support the existence of lumbar spine coupled motion? A critical review of the literature. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(4), 169–178. <https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2300>
- Malcolm, B. R., Foxe, J. J., Joshi, S., Verghese, J., Mahoney, J. R., Molholm, S., & De Sanctis, P. (2021). Aging-related changes in cortical mechanisms supporting postural control during base of support and optic flow manipulations. *European Journal of Neuroscience*, 54(12), 8139–8157. <https://doi.org/10.1111/ejn.15004>
- McGregor, A. H., McCarthy, I. D., Doré, C. J., & Hughes, S. P. (1997). Quantitative assessment of the motion of the lumbar spine in the low back pain population and the effect of different

- spinal pathologies on this motion. *European Spine Journal*, 6(5), 308–315. <https://doi.org/10.1007/BF01142676>
- Nagymáté, G., & M. Kiss, R. (2018). Application of OptiTrack Motion Capture Systems in Human Movement Analysis: A systematic Literature Review. *Recent Innovations in Mechatronics*, 5(1), 1-9. <https://doi.org/10.17667/riim.2018.1/13>
- Narimani, M., & Arjmand, N. (2018). Three-dimensional primary and coupled range of motions and movement coordination of the pelvis, lumbar and thoracic spine in standing posture using inertial tracking device. *Journal of Biomechanics*, 69, 169–174. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.01.017>
- Parrington, L., Jehu, D. A., Fino, P. C., Pearson, S., El-Gohary, M., & King, L. A. (2018). Validation of an Inertial Sensor Algorithm to Quantify Head and Trunk Movement in Healthy Young Adults and Individuals with Mild Traumatic Brain Injury. *Sensors*, 18(12), 4501. <https://doi.org/10.3390/s18124501>
- Petersen, K. (2021). *LPMS user manual*. LP-Research. <https://lp-research.atlassian.net/wiki/spaces/LKB/pages/1100611599/LPMS+User+Manual#Orientation-Data>
- Pourahmadi, M. R., Bagheri, R., Taghipour, M., Takamjani, I. E., Sarrafzadeh, J., & Mohseni-Bandpei, M. A. (2018). A new iPhone application for measuring active craniocervical range of motion in patients with non-specific neck pain: A reliability and validity study. *The Spine Journal*, 18(3), 447–457. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2017.08.229>
- Pourahmadi, M. R., Taghipour, M., Jannati, E., Mohseni-Bandpei, M. A., Ebrahimi Takamjani, I., & Rajabzadeh, F. (2016). Reliability and validity of an iPhone® application for the measurement of lumbar spine flexion and extension range of motion. *PeerJ*, 4, e2355. <https://doi.org/10.7717/peerj.2355>
- Qiu, H., Rehman, R. Z. U., Yu, X., & Xiong, S. (2018). Application of wearable inertial sensors and a new test battery for distinguishing retrospective fallers from non-fallers among community-dwelling older people. *Scientific Reports*, 8(1), 16349. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-34671-6>
- Schall, M. C. Jr., Fethke, N. B., Chen, H., & Gerr, F. (2015). A comparison of instrumentation methods to estimate thoracolumbar motion in field-based occupational studies. *Applied Ergonomics*, 48, 224–231. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2014.12.005>

- Shojaei, I., Salt, E. G., Hooker, Q., Van Dillen, L. R., & Bazrgari, B. (2017). Comparison of lumbo-pelvic kinematics during trunk forward bending and backward return between patients with acute low back pain and asymptomatic controls. *Clinical Biomechanics*, *41*, 66–71. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.12.005>
- Sizer, P. S., Jr., Brismée, J. M., & Cook, C. (2007). Coupling behavior of the thoracic spine: A systematic review of the literature. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *30*(5), 390–399. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2007.04.009>
- Van Dieën, J. H., Luger, T., & van der Eb, J. (2012). Effects of fatigue on trunk stability in elite gymnasts. *European Journal of Applied Physiology*, *112*(4), 1307–1313. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-2082-1>
- Van Wouwe, T., Afschrift, M., Dalle, S., Van Roie, E., Koppo, K., & De Groote, F. (2021). Adaptations in reactive balance strategies in healthy older adults after a 3-week perturbation training program and after a 12-week resistance training program. *Frontiers in Sports and Active Living*, *3*, 714555. <https://doi.org/10.3389/fspor.2021.714555>
- Vera-García, F. J., Barbado, D., Moreno-Pérez, V., Hernández-Sánchez, S., Juan-Recio, C., & Elvira, J. L. L. (2014). Core stability: Evaluación y criterios para su entrenamiento. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, *7*(1), 14–22. <https://doi.org/10.1016/j.ramd.2014.02.005>
- Vaishya, R., & Vaish, A. (2020). Falls in older adults are serious. *Indian Journal of Orthopaedics*, *54*(1), 69–74. <https://doi.org/10.1007/s43465-019-00037-x>
- World Health Organization. (2021). *Decade of healthy ageing: Baseline report*. World Health Organization. <https://www.who.int/publications/i/item/9789240017900>
- Yu, X., Park, S., & Xiong, S. (2023). Trunk range of motion: A wearable sensor-based test protocol and indicator of fall risk in older people. *Applied Ergonomics*, *108*, 103963. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2023.103963>
- Zheng, Z., Wang, Y., Wang, T., Wu, Y., & Li, Y. (2022). A systematic review and meta-analysis on comparative kinematics in the lumbopelvic region in the patients suffering from spinal pain. *Journal of Healthcare Engineering*, *2022*, Article 7369242. <https://doi.org/10.1155/2022/7369242>

Anexo I. Hoja de Registro.

HOJA DE REGISTRO		NOMBRE							Hora:		Fecha:		
Nº	Tarea			ROLL CORR.	PITCH CORR.	YAW CORR.	SD-X1	SD-X2	SD-Y1	SD-Y2	SD-Z1	SD-Z2	
1													
2													
3													
4													
5													
6													
7													
8													
9													
10													
11													
12													
13													
14													
15													
16													
17													
18													
19													
20													
21													
22													
23													
24													
Anchura biacromial (cm)		Anchura rotación BM (cm)		Distancia entre IMU (cm)			Altura tronco (cm)			Sexo	Edad	Altura (cm)	Masa (kg)
Observaciones													

ANEXO IIa. Escala de cribado observacional bloque 1 - Instrucción de movimiento Toraco-lumbar (TL) con fijación Lumbo-Pélvica (LP).

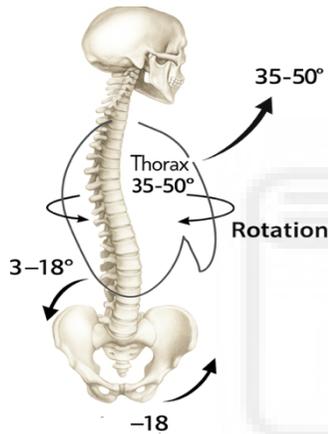
	(RTL) Rotación toraco-lumbar	(FETL) Flexo-ext. toraco-lumbar	(ITL) Inclinación toraco-lumbar
1.- ROM / Rango de Movimiento angular.			
1 punto: Rango de movimiento toraco-lumbar adecuado sin movimientos pélvicos visibles.	2	2	2
0.5 puntos: Rango de movimiento toraco-lumbar adecuado, pero con leves movimientos pélvicos.	1	1	1
0 puntos: Rango de movimiento toraco-lumbar reducido con o sin movimientos pélvicos.	0	0	0
2.- CONSISTENCIA ROM / Consistencia en el rango articular.			
1 punto: Movimiento consistente en rangos de movimiento durante los 30 segundos.	2	2	2
0.5 puntos: Movimiento consistente en rangos de movimiento gran parte de los 30 segundos.	1	1	1
0 puntos: Movimiento inconsistente con fluctuaciones notables en el rango de movimiento.	0	0	0
3.- CONSISTENCIA VELOCIDAD/ Consistencia en velocidad de movimiento.			
1 punto: Movimiento consistente en velocidad de movimiento durante toda la tarea.	2	2	2
0.5 puntos: Movimiento consistente en velocidad de movimiento durante gran parte de la tarea.	1	1	1
0 puntos: Movimiento con fluctuaciones notables en la velocidad del movimiento.	0	0	0
4.- RATIO / Control segmentario.			
1 punto: Moviliza el segmento toraco-lumbar sin mover la pelvis.	2	2	2
0.5 puntos: Moviliza el segmento toraco-lumbar con leves movimientos de la pelvis.	1	1	1
0 puntos: Moviliza el segmento toraco-lumbar con notables movimientos en la pelvis.	0	0	0
5.- SMOOTHNESS / Suavidad del movimiento.			
1 punto: Movimiento fluido durante toda la tarea.	2	2	2
0.5 puntos: Movimiento fluido con leves interrupciones durante la tarea.	1	1	1
0 puntos: Movimiento interrumpido de manera notable durante gran parte de la tarea.	0	0	0
6.- SYMMETRY / Simetría direccional.			
1 punto: Mantiene un movimiento simétrico en ambas direcciones.	2	2	2
0.5 puntos: Mantiene un movimiento con leve asimetría.	1	1	1
0 puntos: Movimiento con asimetría direccional notable.	0	0	0
Puntuación total	/12	/12	/12

ANEXO IIb. Escala de cribado observacional bloque 2 - Instrucción de movimiento Lumbo-Pélvico (LP) con fijación Toraco-lumbar (TL).

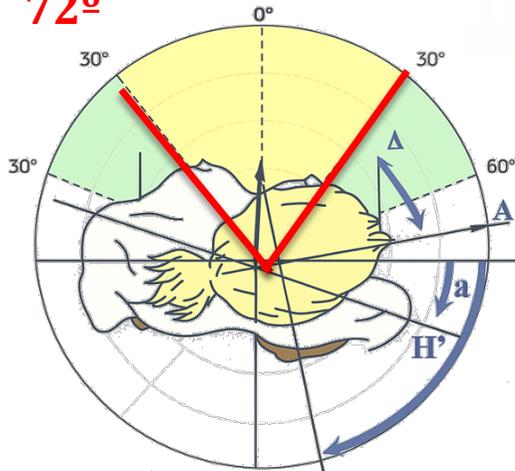
	(RLP) Rotación lumbo-pélvica	(FELP) Flexo- extensión lumbo- pélvica	(ILP) Inclinación lumbo-pélvica
1.- ROM / Rango de Movimiento angular.			
1 punto: Rango de movimiento lumbo-pélvico adecuado sin movimientos torácicos visibles.	2	2	2
0.5 puntos: Rango de movimiento lumbo-pélvico adecuado, pero con leves movimientos torácicos.	1	1	1
0 puntos: Rango de movimiento lumbo-pélvico reducido con o sin movimientos torácicos.	0	0	0
2.- CONSISTENCIA ROM / Consistencia en el rango articular.			
1 punto: Movimiento consistente en rangos de movimiento durante los 30 segundos.	2	2	2
0.5 puntos: Movimiento consistente en rangos de movimiento gran parte de los 30 segundos.	1	1	1
0 puntos: Movimiento inconsistente con fluctuaciones notables en el rango de movimiento.	0	0	0
3.- CONSISTENCIA VELOCIDAD/ Consistencia en velocidad de movimiento.			
1 punto: Movimiento consistente en velocidad de movimiento durante toda la tarea.	2	2	2
0.5 puntos: Movimiento consistente en velocidad de movimiento durante gran parte de la tarea.	1	1	1
0 puntos: Movimiento con fluctuaciones notables en la velocidad del movimiento.	0	0	0
4.- RATIO / Control segmentario.			
1 punto: Moviliza el segmento lumbo-pélvico sin mover el tronco.	2	2	2
0.5 puntos: Moviliza el segmento lumbo-pélvico con leves movimientos en el tronco.	1	1	1
0 puntos: Moviliza el segmento lumbo-pélvico con notables movimientos en el tronco.	0	0	0
5.- SMOOTHNESS / Suavidad del movimiento.			
1 punto: Movimiento fluido durante toda la tarea.	2	2	2
0.5 puntos: Movimiento fluido con leves interrupciones durante la tarea.	1	1	1
0 puntos: Movimiento interrumpido de manera notable durante gran parte de la tarea.	0	0	0
6.- SYMMETRY / Simetría direccional.			
1 punto: Mantiene un movimiento simétrico en ambas direcciones.	2	2	2
0.5 puntos: Mantiene un movimiento con leve asimetría.	1	1	1
0 puntos: Movimiento con asimetría direccional notable.	0	0	0
Puntuación total	/12	/12	/12

Anexo III. ROMs normativas adaptados de Kapanji (2008), Narimani (2018) y Alqhtani (2014).

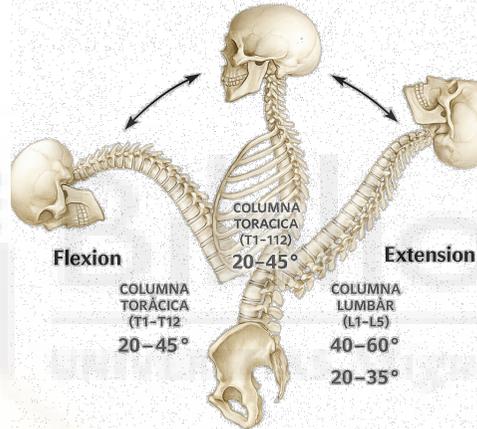
Rotación (TL): 72-136°



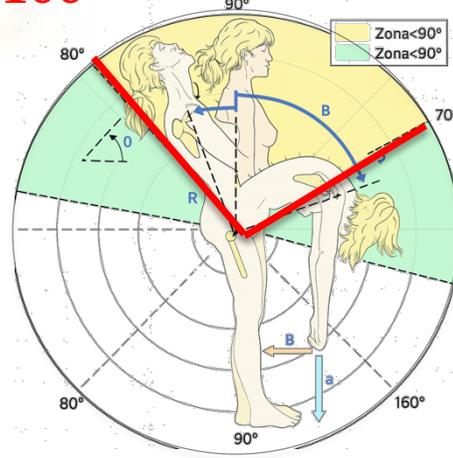
72°



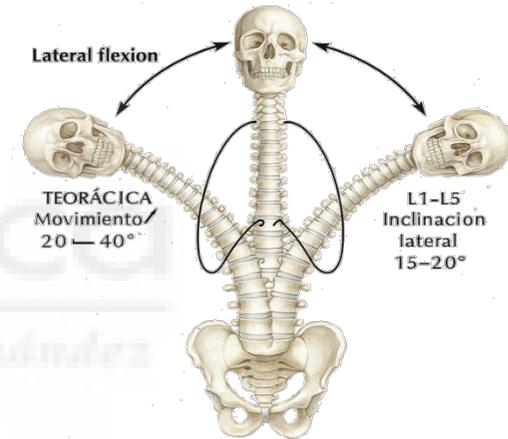
Flexión (TL): 100-185°



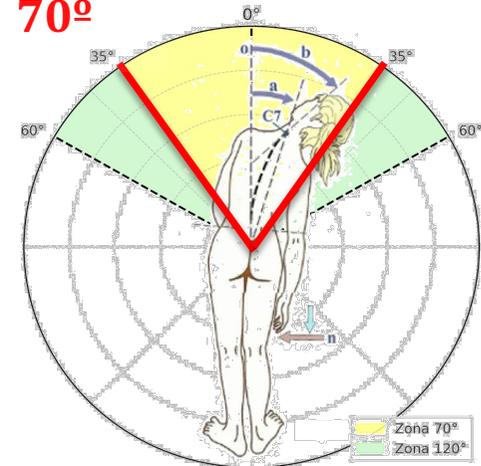
100°



Inclinación (TL): 70-120°

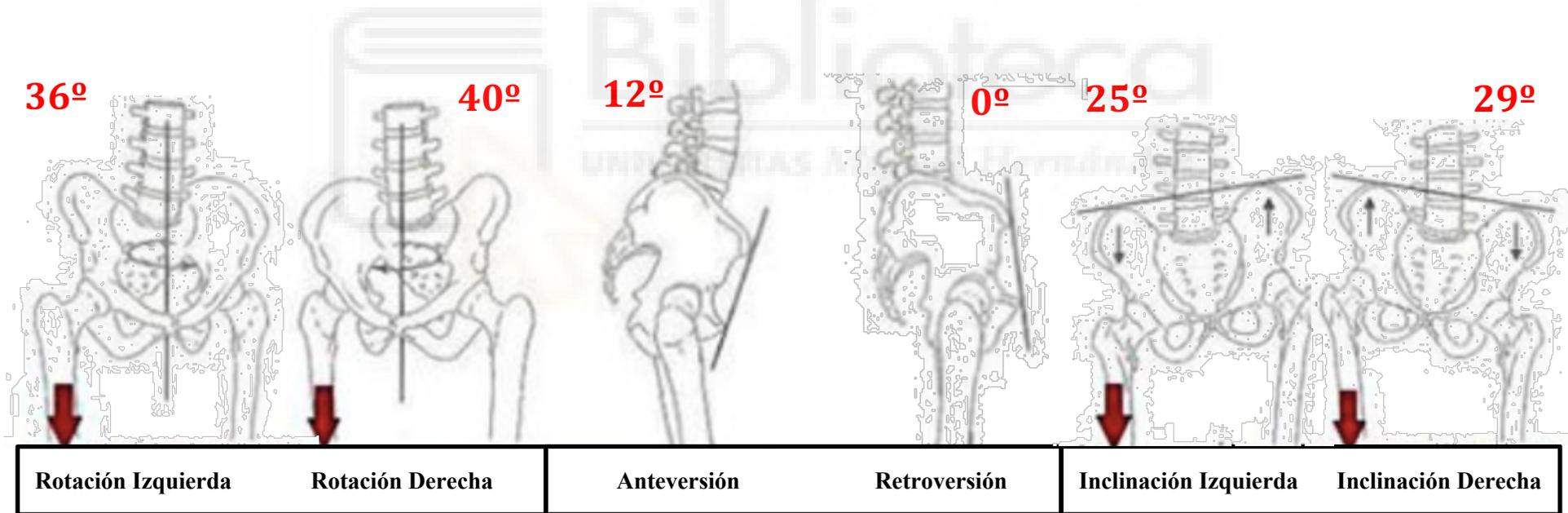


70°



Anexo III. ROMs normativas adaptados de Kapanji (2008), Narimani (2018) y Alqhtani (2014).

Rotación (TL): 35.5-40.2°	Anteversión (LP): Aprox. 12° Retroversión (LP): Aprox. 0°	Inclinación (TL): 25.3-29°
Rotación lumbar I/D* T12-S1: 7.5-9.2°	Flexión lumbar: 55.4° Extensión lumbar: 10.2°	Inclinación Lumbar I/D*: 16-18°
Rotación pélvica axial I/D* T12-S1: 27-31°	Flexión pélvica: 42.8° Extensión pélvica: 10.2°	Inclinación pélvica I/D*: 9.3-11°



* I/D: Izquierda / Derecha