

VNIVERSITATĪ VALÈNCIA



PROGRAMA DE DOCTORADO EN ACTIVIDAD FÍSICA Y DEPORTE

TESIS DOCTORAL

**DISEÑO Y VALIDACIÓN DE UN DISPOSITIVO PARA
LA CUANTIFICACIÓN DE LA LORDOSIS LUMBAR
BASADO EN SENSORES INERCIALES**

Tesis doctoral presentada por:

D. VICENTE FUSTER LLORET

Dirigida por:

Dr. PEDRO PÉREZ SORIANO

Dr. JUAN MANUEL CORTELL TORMO

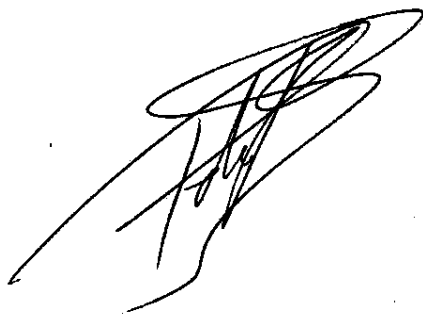
Departamento de Educación Física y Deportiva
Universidad de Valencia
Valencia, 2017

INFORME DIRECTORES TESIS

D. PEDRO PÉREZ SORIANO, profesor titular en el Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universidad de Valencia, y **D. JUAN MANUEL CORTELL TORMO**, profesor contratado Doctor en el Departamento de Didáctica General y Didácticas Específicas de la Universidad de Alicante.

Informan que la presente tesis doctoral dirigida bajo su tutela en este Departamento por parte de D. Vicente Fuster Lloret y con título “DISEÑO Y VALIDACIÓN DE UN DISPOSITIVO PARA LA CUANTIFICACIÓN DE LA LORDOSIS LUMBAR BASADO EN SENSORES INERCIALES” es apta para su defensa.

Valencia, a 31 de Mayo de 2017



Fdo. Dr. D. Pedro Pérez Soriano



Fdo. Dr. D. Juan Manuel Cortell Tormo

A mis Padres, son mi vida.

AGRADECIMIENTOS

De entrada, agradezco a los/as participantes del estudio por su interés y motivación a la hora de contribuir y participar de forma amable y altruista en el desarrollo de esta tesis doctoral.

Seguidamente, a la Facultad de Educación de la Universidad de Alicante y a la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Valencia, su apoyo institucional, técnico y humano. A la Asociación de la Industria Tecnológica Textil (AITEK) por su profesionalidad y compromiso. Al Ministerio de Economía y Competitividad por apoyar a los investigadores en el desarrollo de sus ideas innovadoras.

Expreso mi más sincero sentimiento de enorme felicidad y agradecimiento al Dr. Juan Manuel Cortell Tormo de la Universidad de Alicante por su infinita paciencia y sabiduría no solamente en esta aventura académica y científica sino por todo en general y, fundamentalmente, por nuestra relación en la vida personal. Para mí un modelo de integridad a seguir.

Al Dr. Pedro Pérez Soriano de la Universidad de Valencia sin el cual no hubiera sido posible llevar a cabo este trabajo, por su compromiso, consejos y recomendaciones en el proceso de aprendizaje tan complejo como es hacer la tesis doctoral. Un verdadero guía y orientador.

A Miguel García Jaén y Basilio Pueo Ortega profesores de la Universidad de Alicante y a Sergio Hernández Sánchez fisioterapeuta profesor de la Universidad Miguel Hernández por su colaboración y anotaciones tan productivas, por su completa dedicación y aportaciones como especialistas cada uno en su materia imprescindible para esta tesis doctoral y, por su conocimientos y buen hacer.

En general a toda mi familia y amigas/os, especialmente a mis padres Ana y José, por quererme, sacrificarse, comprenderme y apoyarme en todo. En definitiva, a todas aquellas personas, a las cuales sería imposible nombrar, porque son muchas, que me aceptáis con mis virtudes y mis defectos y quienes me habéis permitido formar parte de vuestra vida. De corazón gracias.

FINANCIACIÓN

PROYECTOS



Este proyecto se ha financiado gracias al Ministerio de Economía y Competitividad. LIA de Proyectos de I+D+i. Programa Nacional de Proyectos de Investigación Fundamental.

Subprograma de Acciones complementarias a los proyectos de investigación fundamental no orientada. Proyecto de referencia DEP2011-30009-C02-01 y de título DESARROLLO Y VALIDACION DE UN DISPOSITIVO TECNOLÓGICO PARA EL CONTROL DE LA ESTABILIDAD DINÁMICA DEL RAQUIS LUMBAR (LUMBATEX).

PATENTES

1. Device for controlling position and segmental movement of lumbar spine in patient, has sensors located in portion, where side of belt is arranged corresponding to end of trunk and sensors are provided with gyroscope and accelerometer.

- Patent Number(s): ES2543257-A1; ES2543257-B1; WO2016146862-A1
- Inventor(s): CORTELL TORMO J M
- Patent Assignee Name(s) and Code(s): UNIV ALICANTE (UYAL-Non-standard)
- Derwent Primary Accession Number: 2015-51640B [13]
- Patents Cited by Examiner: 14 Articles Cited by Examiner: 2

Abstract: NOVELTY - The device has a narrowing part including a fastening unit (2) to be placed around a waist of a lumbar spine. A sensorial part is placed on a band and attached with electronic components. The electronic components are connected with connectors (3) that are attached to a surrounding box of sensors (5). The sensors are located in a central portion that is arranged corresponding to lumbar vertebrae, where lateral side of a belt is arranged corresponding to an end of a trunk. The sensors are provided with a gyroscope and an accelerometer.

- USE - Device for controlling position and segmental movement of a lumbar spine in a patient.
 - ADVANTAGE - The device secures rigorous information of the lumbar spine and controls movement of the lumbar spine in an easy manner.
2. Device for controlling dynamic stability of lumbar spine, has luminous bands, vibration-transmitting elements and chip to interpret pressure levels and send information to computer portion that are provided closer to ends of band.
- Patent Number(s): WO2012080540-A1; ES2384924-A1; ES2384924-B1
 - Inventor(s): CORTELL TORMO J M, PEREZ TURPIN J A, SUAREZ LLORCA C, ANDREU CABRERA E.

- Patent Assignee Name(s) and Code(s): UNIV ALICANTE (UYAL-Non-standard)
- Derwent Primary Accession Number: 2012-G89082 [69]
- Patents Cited by Examiner: 10

Abstract: NOVELTY - The device has a band (1) of semi-flexible fabric, which is tapered at ends (2) which include complementary securing portion (3) for securing band to a user's waist. The band contains pressure sensors aligned with an intermediate raised transverse zone (5) which is contacted with user's waist. Luminous bands, vibration-transmitting elements (8) and chip (9) are provided to interpret pressure levels and send information to computer portion that are provided closer to ends of band.

- USE - Device for controlling dynamic stability of lumbar spine.
- DESCRIPTION OF DRAWING(S) - The drawing shows a sectional view of device for controlling dynamic stability of lumbar spine.

CONGRESOS

Cortell-Tormo, J.M.; Hernández-Sánchez S.; **Fuster-Lloret, V.**; Pérez-Soriano, P.; Carreres-Ponsoda, F.; Tortosa, J.; Chulvi-Medrano, I. Relationship between Lumbatex® and pressure biofeedback unit in segmental motion in the lumbopelvic spine. IV NSCA International Conference, 2014. Murcia. Spain. Journal of Strength and Conditioning Research, 28(11); 2014. **1.858 JCR.**

CONFERENCIAS

Cortell-Tormo, J.M. Importancia del trabajo interdisciplinar en biomecánica deportiva: Proyecto Lumbatex. II Congreso de Biomecánica aplicada al Deporte (GIBD'14): Innovación, interdisciplinariedad y actualización. 6 y 7 de noviembre de 2014. Valencia. PONENCIA INVITADA.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE FIGURAS.....	IX
ÍNDICE DE TABLAS	XII
RESUMEN.....	XIII
1 INTRODUCCIÓN	1
1.1 Trastornos del raquis	1
1.1.1 <i>Clasificación de los trastornos del raquis.....</i>	<i>2</i>
1.2 Definición del dolor lumbar.....	6
1.2.1 <i>Clasificación del dolor lumbar.....</i>	<i>8</i>
1.2.2 <i>Epidemiología del dolor lumbar a nivel internacional.....</i>	<i>11</i>
1.2.3 <i>Epidemiología del dolor lumbar en España</i>	<i>13</i>
1.3 El Control de la curvatura lumbar del raquis	21
1.3.1 <i>Control de la curvatura lumbar del raquis en el ejercicio terapéutico y preventivo.....</i>	<i>26</i>
1.3.2 <i>Control de la curvatura lumbar en la posición de sedestación.....</i>	<i>28</i>
1.3.3 <i>Control de la curvatura lumbar en la evaluación de la estabilidad del core o zona media.....</i>	<i>28</i>
1.3.4 <i>Control de los cambios en la curvatura lumbar neutra en el entrenamiento deportivo.....</i>	<i>29</i>
1.4 Biofeedback en la rehabilitación física: definición y clasificación	32
1.4.1 <i>Biofeedback fisiológico en la rehabilitación física</i>	<i>33</i>
1.4.2 <i>Biofeedback biomecánico en la rehabilitación física.....</i>	<i>35</i>
1.4.3 <i>Biofeedback de la curvatura lumbar del raquis</i>	<i>44</i>
1.5 Prendas textiles: contexto y definición.....	49
1.5.1 <i>Prendas textiles inteligentes y sensores inerciales.....</i>	<i>50</i>
1.5.2 <i>El confort en prendas textiles con sensores inerciales.....</i>	<i>51</i>
1.5.3 <i>El confort en prendas textiles en el deporte y la actividad física.....</i>	<i>53</i>
1.6 Objetivos	56
2 METODOLOGIA.....	59

2.1	Materiales para el diseño y desarrollo del dispositivo	59
2.1.1	<i>Sensores para monitorización del raquis lumbar</i>	59
2.1.2	<i>Módulo de adaptación para los sensores</i>	62
2.1.3	<i>Sustrato textil</i>	62
2.1.4	<i>Capa de broches</i>	63
2.1.5	<i>Dispositivo electrónico</i>	64
2.1.5.1	Caja contenedora	64
2.1.5.2	Electrónica (PCB)	65
2.1.5.3	Alimentación	67
2.1.5.4	USB receptor	68
2.2	Materiales para la validación y fiabilidad mecánica	68
2.2.1	<i>Piezas diseñadas con curvas determinadas</i>	68
2.3	Materiales para la validación y fiabilidad dinámica	70
2.3.1	<i>Biofeedback de presión (PBU)</i>	70
2.4	PROTOCOLO PARA LA FASE I: DISEÑO Y DESARROLLO DEL DISPOSITIVO	71
2.4.1	<i>Diseño del picaje</i>	72
2.4.2	<i>Módulo de adaptación para los sensores</i>	73
2.4.3	<i>Disposición de los sensores</i>	74
2.4.4	<i>Mecanizado de la caja envolvente</i>	76
2.4.5	<i>Desarrollo del software</i>	78
2.4.5.1	Servidor de datos en plataforma PC	78
2.4.5.2	Firmware	79
2.5	PROTOCOLO PARA LA FASE II: VALIDACIÓN MECÁNICA DEL DISPOSITIVO	81
2.5.1	<i>Curvas artificiales</i>	81
2.5.2	<i>Análisis de los datos</i>	82
2.6	PROTOCOLO PARA LA FASE III: VALIDACIÓN DINÁMICA DEL DISPOSITIVO	84
2.6.1	<i>Participantes</i>	84
2.6.2	<i>Pruebas de valoración para el raquis lumbar</i>	85
2.6.3	<i>Pruebas de valoración para el confort</i>	88
2.6.4	<i>Análisis de los datos</i>	91
2.6.4.1	Análisis de los test de corsé en decúbito prono	91

2.6.4.2	Análisis del confort	92
3	RESULTADOS	93
3.1	FASE I: DESARROLLO DEL DISPOSITIVO Y DEL SOFTWARE	93
3.1.1	<i>Desarrollo del dispositivo</i>	93
3.1.2	<i>Colocación del dispositivo</i>	97
3.1.3	<i>Software específico</i>	98
3.1.4	<i>Sistema de coordenadas</i>	101
3.1.5	<i>Análisis de la percepción del confort</i>	103
3.2	FASE II: FIABILIDAD TÉCNICA DEL DISPOSITIVO	104
3.2.1	<i>Resultados para la curva de 25°</i>	104
3.2.2	<i>Resultados para la curva de 20°</i>	108
3.2.3	<i>Resultados para la curva de 17°</i>	111
3.2.4	<i>Resultados para la curva de 16°</i>	114
3.2.5	<i>Resultados para la curva de 15°</i>	118
3.2.6	<i>Resultados para la curva de 10°</i>	122
3.2.7	<i>Comparativa visual del grado de similitud entre las piezas y el dispositivo</i>	125
3.3	FASE III: FIABILIDAD DINÁMICA DEL DISPOSITIVO	126
3.3.1	<i>Resultados correspondientes a la relación entre la PBU y el dispositivo a estudio</i>	126
3.3.2	<i>Resultados correspondientes a la varianza estimada para cada condición</i>	128
3.3.3	<i>Resultados correspondientes a la representación gráfica de las tres condiciones</i>	129
4	DISCUSIÓN	131
4.1	DISEÑO DEL DISPOSITIVO	131
4.1.1	<i>Desarrollo del sistema de sensorización</i>	131
4.1.2	<i>Sistema de coordenadas</i>	137
4.1.3	<i>Software y Firmware</i>	138
4.2	CONFORT	139
4.3	VALIDEZ Y FIABILIDAD DEL CINTURÓN	141
4.3.1	<i>Validación mecánica. Fiabilidad técnica del dispositivo</i>	142

4.3.2 Validación dinámica del dispositivo.....	146
5 CONCLUSIONES	151
5.1 Conclusiones del estudio	151
5.2 Limitaciones del estudio	155
5.3 Líneas futuras	155
6 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	157

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Distribución porcentual de la morbilidad crónica en la Comunidad Valenciana para adultos y por sexos (Generalitat-Valenciana, 2010). -----	18
Figura 2. Distribución de la limitación para las actividades de la vida diaria en los distintos grupos de edad (Generalitat Valenciana, 2010). -----	19
Figura 3. Clasificación de los sistemas de biofeedback.-----	32
Figura 4. Stabilizer™ -----	37
Figura 5. Es una vista frontal del módulo sensor del aparato (Patent No. 5,402,107). -----	39
Figura 6. Modelo basado en luz (Patent No. 5,398,697).-----	40
Figura 7. Dispositivo basado en un bastidor (Patent No. 5,749,838). -----	40
Figura 8. Vista en perspectiva de la ortesis de ejercicio con paciente y sin él (Patent No. 6,872,187). -----	41
Figura 9. Elementos del cinturón de LUMBIA© -----	42
Figura 10. Ilustración de una persona utilizando Valedo® en un contexto lúdico.---	43
Figura 11. Ejemplo del análisis de ViMove™ -----	44
Figura 12. Imagen correspondiente al sensor de 6 ejes. -----	59
Figura 13. Especificaciones de los sensores utilizados. -----	61
Figura 14. Placa electrónica auxiliar. -----	62
Figura 15. Tejido sustrato. -----	63
Figura 16. Tamaño y distribución de la capa de broches. -----	64
Figura 17. Modelo de envoltente escogida -----	64
Figura 18. Dispositivo electrónico. -----	65
Figura 19. Distribución sobre el PCB. -----	67
Figura 20. Batería Litio Polímero. -----	67
Figura 21. USB de conexión para el ordenador. -----	68
Figura 22. Las piezas con diferentes curvas-----	70
Figura 23. Picaje de los diferentes diseños. -----	72
Figura 24. Diseño y localización sensores y entradas dispositivo electrónico. -----	72
Figura 25. Conexiones bordadas en textil. -----	75
Figura 26. Ubicación de la capa de broches (1). -----	75

Figura 27. Modelo y mecanizado del envolvente escogido. -----	76
Figura 28. Mecanizado para los broches. -----	78
Figura 29. Resumen de las funcionalidades del Firmware. -----	80
Figura 30. Modelo de plantilla para calcular las coordenadas. -----	83
Figura 31. Escala visual analógica utilizada.-----	89
Figura 32. Vista interior y exterior del dispositivo. -----	94
Figura 33. Detalle del sistema de cableado integrado en el textil. -----	95
Figura 34. Detalle de la electrónica, la caja envolvente y el sistema de broches para su conexión con la faja. -----	95
Figura 35. Caja envolvente de los sensores. -----	96
Figura 36. Información técnica sobre el material adhesivo utilizado.-----	96
Figura 37. Localización de la apófisis espinosa de la 4ª vértebra lumbar (L4). Extraída de (Carrere et al., 2011). -----	97
Figura 38. Algunos ejemplos de pantalla en la que se visualizan los datos recogidos desde los sensores, así como una representación gráfica para la monitorización visual del movimiento del raquis lumbar. -----	99
Figura 39. Algunos ejemplos de aplicaciones para tablet. -----	100
Figura 40. Sistema de coordenadas. -----	102
Figura 41. Percepción del confort (%). -----	104
Figura 42. Error estándar de la media y coeficientes de variación para cada uno de los sensores en la condición de 25° -----	107
Figura 43. Representación gráfica de la condición de 25° -----	107
Figura 44. Error estándar de la media y coeficientes de variación para cada uno de los sensores en la condición de 20° -----	110
Figura 45. Representación gráfica de la condición de 20° -----	110
Figura 46. Error estándar de la media y coeficientes de variación para cada uno de los sensores en la condición de 17° -----	113
Figura 47. Representación gráfica de la condición de 17° -----	114
Figura 48. Error estándar de la media y coeficientes de variación para cada uno de los sensores en la condición de 16° -----	117
Figura 49. Representación gráfica de la condición de 16° -----	118
Figura 50. Error estándar de la media y coeficientes de variación para cada uno de los sensores en la condición de 15° -----	121
Figura 51. Representación gráfica de la condición de 15° -----	121

Figura 52. Error estándar de la media y coeficientes de variación para cada uno de los sensores en la condición de 10° -----	124
Figura 53. Representación gráfica de la condición de 10° -----	124
Figura 54. Superposición de todas las condiciones medidas -----	125
Figura 55. Superposición de las curvas patrón por el dispositivo sobre su respectiva pieza.-----	126
Figura 56. Porcentaje de cambio registrado por cada uno de los dispositivos y test -----	128
Figura 57. Representación gráfica de las tres condiciones. -----	130
Figura 58. Prototipo 1: En el primer prototipo desarrollado se planteó que los sensores fueran por la parte exterior del tejido (sin contacto físico con el cuerpo del usuario) junto al dispositivo electrónico. -----	131
Figura 59. Prototipo 2: el desarrollado con los sensores en la parte interior del tejido (con contacto físico con el cuerpo del usuario). -----	131
Figura 60. Detalle de integración de sensores -----	132
Figura 61. Prototipo 3: Con el fin de mejorar el contacto de los sensores con la zona a monitorizar del usuario y obtener unos valores de posición más cercanos a la realidad fue necesario añadir material viscoelástico. -----	133
Figura 62. Hilo textil conductor con aislamiento-----	134
Figura 63. Sensores flexibles -----	134
Figura 64. Detalle del cableado y placas de los sensores.-----	134
Figura 65. Detalle del recubrimiento de los sensores para mejorar la adherencia. 135	
Figura 66. Detalle de la ventana creada para los sensores centrales.-----	136
Figura 67. Detalle de la ventana de mayor tamaño del desarrollo final. -----	136
Figura 68. Cambios en la lordosis lumbar -----	137
Figura 69. Imagen correspondiente a la representación gráfica aporta por el software. -----	138

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Enfermedades de la columna vertebral y de la espalda (según CIE-10: M40-M54 y M79.0) -----	2
Tabla 2. Clasificación de las lumbalgias en función de su etiología -----	8
Tabla 3. Instrucciones para el análisis del confort. -----	90
Tabla 4. Estadísticos descriptivos respecto a la percepción del confort (mm). -----	103
Tabla 5. Estadísticos descriptivos para la condición de 25° -----	105
Tabla 6. Estadísticos descriptivos de cada uno de los test realizados en la condición de 25° -----	105
Tabla 7. Estadísticos descriptivos para la condición de 20° -----	108
Tabla 8. Estadísticos descriptivos de cada uno de los test realizados en la condición de 20° -----	108
Tabla 9. Estadísticos descriptivos para la condición de 17° -----	111
Tabla 10. Estadísticos descriptivos de cada uno de los test realizados en la condición de 17° -----	111
Tabla 11. Estadísticos descriptivos para la condición de 16° -----	114
Tabla 12. Estadísticos descriptivos de cada uno de los test realizados en la condición de 16° -----	115
Tabla 13. Estadísticos descriptivos para la condición de 15° -----	118
Tabla 14. Estadísticos descriptivos de cada uno de los test realizados en la condición de 15° -----	119
Tabla 15. Estadísticos descriptivos para la condición de 10° -----	122
Tabla 16. Estadísticos descriptivos de cada uno de los test realizados en la condición de 10° -----	122
Tabla 17. Coeficientes de correlación de Pearson entre PBU y el dispositivo para cada variación del test de corsé. -----	127
Tabla 18. Estadísticos descriptivos correspondientes a cada uno de los test de corsé realizados. -----	128
Tabla 19. Comparaciones múltiples ANOVA (one-way) -----	129

RESUMEN

El dolor de espalda sigue siendo un problema importante en la actualidad y, la lumbalgia es una de sus consecuencias más directas y habituales. Se puede decir que es un preocupante problema a nivel mundial y no se conocen estrategias de tratamiento que realmente sean eficaces. Es la enfermedad reumática más atendida en centros de salud y clínicas y tiene como resultado un considerable gasto financiero, de mano de obra y de costes sociales.

Se ha visto que, si bien numerosas patologías se han asociado al dolor lumbar, a menudo es difícil establecer una causa clara o un factor para determinar el origen de ese dolor en la persona. La mayoría de lumbalgias atendidas se etiquetan como "no específica" debido a la incertidumbre acerca de la exactitud y validez de otro diagnóstico. No obstante, se sabe que el dolor lumbar está relacionado con el control motor de la zona lumbar y la ejecución correcta del movimiento y se ha demostrado que las terapias de actividades preventivas y de readaptación, la realización de actividades deportivas y el control postural en actividades de la vida diaria tiene efectos positivos sobre la mejora del movimiento, la postura, el dolor y, en definitiva, la calidad de vida. Por tanto, se piensa que son las posturas incorrectas, los movimientos repetitivos y sobreesfuerzos alguna de las causas de esta incapacidad.

Es en este punto en dónde juega un papel clave la necesidad del control de la estabilidad dinámica del raquis. Se ha de tener en cuenta que el control queda, en última instancia, expuesto a criterios puramente subjetivos y arbitrarios, por lo que los especialistas de la prescripción de actividad física, médicos o fisioterapeutas, realizan su trabajo con diversas complicaciones al no existir una tecnología capaz de valorar de una manera precisa, válida y fiable la estabilidad dinámica del raquis. Tradicionalmente, los métodos de observación en el tratamiento de patologías raquídeas utilizaban goniómetros o dispositivos similares. Estas técnicas han demostrado tener variables niveles de fiabilidad y validez. Por otra parte, los sistemas de seguimiento ópticos proporcionan una fuerte fiabilidad y precisión, pero están limitados para su uso en laboratorios.

Las técnicas utilizadas desde hace más de 25 años intentaban cuantificar los movimientos de la zona lumbar en tiempo real con una posición estática del usuario

o paciente. Muchos de estos estudios demuestran la validez y fiabilidad de los dispositivos de biofeedback con mediciones de los movimientos de la columna vertebral mediante la unión de varios sensores a la columna. Además, gracias al desarrollo de textiles inteligentes confortables con capacidad de reaccionar al medio externo monitorizar distintas variables, se prevé una gran variedad de posibilidades de desarrollo en el ámbito de los sensores integrados frente a otras tecnologías.

Por lo tanto, parece apropiado plantear la validación y el desarrollo de un dispositivo tecnológico para medir la curvatura lumbar con sensores inerciales que permita cuantificar los cambios de la lordosis lumbar de forma eficiente, eficaz y objetiva mediante un software específico que permita recibir, procesar, registrar y visualizar los datos generados por el dispositivo para su posterior análisis y, que estos datos se puedan obtener también a través de la telefonía móvil o/y otros dispositivos portátiles como móviles o tablets.

A partir del objetivo de estudio, se comenzó la primera fase con el diseño y el desarrollo del dispositivo y del software del mismo, y se llevó a cabo integración del dispositivo en el textil. Para la validación y fiabilidad mecánica se diseñaron unas piezas con curvas predeterminadas, y la fiabilidad dinámica se realizó mediante la realización de los Test de corsé en decúbito prono, Test de corsé en decúbito prono modificado: anteversión y el Test de corsé en decúbito prono modificado: retroversión. Se controlaron además los cambios con una Unidad de Biofeedback de Presión. Por su parte también se midió la percepción subjetiva de confort durante las pruebas experimentales a los participantes.

La fase II de validación mecánica evaluó a la vez la validez y fiabilidad técnica del dispositivo para medir, de forma segmentaria, la curvatura del raquis lumbar, a partir de las mediciones estáticas realizadas por cada uno de los sensores en las diferentes condiciones experimentales planteadas. El análisis de los resultados de los test de validez y de fiabilidad absoluta y relativa probaron la validación mecánica del dispositivo, y revelaron que el uso de sensores inerciales es válido y fiable para realizar mediciones que aporten datos objetivos y precisos sobre la medición y cuantificación de una determinada curva del raquis lumbar mediante la utilización de los sensores inerciales (acelerómetros tri-axiales y giroscopios) integrados en el textil del dispositivo.

En la fase III se realizó la validación dinámica, que evaluó la fiabilidad del cinturón. Los resultados de los procesos experimentales aprobaron la fiabilidad dinámica del cinturón, y demostraron que el cinturón es capaz de registrar y cuantificar, de forma fiable, los diferentes cambios en la disposición segmentaria de la curvatura del raquis lumbar mediante el uso de los sensores inerciales (acelerómetros tri-axiales y giroscopios) integrados en el textil del dispositivo. Finalmente, los resultados del confort Tal como mostraron los resultados del test de confort realizado por los participantes, en todas las categorías se obtuvieron unas sensaciones de confort bastante elevadas en el uso del dispositivo.

En conclusión, los resultados expuestos en los distintos apartados de la tesis demuestran que el cinturón Lumbatex es capaz de medir y cuantificar, de forma válida y fiable, una curvatura específica del raquis lumbar mediante la utilización de los sensores inerciales (acelerómetros tri-axiales y giroscopios) integrados en el textil del dispositivo. Asimismo, los resultados demuestran que el dispositivo es capaz de registrar y cuantificar, de forma fiable, los diferentes cambios en la disposición segmentaria de la curvatura del raquis lumbar mediante el uso de tales sensores inerciales integrados en el textil. Por su parte, los resultados de confort demuestran que, durante el uso del dispositivo para la toma de datos de los test de confort desarrollados en los estudios experimentales, los participantes reportaron unos valores elevados de percepción de confortabilidad, lo cual prueba que el diseño del último prototipo desarrollado resultó cómodo y adecuado para el usuario del mismo.

1 INTRODUCCIÓN

Los trastornos del raquis han acompañado al hombre desde sus orígenes, probablemente como consecuencia de su condición bípeda, fruto de la necesidad de supervivencia y de adaptación al medio. Son por tanto uno de los problemas más antiguos y frecuentes de la humanidad, casi con total seguridad. En la actualidad, este problema posiblemente se ha visto agravado, debido a la industrialización y tecnificación de los estilos de vida. El sedentarismo, los sobreesfuerzos, los movimientos repetitivos y estresantes, o la necesidad de trabajo son algunas de las causas que generan estos trastornos de la columna vertebral. Estos trastornos generan una enorme repercusión social y económica debido en muchas ocasiones a la cronicidad de su tratamiento (Fordyce, 1995; Bartomeu, Miralles, & Miralles, 2010; Montoya & Méndez, 2015). Por estas razones, parece necesario y oportuno abordar esta problemática desde cualquier disciplina científica relacionada, a fin de intentar aportar soluciones prácticas que contribuyan a resolver este problema.

1.1 Trastornos del raquis

La zona de la columna vertebral, debido a su localización y sus características anatómicas y biomecánicas puede ser un lugar de acumulo de diversas patologías (Bartomeu et al., 2010; Andrés, 2005; Montoya & Méndez, 2015). Diferentes anomalías, así como traumas mecánicos (directos o indirectos; agudos o repetidos) podrían resultar o derivar en una determinada problemática o sintomatología del sistema musculo esquelético y articular del que se compone el raquis y, como consecuencia de ello producir dolor y/o pérdida de funcionalidad (Kovacs et al., 2006; Saigua, Dayanara, Velasteguí & Andrés, 2015). La adquisición de posturas inadecuadas y la ejecución de movimientos bruscos, por norma general de manera inconsciente, son el origen más usual de que la mayor parte de la población, en un momento u otro de su vida, haya padecido el mal de espalda y/o cuello. No deberíamos olvidar tampoco las molestias o dolores de la columna vertebral relacionados con insatisfacción personal o alteraciones de tipo psicosomático

(Lozano, Naghavi, Foreman, Lim, Shibuya, Aboyans, Abraham, Murray et al., 2012; Organización Mundial de Salud, 2001; Organización Mundial de la Salud, 1992; Rodríguez, Fernández, & Baly, 2000). Según el CIE-10 (Organización Mundial de la Salud, 1992) se pueden clasificar del siguiente modo:

1.1.1 Clasificación de los trastornos del raquis

La Clasificación Internacional de Enfermedades CIE-10 expresa la nomenclatura habitual con la que suelen detallarse las diferentes patologías del cuello y la espalda, agrupándolas de forma organizada (Tabla 1).

Tabla 1. Enfermedades de la columna vertebral y de la espalda (según CIE-10: M40-M54 y M79.0)

M40	Cifosis y lordosis	M48.9	Espondilopatía, no especificada
M40.0	Cifosis postural	M49	Espondilopatías en enfermedades clasificadas en otra parte
M40.1	Otras cifosis secundarias	M49.0	Tuberculosis de la columna vertebral (A18.0+)
M40.2	Otras cifosis y las no especificadas	M49.1	Espondilitis por brucelosis (A23.-+)
M40.3	Síndrome de espalda plana	M49.2	Espondilitis por enterobacterias (A01-A04+)
M40.4	Otras lordosis	M49.3	Espondilopatía en otras enfermedades infecciosas y parasitarias clasificadas en otra parte
M40.5	Lordosis, no específica	M49.4	Espondilopatía neurooptica M49.5* Vértebra colapsada en enfermedades clasificadas en otra parte
M41	Escoliosis	M49.8	Espondilopatía en otras enfermedades clasificadas en otra parte

M41.0	Escoliosis ideopática infantil	M50	Trastornos de disco cervical
M41.1	Escoliosis ideopática juvenil	M50.0+	Trastorno de disco cervical con mielopatía (G99.2*)
M41.2	Otras escoliosis ideopáticas	M50.1	Trastorno de disco cervical con radiculopatía
M41.3	Escoliosis toracogénica	M50.2	Otros desplazamientos de disco cervical
M41.4	Escoliosis neuromuscular	M50.3	Otras degeneraciones de disco cervical
M41.5	Otras escoliosis secundarias	M50.8	Otros trastornos de disco cervical
M41.8	Otras formas de escoliosis	M50.9	Trastorno de disco cervical, no especificado
M41.9	Escoliosis no especificada	M51	Otros trastornos de los discos intervertebrales
M42	Osteocondrosis de la columna vertebral	M51.0+	Trastornos de discos intervertebrales lumbares y otros, con mielopatía (G99.2*)
M42.0	Osteocondrosis juvenil de la columna vertebral	M51.1	Trastornos de disco lumbar y otros, con radiculopatía
M42.1	Osteocondrosis de la columna vertebral del adulto	M51.2	Otros desplazamientos especificados de disco intervertebral
M42.9	Osteocondrosis vertebral no especificada	M51.3	Otras degeneraciones especificadas de disco intervertebral
M43	Otras dorsopatías deformantes	M51.4	Nódulos de Schmorl
M43.0	Espondilolisis	M51.8	Otros trastornos especificados de los discos intervertebrales
M43.1	Espondilolistesis	M51.9	Trastorno de los discos intervertebrales, no especificado
M43.2	Otras fusiones de la columna vertebral Subluxación atlanto-axoidea	M53	Otras dorsopatías, no clasificadas en otra parte
M43.3	recurrente, con mielopatía	M53.0	Síndrome cervicocraneal
M43.4	Otras subluxaciones atlanto-axoideas recurrentes	M53.1	Síndrome cervicobraquial

M43.5	Otras subluxaciones vertebrales recurrentes	M53.2	Inestabilidad de la columna vertebral
M43.6	Tortícolis	M53.3	Trastornos sacrococcígeos, no clasificados en otra parte
M43.8	Otras dorsopatías deformantes de la columna vertebral especificadas	M53.8	Otras dorsopatías especificadas
M43.9	Dorsopatía deformante, no especificada	M53.9	Dorsopatía, no especificada
M45	Espondilitis anquilosante	M54	Dorsalgia
M46	Otras espondilopatías inflamatorias	M54.0	Paniculitis que afecta regiones del cuello y de la espalda
M46.0	Entesopatía vertebral	M54.1	Radiculopatía
M46.1	Sacroilítis, no clasificada en otra parte	M54.2	Cervicalgia
M46.2	Osteomielitis de vértebra	M54.3	Ciática
M46.3	Infección de disco intervertebral (piógena)	M54.4	Lumbago con ciática
M46.4	Discitis, no especificada	M54.5	Lumbago no especificado
M46.5	Otras espondilopatías infecciosas	M54.6	Dolor en la columna dorsal
M46.8	Otras espondilopatías inflamatorias especificadas	M54.8	Otras dorsalgias
M46.9	Espondilopatía inflamatoria, no especificada	M54.9	Dorsalgia, no especificada
M47	Espondilosis	M79.0	Fibromialgia
M47.0	Síndromes de compresión de la arteria espinal o vertebral anterior (G99.2*)		
M47.1	Otras espondilosis con mielopatía		

M47.2	Otras espondilosis con radiculopatía		
M47.8	Otras espondilosis		
M47.9	Espondilosis, no especificada		
M48	Otras espondilopatías		
M48.0	Estenosis espinal		
M48.1	Hiperostosis anquilosante [Forestier]		
M48.2	Espondilopatía interespinosa		
	(vértebras "en beso")		
M48.3	Espondilopatía traumática		
M48.4	Fractura de vértebra por fatiga		
M48.5	Vértebra colapsada, no clasificada en otra parte		
M48.8	Otras espondilopatías especificadas		

Las alteraciones más comunes que afectan a las diferentes partes del raquis se pueden clasificar en los siguientes grupos, de mayor a menor prevalencia en la población general:

- Trastornos funcionales de la columna vertebral: raquialgia mecánica, cervicalgia/dorsalgia/lumbalgia mecánicas.
- Trastornos de la alineación del raquis: hipercifosis, hiperlordosis, escoliosis.
- Enfermedades degenerativas: espondilosis/ espondiloartrosis.

- Enfermedades inflamatorias del raquis: espondiloartropatías, espondilitis/espondilodiscitis infecciosas.

Existen otras como la fibromialgia, discopatías vertebrales, radiculopatías, espondilopatías traumáticas, fracturas osteoporóticas, espondilólisis, espondilolistesis, procesos tumorales, etc.

Los 3 primeros grupos pertenecen a los trastornos mecánicos del raquis, que provocan más del 95% de casos de dolor y otros síntomas que afectan a la espalda. El dolor causado por las afecciones mecánicas se debe a la activación de los nervios que transmiten dolor, y puede acompañarse de contractura muscular e inflamación. En concreto, la lumbalgia o dolor lumbar, es el que presenta una mayor prevalencia mundial (Organización Mundial de la Salud, 2001; Organización Mundial de la Salud, 1992; Ruiz et al., 2002; Ayuso, Nieto, Sánchez & Vázquez, 2006).

1.2 Definición del dolor lumbar

Los estudios indican que el 20-25% de todas las lesiones afectan a la columna lumbar y que estas lesiones representan el 40% de los costes sanitarios en su tratamiento (Marras et al., 1995) con una recurrencia del 60-85% en los primeros tres años (Tan, Parnianpour, Nordin, Hofer, & Willems, 1993).

El concepto de dolor lumbar tiene una complicada enmarcación debido a que no existe un consenso general y acordado válido, ya que manifiesta insalvables diferencias principalmente en su definición y fundamentalmente en lo relacionado a la localización anatómica del dolor (Hestbaek, Leboeuf-Yde, & Manniche, 2003). En este sentido, hay estudios que proponen que un primer punto a tener en cuenta es que el dolor lumbar no es un diagnóstico ni una enfermedad, sino que se trata de un síntoma y que, por lo tanto, puede presentar un origen ligado a múltiples enfermedades de diferentes consideraciones y repercusiones. Se podría decir que es, por tanto, un síndrome que se define por la presencia de dolor en la región vertebral o paravertebral lumbar y que se acompaña, a menudo, de dolor irradiado o referido. En el grado más

liviano no aparece radiculopatía ni claudicación neurógena asociadas, ya que en estos casos su causa y abordaje serían bien distintos. De cualquier modo, produce perjuicios en la movilidad normal en la zona de la espalda como consecuencia del dolor. De hecho, hasta en un 80% de las lumbalgias diagnosticadas no puede determinarse su causa específica y, sólo en el 10-15% de los casos es posible determinar la etiología por lo que para el resto se establece un diagnóstico de lumbalgia inespecífica debido a la falta de correlación entre los resultados y la historia clínica (Carey et al., 1996; Deyo, Rainville, & Kent, 1992; Ordi, Ramiáñez, Fernández, & Morales, 2012; Viejo & Huerta, 2000; Moix, Cano, & Europea, 2006; Skovron, 1992; Waddell, 1991). Es evidente que esta circunstancia provoca un vacío que repercute negativamente tanto en la información que le llega al paciente como para la toma de decisiones terapéuticas por parte del profesional (Europea, 2005).

De forma genérica se podría indicar que el dolor lumbar inespecífico o lumbalgia inespecífica es aquel proceso de dolor lumbar en el que no se puede determinar la causa que lo produce (Carmona, Gabriel, Ballina, Laffon, & Grupo de Estudio EPISER, 2001). Por otro lado, la Guía de Práctica Clínica de la Lumbalgia inespecífica COST-B13 (Europea, 2005) la define como: el dolor localizado entre el límite inferior de las costillas y el límite inferior de las nalgas, cuya intensidad varía en función de las posturas y la actividad física, suele acompañarse de limitación dolorosa del movimiento y puede asociarse a dolor referido o irradiado.

Es debido a esa inespecificidad que el Grupo de Trabajo de Investigación (en inglés el *Research Task Force* (RTF)), nombrado por el Consorcio del dolor del Instituto Nacional de Salud (en inglés *National Intitud of Health* (NIH) *Pain Consortium*) ha redactado normas para la investigación sobre dolor lumbar crónico inespecífico de las que se espera que esas recomendaciones se conviertan en un documento dinámico y sean sometidas a mejoras continuas (Deyo et al., 2014, 2015). En este sentido, los más recientes y reconocidos grupos de trabajo que tienen como objetivo aportar luz para el diagnóstico y la clasificación del dolor lumbar han publicado ya diferentes guías clínicas basadas en la evidencia científica para intentar precisar más esta cuestión. Hasta la fecha, los más destacados son: la *Quebec Task Force on Spinal Disorders*, *Agency for Health Care Policy and Research*, *Royal College of General*

Practitioners o la Paris Task Force on Back Pain (Atlas et al., 1996; Bigos & Davis, 1996; Deyo et al., 2015; Keighley, 1993).

1.2.1 Clasificación del dolor lumbar

Existen distintas formas de clasificar el dolor lumbar. Cuando se puede definir el origen del dolor lumbar, se podría englobar de diferentes tipos en función de su etiología. En base a Palomo & Rodríguez (2001), la Tabla 2 presenta la clasificación y tipos del dolor lumbar en función de la etiología:

Tabla 2. Clasificación de las lumbalgias en función de su etiología
tomado de (Palomo & Rodríguez, 2001).

Lumbalgias mecánicas	Lumbalgias no mecánicas
<p><i>Por alteraciones estructurales</i></p> <p>Espondilolisis Espondilolistesis Escoliosis Patología discal Artrosis interapofisarias posteriores Dismetrias pélvicas Embarazo Sedentarismo Hiperlordosis</p>	<p><i>Inflamatorias</i></p> <p>Espondiloartritis anquilosante Espondiloartropatías</p>
<p><i>Debidas a traumatismos</i></p> <p>Distensión lumbar Fractura de compresión Subluxación de la articulación vertebral Espondilolistesis, fractura traumática del istmo</p>	<p><i>Infeciosas</i></p> <p>Agudas: gérmenes piógenos Crónicas: tuberculosis, brucelosis, hongos</p>
	<p><i>Tumorales</i></p> <p>Benignas: osteoma osteoide, osteoblastoma, fibroma, lipoma...</p>

	<p>Malignas: mieloma múltiple, sarcoma osteogénico, osteosarcoma...</p> <p>Metástasis vertebrales: mama, próstata, pulmón, riñón, tiroides, colon...</p> <p>Tumores intrarraquídeos: meningioma, neurinoma, ependidoma...</p>
	<p><i>No vertebrales y viscerales (dolor referido)</i></p> <p>Patología osteoarticular no vertebral: cadera, articulación sacroilíaca</p> <p>Patología gastrointestinal: ulcus, tumores pancreáticos, duodenales...</p> <p>Patología vascular: aneurisma disecante de aorta.</p> <p>Patología retroperitoneal: hemorragia, linfoma, fibrosis, absceso del psoas.</p> <p>Patología genitourinaria: endometriosis, embarazo ectópico, neoplasia genital...</p>

Otras causas de lumbalgia no mecánica

Enfermedades endocrinas y metabólicas: osteoporosis con fracturas, osteomalacia, sacromegalia, alteraciones de las paratiroides, condrocalcinosis, fluorosis, ocronosis

Enfermedades hematológicas: leucemias, hemoglobinopatías, mielofibrosis, mastocitosis

Miscelánea: enfermedad de Paget, artropatía neuropática, sarcoidosis, enfermedades hereditarias, fibromialgias y problemas psiconeuróticos.

Por su parte, la clasificación de la *Paris Task Force on back pain* es la más reciente y aceptada para la identificación del dolor lumbar inespecífico de causa mecánica. Se clasifica en diferentes categorías según Forte (2005):

- Categoría 1: El dolor no llega más allá de la parte baja del glúteo, sin signos neurológicos. La mayor parte de dolor se incluye aquí y los síntomas son variables en función del tiempo, la intensidad y la tensión.
- Categoría 2: El dolor no sobre pasa la rodilla, sin signos neurológicos. Puede ser neurógeno aunque su origen suele ser más profundo a nivel estructural.
- Categoría 3: el dolor pasa por debajo de la rodilla, sin signos neurológicos. La probabilidad de que se estructural es menor.
- Categoría 4: El dolor lumbar puede alcanzar toda la pierna y se puede encontrar con o sin signos neurológicos. Aquí se pueden englobar la ciática, hernias discales u otras deformaciones.

Se puede clasificar también en función de la duración o evolución (Abenhaim et al., 2000). En este sentido, y con intención de superar la disparidad de criterios en la clasificación del dolor lumbar en función de su evolución, se han adoptado los criterios de Hayden, Van Tulder, & Tomlinson, (2005), donde indican que el dolor lumbar agudo se presenta con un tiempo de evolución de 6 semanas, el subagudo de 6 a 12 semanas y el crónico cuando es superior a las 12 semanas.

Una vez establecida la noción de cuál es el significado de dolor lumbar y se conocen los tipos en función de su etiología o de causa desconocida sería apropiado hacer alusión a los factores sociales y económicos que hacen de esta dolencia un problema social, tanto a nivel internacional como a nivel nacional.

1.2.2 Epidemiología del dolor lumbar a nivel internacional

El dolor lumbar es el primer trastorno musculoesquelético que causa discapacidad durante los años de vida (Calvo-Lobo et al., 2017). Y en concreto el de origen inespecífico se ha convertido en un problema de salud pública (Balagué, Mannion, Pellisé, & Cedraschi, 2012). Se sabe que el dolor lumbar es uno de los mayores problemas en materia de salud en las sociedades modernas y que causa considerables discapacidades, así como un uso importante de los servicios sanitarios (Golob & Wipf, 2014; Ronchi, Lech, Taylor, & Cosic, 2008). La prevalencia del dolor lumbar durante toda la vida es tan alta hasta alcanzar un 84%, y en concreto del dolor lumbar crónico está alrededor del 23%, convirtiéndose en incapacitante entre un 11-12% de la población (Balagué et al., 2012). De hecho, uno de los estudios más recientes a nivel internacional realizados en Norteamérica, Gran Bretaña y otros países europeos indican diferentes ratios de prevalencia con rangos del 12% al 33%, una incidencia anual del 22% al 65% y entre un 11% y un 84% de recurrencias a lo largo de la vida (Björck-van Dijken, Fjellman-Wiklund, & Hildingsson, 2008).

En este sentido, existe un informe que se llama “*La Carga Global de Enfermedades, Lesiones y Factores de Riesgo*” y, que está basado en un estudio epidemiológico descriptivo global. Con esta investigación se pretende realizar un esfuerzo sistemático y científico para cuantificar la magnitud comparativa de la pérdida de salud debida a enfermedades, lesiones y factores de riesgo por edad, sexo y localización geográfica para puntos específicos en el tiempo, entre la que se encuentra el dolor lumbar. El GBD (cuyas siglas en inglés significan *Global Burden Disease*) está administrado por el *Institute for Health Metrics and Evaluation* (IHME) de la Universidad de Washington y en parte subvencionado por fondos de la Fundación Bill & Melinda Gates. El informe más reciente publicado es el GBD 2013, que utiliza y amplía la infraestructura metodológica, los conjuntos de datos y las herramientas que se realizaron en el estudio GBD 2010. No obstante, no se han podido localizar datos ni estudios del GBD 2013 a excepción del de Calvo-Lobo et al. (2017), por lo que se ofrece un análisis de su inmediato anterior, el “*Global Burden of Disease 2010 study*”.

El “*Global Burden of Disease 2010 study*”, evalúa la salud y la discapacidad causada por cualquier causa en 187 países -agrupados en 21 regiones geográficas- en 1990, 2005 y 2010. En este sentido, hay un informe más específico que trata las causas del dolor de espalda del cual sí que se han podido obtener datos. El título de la investigación es “*La carga global de dolor de espalda ocupacional: las estimaciones del estudio Global Burden of Diseases 2010*” y en ella se estima que el dolor lumbar es la mayor causa de discapacidad en todo el mundo y, que aproximadamente el 20% de los pacientes describen su dolor como severo o incapacitante superando significativamente cualquier otra patología (Dagenais, Caro, & Haldeman, 2008; Driscoll et al., 2014; Haldeman & Dagenais, 2008). Los investigadores coordinados por profesores de la Universidad de Queensland (Hoy, Brooks, Blyth, & Buchbinder, 2010; Hoy et al., 2012, 2014a, 2014b), en Australia, analizaron la prevalencia, incidencia, remisión, duración y el riesgo de muerte asociado con el dolor de espalda de 117 estudios que abarcaban 47 países y 16 de las 21 regiones del mundo y, trabajaron con encuestas llevadas a cabo en cinco países sobre el impacto de la lumbalgia crónica o aguda, con o sin dolor en las piernas, y los datos de las encuestas nacionales de salud de muchos de estos países.

En esta macro investigación se tuvo en consideración el coste del dolor lumbar en términos de años de vida ajustados por discapacidad (AVAD). Este dato se obtiene mediante la combinación del número de años de vida perdidos como resultado de una muerte temprana y el número de años vividos con discapacidad. De las 291 enfermedades estudiadas en el *Global Burden of Disease 2010 study*, la lumbalgia lideraba la lista en cuanto a años perdidos por discapacidad y el sexto en términos de AVAD, siendo considerada, la mayor causa a la discapacidad en 12 de las 21 regiones del mundo, y el mayor en Europa Occidental y Australasia. El documento refleja que casi una de cada 10 personas (9,4 %) sufre algún tipo de dolor lumbar, y que el número de AVAD aumentó de 58,2 millones en 1990 a 83 millones en 2010 (Buchbinder et al., 2013). De estos, se estimó que el dolor lumbar resultante de exposiciones ergonómicas en el trabajo causó 21,7 millones de AVAD en 2010. La fracción atribuible total de la población fue del 26%, variando considerablemente con la edad, sexo y región. El 62% de los AVAD con dolor lumbar se dio en varones y, el mayor número fue en personas de 35-55 años. El mayor riesgo relativo (3.7) fue en

el sector agrícola. El mayor número de AVAD se produjo en Asia oriental y Asia meridional, pero per cápita la mayor carga fue en Oceanía. Hubo un aumento del 22% en los AVAD con dolor lumbar en general, derivados de las exposiciones ocupacionales entre 1990 y 2010 debido al crecimiento de la población. Las áreas en donde la prevalencia de la lumbalgia es más elevada son Europa occidental, seguida por el norte de África y Oriente Medio, y las más sanas, el Caribe y América Latina (Driscoll et al., 2014; Hoy et al., 2010; Hoy et al., 2014; Hoy et al., 2012; Lozano et al., 2012; Murray et al., 2012; Lim et al., 2013).

Otro dato importante es el gasto sanitario que provoca, dado que también puede contribuir notoriamente a conocer la magnitud del problema. Por ejemplo, el gasto total en materia de dolor lumbar, en USA está entre los 100 y 200 billones de dólares por año (Katz, 2006). En Austria, supone 9.174.931.649 AUD; en Bélgica, 1.179.605.000 €; en Japón, 6.022.403.378 Yen; en Holanda, 6.418.744.458 €; y en Gran Bretaña 12.332.000.000 £ (Dagenais et al., 2008). A día de hoy se podría decir que el dolor lumbar tiene un impacto económico sustancial, estimado en \$ 100 mil millones por año, incluyendo los costos directos e indirectos (Golob & Wipf, 2014).

En definitiva, tras analizar los datos sobre epidemiología a nivel mundial del dolor lumbar debería tenerse en especial consideración, siendo, en consecuencia, necesaria la adecuada atención, por parte de los gobiernos y organismos de salud e investigación, dado el gran impacto económico y social que provoca esta problemática en las sociedades industrializadas y, debido a la relación que tiene con enfermedades de otro tipo como la ansiedad y la depresión, entre otras (Calvo-Lobo et al., 2017).

1.2.3 Epidemiología del dolor lumbar en España

En España, uno de los mejores estudios que relaciona el dolor lumbar con el uso de servicios sanitarios y de los que se pueden obtener datos fiables es el de la Encuesta Europea de Salud en España (EESE) 2013, que depende del Instituto Nacional de Estadística (INE), que es la parte española de la *European Health Interview Survey* (EHIS), que coordina la Oficina Europea de Estadística (Eurostat). La justificación y

necesidad de este estudio está abalada por el Reglamento (EC) 1338/2008 que estableció que la política sanitaria necesita disponer de datos fiables sobre la salud, sus determinantes y el uso de los servicios sanitarios de los países de la UE, y por el Reglamento de la Comisión 141/2013 que estableció las características que debía tener EHIS para obtener dichos datos. El cuestionario para España fue adaptado conjuntamente por el INE y el Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad (MSSSI), con el fin de permitir la comparación de los resultados con los principales indicadores de la Encuesta Nacional de Salud (ENSE), añadiéndose además al cuestionario una serie de variables mediante Convenio.

Otra de las razones de la validez de este estudio es la calidad de la metodología y la cantidad de muestra utilizada ya que 22.842 entrevistas fueron hechas para permitir la comparación nacional y, a nivel europeo. Eurostat pensó publicar en el último trimestre de 2016 los resultados agregados de 20 indicadores que permitirán comparar entre los estados miembros de la UE, así como poner los ficheros de microdatos a disposición de los investigadores a finales de 2017. La finalidad es armonizar las encuestas nacional y europea de salud, de modo que se pueda producir un estudio periódico cada 2-3 años que conserve la riqueza de las series, primando en lo posible la comparabilidad de EESE14 con toda la serie ENSE sin dejar de cumplir con nuestras obligaciones europeas.

Así pues, el último Informe del que se disponen datos es el del Sistema Nacional de Salud de 2013, en el que se incluyen los datos referidos al dolor lumbar de las encuestas del año 2011/2012, refleja que:

- Más de 7.200 personas padecieron dolor lumbar crónico en los últimos 12 meses y fueron diagnosticadas por un médico en poblaciones de 15 y más años.
- Los problemas de salud crónicos más frecuentes son dolor de espalda lumbar, la hipertensión arterial, la artrosis, artritis o reumatismo, la hipercolesterolemia y el dolor cervical crónico.

- Algunos han aumentado significativamente: en las últimas 2 décadas la hipertensión pasó de afectar al 11,2% de la población adulta al 18,5%, la diabetes del 4,1% al 7% y el colesterol alto del 8,2% al 16,4%. En la infancia, las enfermedades crónicas prevalentes son la alergia (10,0%) y el asma (5,2%).
- Casi 1 de cada 6 adultos de 15 y más años padece uno de estos trastornos crónicos más frecuentes.
- Dolor de espalda lumbar (18,6%) la predominante, después la hipertensión arterial (18,5%), artrosis, artritis o reumatismo (18,3%), colesterol elevado (16,4%) y el dolor cervical crónico (15,9%). La mayoría de los problemas crónicos observados son más frecuentes en mujeres que en hombres.

Otro estudio interesante de analizar, por su calidad metodológica sobre la epidemiología del dolor lumbar en España, es el de García, Mendiola, Peña, Carmona & Grupo de Estudio EPISER (2002), quienes evaluaron el impacto poblacional del dolor lumbar y cuya muestra se compuso de 2192 individuos pertenecientes a 20 municipios. Se pueden extraer las siguientes conclusiones (resultados del estudio EPISER) (Humbría, Carmona, Ortiz & Peña 2002):

- La cantidad y calidad de la lumbalgia y la similitud en cuanto a prevalencia de la lumbalgia puntual y crónica en España en cifras son parecidas a las de los países industrializados. Al menos, una vez en un período de 6 meses casi la mitad de la población adulta española padece dolor lumbar (Von Korff, Dworkin, Le Resche, & Kruger, 1988) y el 30% de los sujetos con dolor lumbar padecerán, en un momento dado, un dolor considerable, superior a 5 en una escala analógica visual del dolor graduada de 0 a 10. En edades avanzadas la prevalencia disminuye, bien por efecto de "superviviente", bien porque otras enfermedades más importantes toman el relevo del dolor. En España, prevalece algo más a mujeres que hombre y en población con enfermedades crónicas.

- El dolor lumbar afecta de manera decisiva en el desempeño de las actividades habituales de las personas que lo sufren y en su calidad de vida. La lumbalgia motivó la pérdida de la mayor parte del día en la actividad habitual en un 22% de los pacientes que tuvieron algún episodio de lumbalgia y el 9,9% del total del estudio. En períodos de 6 meses, más de 2 millones de personas, dejan de hacer al menos un día su actividad principal habitual.
- El dolor lumbar, independientemente del sexo, la edad y el nivel de estudios, se asocia con una pérdida de funcionalidad en aspectos de la vida cotidiana y de la calidad de vida con repercusiones individuales, familiares y sociales, casi siempre ignoradas.
- La disminución de la calidad de vida asociada con la presencia de lumbalgia es superior y aún más cuando se asocia a enfermedades crónicas de alta prevalencia como la enfermedad pulmonar, cardiaca o digestiva, la diabetes, la hipertensión arterial o la depresión.
- Los autores ponen de manifiesto la enormidad del gasto sanitario que supone la patología lumbar, por lo que es fundamental su peso a la hora de planificar los presupuestos de forma adecuada de forma que se consiga una mejor atención sanitaria de la población con un uso más racional de los recursos disponibles.
- La lumbalgia genera más de 5 millones y medio de consultas en 6 meses, se realizaron 1.800.000 estudios radiológicos simples, se practicaron 1.100.000 analíticas sanguíneas, TAC lumbares se hicieron 319.000, unas 250.000 RMN (resonancia magnética nuclear) lumbar, más de 5 millones de personas consumieron analgésicos y más de 5 millones de personas recibieron AINE durante más de un mes en el año anterior. La utilización de fármacos en el tratamiento del dolor dista mucho de ser adecuada en España y los motivos son bastante complejos.

- En dicho estudio, se observó que la prevalencia de lumbalgia puntual estimada en la población española adulta (mayor de 20 años) es del 14,8%. La probabilidad de padecer al menos un episodio de lumbalgia en España, durante un período de seis meses, es del 44,8%. La prevalencia estimada de personas con lumbalgia crónica entre los adultos españoles es del 7,7%.
- La prevalencia de lumbalgia puntual es algo mayor en mujeres (el 17,8%) que en varones (11,3%), siendo la diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,001$). Cuando se hace referencia al período de los 6 meses previos a la entrevista, las diferencias se mantienen (el 47,3% de mujeres frente al 42,9% de varones; $p = 0,013$). La lumbalgia se dio en todos los grupos etarios, y la aparición de sujetos con dolor lumbar puntual creció hasta los 69 años, para descender a partir de este punto. La tendencia no es tan evidente en la distribución de la lumbalgia en los últimos 6 meses.
- Por otro lado, la lumbalgia puntual se dio menos en las ciudades que en el medio rural, con una diferencia estadísticamente significativa (el 13,9% en el medio urbano, frente al 17,3% en el rural; $p = 0,046$). No obstante, la probabilidad de haber padecido algún episodio de dolor lumbar en los últimos 6 meses no presenta diferencias significativas entre el medio urbano y el rural (el 45% frente al 44,4%, respectivamente). No se demostró las diferencias en cuanto a frecuencia de lumbalgia crónica según el tipo de población.

No obstante, en 2016 se inició el nuevo estudio EPISER coordinado por la investigadora Dra. M^a Sagrario Bustabad Reyes donde se espera, aparte de incluir todas las patologías estudiadas en el 2000, estimar también la prevalencia de otras y la frecuencia con la que la población adulta en España ha consultado en el último año a algún médico por problemas osteoarticulares, estimar la frecuencia de consumo de fármacos por problemas osteoarticulares, durante al menos un mes en el último año, de la población adulta en España y comparar los resultados con los obtenidos en el EPISER 2000.

Por su parte, en el caso particular de la Comunidad Valenciana las enfermedades han aumentado principalmente por el envejecimiento de la población, el sedentarismo y al desarrollo de tratamientos que permite vivir cada vez más y, por tanto, incrementar la esperanza de vida. En la Figura 1 se puede ver la mayor diferencia de prevalencia entre dolor cervical y lumbar en comparación con las varices en las piernas, la mala circulación, la artrosis, reumatismo y la hipertensión arterial. En los hombres, destacan, aunque siempre con menores prevalencias respecto a las mujeres, la hipertensión arterial, el dolor lumbar y cervical, las varices en las piernas y el colesterol elevado en sangre (Generalitat-Valenciana, 2010).

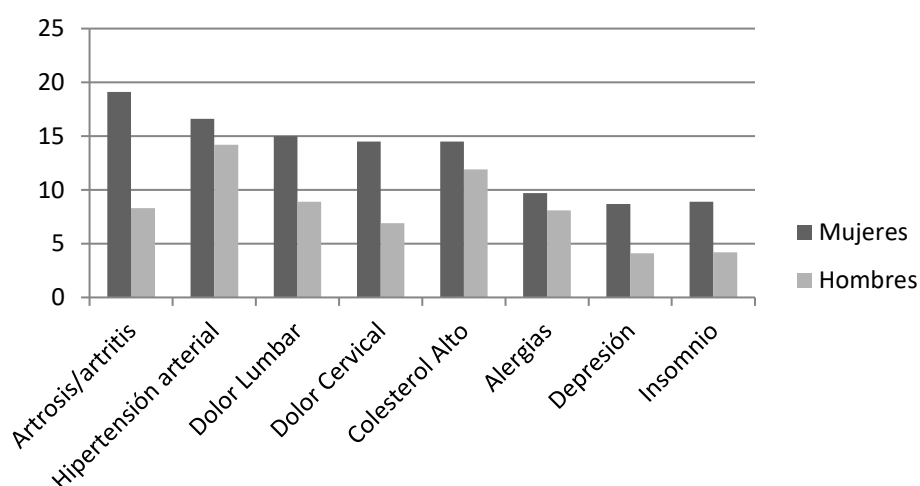


Figura 1. Distribución porcentual de la morbilidad crónica en la Comunidad Valenciana para adultos y por sexos (Generalitat-Valenciana, 2010).

El informe de la (Generalitat Valenciana, 2010) recoge que los problemas más frecuentes son: artrosis, artritis, hipertensión arterial, dolor lumbar, dolor cervical, por este orden de mayor a menor prevalencia seguidos por el resto.

Esto supone limitaciones a considerar para la realización de las actividades de la vida diaria tales como el trabajo, los estudios, tareas domésticas etc. y, aquellas que se relacionan con el tiempo de ocio y tiempo libre. El 5% de la población (el 6,3% de las mujeres y el 4,1% de los hombres) presentan limitaciones graves que afectan a su

vida diaria y el 19% de la población está limitada pero no de manera grave (21,7% de las mujeres y 15,5% de los hombres) Figura 2.

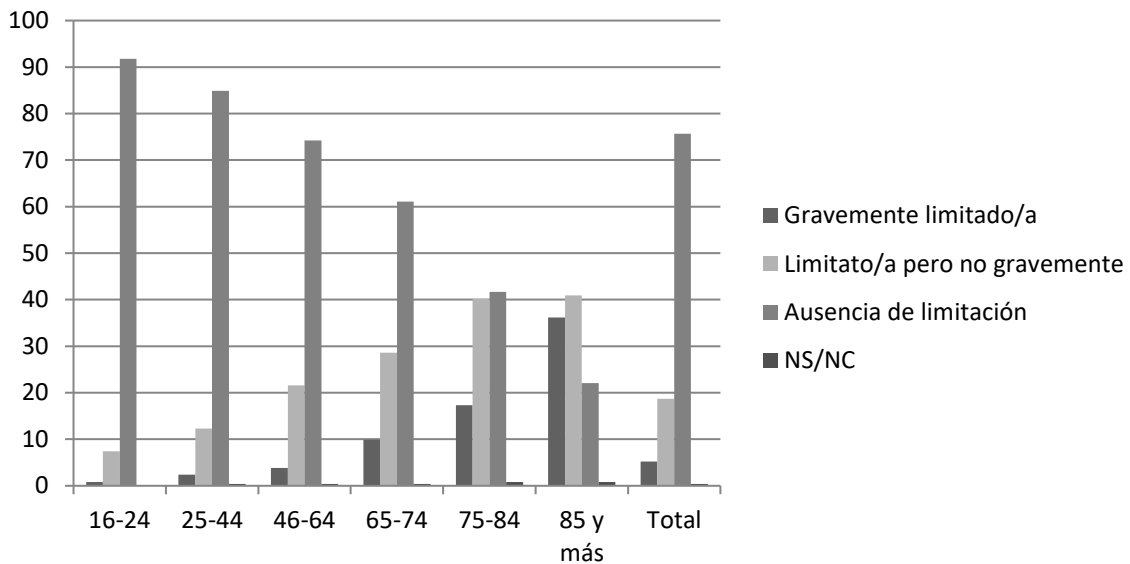


Figura 2. Distribución de la limitación para las actividades de la vida diaria en los distintos grupos de edad (Generalitat Valenciana, 2010).

Se podría decir también que en términos porcentuales la morbilidad crónica entendida en la población como algún problema de salud o enfermedad crónica o de larga duración tiene una prevalencia mayor en la franja etaria de 45 años a 85 años o más, en mujeres con un 50,4% y en población adulta sin estudios con 70,4%. Siendo equiparable en proporcionalidad a la prevalencia en la enfermedad padecida en los últimos 12 meses y diagnosticadas por médicos (Generalitat Valenciana, 2010).

En esta línea de argumentos, según Escrónicos (2017), en España la cronicidad de las enfermedades va adquiriendo cada vez un peso más importante, como consecuencia en parte al incremento de la esperanza de vida y la adaptación de nuevos estilos de vida propios de países desarrollados, entre otros factores. A esto, se une que los costes indirectos de la enfermedad en discapacidad o dependencia se concentran, a día de hoy, en la población en edad de trabajar. Un 45% de la población

española mayor de 16 años padece al menos un proceso crónico. Por tanto, es un campo vital objeto de intervención en la sanidad en la actualidad y en el futuro. Es muy complicado decir cuántos pacientes de manera exacta hay con enfermedad crónica en España.

Según datos de Escrónicos, se afirma que es, “el único informe que analiza a nivel nacional y arroja luz sobre la calidad de la atención sanitaria en los pacientes crónicos cada año”. Éste dice que las enfermedades crónicas afectan a más de 19 millones de personas (casi 11 millones son mujeres) y que su prevalencia se concentra especialmente en los mayores de 55 años y aumenta con la edad. Son responsables de más de 300.000 muertes al año (74,45% del total) y las que mayor impacto tienen sobre la esperanza y la calidad de vida de los ciudadanos, especialmente sobre los de edad avanzada.

En materia económica, no hay datos exactos pero se calcula que podría costar entre absentismo y gastos sanitarios asociados a dolor musculoesquelético algo más de 3.000 millones de euros por año (Bosch, & Baños, 2000) de los que la gran mayoría se deberían a dolor de espalda que incapacita temporalmente para la actividad laboral (Rull, 2004).

Según el doctor en fisioterapia David Rodríguez Sanz de la Universidad Europea en la conclusión de sus estudios el gasto del PIB en este sentido, recuerda, que generan las lumbalgias, tanto asistenciales como laborales, oscila entre al 1,7%-2,1% del PIB, que vendrían a ser 16.000 millones de euros. Las estimaciones de los costos económicos en los diferentes países y en un mismo país varían mucho dependiendo de la metodología del estudio, pero por cualquier estándar se debe considerar una carga sustancial para la sociedad (Dagenais et al., 2008).

En este mismo orden de cosas, el informe extraído del estudio elaborado por *Boston Consulting Group* (BCG) y patrocinado por Lilly (compañía de innovación en materia de medicamentos y tecnología médica), muestra en el II Congreso Nacional de la Sociedad de médicos de atención primaria, Bajo el título ‘*Actualización en cronicidad: una apuesta de futuro*’ que en 2020 el impacto de las enfermedades crónicas puede afectar al Sistema Nacional de Salud (SNS) en unos gastos en materia sanitaria

aumentando de 50.000 millones de euros a 79.000 millones. La aportación de Francisco Kovacs, de la Fundación Kovacs es que a pesar de que desde 1997 a 2005 el gasto para los tratamientos del dolor lumbar ha aumentado considerablemente como consecuencia de las técnicas cada vez más caras, sin embargo, no se han conseguido mejorar en sus intervenciones de manera significativa (Europea, 2005).

1.3 El Control de la curvatura lumbar del raquis

Viendo los elevados esfuerzos en materia sanitaria que provoca el dolor lumbar y, en general de todos los trastornos del raquis, se puede establecer una idea aproximada de la gravedad del asunto. Es por ello que resulta necesario abordar urgentemente esta problemática, buscando soluciones más reales y eficaces a través del uso de herramientas que impliquen intervenciones adecuadas para su tratamiento y que atiendan a uno de los factores que pueden tener una relación directa con su mejoría, como es el control de la curva lumbar.

Los trastornos del raquis abarcan un amplio espectro de patologías de tipo congénito, degenerativo, comportamental, traumático, infeccioso, inflamatorio y neoplásico que resultan en síndromes dolorosos, degeneración discal, espondilosis, radiculopatías, estenosis, espondilolistesis, fracturas, tumores y osteoporosis. En concreto el dolor lumbar (Kent & Keating, 2005) se ha asociado a numerosas estructuras anatómicas por lo que a menudo es difícil establecer una causa o un factor para determinar el origen de ese dolor en la persona. Además, también se ha asociado con causas genéticas (Battié et al., 2009), ya que algunas estructuras no son fácilmente modificables. En la práctica diaria, muchos médicos observan y tratan limitaciones físicas que van desde anomalías posturales (Smith, O'Sullivan, & Straker, 2008), patologías cinéticas intervertebrales localizadas (Teyhen et al., 2007), perturbaciones en el control motor (Hodges, van den Hoorn, Dawson, & Cholewicki, 2009), desequilibrios musculares (Lee, Hoshino, Nakamura, & Ooi 1999) y atrofiaciones musculares (Hides, Richardson, & Jull, 1996). Por lo que la mayoría de lumbalgias atendidas se etiquetan como "no específica" debido a la incertidumbre acerca de la exactitud y validez de otro diagnóstico (Kent & Keating, 2005). Estas alteraciones suelen ser tratadas mediante terapias activas (ejercicio físico, reeducación postural, prevención y terapias multimodales) y pasivas, incluyendo distintas modalidades de

fisioterapia, así como la farmacología (Lomas-Vega, Garrido-Jaut, Rus, & del-Pino-Casado, 2017).

La investigación en el ámbito de la biomecánica deportiva ha reforzado el actual entendimiento de los mecanismos causantes de las lesiones y del dolor lumbar, así como los patrones de activación muscular en relación con la estabilidad del raquis lumbar y la distribución de cargas en ese segmento de la columna vertebral. Un mecanismo clave para proteger el raquis lumbar de posibles lesiones ligamentosas y posteriores riesgos de hernia discal es controlar la zona neutra del movimiento lumbar (Suni et al., 2006). La zona neutra es entendida como la zona inicial del ROM en la cual el movimiento es realizado por una fuerza interna mínima. Para ello se debe preservar la curvatura lordótica lumbar al realizar movimientos del raquis, de forma similar a cuando se adopta una postura de pie erguida normal (Adams, McNally, Chinn, & Dolan, 1994; Suni et al., 2006; McGill, Hughson & Parks, 2000).

Este control de la zona neutra del movimiento lumbar es esencial, ya que un excesivo movimiento intervertebral puede resultar en dolor o derivar en una lesión, debido a un sobreestiramiento de los tejidos blandos o incluso por atrapamiento de las raíces nerviosas. Clínicamente, el movimiento intervertebral excesivo se conoce como inestabilidad vertebral, y puede conllevar a largo plazo una discopatía degenerativa y espondilolistesis (Inoue & Espinoza, 2011). Normalmente, la degeneración del disco intervertebral se evalúa de forma radiológica, pero esta valoración, en ocasiones, parece estar poco relacionada con el dolor y la inestabilidad (Pope, Frymoyer, & Krag, 1992). La monitorización de los cambios de la zona neutra lumbar ofrece, en cambio, una medida más directa de la inestabilidad del raquis, y recientemente se han desarrollado técnicas para estimar este parámetro *en vivo* (Hasegawa, Kitahara, Hara, Takano, & Shimoda, 2009). Por tanto, la zona neutra ha resultado ser más sensible que el denominado rango de movimiento (ROM o *range of movement*) para la cuantificación de la inestabilidad vertebral causada, por ejemplo, debido a una espondilolistesis (Hasegawa et al., 2009; Panjabi, 2003).

En la literatura científica se han descrito diferentes factores como potenciales desencadenantes de la inestabilidad vertebral. En este sentido, se ha documentado que los cambios en la lordosis lumbar pueden influir en diversos aspectos de la biomecánica del raquis y ser potencialmente lesivos para los tejidos. Es por tanto importante analizar la biomecánica de la lordosis lumbar por diversas razones. Por ejemplo, estudios en cadáveres han demostrado que pequeños cambios en la orientación de una vértebra respecto a otra (por ejemplo, una orientación lordótica) pueden dar lugar a cambios importantes en la distribución de la carga sobre los elementos posteriores de la vértebra (Dunlop, Adams, & Hutton, 1984). Estos autores observaron que un incremento de 2° de la lordosis lumbar en un segmento vertebral respecto al adyacente provocaba que las facetas articulares soportaran el 16% de las cargas compresivas, a diferencia del 1% que provocaría si ambos segmentos estuvieran alienados de forma neutra. El aumento de la fuerza compresiva en un área relativamente pequeña de las facetas articulares, provoca concentraciones de estrés muy elevadas en ese tejido articular (Dunlop et al., 1984). También se ha demostrado que un aumento de 2° de la lordosis lumbar da lugar a picos de tensión muy altos en el anillo posterior del disco intervertebral, en lugar de producirse una distribución uniforme del estrés a través de todo el disco, lo cual ocurre cuando se da una posición neutra del raquis lumbar (Adams, 2004; Shirazi-Adl & Parnianpour, 1999). Esta concentración elevada de carga en algunos tejidos específicamente inervados del raquis lumbar tiene el potencial de contribuir al desarrollo de síntomas agudos de dolor lumbar (Adams, 2004).

Por otra parte, la cocontracción de los músculos del torso es necesaria para mantener la estabilidad alrededor de la zona neutra (Burgess-Limerick, Abernethy, & Neal, 1993; Liebenson, 2003; Suni et al., 2006). Sin embargo, cuando se flexiona completamente la columna lumbar se produce, en contraste con una postura neutral, un reducido momento de fuerza que cambia la línea de acción de los músculos extensores lumbares más grandes (*longissimus thoracis e iliocostalis lumborum*), perdiendo así su capacidad para participar en esa cocontracción y su papel protector en la estabilidad para evitar el cizallamiento vertebral anterior. Esta modificación de la función ha sido documentada por tanto como factor de riesgo en la lesión de los

ligamentos, y más específicamente como factor de riesgo para la hernia discal posterior (Suni et al., 2006; McGill et al., 2000). Así pues, a medida que la postura lumbar cambia de una posición lordótica a una cifótica, esa efectividad de los músculos erectores espinales para contrarrestar la fuerza de cizallamiento anterior disminuye mientras que aumenta la tensión y estrés sobre la columna ligamentosa (Adams et al., 1994; Arjmand & Shirazi-Adl, 2005; McGill et al., 2000).

Además, la adopción continua de posturas en flexión de tronco, ya sea de forma prolongada o cíclica, provoca también una deformación viscoelástica de los tejidos pasivos de la columna vertebral y, consecuentemente, una reducción de la rigidez protectora de esos tejidos (Kazarian, 1975; Muslim et al., 2013; Toosizadeh et al., 2013). Tal disminución de rigidez en los elementos pasivos del tronco puede ser compensada por la activación extra de la musculatura del tronco (McCook, Vicenzino, & Hodges, 2009; Olson, Li, & Solomonow, 2009; Shin, D'Souza, & Liu, 2009), lo cual puede causar cargas adicionales en las articulaciones y otros tejidos blandos (Bazrgari & Shirazi-Adl, 2007). Esta activación adicional de la musculatura puede aumentar el gasto metabólico y, con ello, contribuir a la fatiga muscular y a la consecuente pérdida de su papel protector (Adams & Dolan, 1995; Shin et al., 2009).

No sólo los cambios en la lordosis lumbar producidos por movimientos de flexión de tronco pueden influir en la biomecánica de la espalda y ser potencialmente lesivos para los tejidos. Se han de considerar también los movimientos de extensión y rotación del tronco, tales como los que ocurren durante los ejercicios de acondicionamiento y rehabilitación de la columna o bien durante la realización de determinadas acciones dentro de cualquier actividad o ejercicio físico.

Existen descritas en la literatura científica muchas modalidades de ejercicios de extensión lumbar (Plamondon et al., 2007) aunque debido a su sencillez y popularidad y a que no necesitan material específico, los entrenadores suelen implementar en sus programas ejercicios de extensión desde la posición de decúbito prono. Partiendo de

esta posición, bien por extensión del tronco o de las piernas, se consigue una activación importante de los extensores del raquis (Dickx et al., 2010; Plamondon et al., 2007). Sin embargo, estos ejercicios pueden causar altas fuerzas de compresión espinal (por encima de 6000N) debido a la excesiva anteversión pélvica e hiperlordosis de la columna lumbar, por lo que la falta de control en la extensión disminuiría el efecto positivo del entrenamiento (McGill, 2002). La zona lumbar es también una región que se lesiona de forma muy frecuente en deportes en los que se dan movimientos con gran rotación, inclinación y velocidad del tronco, como es el caso del tenis o el golf. (Bae, Cho, Kim, & Chae, 2014) describieron que el control de la zona neutra lumbar en movimientos de rotación e inclinación se configura como una estrategia de autocuidado con alto valor para la prevención de recidivas de dolor lumbar.

La incidencia de todos estos factores que pueden modificar la biomecánica del raquis y resultar lesivos, y que son provocados por los cambios en la lordosis lumbar a partir de movimientos de flexión, extensión y rotación, puede ser reducidos mediante la aplicación de técnicas de control lumbopélvico activo durante el ejercicio (Oh, Cynn, Won, Kwon, & Yi, 2007). La contracción de la musculatura profunda lumbo-abdominal (también denominada *core* o corsé muscular lumbopélvico) contribuye significativamente al control segmentario lumbar, y su reclutamiento puede ser optimizado mediante el entrenamiento (Richardson & Jull, 1995; Jull, & Richardson, 1994). En este caso, el entrenamiento de control lumbopélvico se enfoca en enseñar a los sujetos a contraer de forma sincrónica los músculos lumbopélvicos profundos y a mantener una cocontracción mientras realizan actividades como el caso de los ejercicios de extensión lumbar (Cameron & Monroe, 2011; Oh et al., 2007).

Además, se ha demostrado que la estrategia de control lumbopélvico activo es capaz de reducir el grado de lordosis lumbar durante la sedestación (Watanabe, Kobara, Yoshimura, Osaka, & Ishida, 2014) y el ejercicio unilateral de extensión de la pierna (Oh et al., 2007). En ambos casos, el control de la curvatura lordótica lumbar es esencial durante la fase de aprendizaje del control activo. (Van Oosterwijck et al.,

2017), demostraron que una estrategia de control activo de la región lumbopélvica durante los ejercicios de extensión lumbar de alta carga puede influir en el grado de lordosis lumbar y alterar los patrones de reclutamiento de la cadena extensora posterior. El hallazgo de que esta estrategia de control activo es capaz de limitar los aumentos de la lordosis lumbar que normalmente ocurren durante la realización de ejercicios de extensión lumbar es un elemento importante a considerar en la práctica a la hora de crear programas de ejercicios. Los ejercicios con un control postural deficiente, en los que se produce hiperlordosis o hipercifosis, se han asociado con el incremento de las cargas vertebrales y, por tanto, a un mayor riesgo de lesión en la columna vertebral (Callaghan, Gunning, & McGill, 1998).

Como se ha descrito con anterioridad en este punto, el control de la zona lumbar del raquis es fundamental para su tratamiento sobre todo en aquellas situaciones en las que tiene influencia como por ejemplo durante la realización de ejercicio preventivo y terapéutico o en diferentes posiciones como la sedestación y la sentadilla o en ejercicios para el core que se utilicen en programas de estabilidad lumbar, en definitiva, patrones de movimiento en diferentes ámbitos como el deportivo, recreativo o laboral.

1.3.1 Control de la curvatura lumbar del raquis en el ejercicio terapéutico y preventivo.

Las estrategias actuales para la realización de ejercicio terapéutico en individuos con alguna patología o dolor lumbar han reportado efectos positivos (Luomajoki, Kool, de Bruin, & Airaksinen, 2010; Van Middelkoop et al., 2011). Sin embargo, la ejecución correcta de muchos de los ejercicios requiere una adecuada técnica, y un necesario control postural cuyo aprendizaje puede ser largo y complicado. Por ejemplo, durante la realización de ejercicios terapéuticos y preventivos el reclutamiento de musculatura profunda del raquis (estabilizadora) varía en función de la posición de la columna lumbar durante el ejercicio. Beneck, Story, & Donald (2016), encontraron que una instrucción para aumentar la lordosis lumbar de forma consciente durante ejercicios de estabilización de tronco resultó en una mayor activación del músculo *multifidus*

lumbar, sin un aumento concomitante en la activación de *longissimus thoracis* durante un conjunto seleccionado de 6 ejercicios de estabilización de tronco en personas sanas.

A pesar de que los músculos estabilizadores son los que contribuyen principalmente en la rigidez lumbar durante el movimiento (Granata & Marras, 1995), la activación refleja de los músculos *multifidus* y *longissimus* disminuye significativamente durante un movimiento sostenido y continuo o cíclico y repetitivo (Kang, Choi, & Pickar, 2002; Solomonow et al., 2000), lo cual resulta en una deformación de los tejidos viscoelásticos del raquis. Puede que esa deformación viscoelástica (*lumbar creep*) desemboque en una laxitud de las articulaciones intervertebrales (Claude, Solomonow, Zhou, Baratta, & Zhu, 2003; Lu, Solomonow, Zhou, Baratta, & Li, 2004; Solomonow et al., 2000) y en una posterior alteración propioceptiva en los ligamentos, cápsulas articulares y discos intervertebrales (Williams, Solomonow, Zhou, Baratta, & Harris, 2000). McGill & Brown (1992), demostraron que tras 20 minutos de deformación viscoelástica, seguidos de 20 minutos de descanso, la actividad muscular recuperó sólo el 50% de su magnitud inicial. Como se ha demostrado que la actividad normal de los músculos paraespinales tarda más de 7 horas en recuperarse completamente (Claude et al., 2003; Lu et al., 2004; Solomonow et al., 2000), cualquier movimiento realizado tras esa deformación viscoelástica que provoca laxitud intervertebral y una actividad muscular reducida, podría ser mecánicamente inestable y generar un mayor riesgo de lesión (Williams et al., 2000). En otro estudio Solomonow et al. (2000), observaron que las rotaciones y translaciones intervertebrales también aumentaron durante posturas de flexión, tanto realizadas de forma continua y estática como cíclica, y no se recuperaron completamente los patrones normales durante los siguientes 20 minutos de reposo.

Estos datos apoyan la hipótesis de que la deformación viscoelástica resulta en una laxitud a través de la articulación intervertebral, que provoca un aumento del movimiento relativo, lo que podría llevar a una disminución de la estabilidad mecánica y a una mayor probabilidad de trastornos de la zona lumbar. Es por tanto prioritario proveer de un mayor control postural al raquis lumbar durante la realización de ejercicio terapéutico a través de un feedback pasivo.

1.3.2 Control de la curvatura lumbar en la posición de sedestación.

En humanos hay estudios que evidencian la relación directa entre la actividad muscular de la zona lumbar y el control propioceptivo (Brumagne, Lysens, & Spaepen, 1999), así como de rápidos cambios viscoelásticos en ligamentos y otros tejidos blandos del raquis en la respuesta al estiramiento (Adams & Dolan, 1995). En este sentido, también se ha descrito un efecto negativo de la posición sentada durante un tiempo prolongado sobre la propiocepción, concretamente en el sentido de la reposición. La educación postural suele ser una medida importante que llevan a cabo los fisioterapeutas para incrementar la propiocepción vertebral lumbar. En esta situación, disponer de un dispositivo que informe en tiempo real de las variaciones en la curvatura lumbar sería de gran ayuda en esta tarea de aprendizaje y tratamiento del control postural (O'Sullivan, O'Sullivan, Campbell, O'Sullivan, & Dankaerts, 2012).

1.3.3 Control de la curvatura lumbar en la evaluación de la estabilidad del core o zona media.

Otra área de potencial aplicación del sistema de monitorización de las curvas lumbares es el ámbito de la evaluación de la estabilidad core o zona media. Por estabilidad del core se entiende la capacidad de las estructuras osteoarticulares y musculares, coordinadas por el sistema de control motor, para mantener o retomar una posición o trayectoria del tronco, cuando este es sometido a fuerzas internas o externas (Vera-García et al., 2015). Esto incluye tanto la capacidad de resistir fuerzas realizadas por los segmentos distales del cuerpo, como las perturbaciones externas esperadas e inesperadas (Zazulak, Hewett, Reeves, Goldberg, & Cholewicki, 2007).

Para la consecución de esa estabilidad se requiere un elevado control neuromuscular que permita sincronizar la respuesta muscular ante las diversas perturbaciones, de tal forma que la información sensorial permita un control constante y dinámico de la posición o movimiento del cuerpo (Borghuis, Hof, & Lemmink, 2008; Butowicz, Ebaugh, Noehren, & Silfies, 2016; Vera-García et al., 2015).

Los test de campo para valorar la estabilidad del core suelen emplearse en centros deportivos, clases de educación física y centros de rehabilitación por su bajo coste, facilidad de aplicación y eficiencia en términos de tiempo, en contraposición a los test de laboratorio. Sin embargo, muchas de estas pruebas presentan limitaciones importantes, como las relacionadas con la validez o con la metodología (Vera-García et al., 2015). Un aspecto importante en la ejecución y control de estas pruebas se refiere a la valoración de los cambios en las curvaturas de la columna, como en el single-leg standing test. También se requiere control de estas curvas en los test como los puentes (planchas), el doble-lowering test o el Biering Sorensen test. Es por ello, que disponer de un sistema de feedback cinemático puede ayudar a mejorar y objetivar el desarrollo de los diferentes test de campo que requieren control postural del raquis lumbar.

1.3.4 Control de los cambios en la curvatura lumbar neutra en el entrenamiento deportivo.

La sentadilla es uno de los ejercicios fundamentales para el fortalecimiento de la extremidad inferior y para rehabilitación, ya que se trata de un patrón fundamental del movimiento humano y por tanto de un ejercicio con un marcado carácter funcional (Myer et al., 2014). Es por ello que, tanto en el ámbito del entrenamiento de fuerza para la mejora de la condición física y la salud como en el ámbito del rendimiento deportivo, ha cobrado en los últimos años un gran protagonismo. Ejemplo de su uso lo encontramos en el *CrossFit*, que se caracteriza por sesiones que utilizan una amplia variedad de ejercicios, que van desde correr y remar hasta la realización de levantamientos olímpicos y de fuerza, en el *powerlifting* (*squat, deadlift, press / push press, bench press*) así como diferentes movimientos propios de gimnasia, y en ejercicios de preparación física de multitud de deportes. Por este motivo, este patrón fundamental de movimiento nos sirve de modelo para hablar del control lumbo-pélvico en el ámbito del entrenamiento deportivo.

El patrón de la sentadilla es, en efecto, como se ha señalado anteriormente, un movimiento funcional, ya que es esencial en muchos gestos de la vida cotidiana como sentarse, levantarse, etc. y multitud de gestos deportivos, y está incluido también en los programas de prevención, rehabilitación y readaptación de lesiones (Esola, McClure, Fitzgerald, & Siegler, 1996). Las indicaciones técnicas para la realización del ejercicio de sentadilla son diversas, aunque en lo referido a la zona lumbar estas suelen ser escuetas. En los casos en que los sujetos reciben instrucciones sobre mantener una determinada posición lumbar al realizar la sentadilla, la curva lumbar, o el cambio en su posición, ésta no suele ser realmente monitorizada durante el desarrollo del ejercicio, lo cual puede incrementar el riesgo lesivo del ejercicio (Donnelly, Berg & Fiske, 2006).

La mayoría de las investigaciones sobre la técnica de sentadilla profunda no proporcionan ninguna medida o control cuantificado en la posición de la columna lumbar (Escamilla et al., 2001). Para las sentadillas realizadas durante el entrenamiento de fuerza, McCaw y Melrose (1999) y Liebenson (2003), sugieren que la posición del sujeto debe realizarse hasta la profundidad completa siempre y cuando se mantenga invariable la curva lordótica en la zona lumbar. En esta posición suele observarse que las vértebras lumbares se mantienen en una alineación neutral a lo largo de todo el movimiento de flexión profunda (McGill & Norman, 1985). Esto implica mantener una ligera curva lordótica en la región lumbar mientras mantiene el abdomen hacia arriba y rígido para promover la estabilidad. El tronco debe permanecer tan erguido como sea posible durante el final del movimiento de sentadilla profunda para minimizar las fuerzas de cizalladura lumbares asociadas con la inclinación del tronco hacia adelante (McGill & Norman, 1985). Por tanto, la postura lumbar durante levantamientos con carga elevadas debería ser ajustada siempre para minimizar los momentos de fuerza generados por la musculatura lumbar, reduciendo con ello el riesgo de lesión tisular (Shirazi-Adl & Parnianpour, 1999).

No obstante, en muchas ocasiones no se produce un control sobre este factor, por lo que, como se ha comentado anteriormente, a medida que la postura lumbar cambia

de una posición lordótica a una cifótica durante el ejercicio, la efectividad de los músculos erectores espinales para contrarrestar la fuerza de cizallamiento anterior disminuye, a la vez que aumentan la tensión y el estrés sobre la columna ligamentosa (Adams et al., 1994; McGill, 2000; Arjmand & Shirazi-Adl, 2005). Así pues, para garantizar la seguridad y eficacia de este ejercicio o movimiento funcional, es necesario cuantificar y controlar los cambios que se producen en el raquis lumbar y sacro, de modo que el movimiento se produzca dentro de unos límites de seguridad (McKean, Dunn, & J. Burkett, 2010). Se reduciría con ello el riesgo lesivo, mejorando además la ejecución técnica del movimiento de sentadilla.

Es por todo lo anteriormente expuesto, que resulta necesario dotar de una mayor retroalimentación o feedback a los practicantes de este ejercicio, a través del aumento del control postural, para contribuir así al aprendizaje correcto y seguro de este patrón básico de movimiento. Por tanto, un foco de intervención que podría ofrecer resultados positivos, orientado al aprendizaje motor de este u otros ejercicios similares, tanto en el rendimiento deportivo, como en la prevención y rehabilitación del dolor lumbar, podría ser proponer intervenciones basadas en el control de los cambios del raquis lumbar neutro. El objetivo fundamental sería buscar un biofeedback, a través de un dispositivo no invasivo y externo, para que el sujeto realice los ejercicios o los movimientos de la vida cotidiana enfatizando el control postural de la llamada zona neutra lumbar.

Por consiguiente, para el correcto desarrollo del proceso disociativo, el biofeedback extrínseco del control de la estabilidad lumbar y ritmo pélvico depende de que “algo” o “alguien” proporcionen información sobre la ejecución técnica correcta. Dado que las “sensaciones” de la persona con respecto al nivel de ejecución técnica no siempre coincidirán con la apreciación externa, los expertos están de acuerdo en la importancia que el biofeedback externo tiene en la fase de detección de errores (Onate, Guskiewicz, & Sullivan, 2001). En este sentido, autores como Giggins, Persson y Caulfield, (2013) presentan un catálogo de biofeedback utilizados comúnmente en el ámbito de la rehabilitación física.

1.4 Biofeedback en la rehabilitación física: definición y clasificación

El biofeedback se podría definir como una técnica que sirve para proporcionar información biológica a tiempo real a los usuarios para ser utilizada en beneficio de estos. Esta información se conoce como aumentada o extrínseca ya que de otra manera sería imposible de obtener. En contraposición, está la información que los usuarios pueden obtener de manera intrínseca o sensorial que es aquella que percibe sin la ayuda de elementos externos (Onate et al., 2001). Existen dos maneras recibir biofeedback, de manera directa o indirecta pero siempre respecto a la variable de medida y se puede clasificar en función del sistema o del instrumento que se vaya a utilizar, es decir, fisiológicas o biomecánicas respectivamente:

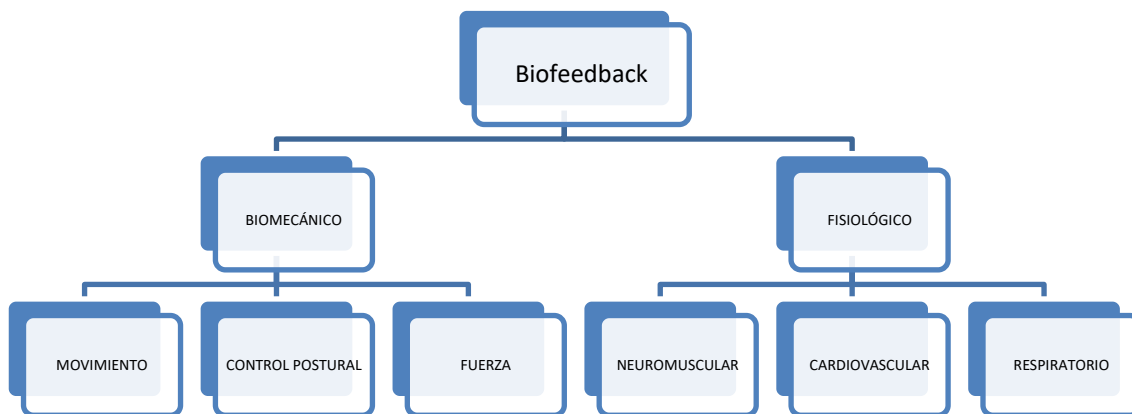


Figura 3. Clasificación de los sistemas de biofeedback.

En primer lugar, hay que decir que los sistemas fisiológicos del cuerpo que se pueden medir para proporcionar biofeedback son el sistema neuromuscular, el sistema respiratorio y el sistema cardiovascular, mientras que los biofeedback biomecánicos implican medidas de movimiento, control postural y fuerza. Aunque existen otros tipos, como la electroencefalografía, que proporciona información sobre la actividad de las ondas cerebrales o la respuesta cutánea galvánica, que mide la conductancia de la piel pero que no son aplicaciones en tiempo real (Giggins et al., 2013).

1.4.1 Biofeedback fisiológico en la rehabilitación física

Hay tres sistemas sobre los cuales se puede obtener biofeedback: el cardiovascular, el respiratorio y el neuromuscular. Dentro del cardiovascular existen varios parámetros. Uno de ellos son las variables cardiovasculares que se pueden utilizar para proporcionar biofeedback en tiempo real. Se incluye la frecuencia cardíaca y la variabilidad de la frecuencia cardíaca. La presión arterial y la temperatura de la piel son métodos offline de biorretroalimentación y, por lo tanto, no se comentarán más ya que además no tienen relación directa con esta tesis doctoral. En lo referente a la frecuencia cardíaca (FC), hay que decir que se puede medir usando un monitor de frecuencia cardíaca o un electrocardiograma y, que se puede utilizar para proporcionar información a tiempo real. Los estudios muestran beneficios en la frecuencia cardíaca relacionados con el ejercicio (Goldstein, Ross, & Brady, 1977). Otra técnica de biorretroalimentación cardiovascular es la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) o biofeedback de la arritmia sinusal respiratoria (RSA). Ambos sistemas aportan conclusiones prometedoras en los estudios realizados e incluyen mejoras en la calidad de vida y en el funcionamiento general de las personas, así como mejoras en las enfermedades coronarias, depresión, estrés y otras patologías. Sin embargo, estas intervenciones están limitadas porque en algún caso no se comparó con un grupo control y se centran en variables muy concretas. Por lo tanto, son necesarias más investigaciones para sacar mayores conclusiones (Afton et al., 2007; Giardino, Chan, & Borson, 2004; Karavidas et al., 2007; Lehrer et al., 2004; Luskin, Reitz, Newell, Quinn, & Haskell, 2002; Nolan et al., 2005; Zucker, Samuelson, Muench, Greenberg, & Gevirtz, 2009).

El biofeedback respiratorio se administra midiendo la respiración mediante el uso de electrodos o sensores unidos al abdomen y convirtiendo la respiración en señales auditivas y visuales para el usuario. Los estudios en los que se utiliza estos sistemas muestran resultados eficaces relacionados con enfermedades como la migraña, fibrosis quística, ansiedad, función pulmonar, hipertensión, presión arterial, utilización de la música con variables, calmar la respiración y promover la relajación, trastornos del pánico, (Delk, Gevirtz, Hicks, Carden, & Rucker, 1994; Grossman, Grossman, Schein, Zimlichman, & Gavish, 2001; Kapitza, Passie, Bernateck, & Karst, 2010; Kaushik, Kaushik, Mahajan, & Rajesh, 2005; Meuret, Wilhelm, Ritz, & Roth, 2008;

Schein et al., 2001; Kaushik et al., 2005; Delk et al., 1994; Grossman et al., 2001; Schein et al., 2001; Morarend et al., 2011; Kapitza et al., 2010; Meuret et al., 2008).

Dentro del biofeedback neuromuscular se utilizan varias técnicas, una de las cuales son los ultrasonidos. Se podría decir que el 81% de los fisioterapeutas lo utilizan como una herramienta de biofeedback durante la rehabilitación (Potter, Cairns, & Stokes, 2012). Esta técnica ofrece resultados positivos en sujetos con dolor lumbar en la realización de algunos ejercicios, mejorando la activación de músculos como el multifidus en el abdominal *hollowing* (Dietz, Wilson, & Clarke, 2001; Teyhen et al., 2005) y se demostró que mejoraba la activación de los músculos del suelo pélvico hasta en el reciclaje postparto (Ariail, Sears, & Hampton, 2008).

Draper & Ballard, (1991) estudiaron el biofeedback por electromiografía (EMG) y vieron que aporta información útil sobre la recuperación, la comparación y los efectos de algunos músculos después de la meniscectomía, artroscopia y en programas de entrenamiento (Akkaya et al., 2012; Kirnap, Calis, Turgut, Halici, & Tuncel, 2005; Krebs, 1981). Aunque es necesario más información e investigación al respecto (Dursun, Dursun, & Kili, 2001; Ng, Zhang, & Li, 2008; Wise, Fiebert, & Kates, 1984; Yip & Ng, 2006). Aunque se han encontrado resultados contradictorios que requieren de un trabajo adicional, se ha comprobado que el uso de este biofeedback es útil para la mejora la función de la marcha, siendo en algunos casos eficaz y en otros vaga o prácticamente nula la utilidad de la investigación o el trabajo realizado (Crow, Lincoln, Nouri, & Weerd, 1989; Hemmen & Seelen, 2007; Lourencao et al., 2008). Sin embargo, en una revisión se llegó a la conclusión que no tiene efecto en la mejora del rango de movimiento conjunto, la capacidad funcional, o la longitud de la zancada o la velocidad de la marcha después de un accidente cerebro vascular (Woodford & Price, 2007). De todos modos, la EMG es el método de biorretroalimentación más utilizado y ampliamente reportado. Sin embargo, el número limitado de estudios grandes y revisiones sistemáticas significa que requiere más trabajo. Aun así, la evidencia existente para el uso de biofeedback por EMG en la rehabilitación musculoesquelética y neurológica parece prometedora (Giggins et al., 2013).

1.4.2 Biofeedback biomecánico en la rehabilitación física.

El biofeedback biomecánico implica mediciones del movimiento, control postural y fuerzas producidas por el cuerpo. Los sistemas que más se han utilizado son placas de fuerza, electrogoniometría, unidades de presión y sistemas basados en cámaras y sensores inerciales (Giggins et al., 2013). A continuación, se justificará la importancia del biofeedback biomecánico prestando especial atención a los estudios y a las patentes que hablan del uso de estas técnicas, especialmente los sensores inerciales, en el ámbito de la rehabilitación física y, en concreto, en la monitorización de la zona lumbar neutra y en las lumbalgias particularmente.

En primer lugar, se ha establecido que los sistemas de placas de fuerza están diseñados para medir la fuerza de reacción generada por el cuerpo contra el suelo, y pueden utilizarse para dar retroalimentación sobre el equilibrio, el movimiento y la marcha. Esta técnica ha sido utilizada entre otras cosas para aportar una mayor conciencia corporal del movimiento (Giggins et al., 2013). El sistema de placas es eficaz y produce mejoras en la oscilación postural después de accidente cerebrovascular (Sackley & Lincoln, 1997; Winstein, Gardner, McNeal, Barto, & Nicholson, 1989), sin observarse otras mejoras asociadas (Geiger, Allen, O'Keefe, & Hicks, 2001; Nichols, 1997), tan sólo en la simetría de la postura (Barclay-Goddard, Stevenson, Poluha, Moffatt, & Taback, 2004). El uso de este método es útil ya que las investigaciones muestran que los resultados en algunos campos como la simetría de la marcha, los efectos de la fuerza de reacción sobre el suelo, los efectos en pacientes de artroplastia, el entrenamiento del equilibrio, la movilidad en poblaciones mayores y otros, es eficaz y positivo en la rehabilitación (Dingwell, Davis, & Frazier, 1996; Hatzitaki, Amiridis, Nikodelis, & Spiliopoulou, 2009; Sihvonen, Sipilä, & Era, 2004; Sihvonen, Sipilä, Taskinen, & Era, 2004; White & Lifeso, 2005). Aunque las placas de fuerza proporcionan mediciones cinéticas precisas, están restringidas a un entorno clínico o de laboratorio (Giggins et al., 2013).

En segundo lugar, el uso de electrogoniometría es otra técnica que permite medir la cinemática de las articulaciones durante las tareas funcionales y los movimientos que proporcionan retroalimentación en tiempo real a los clínicos y los pacientes. Por

ejemplo, se ha utilizado para analizar la efectividad al proporcionar biofeedback cinemático de la rodilla en comparación con la fisioterapia (Ceceli, Dursun, & Cakci, 1996). También en un tobillo para mejorar la marcha en pacientes después de accidente cerebrovascular (Colborne, Wright, & Naumann, 1994). Sin embargo (Kuiken, Amir, & Scheidt, 2004) examinó los efectos de un goniómetro en pacientes después de artroplastia sin tener influencia significativa en el rendimiento del ejercicio. Mientras que la electrogoniometría es un método relativamente barato de proporcionar biofeedback cinemática, el beneficio general de usar esta tecnología aún no se ha probado (Giggins et al., 2013).

En tercer lugar, la utilización del sistema de cámaras permite a los especialistas evaluar el movimiento de forma cualitativa, mientras que los ópticos capturan el movimiento para un análisis de forma cuantitativa tridimensional. Esta información es entonces utilizada por el sistema para proporcionar biofeedback visual de movimiento y postura (Giggins et al., 2013). Para Gilmore & Spaulding (2007), es un método instructivo eficaz para mejorar la adquisición de habilidades motoras en una población post-accidente cerebrovascular (Gilmore & Spaulding, 2007). A pesar de la alta precisión para evaluar la posición, los sistemas ópticos de captura de movimiento se limitan generalmente a un entorno de laboratorio y existe una escasez de pruebas para establecer su papel como una herramienta de biofeedback en la rehabilitación (Giggins et al., 2013).

En cuarto lugar, se ha desarrollado la unidad de biofeedback de presión, que es un dispositivo diseñado para controlar y proporcionar biofeedback durante el movimiento o tras adopción de determinadas posturas. La marca más actual y conocida de estos dispositivos es STABILIZER™, del Grupo Chattanooga (Figura 4). En su momento fue uno de los dispositivos comúnmente más utilizado que permite obtener información de lo que sucede en la zona de la espalda mediante una unidad formada por una perilla de inflación con manómetro, conectada a una almohadilla neumática. La información se obtiene gracias a las variaciones de presión detectadas por los movimientos que se generan en la almohadilla. De esta manera se obtiene información que después podrá ser procesada para el desarrollo correcto de los ejercicios necesario para la prevención y tratamiento en los procesos terapéuticos a través de los ejercicios físicos (Giggins et al., 2013).



Figura 4. Stabilizer™

Estas unidades son relativamente baratas y por tanto se aplica más fácilmente en el entorno clínico, en comparación con las técnicas mencionadas anteriormente. De hecho, ha sido utilizado para indicar la contracción correcta del músculo transversal abdominal durante el ejercicio de abdominal *hollowing* (Giggins et al., 2013). También se ha utilizado para evaluar los músculos flexores profundos cervicales en los individuos con y sin dolor de cuello (Chiu, Law, & Chiu, 2005; Hudswell, Von Mengersen, & Lucas, 2005). La investigación ha encontrado que la estabilización de la columna lumbar utilizando una unidad de presión ha obtenido aumentos significativos en la masa muscular del glúteo mediano y la actividad oblicua interna durante un ejercicio de abducción de cadera (Cynn, Oh, Kwon, & Yi, 2006). En este sentido, los dispositivos que integran esta tecnología se han utilizado con frecuencia en estudios científicos para valorar la eficacia de ejercicios de actividad física en sujetos con dolor lumbar (Niemistö, 2003; Niemistö et al., 2005; Shaughnessy & Caulfield, 2004). Renovato et al. (2010), utilizaron esta unidad de presión para comparar la eficacia de dos programas de ejercicios comparando entre otros parámetros la activación del músculo transversal para la estabilización segmentaria y el fortalecimiento de los músculos abdominales y del tronco, en individuos con dolor lumbar crónico y el estudio mostró resultados positivos.

La quinta subcategoría es la técnica que se llama de detección inercial. Esta técnica utiliza acelerómetros y giroscopios para estimar la información cinemática tridimensional (3-D) de un segmento corporal, como la orientación, la velocidad y la fuerza gravitatoria. Un acelerómetro mide la aceleración y la aceleración gravitacional, mientras que un giroscopio se utiliza para medir la velocidad angular (Giggins et al., 2013). De manera general, hay que decir que estos dispositivos se han utilizado como biofeedback en varios campos de investigación como es el ejemplo de este estudio (Zifchock & Davis, 2008), en el que los investigadores usaron medidas giroscópicas para proporcionar biofeedback y encontraron cambios significativos en el desplazamiento angular del tronco en participantes jóvenes y mayores durante varias tareas de equilibrio en comparación con el tratamiento de control. Otros estudios como el de Dozza et al., (2005) evaluaron la efectividad de la utilización de un sistema de biofeedback de audio basado en sensores acelerométricos para mejorar la estabilidad postural y el equilibrio en sujetos sanos y en pacientes con pérdida vestibular bilateral cuyos resultados indicaron que el entrenamiento con biofeedback de audio redujo el balance postural y fue más efectivo para los participantes con pérdida vestibular bilateral que para los sujetos control no afectados (Giggins et al., 2013). Un estudio reciente (Nicolai et al., 2010) midieron si un sistema de biofeedback de audio podría ser utilizado para mejorar el control postural en los participantes con esta condición neurológica. Aunque demostraron mejoras en el equilibrio, no se observaron mejoras significativas en las medidas de la función auditiva.

Por tanto, las investigaciones han demostrado que el biofeedback basado en sensores inerciales puede usarse para modificar el movimiento o el comportamiento de un segmento corporal determinado. Por otro lado, (Koizumi et al., 2009) evaluaron la eficacia del biofeedback basado en acelerómetros sobre la actividad física diaria en las mujeres mayores de la comunidad y encontraron que el uso de acelerómetros puede mejorar significativamente la cantidad y calidad de la actividad física diaria, así como la resistencia cardiorrespiratoria.

Hay que decir que los sensores inerciales han ido ganando popularidad debido a su pequeño tamaño y portabilidad, haciéndolos adecuados para su uso fuera del laboratorio. Si bien se necesitan más investigaciones, los informes preliminares han utilizado el biofeedback de sensores inerciales de manera efectiva para reencontrar

el equilibrio, para modificar el movimiento y para controlar la actividad física (Giggins et al., 2013).

Hay bastante literatura al respecto y algunas patentes interesante así como estudios relevantes ya que hace décadas que el uso de dispositivos con acelerómetros y giroscopios en estudios clínicos para el análisis de movimiento utilizados en la medición de la movilidad lumbar viene utilizándose (Fogelholm, Kukkonen-Harjula, & Oja, 1999; Hoodless et al., 1994) con resultados positivos y válidos para la monitorización de la posición postural y movimiento de (Foerster, Smeja, & Fahrenberg, 1999).

En el caso de las patentes entre las más antiguas, Rencavage (1995) U.S. Patent No. 5,402,107 inventó un dispositivo para sentir la actitud del propio cuerpo en la zona posterior de la espalda del sujeto para detectar cuando la actitud de esa parte excede un rango específico.

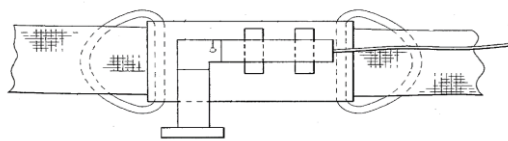


Figura 5. Es una vista frontal del módulo sensor del aparato (Patent No. 5,402,107).

O el de Spielman, S. B. (1995) U.S. Patent No. 5,398,697 que integra una unidad emisora de luz, una caja de control y una correa elástica están sujetas firmemente al usuario por encima de la región sacra de la columna vertebral, fijadas firmemente al usuario. Una unidad fotodetectora junto con una correa elástica están sujetas a lo largo de la columna vertebral, y en las proximidades de la columna torácica cuya finalidad es la de supervisar el movimiento espinal mediante la monitorización del movimiento de esa zona.

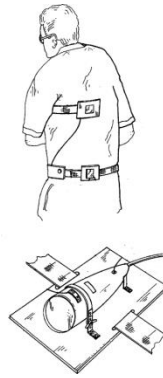


Figura 6. Modelo basado en luz (Patent No. 5,398,697).

La Figura 6, ilustra gráficamente un aparato para monitorear el movimiento espinal que incorpora las características de la invención, tal como se usaría en la parte posterior de un individuo para proporcionar biofeedback y entrenamiento de posicionamiento espinal y, la de abajo ilustra gráficamente una manera de unir el emisor de luz al usuario.

Y un poco más adelante Kline, D. S. (1998) U.S. Patent No. 5,749,838. Inventó un nuevo dispositivo integrado en una especie de faja el cual serviría para entrenar la postura de manera correcta mediante un bastidor y un módulo de forma flotante acoplado con el bastidor.

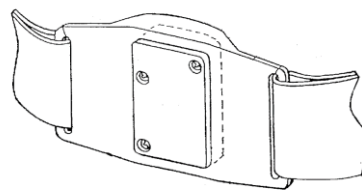


Figura 7. Dispositivo basado en un bastidor (Patent No. 5,749,838).

Stark, Oyen, Bybee, Lohmann y Boyd (2005) U.S. Patent No. 6,872,187, inventaron un nuevo dispositivo llamado ortesis correctiva que está formada por un marco y una vejiga de fluido contenido por el bastidor que permite realizar y controlar ejercicios isométricos, de amplitud de movimiento, propiocepción y ejercicios isotónicos de la articulación.

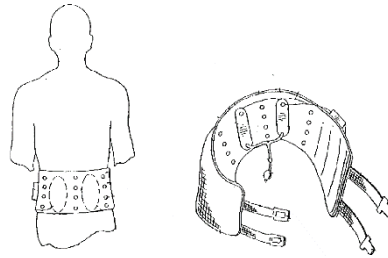


Figura 8. Vista en perspectiva de la ortesis de ejercicio con paciente y sin él (Patent No. 6,872,187).

En cuanto al aporte de estudios más recientes, Mayagoitia, Nene, & Veltink (2002), realizaron un trabajo en el que se desarrolló un sistema de uso general para obtener la cinemática de la marcha en el plano sagital basado en sensores montados en el cuerpo. Constaba de cuatro acelerómetros sísmicos uniaxiales y un giroscopio de velocidad por segmento corporal. O bien el trabajo de (Lee, Laprade, & Fung, 2003) que se describe un nuevo método de medición de movimientos de la columna lumbar en tiempo real. En el caso de (Plamondon et al., 2007) se utilizó un sistema híbrido para la evaluación de la medición tridimensional de la postura del tronco en movimiento. Ronchi, Lech, Taylor, & Cosic (2008), por su parte realizaron un estudio en el que se utilizaron acelerómetros para comparar el *Back Strain Monitor* (BSM) un nuevo dispositivo para medir el movimiento de la columna lumbar, dentro de un ajuste controlado con los métodos *Double Inclinator method* (DI) y el *Modified-Modified Schober* (MMS). En el mismo año el estudio para la detección del cambio de postura espinal en posiciones sentadas con acelerómetros triaxiales por (Wong & Wong, 2008) fue otro de los que obtuvo resultados positivos. (Ha, Saber-Sheikh, Moore, & Jones, 2013) realizaron un estudio de validez de protocolo para la medición del rango de movimiento de la columna lumbar y el movimiento acoplado utilizando sensores inerciales. En el estudio de Jonathan M. Williams, Haq, & Lee, (2010) para la medición dinámica de la curvatura lumbar se utilizó sensores de fibra óptica. O'Sullivan et al. (2012), realizó una validez de un nuevo monitor de postura y un sistema tradicional de análisis de movimiento en laboratorio cuya finalidad era hacerse hacia la idea de control de la postura lumbo-pélvica en situaciones de la vida real. Duca et al. (2014), en cambio aportan un estudio donde se analiza un sistema inercial portátil para

evaluar la movilidad de la columna cervical y hace una comparación con una evaluación de captura de movimiento basada en optoelectrónica relacionado la columna cervical basada en cinemática de cabeza y tórax medida con un sistema inercial portátil para ejercicios de (flexión lateral, rotación axial y flexión-extensión). La aportación de Shull, Jirattigalachot, Hunt, Cutkosky, & Delp (2014), sobre una revisión respecto al impacto clínico de la detección portátil y la retroalimentación para el análisis e intervención de la marcha, versa sobre la importancia de realizar estudios en el ambiente natural del ser humano como el trabajo o el hogar y por períodos de tiempo largo como el trabajo de Rochi et al. (2008).

Por otro lado, como patentes más recientes, encontramos que, en 2013, Fik y Tecnalía ha inventado **Lumbia** un cinturón que según sirve para prevenir y rehabilitar problemas en zona lumbar que ya se está comercializando por la empresa italiana BTS. Lumbia es una tecnología incorporada en un cinturón que deben colocarse los pacientes en torno a la zona lumbar y que incluye un conjunto de sensores que detectan cuándo la postura no es correcta. En estos casos, el cinturón emite una vibración que recuerda al paciente que debe modificar esa postura. Al mismo tiempo, este sensor envía toda la información que recoge a un ordenador, para que el correspondiente terapeuta pueda realizar un seguimiento de la patología. Contiene sensores y emisores inalámbricos conectados a un ordenador que almacena y procesa las señales de 3 pares de músculos, oblicuo externo, erector espinal y dorsal ancho.



Figura 9. Elementos del cinturón de LUMBIA©

Por otro lado, está el dispositivo Valedo® que es el creado por HOCOMA. Es una compañía de dispositivos médicos con sede en Suiza y líder del mercado mundial para el desarrollo, fabricación y comercialización de dispositivos médicos robóticos basados en sensores para la terapia de movimiento funcional. Valedo® es su modelo, un dispositivo médico para la terapia digital de la espalda en el hogar, con sensores de movimiento inalámbrico que permiten captar incluso los movimientos más pequeños de la parte superior del cuerpo en tiempo real y en 3D utilizando la última tecnología Bluetooth. Éste trabaja con la Tablet o Smartphone y funciona en todos los minis iPad, iPad 3ª generación y iPhone 5 y superiores, así como Android 4.4. Es fácil y divertido. Con 2 sensores de movimiento y con tiras de esparadrapo para fijarlos al pecho y la espalda baja y la App Valedo se puede aprender cómo realizar correctamente los ejercicios terapéuticos y divertirse mediante la realización de ellos en forma de videojuegos. Posee más de 50 ejercicios terapéuticos desarrollados por los científicos de movimiento, fisioterapeutas y médicos de Hocoma. A través de más de 50 juegos se pueden realizar 17 movimientos únicos y capacitar a todos los estabilizadores de profundidad los músculos de la espalda que son clave para un sano y buen estado de forma. La App de Valedo obtiene retroalimentación constante y la motivación necesaria para que el sujeto pueda realizar el seguimiento del rendimiento y el progreso, comprobando a tiempo real la precisión y la exactitud de sus movimientos, y le permite compartir los resultados con su fisioterapeuta.

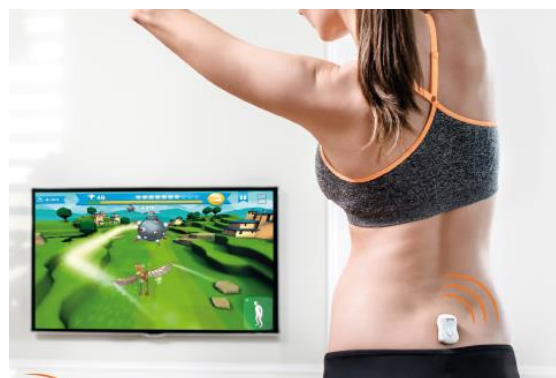


Figura 10. Ilustración de una persona utilizando Valedo® en un contexto lúdico.

VIMOVE™ es un dispositivo que sirve para ofrecer datos objetivos para evaluar con precisión, prevenir y gestionar lesiones en la zona lumbar. Posee una tecnología que permite medir el movimiento de las personas objetivamente de manera inalámbrica. Los sensores se pueden colocar en varios puntos anatómicos y se adhieren a la piel con almohadillas adhesivas desechables. Éstos envían un flujo de datos a un receptor. Cuando el receptor está conectado a un ordenador mediante un cable USB, el software ViMove™ es capaz de analizar una transmisión en vivo de la información. Todo esto puede ser utilizado para las evaluaciones de movimientos no deseados en las pruebas de la lordosis lumbar, flexión, extensión, flexión lateral, Inclinación de la pelvis, la postura sentada.



Figura 11. Ejemplo del análisis de ViMove™

Una vez revisada la literatura de manera general de los métodos de biofeedback habría que comprobar qué importancia tiene el biofeedback sobre la curvatura lumbar del raquis.

1.4.3 Biofeedback de la curvatura lumbar del raquis

La monitorización, cuantificación y medición de los movimientos del raquis lumbar se utiliza normalmente dentro del ámbito clínico, para la evaluación de una lesión o patología lumbar, o bien para el diagnóstico del dolor lumbar. No obstante, la mayoría de las técnicas que se usan habitualmente (sistemas de análisis de movimiento, electrogoniómetros e inclinómetros) son incapaces de proporcionar suficiente

información sobre los patrones de movimiento, ya que comprenden mediciones solamente en una o dos dimensiones, cuando el raquis lumbar presenta sin embargo una complejidad de movimientos en los tres planos (sagital, frontal y transversal) (Lee, Laprade & Fung 2003; Cuesta-Vargas, Galán-Mercant, & Williams, 2010; Mark Williams, Haq, & Lee, 2012).

En contraste, se han venido utilizando diversas técnicas en laboratorio con objeto de medir estos movimientos en tres dimensiones del raquis lumbar (Marras et al., 1993). Los dispositivos de vídeo opto-electrónicos (Pearcy, Gill, Whittle, & Johnson, 1987), la estereoradiografía (Brown, Burstein, Nash, & Schock, 1976; Pearcy, 1985) y los sistemas de mapeo electromagnéticos (An, Jacobsen, Berglund, & Chao, 1988; Bull, Berkshire, & Amis, 1998; Burnett, Barrett, Marshall, Elliott, & Day, 1998; Pearcy & Hindle, 1989) parecen ser los capaces de proporcionar los datos más precisos, pero generalmente estos dispositivos no son los más recomendados (Lee, 2001). Los métodos ópticos son demasiado complejos y caros, y su uso consume mucho tiempo, lo cual los hacen inadecuado para el uso clínico rutinario. Las técnicas radiográficas son asimismo complicadas y tienen el riesgo inherente para la salud de una exposición repetida a los rayos X. Además, no proporcionan información sobre los patrones cinemáticos del movimiento, simplemente son capaces de medir los puntos finales de un movimiento determinado. Finalmente, (Lee, 2001; Van Herp, 2000) aunque los dispositivos electromagnéticos, precisos y baratos, han demostrado ser una prometedora técnica para la evaluación clínica del movimiento articular (An et al., 1988; Bull et al., 1998; Burnett et al., 1998; Pearcy & Hindle, 1989), han demostrado su afectación negativa debido a la eventual presencia de metales (Bull et al., 1998; Burnett et al., 1998; Lee, 2001; Milne, Chess, Johnson, & King, 1996; Van Herp, 2000), y realizar una corrección sobre esa distorsión metálica consumiría demasiado tiempo y resulta muy complicado. Además, estos métodos de laboratorio solamente pueden proporcionar información relativa al rango de movimiento (ROM) (Williams et al., 2012).

La revisión de la literatura muestra que las personas que sufren de dolor lumbar crónico presentan alteraciones en la cinemática espinal (Shum, Crosbie, & Lee, 2007), lo cual se observa sobre todo mediante parámetros de velocidades angulares y aceleraciones (Marras et al., 1995; Marras & Wongsam, 1986; Marras et al., 1999;

Novy, Simmonds, Olson, Lee, & Jones, 1999). Estos parámetros han mostrado su validez para discriminar con precisión entre personas con y sin dolor lumbar crónico (Marras, Davis, Ferguson, Lucas, & Gupta, 2001), así como para reconocer el riesgo de dolor lumbar dentro del puesto de trabajo (Marras et al., 1993). Sin embargo, es necesario mejorar la fiabilidad de las mediciones de la velocidad angular y la aceleración (Williams, Haq & Lee, 2013). Algunos estudios (Shum, Crosbie, & Lee, 2005a, 2005b) han investigado la relación entre el ROM y la velocidad angular y la validez y fiabilidad de estos sistemas (Bauer et al., 2015) concretamente, en el rango de movimiento del tronco (ROM), el deterioro del movimiento o control (MCI), los movimientos repetitivos (RM) y el error de reposición (RE). Dicha relación, conocida como relación espacial, puede ser visualizada como un diagrama ROM-velocidad, y aporta una imagen clínica muy útil para examinar la columna desde una perspectiva dinámica, en la cual se enfatiza la representación del control cinemático del raquis lumbar (Burgess-Limerick et al., 1993; Li, Van Den Bogert, Caldwell, Van Emmerik, & Hamill, 1999). La visualización de este control del movimiento es importante, debido a que varios estudios han mostrado ya la asociación entre el dolor lumbar y el control cinemático alterado (Hodges et al., 2009; Van Dillen, Maluf, & Sahrman, 2009; Xu, Choi, Reeves, & Cholewicki, 2010). Una técnica de visualización novedosa consiste en examinar el grado de irregularidad en el movimiento, el cual no puede explorarse ni mediante una evaluación del ROM ni a través del diagrama ROM-tiempo. No obstante, este enfoque clínico novedoso sobre la irregularidad del movimiento puede ser fácilmente llevado a cabo a través del uso de sensores inerciales (Cuesta-Vargas et al., 2010; Williams et al., 2012). Sensores similares han sido ya usados para el estudio de la marcha, y para el análisis de determinados movimientos, tanto de miembros superiores como inferiores, así como para la cinemática de la columna vertebral (Cuesta-Vargas et al., 2010; Ha et al., 2013; Saber-Sheikh, Bryant, Glazzard, Hamel, & Lee, 2010; Tong & Granat, 1999).

Esta nueva tecnología, proveniente de la ingeniería robótica, industrial y aeroespacial, promete un gran desarrollo en el campo del análisis del movimiento. Se trata de pequeños sensores electromagnéticos de baja potencia que, a través del uso de acelerómetros, magnetómetros y giroscopios, son capaces de salvar la brecha entre los complejos sistemas de laboratorio y los sistemas clínicos, antes descritos. Los sensores inerciales tienen el potencial de proporcionar un análisis del movimiento

dinámico en los tres planos de movimiento sin las limitaciones que presentan los otros sistemas. Además, debido a su pequeño tamaño, portabilidad y comodidad de uso, estos sensores podrían ser una interesante opción para ser integrados en dispositivos o instrumentos de campo para el análisis del movimiento (Cuesta-Vargas et al., 2010).

Numerosas investigaciones que han combinado acelerómetros y giroscopios con objeto de realizar estudios sobre el movimiento humano prueban su fiabilidad, precisión y validez (Goodvin, Park, Huang, & Sakaki, 2006; Jasiewicz, Treleaven, Condie, & Jull, 2007; Luinge & Veltink, 2005; Mayagoitia et al., 2002; Picerno, Cereatti, & Cappozzo, 2008; Plamondon et al., 2007; Van Acht, Bongers, Lambert, & Verberne, 2007; Wong & Wong, 2008; Zhou & HU, 2007; Zhu & Zhou, 2004). Sin embargo, antes de que esta tecnología pueda ser usada de forma rutinaria (O'Donovan, Kamnik, O'Keeffe, & Lyons, 2007), fiable y válida es necesario ahondar más en su desarrollo (Cuesta-Vargas et al., 2010; Ha et al., 2013). Por ejemplo, en el ámbito de la cuantificación y control del rango de movimiento en el raquis lumbar, es necesario realizar análisis de los movimientos en los tres planos, ya que el movimiento espinal no queda aislado a un único plano (sagital) de flexo-extensión del raquis (O'Donovan et al., 2007), sino que incluye también los movimientos de rotación e inclinación en los otros dos planos (frontal y transversal) (Ha et al., 2013; Luinge & Veltink, 2005). Además, muchos dispositivos diseñados con sólo dos sensores, son solamente capaces de medir el punto inicial y final del ROM del raquis lumbar, y esto no es suficiente para la identificación de posibles patologías en la columna lumbar (Ha et al., 2013; Picerno et al., 2008). En este sentido, parece necesario desarrollar una metodología más precisa, y que sea más sencilla, barata y práctica que los métodos de laboratorio comentado, que sea capaz de cuantificar y recoger, de forma detallada y precisa, el movimiento continuo, y en tres dimensiones, de la curvatura lumbar. Finalmente, podría resultar interesante, dado que los sistemas de medición inercial son pequeños, manejables fuera del laboratorio y de bajo coste (Cuesta-Vargas et al., 2010; Ha et al., 2013; Mayagoitia et al., 2002; Picerno et al., 2008; Van Acht et al., 2007; Zhu & Zhou, 2004), desarrollar y diseñar nuevos dispositivos portátiles que integrasen estos sensores de forma que la cuantificación y el control de las curvaturas del raquis en tiempo real resultase confortable para el usuario del dispositivo.

Por todo lo argumentado anteriormente en este punto y por la importancia además que tiene el aprendizaje de patrones motores correctos para intervenir en la inestabilidad segmental lumbar en procesos de prevención y rehabilitación de ejercicios terapéuticos del dolor lumbar (O'Sullivan, 2000), desde hace tres o cuatro años ya se pueden encontrar estudios (Alqhtani, Jones, Theobald, & Williams, 2015) de fiabilidad de un sistema basado en acelerómetros para cuantificar el movimiento de la columna vertebral de manera segmental. A modo de ejemplo, estudios como el de Kent, Laird, & Haines, (2015) ya han encontrado evidencias de cambios en los patrones de movimientos lumbo-pélvicos y /o postura usando el biofeedback de sensores de movimiento en personas con dolor lumbar que provoca la reducción del dolor y la limitación de actividad en comparación con los cuidados médicos o fisioterapéuticos basados en guías y placebo (Williams et al., 2012). Aunque si bien es cierto que podría tratarse de una técnica precisa y fiable, el grado de exactitud y fiabilidad depende de la zona de la región vertebral específica y de la tarea (Cuesta-Vargas et al., 2010).

Por tanto, en base a estas evidencias científicas y dada la falta de profundización en la investigación sobre el uso y aplicación práctica de los sensores inerciales en el ámbito clínico y deportivo, resulta adecuado y pertinente plantear el desarrollo de un dispositivo que podría estar integrado en el textil y que integre estos sensores inerciales y que tenga además la capacidad de determinar, cuantificar y discriminar de forma válida, fiable y confortable los patrones cinemáticos alterados de pacientes con dolor lumbar crónico u otras patologías lumbares, dentro del ámbito clínico y otros campos, así como de controlar la zona vertebral neutra del raquis lumbar ante los cambios en su curvatura durante la realización de movimientos en cualquiera de los tres planos espaciales, dentro del ámbito de la readaptación, rendimiento deportivo, recreativo y laboral.

1.5 Prendas textiles: contexto y definición.

Por otro lado, el desarrollo de este tipo sensores en miniatura permite su integración y/o pueden formar parte de prendas de vestir. Esto ha abierto incontables posibilidades de monitorizar pacientes en el campo de la investigación durante largos períodos de tiempo, en particular por la importancia que existe para la práctica de la medicina física y la rehabilitación (Bonato, 2005). Así pues, como se ha podido comprobar en algunas de las patentes el uso de textiles como bandas elásticas es un elemento a considerar en el diseño de posibles dispositivos que pudieran ser válidos en el futuro para medir la curvatura neutra del raquis lumbar.

En la última década, la industria textil conservadora, centrada en la calidad, ha modificado su estrategia para apoyar la innovación y la creación de nuevos productos y funcionalidades. Como consecuencia de esa producción surge una gran cantidad de tejidos inteligentes dónde intervienen diferentes disciplinas, como la ingeniería, la ciencia, el diseño, la salud, ciencias sociales, etc. Los textiles inteligentes se definen como textiles que piensan por sí mismos, que pueden detectar y reaccionar a condiciones medioambientales o a estímulos mecánicos, térmicos, químicos, fuentes eléctricas o magnéticas (Pla, Bonet & Bou, 2016). Algunas de las áreas dónde se han desarrollado este tipo de prendas y se puede decir que en los últimos años ha tomado mucho protagonismo en varios ámbitos del ser humano son: la industria de la producción (Orlando & King, 2004), la enfermería (Chiu & Wang, 2007); la podología (Bettoni et al., 2016; Zifchock & Davis, 2008), la industria militar (Mündermann, Nigg, Stefanyshyn, & Humble, 2002; Rodrigo, 2009; Stenton, 2016) y la deportiva (Delgado et al., 2013a; Hennig, 2014; Kinchington, Ball, & Naughton, 2012). Los materiales más comúnmente utilizados son los que se llaman con memoria de la forma: es decir, materiales estables en dos o más estados de temperatura y cuando han alcanzado su temperatura de transformación pueden deformarse mediante calor o estímulos eléctricos, los que cambian su color de forma reversible según la luz, el calor, la electricidad, la presión o el líquido, entre otros (Pla et al., 2016).

Existe una clasificación de textil inteligente según su actividad funcional (Rodrigo, 2009; Stenton, 2016):

- Textiles Inteligentes Pasivos: Solamente detectan condiciones medioambientales o estímulos.
- Textiles Inteligentes Activos: Pueden detectar y reaccionar ante una situación concreta.
- Textiles Ultra Inteligentes: Los de última generación que pueden detectar, reaccionar y adaptarse a las condiciones y estímulos del medio de manera directa o indirecta.

Hoy día la adaptación de los textiles ultra inteligentes y nuevos tejidos a otras ramas de la ciencia es una realidad gracias a: la ciencia de los materiales, mecánica estructural, tecnología de sensores y de detectores y a la avanzada tecnología de procesos, electrónica, comunicación, inteligencia artificial, biología etc.

1.5.1 Prendas textiles inteligentes y sensores inerciales.

Hay otro campo de la investigación en el desarrollo de textiles inteligentes que tiene que ver con la integración de la electrónica miniaturizada en la tela como los sensores y microchips, que detectan y analizan estímulos proporcionando una respuesta o biofeedback. Cuando se incorpora en el diseño de la ropa, la tecnología puede llegar a monitorear, diferentes parámetros fisiológicos o biomecánicos, tales como el ritmo cardíaco, respiración, temperatura, movimiento, aceleración y un abanico de funciones vitales, avisando al usuario, al médico o especialista si hay algún problema (Baena & Baquero, 2005; Giggings et., 2013). En la actualidad los sensores pueden medir casi todo y, su funcionamiento pasa por detectar señales que en la mayoría de los casos son eléctricas, convirtiéndolas en otras variables, de manera indirecta y preparada para su procesado mediante el uso de un circuito acondicionado, como un puente de Wheatstone, amplificadores y filtros electrónicos que adaptan la señal a los niveles apropiados para el resto de los circuitos (Meyer, Lukowicz, & Tröster, 2007).

Los sensores aplicados al textil se pueden clasificar en 4 tipos, entre otros:

- Sensores de presión.
- Sensores de estiramiento.
- Sensores de respiración.
- Sensores de movimiento.

Así pues, la integración de los materiales y los nuevos tejidos con componentes electrónicos miniaturizados podría crear textiles inteligentes con finalidades prácticas, útiles y de interés social para aportar soluciones y/o ayudas en muchos de los problemas y situaciones de la vida diaria del ser humano como es el caso del dolor lumbar crónico y por tanto, a medida que los avances en materia de investigación con textiles inteligentes y funcionales así como en dispositivos capaces de transformar magnitudes físicas o químicas, llamadas variables de instrumentación, en magnitudes eléctricas van aportando nuevos caminos a la investigación, los sensores podrían integrarse en un dispositivo textil que ubicado en cintura del sujeto pudiera aportar información sobre la cinética del raquis lumbar mucho más amplia y que se pudiera aplicar a cualquier tipo de actividad física independientemente de la posibilidad de una superficie de apoyo.

1.5.2 El confort en prendas textiles con sensores inerciales.

La principal relevancia de la integración de sensores al textil reside en la necesidad de que, por una parte, no altere las propiedades y mecánicas iniciales de la prenda para que no pierda la confortabilidad y, por otro lado, tendrá que soportar todas aquellas acciones cotidianas a las que se somete un textil durante su uso, tales como el lavado, entre otras (Pla et al., 2016).

Kolcaba & Steiner, (2000) y Kolcaba (1995), definen el confort como una reacción parcial generada por nuestras experiencias anteriores y vinculadas por elementos físicos, mecánicos, psicológicos y neurofisiológicos. Estos autores hacen su aportación conceptual definiéndolo como un fenómeno que cuando existe tenemos el estado de bienestar o ausencia de dolor o malestar. No obstante, Mündermann, Nigg, Humble, & Stefanyshyn, (2003) afirman que el confort es individual y específico ya que un mismo estímulo no afecta a dos individuos de la misma manera. De acuerdo con la normalización internacional, confort se define según la ISO 7730 como "aquella condición mental que expresa satisfacción con el ambiente". También se podría definir como la sensación de ausencia de dolor y de incomodidad (Volpin, Petronius, Hoerer, & Stein, 1989). Los atributos básicos son la Belleza, Modelación, Comodidad y Durabilidad (Subdirección Logística de Exportación Proexport, 2002).

Existen varias posiciones del confort principalmente para valorar las propiedades concretas en las prendas de vestir que permite clasificarlos dentro del concepto de comodidad. Se pueden destacar:

- Mediciones humanas.
- De modelos físicos.
- De modelos con sistemas de control automáticos y modelos con utilización de gases de no-absorción.

La limitación conceptual del concepto confort dificulta el avance en el establecimiento de métodos y técnicas de medida para su registro y análisis pero se puede decir que podría ser una herramienta prometedora. La falta de acuerdo en su definición implica la existencia de distintas herramientas útiles a la hora de valorar la percepción del confort. Entre las más destacadas (EVA) y las escalas tipo Likert que se pueden modificar dependiendo de la condición analizada (Mündermann et al., 2002).

El confort de las prendas de vestir se ha ido desarrollando desde la década de los 70 a base de experimentación química de las propiedades de resistencia de los componentes y los puntos elementales como el transporte de la humedad y el vapor, de hecho, algunos institutos lo califican como el 50% de aquello que garantiza el confort. No obstante, los parámetros apreciados por el consumidor son más las variables biomecánicas. Pero el concepto de confort no se ha desarrollado solo para textiles o prendas, éste se ha ampliado a otros escenarios de conocimiento tales como el diseño de construcciones, la ingeniería de vehículos terrestres y aeroespaciales, entre otros (Baena & Baquero, 2005).

1.5.3 El confort en prendas textiles en el deporte y la actividad física.

Dentro del ámbito del deporte y la actividad física, la percepción del confort en prendas textiles ha recibido la atención de distintos especialistas e investigadores como consecuencia de su vínculo en la aparición de lesiones y en la mejora del rendimiento (Kinchington et al., 2012). El confort se ha convertido en un factor a valorar y relacionar con la prevalencia de lesiones siendo una herramienta útil para evaluar la efectividad de su uso en relación a los participantes (Ali, Caine, & Snow, 2007; Dinato et al., 2015; Hennig, 2014; Kinchington et al., 2012; Murley, Landorf, & Menz, 2010; Yeo & Bonanno, 2014) entre otros parámetros. De hecho, en los estudios más recientes de Lucas-Cuevas, Pérez-Soriano, Priego-Quesada, & Llana-Belloch, (2014) muestran que la incomodidad de una prenda como son medias compresivas se vincula con una lesión posterior, así pues el confort podría ser un elemento para la reducción del número de lesiones y un factor esencial a considerar cuando se valoran prendas textiles compresivas con la disminución de las lesiones o con el rendimiento.

La percepción del confort ha sido asociada con una gran cantidad de parámetros de interés. De manera específica, la literatura deportiva y del ejercicio, se centra en la actualidad en buscar la percepción del confort con:

- El calzado, plantillas, prendas compresivas, técnica y superficie de carrera, rendimiento deportivo y predicción de lesiones (Ali et al., 2007; Delgado et al., 2013b; Dinato et al., 2015; Hennig, 2014; Jordan & Bartlett, 1995; Kaalund & Madeleine, 2014; Kinchington, Ball, & Naughton, 2010; Kinchington et al., 2012; Mündermann et al., 2003, 2002; Murley et al., 2010).

Se podría decir que la percepción del confort que tengan los usuarios de prendas textiles utilizadas en el deporte puede conducir a los investigadores a encontrar limitaciones y déficits para corregir los productos o dispositivos en un futuro. En el análisis de las prendas deportivas, el confort juega un papel fundamental ya que un deportista podría dejar de usar una prenda si la encuentra incómoda, sin tener en cuenta sus posibles beneficios asociados (Cambronero, 2017).

Aunque no se han encontrados estudios que midan el confort en dispositivos inerciales integrados en textil, si se ha argumentado la importancia que tiene la comodidad de las prendas compresivas en el usuario y su relación con los parámetros biomecánicos y con la prevención de las lesiones. En este sentido, ya que se ha utilizado una prenda textil elástica y que por lo tanto ejercen compresión, se pensó en medir el confort de los pacientes dado que además es un factor a considerar por los investigadores (Kinchington et al., 2012).

En definitiva, los trastornos del raquis son una de las principales dolencias que padece el ser humano. Uno de sus síntomas es el dolor lumbar. El dolor lumbar se ha convertido en la principal causa de incapacidad laboral en el mundo y genera unos costes sanitarios muy importantes sobre todo en los países industrializados. Dada la dificultad que existe para establecer una causa, en la gran mayoría de lumbalgias, se las clasifica como lumbalgias mecánicas de origen inespecífico. Para su tratamiento, las investigaciones han demostrado que la intervención que aborda el control de las estructuras que conforman la columna vertebral y la articulación lumbo-pélvica, y en concreto de la curvatura lumbar. Como por ejemplo en programas de ejercicio funcionales de la estabilización del core o zona media como terapia preventivas y

terapéuticas, en la realización de posturas en sedestación o la repetición de patrones de movimiento en el deporte o en actividades como la sentadilla que tenga transferencia en cualquier ámbito de la vida diaria, el control de la curva lumbar tiene efectos positivos sobre el dolor lumbar, sobre la mejora la calidad de vida y también sobre el rendimiento deportivo. Actualmente, los dispositivos que se utilizan para obtener biofeedback de la curvatura lumbar del raquis en el dolor lumbar han quedado obsoletos o tienen ciertas limitaciones como se ha justificado en apartados anteriores. La utilización de sensores inerciales con acelerómetros y giroscopios en los últimos tiempos ha tomado una fuerza muy importante en los estudios sobre el dolor lumbar. Por otro lado, la integración de sensores inerciales en prendas textiles podría ayudar a desarrollar dispositivos más eficaces que permitiera hacer ejercicios sin superficie de apoyo y en diferentes situaciones de la vida durante grandes periodos de tiempo.

Por todo lo anteriormente expuesto, resultaría adecuado pensar que el desarrollo y la validación de un dispositivo con sensores inerciales triaxiales (acelerómetros y giroscopios) integrados en una prenda textil para cuantificar, controlar, informar y discriminar los movimientos del raquis lumbar podría ser un método eficaz que ayudara a tratar la problemática del dolor lumbar, ya que no existe actualmente ningún dispositivo que permita determinar de forma segmentaria y precisa la curvatura del raquis lumbar y sus variaciones, informar del grado de participación segmentario en una curva determinada, discriminar entre diferentes tipos de acciones que pueden suponer cambios en la zona lumbar neutra y controlar los cambios producidos en flexión, inclinación y rotación del tronco. Asimismo, sería interesante plantear un dispositivo de fácil y confortable aplicación, integrando sus elementos en la misma prenda textil, y que además incorporase una novedosa aplicación para dispositivos móviles que lograra simplificar la forma de uso y mejorar en el biofeedback.

1.6 Objetivos

A partir del anterior planteamiento, surge la idea de realizar esta tesis doctoral, que tiene por objeto el desarrollo y la validación de un dispositivo basado en el uso de sensores inerciales, capaz de determinar, cuantificar, controlar y aportar biofeedback, de forma precisa, dinámica y segmentaria, sobre una curva determinada del raquis lumbar, así como capaz de detectar, registrar y cuantificar los cambios producidos en la misma cuando se realiza cualquier tipo de movimiento dentro de un ámbito clínico, deportivo, o simplemente durante la realización de cualquier movimiento de la vida cotidiana. En base a esta idea general que es el fundamento de este proyecto de tesis doctoral, surgen a continuación los siguientes objetivos concretos de esta tesis doctoral:

- **Objetivo principal:**

1. Desarrollar y validar un dispositivo tecnológico basado en textiles inteligentes que permita cuantificar los cambios de la lordosis lumbar en base a sensores inerciales de forma precisa, eficaz y objetiva.

- **Objetivos específicos:**

- Diseñar y desarrollar un sistema de monitorización capaz de generar información útil necesaria para el control de la estabilidad del raquis lumbar a través del feedback en tiempo real.
- Crear y desarrollar un software específico que permita recibir, procesar, registrar y visualizar los datos generados por el dispositivo para su posterior análisis.
- Examinar la validez y fiabilidad de los sensores inerciales (acelerómetros tri-axiales y giroscopios), así como en la combinación éstos para medir y cuantificar una curva determinada (validación mecánica).

- Examinar fiabilidad de los sensores inerciales del dispositivo para medir y cuantificar los cambios producidos en la curva lumbar durante movimientos producidos en el plano sagita (validación dinámica).
- Analizar de forma objetiva el grado de confort que el dispositivo ofrece a los usuarios.

2 METODOLOGIA

El apartado de metodología viene dividido en tres apartados con la intención de recoger las diferentes intervenciones realizadas. Así, en primer lugar se van a presentar los materiales utilizados y después los protocolos aplicados para 1) el diseño, desarrollo y confort del dispositivo, 2) la validación y fiabilidad mecánica y 3) la validación y fiabilidad dinámica.

2.1 Materiales para el diseño y desarrollo del dispositivo

2.1.1 Sensores para monitorización del raquis lumbar

Se han utilizado 7 sensores (MPU6000 de Invensense) que combinan un giroscopio de 3 ejes y un acelerómetro de 3 ejes en el mismo dispositivo junto a un procesador de movimiento capaz de procesar algoritmos complejos. Este sensor está diseñado para bajo consumo, bajo coste y un elevado rendimiento.

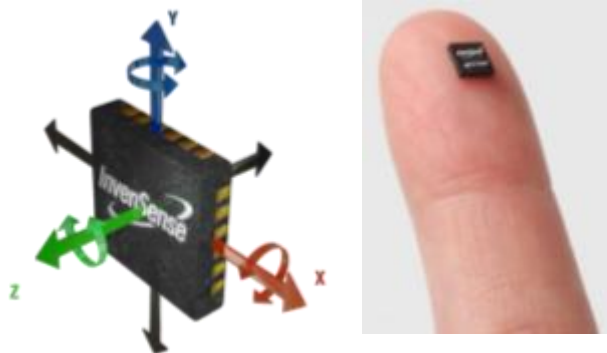


Figura 12. Imagen correspondiente al sensor de 6 ejes.

Se han escogido este tipo de sensores ya que presentan una gran precisión al tiempo que un tamaño muy reducido y por lo tanto, se ajustan perfectamente a los requerimientos de esta investigación. Las características de este sensor se pueden observar en la siguiente figura con los datos extraídos del fabricante:

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	Units	Notes
TEMPERATURE SENSOR						
Range			-40 to +85		°C	
Sensitivity	Untrimmed		340		LSB/°C	
Temperature Offset	35°C		-521		LSB	
Linearity	Best fit straight line (-40 °C to +85 °C)		±1		°C	
VDD POWER SUPPLY						
Operating Voltages		2.375		3.46	V	
Normal Operating Current	Gyroscope + Accelerometer + DMP		3.9		mA	
	Gyroscope + Accelerometer (DMP disabled)		3.8		mA	
	Gyroscope + DMP (Accelerometer disabled)		3.7		mA	
	Gyroscope only (DMP & Accelerometer disabled)		3.6		mA	
	Accelerometer only (DMP & Gyroscope disabled)		500		µA	
Accelerometer Low Power Mode Current	1.25 Hz update rate		10		µA	
	5 Hz update rate		20		µA	
	20 Hz update rate		70		µA	
	40 Hz update rate		140		µA	
Full-Chip Idle Mode Supply Current			5		µA	
Power Supply Ramp Rate	Monotonic ramp. Ramp rate is 10% to 90% of the final value			100	ms	
VLOGIC REFERENCE VOLTAGE						
Voltage Range	MPU-6050 only	1.71		VDD	V	
Power Supply Ramp Rate	VLOGIC must be ≤ VDD at all times			3	ms	
Normal Operating Current	Monotonic ramp. Ramp rate is 10% to 90% of the final value		100		µA	
TEMPERATURE RANGE						

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	NOTES
ACCELEROMETER SENSITIVITY						
Full-Scale Range	AFS_SEL=0		±2		g	
	AFS_SEL=1		±4		g	
	AFS_SEL=2		±8		g	
	AFS_SEL=3		±16		g	
ADC Word Length	Output in two's complement format		16		bits	
Sensitivity Scale Factor	AFS_SEL=0		16,384		LSB/g	
	AFS_SEL=1		8,192		LSB/g	
	AFS_SEL=2		4,096		LSB/g	
	AFS_SEL=3		2,048		LSB/g	
Initial Calibration Tolerance			±3		%	
Sensitivity Change vs. Temperature	AFS_SEL=0, -40 °C to +85 °C		±0.02		%/°C	
Nonlinearity	Best Fit Straight Line		0.5		%	
Cross-Axis Sensitivity			±2		%	
ZERO-G OUTPUT						
Initial Calibration Tolerance	X and Y axes		±50		mg	1
	Z axis		±80		mg	
Zero-G Level Change vs. Temperature	X and Y axes, 0°C to +70 °C		±35		mg	
	Z axis, 0°C to +70 °C		±60		mg	
SELF TEST RESPONSE						
Relative	Change from factory trim	-14		14	%	2
NOISE PERFORMANCE						
Power Spectral Density	@10Hz, AFS_SEL=0 & ODR=1kHz		400		µg/√Hz	
LOW PASS FILTER RESPONSE						
Programmable Range		5		260	Hz	
OUTPUT DATA RATE						
Programmable Range		4		1,000	Hz	
INTELLIGENCE FUNCTION INCREMENT						
			32		mgLSB	

1. Typical zero-g initial calibration tolerance value after MSL3 preconditioning
2. Please refer to the following document for further information on Self-Test: *MPU-6000/MPU-6050 Register Map and Descriptions*

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	NOTES
GYROSCOPE SENSITIVITY						
Full-Scale Range	FS_SEL=0		±250		°/s	
	FS_SEL=1		±500		°/s	
	FS_SEL=2		±1000		°/s	
	FS_SEL=3		±2000		°/s	
Gyroscope ADC Word Length			16		bits	
Sensitivity Scale Factor	FS_SEL=0		131		LSB/(°/s)	
	FS_SEL=1		65.5		LSB/(°/s)	
	FS_SEL=2		32.8		LSB/(°/s)	
	FS_SEL=3		16.4		LSB/(°/s)	
Sensitivity Scale Factor Tolerance	25 °C	-3		+3	%	
Sensitivity Scale Factor Variation Over Temperature			±2		%	
Nonlinearity	Best fit straight line; 25 °C		0.2		%	
Cross-Axis Sensitivity			±2		%	
GYROSCOPE ZERO-RATE OUTPUT (ZRO)						
Initial ZRO Tolerance	25 °C		±20		°/s	
ZRO Variation Over Temperature	-40 °C to +85 °C		±20		°/s	
Power-Supply Sensitivity (1-10Hz)	Sine wave, 100mVpp; VDD=2.5V		0.2		°/s	
Power-Supply Sensitivity (10 - 250Hz)	Sine wave, 100mVpp; VDD=2.5V		0.2		°/s	
Power-Supply Sensitivity (250Hz - 100kHz)	Sine wave, 100mVpp; VDD=2.5V		4		°/s	
Linear Acceleration Sensitivity	Static		0.1		°/s/g	
SELF-TEST RESPONSE						
Relative	Change from factory trim	-14		14	%	1
GYROSCOPE NOISE PERFORMANCE	FS_SEL=0					
Total RMS Noise	DLPFCFG=2 (100Hz)		0.05		°/s-rms	
Low-frequency RMS noise	Bandwidth 1Hz to 10Hz		0.033		°/s-rms	
Rate Noise Spectral Density	At 10Hz		0.005		°/s/√Hz	
GYROSCOPE MECHANICAL FREQUENCIES						
X-Axis		30	33	36	kHz	
Y-Axis		27	30	33	kHz	
Z-Axis		24	27	30	kHz	
LOW PASS FILTER RESPONSE	Programmable Range	5		256	Hz	
OUTPUT DATA RATE	Programmable	4		8,000	Hz	
GYROSCOPE START-UP TIME	DLPFCFG=0					
ZRO Settling (from power-on)	to ±1% of Final		30		ms	

1. Please refer to the following document for further information on Self-Test: MPU-6000/MPU-6050 Register Map

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	Units	Notes
SERIAL INTERFACE						
SPI Operating Frequency, All Registers Read/Write	MPU-6000 only, Low Speed Characterization		100 ±10%		kHz	
	MPU-6000 only, High Speed Characterization		1 ±10%		MHz	
SPI Operating Frequency, Sensor and Interrupt Registers Read Only	MPU-6000 only		20 ±10%		MHz	
I ² C Operating Frequency	All registers, Fast-mode			400	kHz	
	All registers, Standard-mode			100	kHz	
I²C ADDRESS	AD0 = 0		1101000			
	AD0 = 1		1101001			
DIGITAL INPUTS (SDI/SDA, AD0, SCLK/SCL, FSYNC, /CS, CLKIN)						
V _{SDI} , High Level Input Voltage	MPU-6000	0.7*VDD			V	
	MPU-6050	0.7*VLOGIC			V	
V _{SDI} , Low Level Input Voltage	MPU-6000			0.3*VDD	V	
	MPU-6050			0.3*VLOGIC	V	
C _i , Input Capacitance			< 5		pF	
DIGITAL OUTPUT (SDO, INT)						
V _{ODS} , High Level Output Voltage	R _{LOAD} =1MΩ; MPU-6000	0.9*VDD			V	
	R _{LOAD} =1MΩ; MPU-6050	0.9*VLOGIC			V	
V _{OLS} , LOW-Level Output Voltage	R _{LOAD} =1MΩ; MPU-6000			0.1*VDD	V	
	R _{LOAD} =1MΩ; MPU-6050			0.1*VLOGIC	V	
V _{OLINT} , INT Low-Level Output Voltage	OPEN=1, 0.3mA sink Current			0.1	V	
Output Leakage Current	OPEN=1		100		nA	
t _{INT} , INT Pulse Width	LATCH_INT_EN=0		50		μs	
DIGITAL OUTPUT (CLKOUT)						
V _{ODS} , High Level Output Voltage	R _{LOAD} =1MΩ	0.9*VDD			V	
V _{OLS} , LOW-Level Output Voltage	R _{LOAD} =1MΩ			0.1*VDD	V	

Figura 13. Especificaciones de los sensores utilizados.

2.1.2 Módulo de adaptación para los sensores

Cada sensor necesita incorporarse a una placa electrónica auxiliar (módulo de adaptación) que permita su correcto funcionamiento y su fijación posterior al textil. Dicha placa electrónica auxiliar será la encargada de contener el sensor, los componentes electrónicos necesarios para su correcto funcionamiento y los pads, que servirán de conexión al textil (numerados del 1 al 7). En la Figura 14 se muestra el tipo de placa electrónica auxiliar que se va a utilizar:

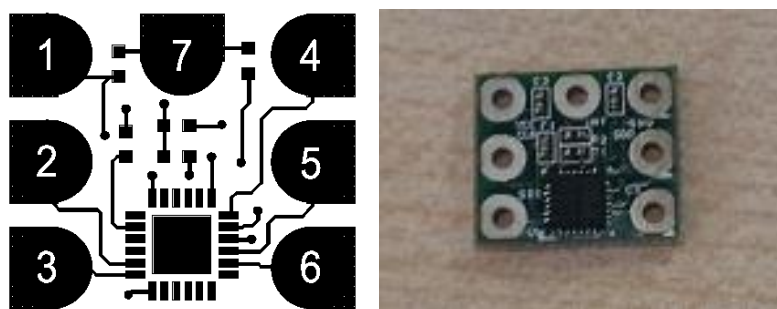


Figura 14. Placa electrónica auxiliar.

Los sensores ubicados en sus respectivos módulos o placas van imbricados en una prenda con forma de cinturón que se abrochará entorno a la cintura.

2.1.3 Sustrato textil

La prenda a desarrollar tiene que presentar el máximo confort, así como la máxima adaptabilidad al tamaño y forma de la persona, se recomienda utilizar maquinaria circular de género de punto, así como de tecnología *Seamless*, que elimina las costuras y permite la perfecta adherencia de las prendas sin molestias y la total armonía entre el cuerpo y el tejido. El ligamento a utilizar es el punto liso: Es el tejido más simple, realizado en una sola fontura por agujas contiguas, siendo, a igualdad de densidad, todas las mallas iguales. Su aspecto es totalmente distinto si es observado por el derecho o por el revés.

En el desarrollo de los tejidos de punto se ha utilizado el equipo Celex Inlab de Darbra Textile Machinery. Éste es un equipo especialmente diseñado para tejer muestras de punto a escala de laboratorio, siendo destacable su facilidad de manejo y mantenimiento. Será necesario utilizar materiales antialérgicos de alta calidad, tales como algodón y/o rayón viscosa para la confección de la prenda. Además, será necesario añadir un pequeño porcentaje de elastano para darle mayores propiedades elásticas a la prenda. En la Figura 15 se muestra el tejido sustrato base desarrollado sobre el que se integrarán los elementos que forman el sistema de monitorización.



Figura 15. Tejido sustrato.

2.1.4 Capa de broches

Para conectar los sensores con la electrónica y batería necesarias para su correcto funcionamiento, hace falta diseñar una capa de 12 broches tipo hembra sobre el tejido para que posibilite conectar y desconectar dichos elementos de la prenda. Un error en la conexión podría dañar el sistema. Para evitar que los broches se conecten de forma incorrecta se colocaron dos broches (alimentación: VCC y GND) de mayor tamaño (Figura 16).

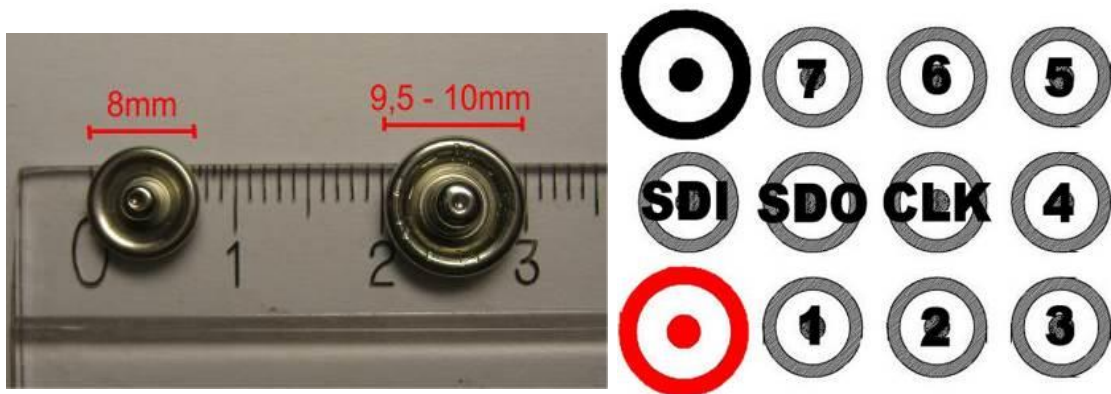


Figura 16. Tamaño y distribución de la capa de broches.

2.1.5 Dispositivo electrónico.

El dispositivo electrónico estará dentro de una caja que contendrá los siguientes apartados: capa de broches de presión macho, PCB circuito electrónico, espacio para módulo electrónico adicional y batería recargable.

2.1.5.1 Caja contenedora

El dispositivo electrónico se encuentra ubicado dentro de una caja contenedora (Figura 17):



Figura 17. Modelo de envoltente escogida

Dicha caja estará provista con 12 broches de presión de tipo macho que permitirán su conexión con el cinturón. Las dimensiones de la misma serán: 65mm de ancho, 105mm de largo y 19mm de alto. El dispositivo electrónico cuenta con las siguientes capas funcionales (Figura 18):

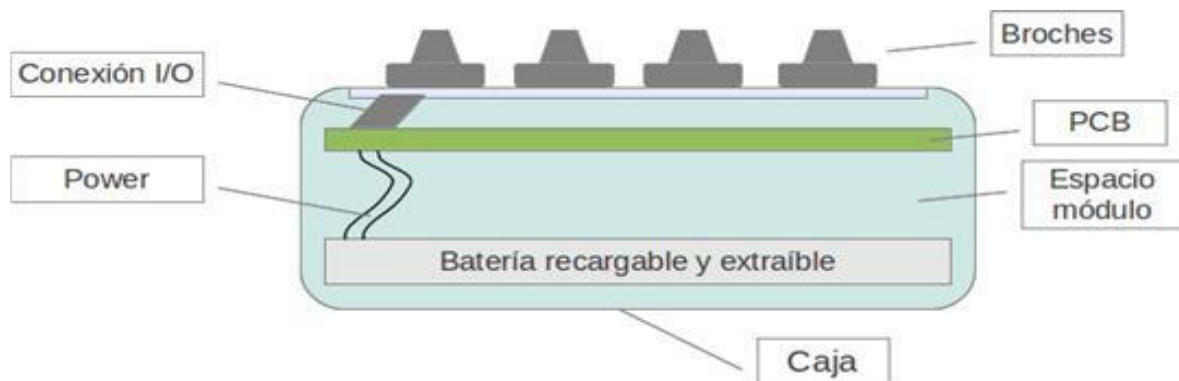


Figura 18. Dispositivo electrónico.

2.1.5.2 Electrónica (PCB)

La electrónica se ha diseñado con las siguientes características:

Bloque	Características
Alimentación	<ul style="list-style-type: none"> Alimentación a través de batería recargable Li-Po Alimentación de recarga mediante fuente DC de 5 V a 15 V a través de conector mini USB. Gestor de carga para batería recargable. Alimentación de periféricos externos mediante LDO Puntos de conexión DC, tira de pines macho estándar de 100 mils, para alimentación de 3V como PILA BOTÓN Botón ON/OFF para batería recargable. Botón de reset
Microcontrolador	Núcleo microprocesador basado en arquitectura 8051 Flash programable In-System de 256 KB

Sistema de Radiofrecuencia	Antena PCB de tipo meandro con diagrama de radiación omnidireccional
Memoria externa	Memoria con interfaz SPI de 32Mbits.
RTC	Reloj en tiempo real de bajo consumo con interfaz SPI Condensador de alta capacidad que permita mantener la fecha/hora
Entradas/Salidas	<p>Contiene:</p> <p>12 pines en broches, de los cuales:</p> <p>1 broche alimentación a sensores externos a través de LDO (salida de tensión controlada).</p> <p>1 broche masa.</p> <p>10 broches genéricos:</p> <p>7 broches con posibilidad de digitales y analógicos (0-3V).</p> <p>▪3 broches únicamente digitales (0-3V).</p> <p>Unión entre plataformas. MASTER/SLAVE mediante pin digital (MASTER:1; SLAVE:0).</p>
Digitales	<p>Las 10 I/O de propósito general pueden ser configuradas como entrada o salida Configurables a funcionar mediante interrupción externa.</p> <p>Incluye huellas SMD para construir divisores resistivos.</p>
Analógicas	<p>7 entradas asignables a ADC incorporado.</p> <p>Resolución de 7 a 12 bits.</p>
Comunicaciones	Comunicación mediante USB con equipos externos USB host
Debug	Puerto debug para carga de firmware inicial mediante conector de tira de 5 pines (100 mils)
SensorAcelerómetro	Acelerómetro lineal de 3 ejes

En la imagen inferior se observa sobre el PCB final la distribución de cada uno de estos bloques diseñados y construidos (Figura 19).

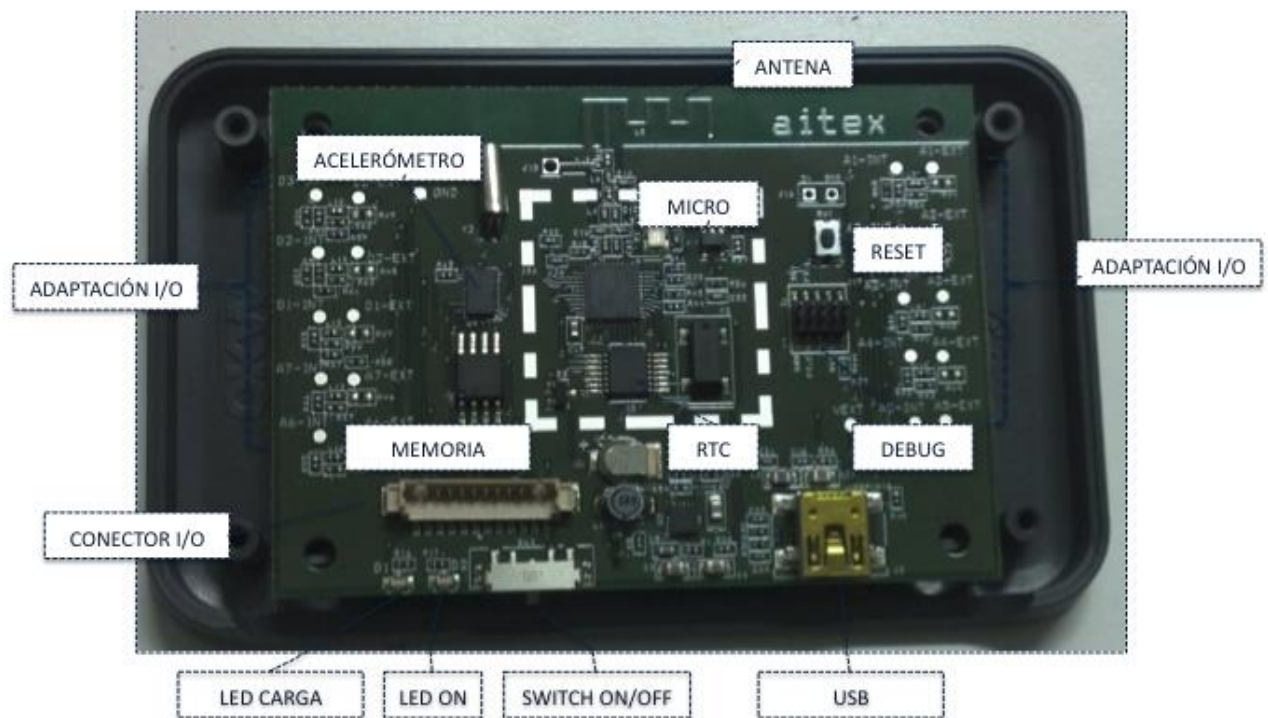


Figura 19. Distribución sobre el PCB.

2.1.5.3 Alimentación

El diseño se ha realizado para utilizar baterías del tipo Litio Polímero por sus ventajas en cuanto a prestaciones, precio y flexibilidad de formas para adaptarlo al encapsulado seleccionado (Figura 20).



Figura 20. Batería Litio Polímero.

2.1.5.4 USB receptor

Los datos que aportan los sensores son enviados vía bluetooth a un USB que servirá de conexión con el ordenador (Figura 21).

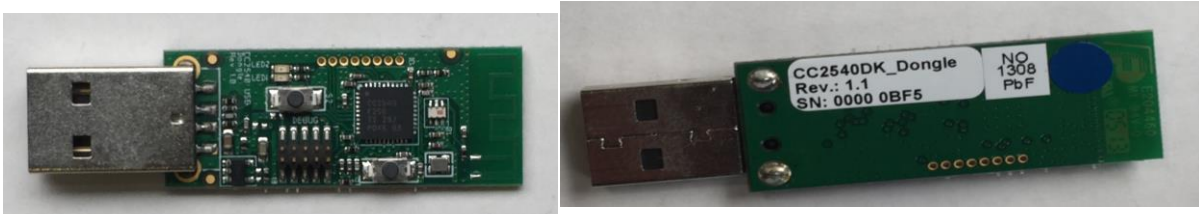


Figura 21. USB de conexión para el ordenador.

2.2 *Materiales para la validación y fiabilidad mecánica*

2.2.1 Piezas diseñadas con curvas determinadas

Se han elaborado 6 piezas en material plástico que reproducen diferentes grados de curvatura: 10, 15, 16, 17, 20, 25 (medidos en grados sexagesimales) (Figura 22). Se consideró que por encima de 25 grados y por debajo de 10 grados, la observación de la curva o la ausencia de ella (en el caso de 10 grados) no aportaban significación para el estudio que se plantea. Por otro lado, los intervalos irregulares entre 10 y 25 grados se decidieron con los siguientes criterios experimentales:

- Tener mediciones para todas las curvaturas con 5 grados de intervalo, es decir, 10, 15, 20 y 25. La elección de la cantidad de 5 grados se hizo teniendo en cuenta que un control en la curvatura con variaciones de menos grados no supone realmente una diferencia importante cara al control de los usuarios.
- Valorar la capacidad del sistema desarrollado para detectar variaciones de 5, 4, 3, 2 y 1 grado.

Para diseñar las piezas se utilizó un rectángulo de 10 x 30 milímetros que recorrería la curva a lo largo de unos 200 milímetros desplazándose por uno de sus vértices y generando de esta forma una pieza sólida con un grosor de 10 milímetros y una anchura de 30 milímetros. La trayectoria de la curva se calculó siguiendo la siguiente fórmula:

$$Gc = 2 * \arccos(c/2R)$$

siendo Gc, el grado de curvatura deseado, c la longitud de la cuerda del arco y R, el radio del arco. Conociendo el grado de curvatura y la longitud del arco (se utilizó una longitud de 200 milímetros para todas las piezas), se calculó el radio necesario para obtener el grado de curvatura deseado para cada pieza. El arco resultante sería la curva utilizada de base para la construcción de la pieza, tal y como se ha explicado anteriormente.

Las piezas de plástico se imprimieron con una resolución de 0,5 mm en una impresora 3D Prusa I3 Steel, montada y calibrada en el departamento de Tecnología Informática y Computación de la Universidad de Alicante. El modelo de las piezas se generó utilizando el software CAD/CAM gCAD3D, de tipo freeware. A través de este software se diseñaron las piezas y se generaron los archivos STL utilizados por la impresora 3D.



Figura 22. Las piezas con diferentes curvas

2.3 Materiales para la validación y fiabilidad dinámica

Para la validación dinámica del dispositivo basado en sensores inerciales, se utilizó una unidad de biofeedback de presión con la intención de comparar los registros de los dos dispositivos en contextos de cambios en la lordosis lumbar.

2.3.1 Biofeedback de presión (PBU)

Se utilizó la Unidad de Biofeedback de Presión (PBU, Chattanooga Group, Australia). La unidad se compone de un cojín termoplástico hinchable conectada a una célula de presión, que dispone de un monitor. El cojín mide 16,7 x 24 cm y está compuesto de material inelástico. El dispositivo mide en un rango que va de 0 a 200 mmHg, con una precisión de 2 mmHg.

La PBU es un método no invasivo, económico y fácil de usar para aportar un feedback directo acerca de la contracción de los músculos abdominales (Cairns et al., 2000). Los PBU se usan normalmente para la evaluación y reeducación de alteraciones neuromusculares en la zona abdominal, así como de los músculos cervicales (Kang, 2015; Iqbal et al., 2013).

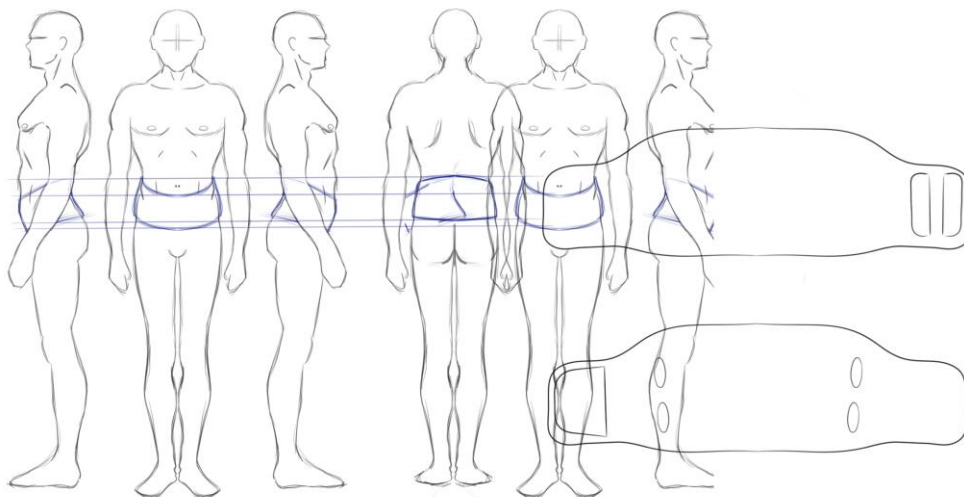
También puede aportar retroalimentación respecto al control motor durante el entrenamiento de la musculatura profunda del raquis. La PBU aporta información

respecto al cambio de presiones que determinados movimientos provocan sobre la superficie abdominal o en la columna cervical y lumbar (Heon-Seock, Jae-Seop, & Oh-Yun, 2006). La PBU es una herramienta diseñada para facilitar la reeducación en cuanto a la activación muscular mediante la detección del movimiento en la zona de la columna vertebral o la zona lumbar, por ejemplo, con una contracción profunda del abdominal (Heon-Seock, Jae-Seop, Oh-Yun, 2006). Es una herramienta de feedback con un uso extendido en el ámbito de la rehabilitación y terapia activa del raquis.



2.4 PROTOCOLO PARA LA FASE I: DISEÑO Y DESARROLLO DEL DISPOSITIVO

El dispositivo en forma de sustrato textil adoptará un diseño en forma de faja que se colocará en torno a la cintura del sujeto de forma que los sensores queden a la espalda y la electrónica en un lateral.



2.4.1 Diseño del picaje

En primer lugar, se llevaron a cabo diferentes picajes creando diferentes circuitos sobre el textil con el fin de evaluar el que mejor comportamiento demuestre para después proceder a su bordado (Figura 23).

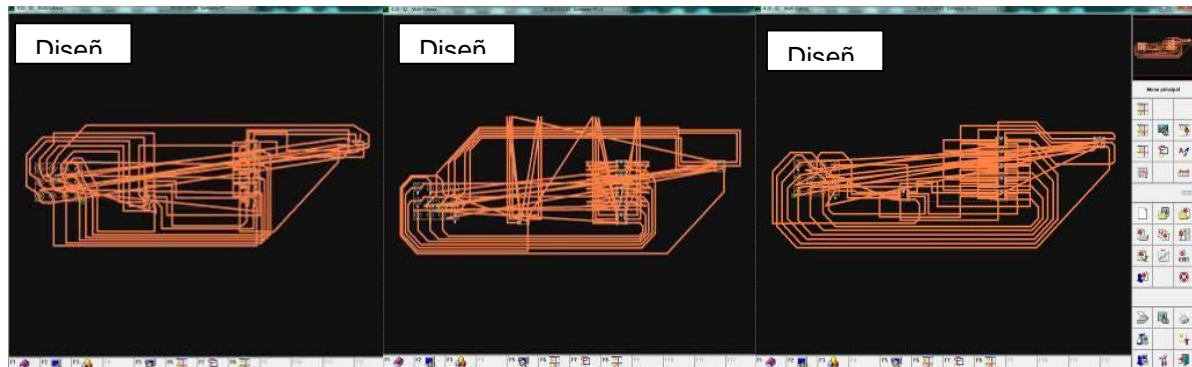


Figura 23. Picaje de los diferentes diseños.

La Figura 24 muestra el diseño y localización de los sensores, cinco centrales y dos a los costados así como la base de entradas para los broches tipo hembra donde se abrochará (conectará) la caja con la electrónica.

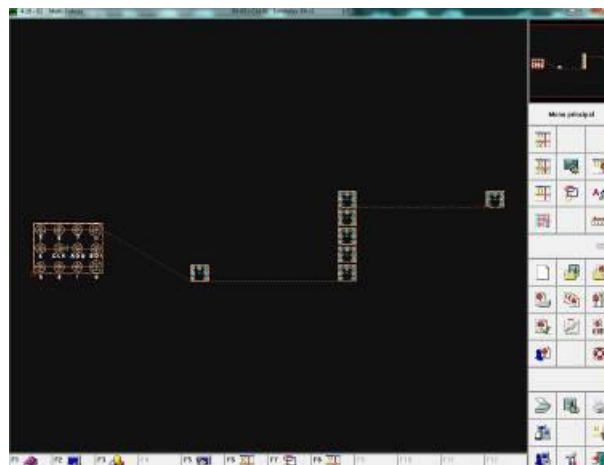
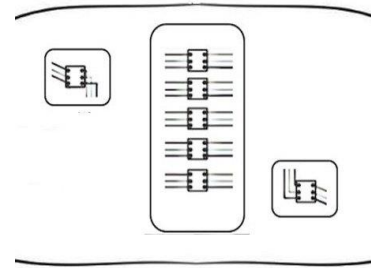


Figura 24. Diseño y localización sensores y entradas dispositivo electrónico.

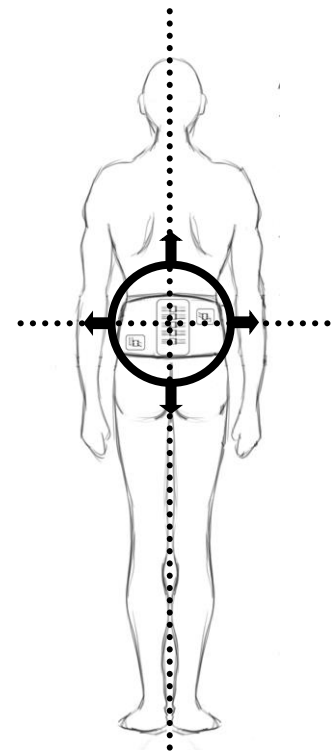
Finalmente, se realizaron tres huecos en el tejido de forma que los sensores quedaran fuera del textil, pero directamente conectados por el cableado que los une.



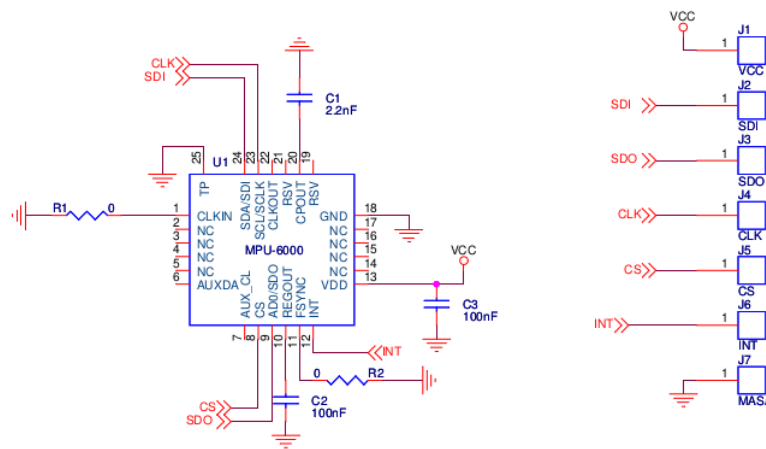
2.4.2 Módulo de adaptación para los sensores

Por otro lado, se incorporaron los sensores a sus respectivas placas auxiliares (módulo de adaptación) (Figura 14). Posteriormente, se conectaron los extremos de la placa con el textil de la siguiente forma:

- Uno: Será el encargado de suministrar la alimentación a la placa electrónica auxiliar.
- Dos: SPI CI. Clock Input, entrada del reloj el cual nos servirá para poder establecer el orden en que se envían los datos.
- Tres: SPI SDI. Serial Data In, encargado de recibir la información que llega desde la placa electrónica.
- Cuatro: SPI SDO. Serial Data Out, encargado de enviar la información del sensor hasta la placa electrónica.
- Cinco: Donde se conecta la masa del dispositivo.
- Seis: Este pad se reserva para la interrupción. La interrupción es la que se encarga de decidir cuál de los 7 sensores es el que está activo en cada momento.



Con todas estas características, el diseño final queda del siguiente modo:



Cada módulo de adaptación con su respectivo sensor se colocó dentro de una pequeña caja diseñada e impresa mediante una impresora 3D. De esta forma cada sensor se mantiene independiente del resto, así como del propio material textil. Además, la superficie de la caja permite adherir mejor el sensor a la piel del sujeto.

2.4.3 Disposición de los sensores

Los sensores se ubicaron en el textil de la siguiente manera:

- Cinco de ellos irán implementados de manera que se encuentren situados exactamente encima de cada vértebra lumbar.
- El sexto irá implementado en la parte superior derecha.
- El séptimo se implementará en la parte inferior izquierda.

A continuación, se muestra una imagen donde se puede ver de forma gráfica la colocación de los sensores mencionados anteriormente:

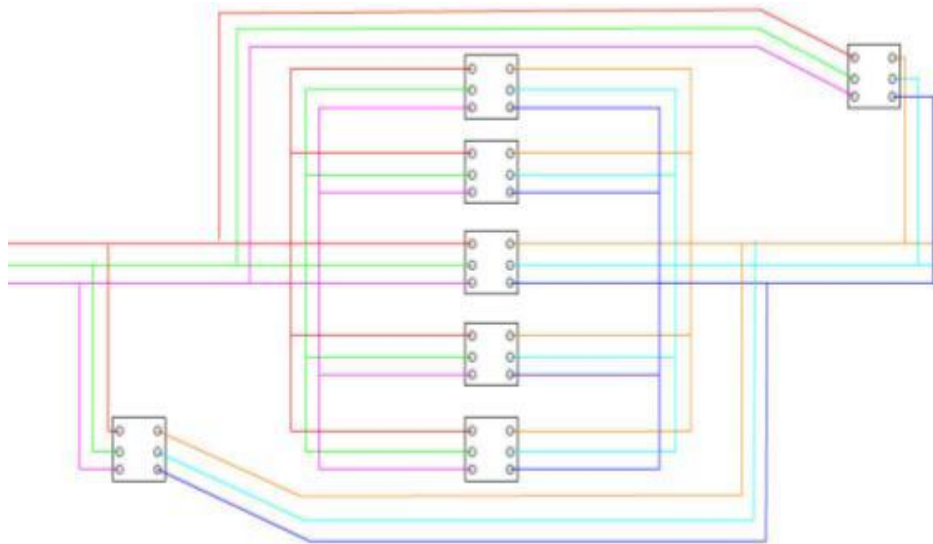


Figura 25. Conexiones bordadas en textil.

Estas conexiones están diferenciadas por colores ya que se trata de seis tipos diferentes de datos a transmitir (Figura 25). Se realizarán mediante bordado con hilo conductor capaz de transmitir los datos y la alimentación necesaria con total fidelidad. El cableado proveniente de los sensores, se conectará con unos broches de presión de tipo hembra, que servirán de conexión para el dispositivo electrónico y la fuente de alimentación (Figura 26).

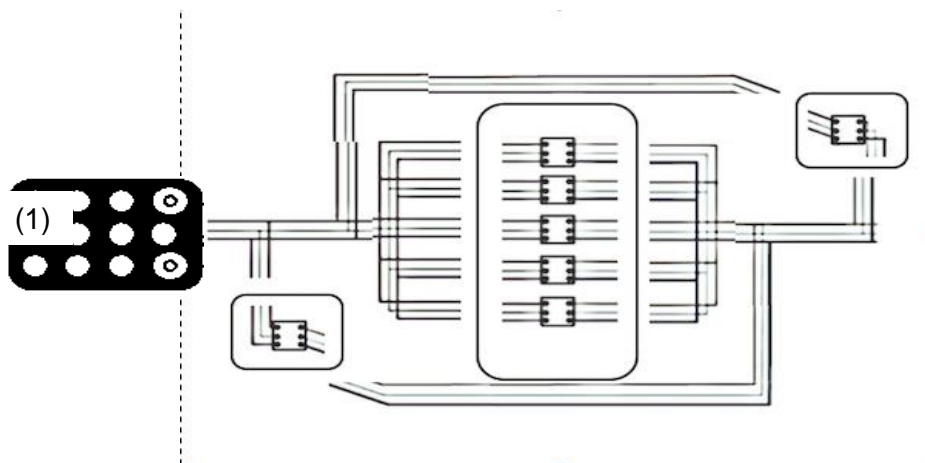


Figura 26. Ubicación de la capa de broches (1).

Estos hilos conductores transmitirán los datos desde la parte trasera donde se situarán todos los sensores, a la parte delantera donde se situará el dispositivo electrónico, que recogerá los datos y los transmitirá al PC o al dispositivo Smartphone.

2.4.4 Mecanizado de la caja envolvente

Para una correcta interacción de la electrónica con el usuario y los sensores se han realizado los siguientes mecanizados sobre la caja:

Las conexiones hacia el exterior son las siguientes:

- Conmutador de On/Off: apagado y encendido del sistema
- Broches de conexionado: comunicación con acelerómetros de la faja
- Conector mini USB: carga de batería y comunicaciones por USB
- Led indicador On/Off: señal visual de equipo en funcionamiento
- Led indicador carga de batería: señal visual de equipo cargando batería.

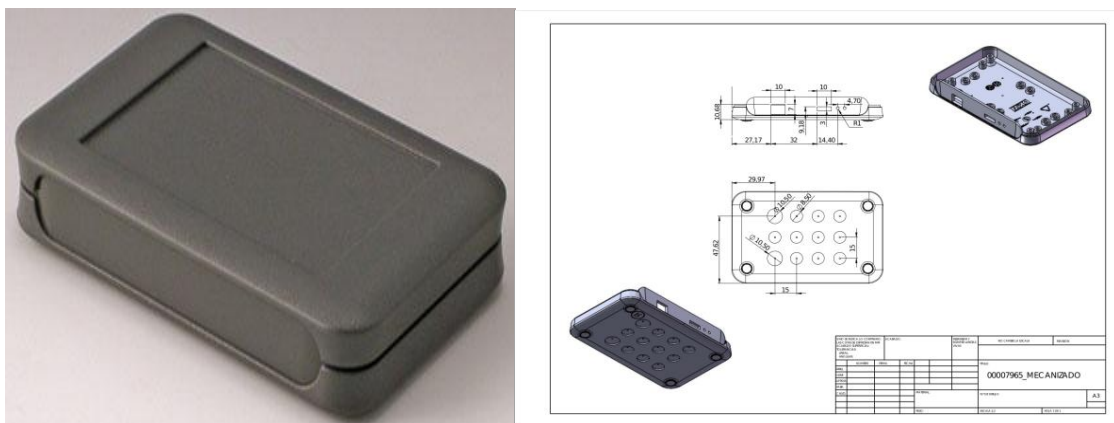
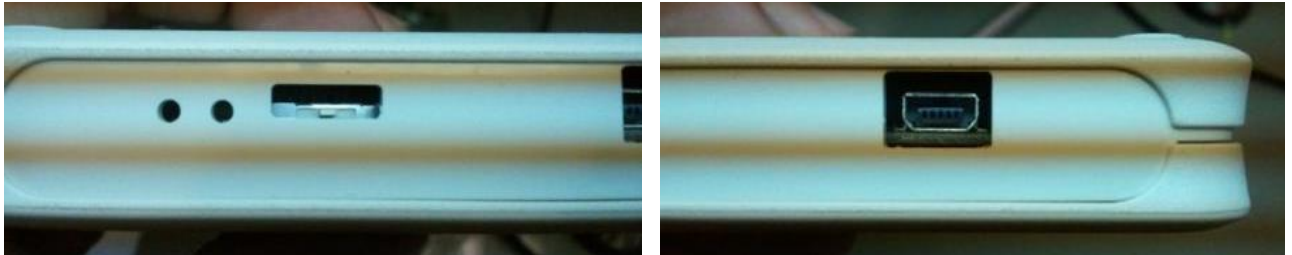


Figura 27. Modelo y mecanizado del envoltorio escogido.

Parte lateral:

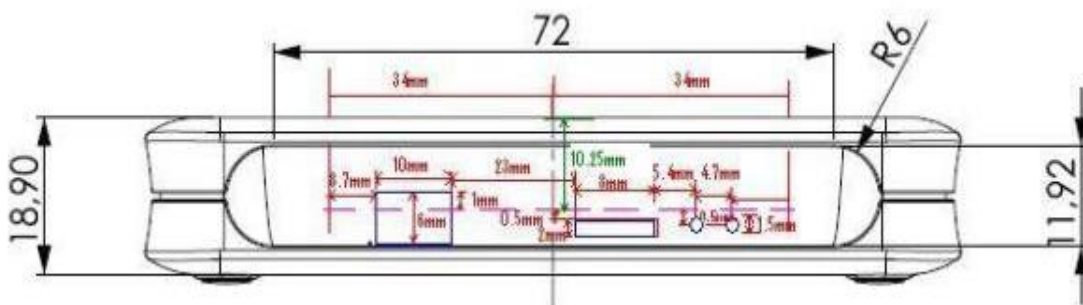
- Aperturas rectangulares para acceso a conmutador OFF/ON.
- Apertura rectangular para conexión a conector Mini-USB.
- Aperturas circulares para visualización de leds de equipo ON y led de carga de batería.



Parte inferior:

- Rebaje de la superficie de la caja para la integración de los broches machos que conectarán con el exterior (Figura 28).

En la siguiente figura se puede observar el cálculo inicial de cotas para el mecanizado de la cara lateral mediante máquina de control numérico.



Se realizaron todas las oquedades necesarias para los distintos broches que sirven de conexión:



Figura 28. Mecanizado para los broches.

2.4.5 Desarrollo del software

Para el desarrollo del proyecto se realizarán 4 aplicaciones software utilizando 4 lenguajes de programación diferentes para aprovechar las ventajas de cada uno de ellos en cada una de las plataformas de ejecución.

- Software PC/Servidor: lenguaje Scala + JavaFX
- Firmware microcontrolador PCB: lenguaje C
- Software Android: Java
- Software IPAD: Objective C

2.4.5.1 Servidor de datos en plataforma PC

El software del servidor se desarrollará para la ejecución en múltiples sistemas operativos siendo la máxima prioridad su ejecución en Microsoft Windows. Contará con un interfaz muy visual y sencillo de utilizar. La aplicación se ejecutará de forma autónoma sobre una máquina virtual java propia y sin necesidad de instalación en el sistema operativo. De esta forma, puede ser transportable a través de medios físicos como memoria flash USB y ejecutable en diferentes máquinas.

El software servidor deberá disponer de las siguientes funcionalidades:

- Creación y configuración de los usuarios, dispositivos e interfaces del sistema.
- Scan de los dispositivos disponibles por Bluetooth Low Energy, por USB y por redes TCP/IP.
- Conexión con los dispositivos y configuración de su funcionalidad: RTC, acelerómetro onBoard, sensores I/O y sensores SPI.
- Almacenamiento y gestión de la base de datos de valores recogidos por los sensores.
- Gestión online mediante gráficas de los datos siendo recibidos por los sensores.
- Recepción de datos a través de todos los interfaces de comunicación: radio, USB y redes de datos TCP/IP.

2.4.5.2 Firmware

El firmware se desarrollará en lenguaje C sobre plataforma 8051 para ofrecer las siguientes funcionalidades:

- Implementación de las rutinas de comunicación Bluetooth 4.0. Desarrollo de perfiles propietarios para la transmisión de los datos de los sensores.
- Implementación del rol de *peripheral* para comunicación con el *máster*.

- Creación de tablas de atributos para su acceso remoto mediante equipos con Bluetooth 4.0: tablets, smartphones y PCs.
- Control de las entradas/salidas del microcontrolador para la excitación de los sensores y la lectura de medidas con la precisión requerida.
- Generación de las señales para el control interno de la aplicación.
- Lectura de las medidas con algoritmos de calibración y precisión como se detalla en el punto siguiente.
- Envío de los datos de forma periódica con tasas de transmisión por encima de las 20 muestras/segundo por cada sensor.

Profile	Datos
Bluetooth 4.0 stack	Incorpora las siguientes niveles del estándar: <ul style="list-style-type: none"> • GAP: roles Central, Peripheral, Observer y Broadcaster • ATT/GATT – Cliente y Servidor • L2CAP • HCI • Control advertisement/scan response frames
Entradas/Salidas	Incorpora la siguiente funcionalidad para cada uno de sus puertos a través de sus atributos: <ul style="list-style-type: none"> • Habilitar/Deshabilitar • Digital/Analógico • Entrada/Salida • Entrada - tipo de medida: manual, periódica o por interrupción • Frecuencia de medida • Umbral máximo/mínimo • Almacenar datos en memoria
Acelerómetro	Funciones del profile: <ul style="list-style-type: none"> • Habilitar/Deshabilitar • Lectura de los valores de los tres ejes • Modo de funcionamiento: manual o periódico • Control interno de movimiento en ejes o caída libre
Sensor de Temperatura	Funciones: <ul style="list-style-type: none"> • Lectura del valor • Modo: manual, periódico. • Frecuencia de medida • Umbral de aviso mínimo/máximo
RTC	Funciones: <ul style="list-style-type: none"> • Habilitar/Deshabilitar • Lectura/escritura de fecha/hora
USB	Funciones: <ul style="list-style-type: none"> • Gestor descarga de firmware mediante bootloader • Descarga de datos almacenados en memoria

Figura 29. Resumen de las funcionalidades del Firmware.

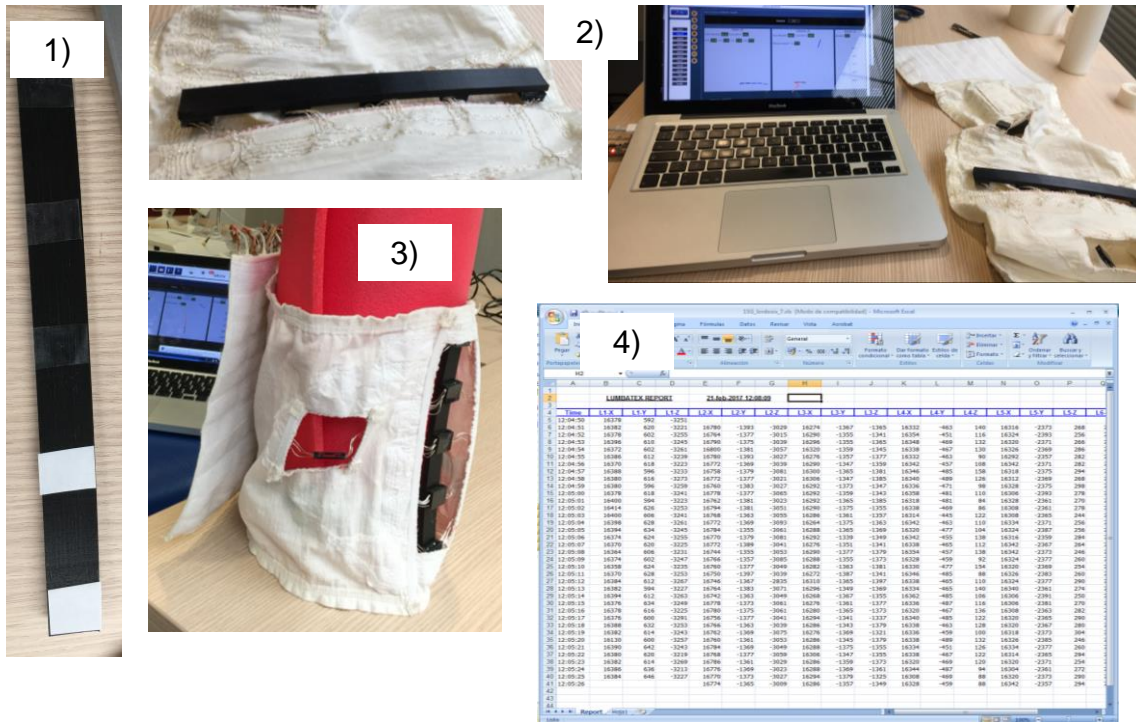
El software será compatible con los sistemas Android y Apple-IOS para dispositivos móviles y tablets.

2.5 PROTOCOLO PARA LA FASE II: VALIDACIÓN MECÁNICA DEL DISPOSITIVO.

La primera fase para evaluar la fiabilidad del dispositivo consistió en aplicarlo sobre unas piezas fabricadas con unas curvas determinadas.

2.5.1 Curvas artificiales

Se diseñaron seis piezas con curvas de 10, 15, 16, 17, 20 y 25 grados. Posteriormente, se midió, de forma individual, cada una de las diferentes piezas de la siguiente forma: 1) colocación de cinco tiras adhesivas de doble cara distribuidas uniformemente a lo largo de la pieza. Se colocaron las cintas adhesivas con una separación de 3 cm entre sí y haciendo coincidir las dos últimas con cada extremo de la pieza; 2) fijación de cada uno de los cinco sensores centrales del cinturón; 3) colocación del cinturón en vertical sobre un soporte que permitía mantenerlo inmóvil durante las mediciones; 4) se aplicaba un borrado previo de datos; 5) un off set a partir del cual se iniciaba un nuevo registro; 6) se almacenaba los datos durante 30 segundos (con una frecuencia de 1Hz); 7) se volcaban datos una hoja de cálculo Excel; 8) se repetía el proceso 12 veces para cada pieza desde la fase 4).



Dado que la recepción de los datos se estableció de forma controlada, no fue necesario aplicar un protocolo para la eliminación de los datos iniciales o finales ya que se podía apreciar a simple vista la falta o disparidad en el registro. En el caso que se observara una pérdida o disparidad en los datos por parte de uno o varios de los ejes correspondientes a alguno de los sensores, se eliminaba converso el eje de dato. De lo contrario se hacía uso de todos.

2.5.2 Análisis de los datos.

En primer lugar, los datos se copiaron en la planilla Excel para la conversión de los datos de acelerometría en valores angulares y, a partir de éstos, determinar la curva correspondiente (Figura 30).

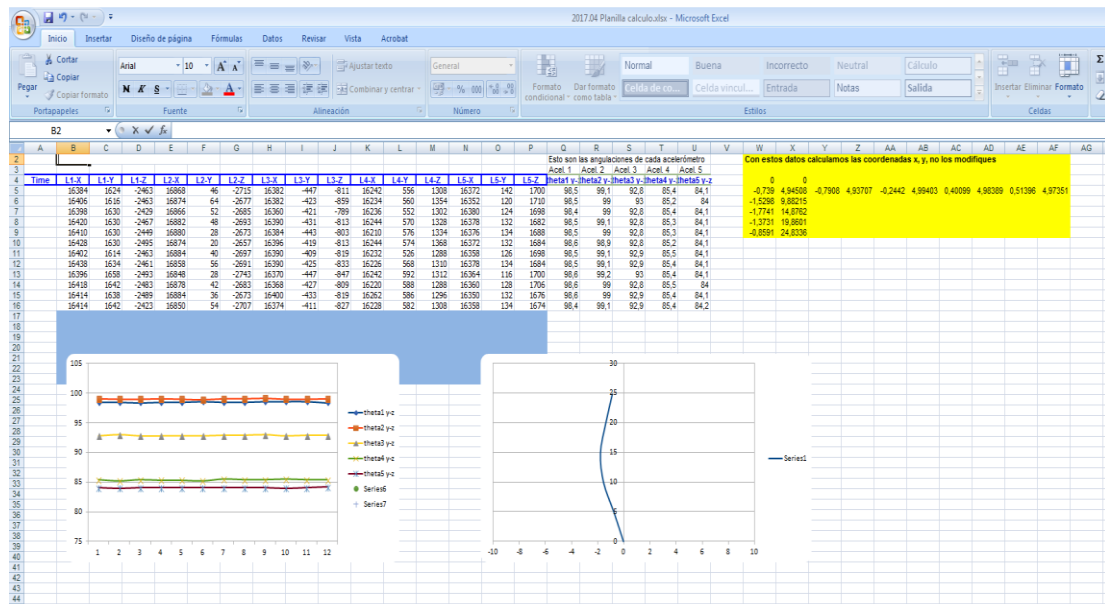


Figura 30. Modelo de plantilla para calcular las coordenadas.

Con los datos normalizados (ángulos), se procedió a calcular los estadísticos descriptivos (media, desviación estándar, error típico, rango y varianza) para cada una de las variables. Todas las variables presentaron una distribución normal (Shapiro-Wilk test) y las varianzas fueron homogéneas (Levene's test). Para identificar la variabilidad absoluta se calculó el error estándar de la media (SE) y el coeficiente de variación (CoV = desviación estándar / media) intra-instrumento de cada uno de los sensores para 12 estimaciones (30 segundos cada una) analizadas en cada condición (pieza). El límite de confianza se calculó a través de la siguiente fórmula, por encima del 95% Límite = $\bar{x} + (SE \times 1,96)$ y por debajo del 95% Límite = $\bar{x} - (SE \times 1,96)$. La fiabilidad relativa se estimó mediante el coeficiente de correlación intraclase (ICC_{2,1}). El límite confianza se calculó al 95%. Un ICC de 0,9 se consideró como muy alto, entre 0,7 y 0,89 alto, de 0,5 a 0,69 moderado y por debajo de 0,5 bajo. Los análisis estadísticos se realizaron mediante el paquete estadístico SPSS v.21 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

Para la comparativa visual de las curvas generadas por el dispositivo con las curvas creadas artificialmente, se calcaron las curvas sobre papel y se escanearon. A continuación, se dibujan 6 circunferencias con sus respectivos radios, y se dimensionan para que tengan una relación de altura y anchura de 1 a 1. Con el fin de realizar la comparativa visual con los resultados del conjunto de acelerómetros, se exportan al programa de diseño técnico las curvas resultado de la medida de las medidas del dispositivo. Al estar representadas las circunferencias a partir del radio calculado y las curvas obtenidas experimentalmente con la misma proporción y relación de aspecto, se puede realizar una comparación visual del grado de similitud entre las piezas diseñadas y el resultado experimental obtenido.

2.6 PROTOCOLO PARA LA FASE III: VALIDACIÓN DINÁMICA DEL DISPOSITIVO.

2.6.1 Participantes

Participaron en este estudio un total de 15 sujetos (10 hombres y 5 mujeres) con una edad media de 22,27 (3,305) años, una masa de 66,52 (10,44) kg y una altura de 171,9 (10,21) cm. Los participantes se buscaron entre estudiantes del grado de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte de la Universidad de Alicante.

Los criterios de inclusión fueron:

- No tener lesión o enfermedad que pudiera verse agravada o que impidiera la realización de las actividades propuestas para este estudio.
- Saber realizar correctamente las actividades que se requieren realizar.

Todos los participantes fueron informados de las características y riesgos del estudio y, posteriormente, confirmaron su participación voluntaria proporcionando un consentimiento informado previo al inicio de la investigación. Este estudio se llevó a cabo de acuerdo con los estándares éticos descritos en la Declaración de Helsinki y fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad de Alicante.

2.6.2 Pruebas de valoración para el raquis lumbar

Se planificaron 3 pruebas para la validación de la fiabilidad dinámica del dispositivo de registro de movimiento ubicado en la columna lumbar:

1. Test de corsé en decúbito prono.
2. Test de corsé en decúbito prono modificado: anteversión.
3. Test de corsé en decúbito prono modificado: retroversión.

Para realizar correctamente los test, los participantes debían dominar la maniobra conocida como *drawing-in*. Esta maniobra está diseñada para realizar la contracción del Transversus Abdominis (TrA) y consiste en llevar el ombligo hacia dentro y hacia arriba, tal como indican varios autores (Hodges et al., 1996; Richardson et al., 2004). Una vez demostraban ser capaces de hacerlo correctamente, se colocó el cinturón Lumbatex® siguiendo el protocolo descrito. Acto seguido, cada participante debía tumbarse sobre una camilla en posición tendido prono con el dispositivo (PBU) colocado por encima de las espinas ilíacas anterio-superiores, abarcando la zona abdominal baja. Antes de que se pidiera a los individuos que contrajeran el músculo, el dispositivo se infló y se mantuvo a una presión inicial de 70 mmHg para cada uno de los test. Se ha establecido que una reducción de entre 4 y 10 mmHg correspondería a una realización correcta de este ejercicio, indicando que existe una contracción del TrA (Hodges & Richardson, 1996; Richardson, Hodges, & Hides, 2004; Richardson, Jull, Gwendolen, Hodges, & Paul, 1999; Heon-Seock, Jae-Seop, & Oh-Yun, 2006).

Cada participante debió demostrar, previo al inicio del estudio, su capacidad para realizar correctamente la maniobra de *drawing-in*. En primer lugar, se solicitó a los participantes que hiciesen una contracción analítica de la musculatura profunda abdominal, mantenida durante 10 segundos, lo que debía generar una reducción del perímetro abdominal SIN movimiento de la columna lumbar. Después, se les permitió recuperar durante 5 minutos. Tras la recuperación se aplicó la primera variante del test de corsé en decúbito prono (anteversión), requiriendo a los sujetos

una anteversión pélvica más una contracción del recto abdominal, que fue comprobada por el evaluador (subiendo la presión hasta 120 mmHg). Por último, se aplicó el test de corsé modificado: retroversión. Permitiendo a los participantes ver el monitor de presión, se les pidió seguidamente que bajasen la presión hasta 40mmHg con un movimiento de retroversión de la pelvis y, rectificación de la columna lumbar. La acción era valorada también externamente por dos evaluadores que ofrecían el feedback y/o correcciones necesarias al participante. A continuación, se describen las pruebas de forma más detallada.

Test de corsé en decúbito prono:

Basados en los trabajos de Hodges (Hodges & Richardson, 1996; Paul Hodges, Richardson, & Jull, 1996) y Richardson y colaboradores (1992, 2004) así como en los de Panjabi (1992; 2003) y otros autores (Jull, Richardson, Toppenberg, Comerford, & Bui, 1993; Hides, Miokovic, Belavý, Stanton, & Richardson, 2007). Existen algunos test destinados a evaluar la capacidad para activar la musculatura profunda del abdomen y zona paravertebral, considerando que este componente muscular es el más importante para la estabilidad lumbopélvica en bipedestación, así como para la deambulación y la tracción o empuje de objetos.

Se ha comprobado que la maniobra de hundir el abdomen (*draw-in maneuver*) llevando el ombligo adentro y arriba sin mover el conjunto columna-pelvis incrementa la actividad del transverso del abdomen (Beith, Synnott, & Newman, 2001; Urquhart, Hodges, Allen, & Story, 2005) y facilita la cocontracción de otros músculos estabilizadores locales de la columna lumbar como los multifidos, oblicuo interno, diafragma y músculos del suelo pélvico (Critchley, 2002; O'Sullivan, Phytty, Twomey, & Allison, 1997; Sapsford et al., 2001)), a la vez que se reduce la actividad de músculos abdominales más globales, como el recto del abdomen (Norris, 1999) y se disminuye el movimiento de la pelvis (Richardson et al., 2004))

De acuerdo con estas premisas, se empleó en la validación de la fiabilidad dinámica del dispositivo el denominado test de corsé en decúbito prono y dos variantes del mismo. Con esta prueba se pretende detectar, con ayuda de un sistema de feedback de presión, la capacidad que tiene el sujeto evaluado para contraer la musculatura

profunda abdominal, y especialmente el transverso del abdomen (Jull et al., 1993) controlando que no se produzca movimiento en la columna lumbar (de ahí que sólo se permita una oscilación de entre 4 y 10 mmHg). Se procuró por tanto que durante el test que no se produjera movimiento alguno. En todo momento se supervisó este aspecto de forma externa por dos evaluadores especializados.

Para el test, la almohadilla se hincha antes de empezar a 70 mmHg, y se coloca sobre el área del TrA, por debajo de la línea de las espinas ilíacas (Cairns et al., 2000; Hodges & Richardson, 1996). Tras la colocación se comprueba que la presión continúa en 70 mmHg y se da comienzo al test. El sujeto realiza una contracción abdominal con la indicación de llevar el ombligo adentro y arriba (draw in maneuver) y mantener más de 2 segundos la contracción (Storheim, Bø, Pederstad, & Jahnsen, 2002). En ausencia de contracciones de otros grupos musculares (glúteos, recto abdominal) o movimientos de la pelvis, el test se considera adecuado si el sujeto es capaz de producir una reducción de la presión de entre 4 y 10 mmHg mantenida durante los treinta segundos que duraba la toma de datos del cinturón Lumbatex).

A partir de este test, se realizaron dos maniobras modificadas por los investigadores para medir diferentes posiciones que mostraran curvaturas lumbares claramente diferenciadas:

Test de corsé en decúbito prono modificado: anteversión

Como primera variación, se indicó a los participantes que realizasen una anteversión de la pelvis y, a la vez, contrajesen el Recto Abdominal, lo cual genera como consecuencia un abombamiento abdominal que genera un aumento de presión sobre la almohadilla. Se solicitó a los participantes que llevasen la aguja del indicador hasta los 120 mmHg para mantenerla durante los 30 segundos de la toma de datos.

Test de corsé en decúbito prono modificado: retroversión

En esta segunda variación, los participantes debían realizar una retroversión de la pelvis y llevar la parte inferior del estómago hacia dentro de forma suave y progresiva para conseguir una reducción de la presión en la almohadilla hasta llegar a los 40 mmHg, movilizándolo la columna lumbar y las caderas en flexión. En la prueba real, esta reducción se considera una estrategia de compensación que no refleja una actividad real de contracción de la musculatura abdominal profunda. Siguiendo estas premisas, el participante debía realizar una retroversión pélvica máxima de forma que se viera reflejada en una rectificación de la lordosis lumbar. Esta acción se supervisó durante todo el tiempo que duró su ejecución para lograr mantener esa posición en retroversión pélvica y rectificación lumbar durante todo el período de toma de datos.

Los cambios en la disposición del raquis lumbar se registraron y controlaron de forma indirecta a través del dispositivo *Chattanooga Stabilizer pressure biofeedback unit* (PBU) y directamente, mediante el dispositivo de sensores inerciales en las tres condiciones descritas anteriormente. Cada test se repitió tres veces para cada sujeto con un intervalo para descansar de 5 minutos.

2.6.3 Pruebas de valoración para el confort

Una vez finalizados los test anteriores, se llevaron a cabo las siguientes condiciones para la posterior valoración del confort:

- Tumbados sobre una camilla y sin movimiento alguno.
- Tumbados sobre una camilla, realizar un movimiento máximo de anteversión.
- Tumbados sobre una camilla, realizar un movimiento máximo de retroversión.
- Incorporación desde decúbito prono hasta la posición erguida.
- En bipedestación con apoyo de rodillas sobre camilla, realizar movimientos de

retro y anteversión pélvicas.

- En bipedestación realizar movimientos de retro y anteversión pélvica.
- En bipedestación realizar movimientos de flexión y extensión de tronco.
- Desplazamientos hacia delante, atrás y laterales.
- Desplazamientos con elevación de brazos por encima de la cabeza.

Los participantes descritos en el punto anterior cumplimentaron el cuestionario de confort detallado más adelante. Para el análisis de la percepción del confort se usó la escala visual analógica de 150 mm (Lucas-Cuevas et al., 2014; Mündermann et al., 2002). La escala utilizada consta de una línea horizontal de 15 cm de longitud. El límite por la izquierda representa la percepción “nada confortable” y el límite por la derecha la condición “más cómoda imaginable” (Figura 31).

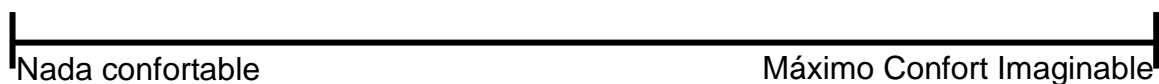


Figura 31. Escala visual analógica utilizada.

Las variables relacionadas con el confort que se han utilizado en el presente estudio fueron las siguientes:

- Ajuste a la cintura
- Ajuste a la columna
- Confort con el tejido
- Compresión a nivel de cintura
- Confort estático
- Confort dinámico
- Temperatura

- Humedad
- Diseño
- General

Con el fin de evitar diferentes interpretaciones respecto a lo que se pretende valorar, se dieron unas instrucciones específicas respecto a cada ítem a los participantes (Tabla 3). Cada participante las leyó y tuvo la oportunidad de que se le aclarase cualquier duda que tuviera al respecto.

Tabla 3. Instrucciones para el análisis del confort.

Fijación a la cintura	¿Queda ajustado el cinturón a la cintura? ¿Es agradable la sensación?
Fijación a la columna	¿Queda ajustado el cinturón a la columna? ¿Es agradable la sensación?
Tejido	¿Es confortable el tipo de tejido del que está hecho el cinturón?
Compresión	¿Es confortable el nivel de compresión que percibes con el cinturón ajustado?
Confort estático	¿Es confortable llevar el cinturón puesto cuando te encuentras en una posición estática?
Confort dinámico	¿Es confortable llevar el cinturón puesto cuando realizas diferentes movimientos de la pelvis y del tronco?
Temperatura espalda	¿Notas una sensación térmica en la espalda distinta cuando llevas puesto el cinturón? ¿Esa sensación es agradable o molesta?

Humedad	¿Notas un grado de humedad/sudoración distinta cuando llevas puesto el cinturón? ¿Esa sensación es agradable o molesta?
Diseño	¿Es confortable el diseño del cinturón, en cuanto a dimensiones, forma, etc.?
General	Impresión general del confort del cinturón Lumbatex

Para el análisis de los datos, se utilizó una regla para medir con precisión la distancia entre la izquierda (punto 0) y la marca vertical realizada por cada participante. Esa medición, en milímetros, se consideró como el valor de percepción del confort.

2.6.4 Análisis de los datos

2.6.4.1 Análisis de los test de corsé en decúbito prono

Para calcular la relación entre los datos del PBU y Lumbatex se aplicó el coeficiente de correlación de Pearson (r) para cada una de las condiciones. Para la primera condición del test de corsé en decúbito prono, se seleccionaron los datos centrales de la medición derivada del Lumbatex y se recogía cada segundo el valor del PBU. Para los test de corsé modificados (tanto la variante de anteversión como la de retroversión), se recogieron la totalidad de los datos del Lumbatex y se registró el valor en mmHg del PBU cada segundo de medición. El análisis de los cambios en las medias entre las tres condiciones se aplicó el análisis factorial de la varianza para medidas repetidas (ANOVA) y la prueba post hoc DMS. El nivel de significación fue $p < 0,05$ para el análisis de la varianza y de $p < 0,01$ para las correlaciones. Los análisis estadísticos se realizaron mediante el programa SPSS v.21 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

2.6.4.2 Análisis del confort

Se muestran los datos descriptivos y su valor porcentual para cada uno de los ítems valorados.

3 RESULTADOS

3.1 FASE I: DESARROLLO DEL DISPOSITIVO Y DEL SOFTWARE

3.1.1 Desarrollo del dispositivo

En el marco del diseño y elección de los componentes que deberían formar parte del dispositivo, se tuvieron en cuenta los siguientes criterios: elección del tipo sensores, su sensibilidad y frecuencia de emisión de datos; elección del sustrato textil, características relacionadas con la electrónica y con el confort y seguridad; determinar el sistema de colocación de los sensores; diseño del picaje para los bordados; sistema de interconexión; electrónica y alimentación y transmisión de los datos. A partir de las diferentes pruebas realizadas y los resultados obtenidos, el dispositivo se ha desarrollado de la siguiente forma:

El dispositivo consiste en un cinturón en forma de banda. A dicha banda, van conectados al menos cinco sensores situados en la parte central que corresponden con las vértebras lumbares y al menos uno en cada lateral del cinturón que corresponde con cada extremo posterior del tronco. Dichos sensores, con los componentes electrónicos necesarios, se conectan mediante un sistema de conexiones a una caja envolvente que comprende la electrónica común para todos los sensores. La banda es de un material textil semiflexible y semielástico permitiendo la deformación necesaria para no entorpecer el movimiento del usuario y compatible con ambientes húmedos. El dispositivo comprende medios de abroche en los estrechamientos para situarse o colocarse alrededor de la cintura del sujeto abarcando la zona lumbar, posibilitando la regulación de la longitud y por tanto el ajuste en función del contorno del sujeto. Los medios de abroche son tiras adherentes tipo Velcro (Figura 32).

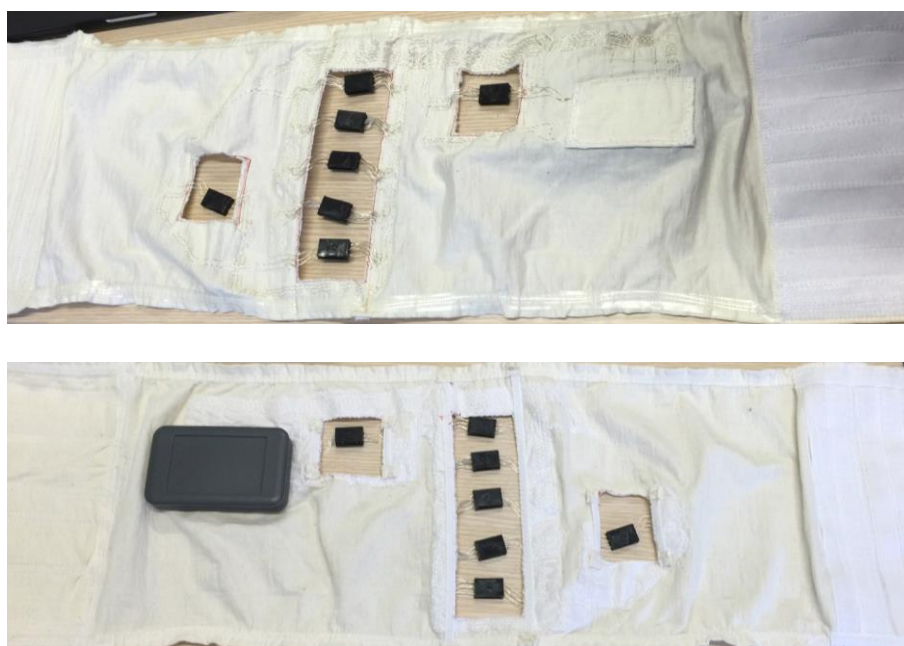


Figura 32. Vista interior y exterior del dispositivo.

El sistema que aporta información más fiable y rigurosa respecto a la disposición del raquis y sus cambios segmentarios es a través de sensores que combinan giroscopios de 3 ejes y acelerómetros de 3 ejes en el mismo dispositivo junto a un procesador de movimiento capaz de manejar algoritmos complejos. La banda comprende al menos tres huecos diseñados para la colocación de los sensores, uno en la parte central para alojar los cinco sensores centrales y uno más a cada lateral para alojar el sensor correspondiente (Figura 32).

Se ha utilizado un hilo textil aislado (multifilamento de cobre recubierto por un material protector para su aislamiento eléctrico) especialmente fino y flexible que, una vez bordado en la faja, sirve para conectar los sensores distribuidos por la banda y ubicados en los huecos, con el sistema de interconexión de los sensores (Figura 33).



Figura 33. Detalle del sistema de cableado integrado en el textil.

La electrónica necesaria va ubicada en una caja especialmente diseñada para este dispositivo. La caja envolvente consta de los siguientes bloques: alimentación, control, sistema base y comunicaciones. Con la intención de hacer más funcional el dispositivo, la caja, puede desprenderse y fijarse de nuevo en la base mediante un sistema broches que sirve a su vez de elemento de conexión (Figura 34).



Figura 34. Detalle de la electrónica, la caja envolvente y el sistema de broches para su conexión con la faja.

Se ha comprobado que el sistema es mucho más fiable cuando los sensores están directamente fijados a la espalda. Para esto, se han creado cajas individuales para cada sensor. De esta forma se mejora considerablemente la adherencia y se minimiza la posibilidad de movimientos no deseados por parte de los sensores. La fijación se realiza mediante una cinta adhesiva de doble cara especialmente diseñada para fijarse de forma efectiva y segura en seres humanos (3M).



Figura 35. Caja envolvente de los sensores.

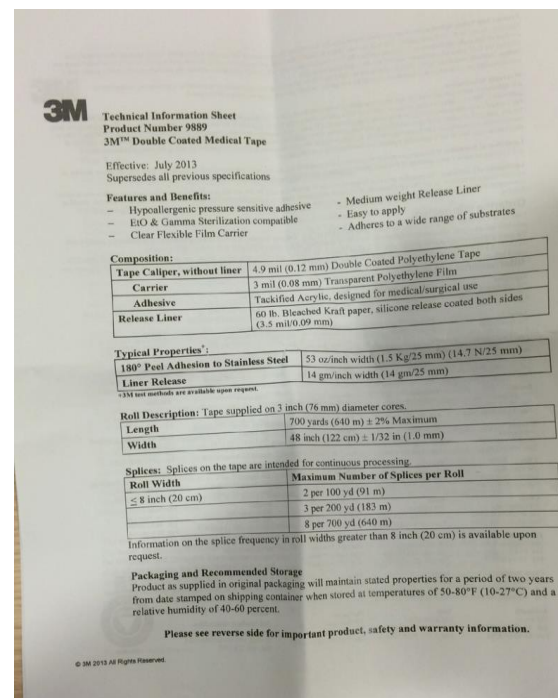


Figura 36. Información técnica sobre el material adhesivo utilizado.

Los sensores transmiten los datos al bloque de control, que los analiza y los transmite vía bluetooth al PC o al dispositivo Smartphone o Tablet al que va conectado el cinturón.

3.1.2 Colocación del dispositivo

Para la correcta colocación del dispositivo, se recomienda, localizar las zonas específicas (apófisis espinosas de las vértebras lumbares o sobre el sacro) donde fijar los sensores.

Localización de:

La 4ª vértebra lumbar. Para localizar la apófisis espinosa de la vértebra L3, se determinará primero, mediante palpación, la vértebra lumbar L4. Para ello, se localizan, en primer lugar, las crestas ilíacas, rebordes óseos situados por debajo de la cintura. La manipulación de estas palas ilíacas se realiza en un lateral y se identifica el punto más alto de ellas con poca dificultad, traccionando hacia abajo una vez colocamos las manos como se muestra en la Figura 37. Para localizar la vértebra L4, una vez dispuestas las manos sobre ambas crestas ilíacas, se orientan los pulgares dirigidos hacia la columna lumbar. En esa posición, los pulgares señalarán la apófisis espinosa de la 4ª vértebra lumbar (L4). En este punto se colocará el sensor 4. Descendiendo en dirección caudal, se puede palpar la apófisis espinosa de la 5ª vértebra lumbar. En ese punto colocaremos el sensor 5. Tomando como referencia la apófisis espinosa de la 4ª vértebra lumbar, inmediatamente por encima se localizan sucesivamente las apófisis espinosas de las vértebras L3, L2, L1, puntos donde situaremos los sensores 1 a 3. Complementariamente a esta palpación, podemos localizar, tal y como se explica más abajo, la segunda vértebra sacra (S2), más fácil de localizar, y a partir de ella, determinar las apófisis de L5 a L1.

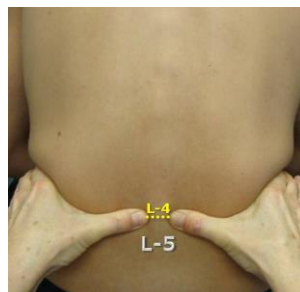


Figura 37. Localización de la apófisis espinosa de la 4ª vértebra lumbar (L4).

Extraída de (Carrere et al., 2011).

La apófisis espinosa de la S2. Se localizan ambas espinas iliacas postero-superiores en los vértices laterales del Rombo de Michaelis. Trazando una línea imaginaria entre ambas espinas, en el punto medio, se palpa la apófisis espinosa S2. Después, se sigue en dirección cefálica para localizar las apófisis espinosas lumbares L5-L1.

En cualquier caso, se recomienda eliminar el vello y limpiar con alcohol la zona de la piel donde se colocan los sensores.

3.1.3 Software específico

Para alcanzar este objetivo se han desarrollado cuatro aplicaciones software mediante lenguajes de programación diferentes para aprovechar las ventajas de cada uno de ellos en cada una de las plataformas de ejecución: software PC/Servidor: lenguaje Scala + JavaFX; firmware microcontrolador PCB: lenguaje C; software Android: Java y Software IPAD: Objective C.

El software del servidor se ha desarrollado para ejecución en múltiples sistemas operativos siendo la máxima prioridad su ejecución en Microsoft Windows. Cuenta con un interfaz muy visual y sencillo de utilizar. El software servidor posee la siguiente funcionalidad: creación y configuración de los usuarios, dispositivos e interfaces del sistema; scan de los dispositivos disponibles por Bluetooth Low Energy, por USB y por redes TCP/IP; conexión con los dispositivos y configuración de su funcionalidad: RTC, acelerómetro onBoard, sensores I/O y sensores SPI; almacenamiento y gestión de la base de datos de valores recogidos por los sensores; gestión online mediante gráficas de los datos siendo recibidos por los sensores; recepción de datos a través de todos los interfaces de comunicación: radio, USB y redes de datos tcp/ip.

La aplicación se ejecuta de forma autónoma sobre una máquina virtual java propia y sin necesidad de instalación en el sistema operativo. Por tanto, puede ser transportable a través de medios físicos como memoria flash USB y ejecutable en diferentes máquinas.

El software presenta los datos tanto de forma visual como numérica. Se generan datos absolutos y relativos que permiten una mejor información de la realidad a evaluar. Por otro lado, también informa del grado de contribución de cada uno de los sensores en la curva generada. De esta forma se puede valorar el grado de participación de cada uno de los segmentos de la columna lumbar en la curva resultante (aspecto muy interesante para los especialistas en rehabilitación). El diseño incorpora la representación gráfica y los datos definidos para los valores de curvatura absoluta para los planos XY, XZ e YZ, valores de curvatura relativa para plano XZ, valores porcentuales de contribución de cada L al valor final (plano sagital) y diferencial entre los sensores laterales (inclinación y rotación) (Figura 38).

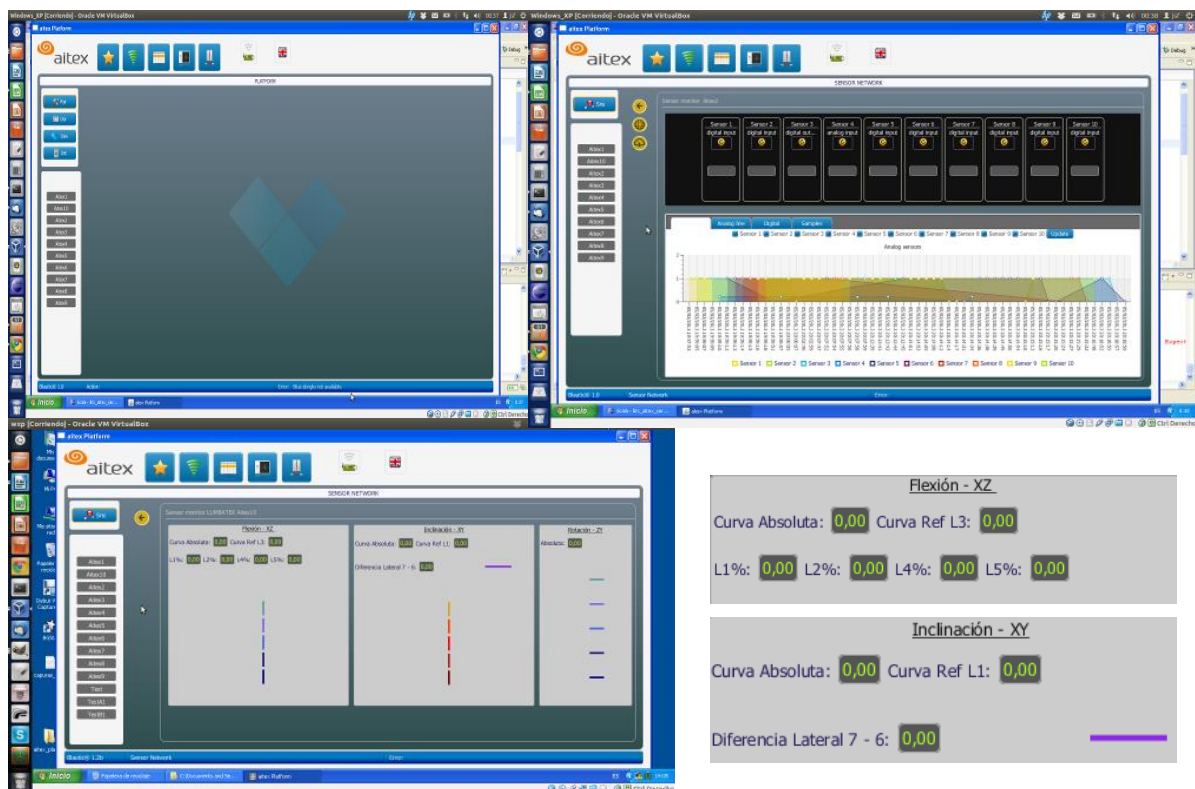


Figura 38. Algunos ejemplos de pantalla en la que se visualizan los datos recogidos desde los sensores, así como una representación gráfica para la monitorización visual del movimiento del raquis lumbar.

Permite establecer un punto de offset y a partir del este delimitar un rango. Una vez se rebasa cualquiera de los límites determinados por dicho rango, el dispositivo puede avisar a través de un dispositivo móvil, Tablet o PC. También almacena los datos de cada uno de los ejes de cada sensor de forma que se pueden exportar a una hoja de cálculo.

El dispositivo cuenta con aplicaciones software que permiten interactuar correctamente con diferentes entornos. El feedback que proporciona puede ser mostrado vía PC, Smartphone o Tablet vía bluetooth. Permite utilizar las propias prestaciones de éstos como elementos de feedback o aviso (vibración, música... etc.) (Figura 39).

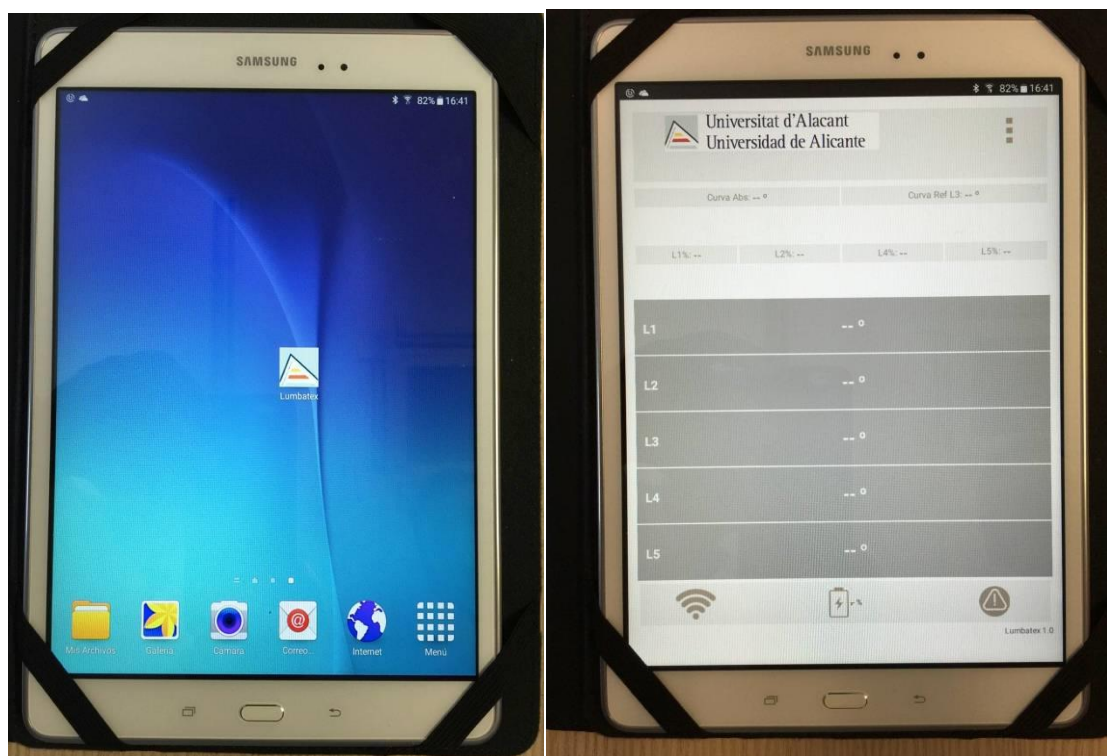


Figura 39. Algunos ejemplos de aplicaciones para tablet.

3.1.4 Sistema de coordenadas

El sistema de coordenadas de los acelerómetros ajustado a las necesidades de medición del dispositivo está configurado de forma que el sensor está situado en el eje Z que es perpendicular a la zona lumbar y el eje Y está alineado con la columna. Cada acelerómetro tiene su propio sistema de coordenadas de forma individual. Por la alineación y distribución de todos los sensores, coinciden en cuanto a la distribución de los ejes. La unidad de medida es interna del acelerómetro y expresada en escalones del conversor ADC que indican la aceleración en cada uno de los ejes. Los acelerómetros están configurados para $\pm 2G$ (1G se corresponde con 16384 *steps*).

A partir de los valores de aceleración de los sensores en los tres ejes, se desarrolla un método para los cálculos angulares de la lordosis lumbar. Para ello, se han de orientar correctamente los sensores en la línea vertical adherida a la columna vertebral. El sensor está orientado de tal forma que el eje Z es perpendicular a la zona lumbar y el eje Y está alineado con la columna. Se ha desarrollado un protocolo detallado para la correcta colocación del dispositivo.

El método utilizado para la detección de la inclinación con tres ejes se basa en la determinación del ángulo individual para cada eje del acelerómetro a partir de una posición de referencia absoluta. La posición de referencia se toma como la orientación típica de un dispositivo con los ejes X e Y en el plano del horizonte (0 g de campo gravitatorio) y el eje Z ortogonal al horizonte (1 g de campo gravitatorio) (en la Figura 40 con ψ como el ángulo entre el horizonte y el eje y del acelerómetro). En la posición inicial de 0 g en los ejes X e Y y 1 g en el eje Z, todos los ángulos calculados serían 0 grados. Mediante trigonometría básica, se puede demostrar que los ángulos de inclinación ψ a partir de los tres valores de aceleración se pueden calcular como:

$$\varphi = \tan^{-1} \left\{ \frac{a_y}{\sqrt{a_x^2 + a_z^2}} \right\}$$

donde a es el valor de aceleración neto en m/s^2 , obtenido tras convertir el valor de los pasos digitales en los que está calibrado cada acelerómetro en un valor de amplitud analógica de aceleración.

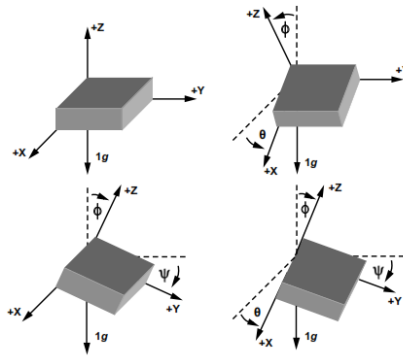


Figura 40. Sistema de coordenadas.

Para calcular los ángulos en flexo-extensión, se utilizaron los ejes Y y Z: Excel: $\text{ATAN2}(\text{valorY}; \text{valorZ}) * 180 / \text{PI}()$. El cálculo de la inclinación se sirvió de los ángulos entre los ejes Y y X: Excel: $\text{ATAN2}(\text{valorY}; \text{valorX}) * 180 / \text{PI}()$. La rotación utilizó el ángulo entre los ejes Z y X: Excel: $\text{ATAN2}(\text{valorZ}; \text{ValorX}) * 180 / \text{PI}()$.

Se ha determinado, además, un factor de corrección para discriminar movimientos diferenciados entre los cambios de posición de los sensores en el espacio por inclinación del tronco (con o sin que se produzcan cambios en la curva lumbar) de procesos como el de la retro-anteversión que tiene una relación directa con el cambio de disposición del raquis lumbar y que a su vez puede no tener asociado un desplazamiento global del tronco (lumbar) en el espacio. Este apartado es muy relevante puesto que de no tenerse en cuenta se contaminarían los datos.

3.1.5 Análisis de la percepción del confort

Tal y como puede comprobarse en la Tabla 4, en todas las categorías se han obtenido buenas sensaciones de confort respecto al cinturón Lumbatex.

Tabla 4. Estadísticos descriptivos respecto a la percepción del confort (mm).

	N	Mínimo	Máximo	Media	DE
Fijación Cintura	15	53	147	119,27	29,224
Fijación Columna	15	87	150	122,87	19,820
Tejido	15	46	150	123,67	29,083
Compresión	15	22	149	129,13	31,350
Estático	15	106	150	135,67	12,910
Movimiento	15	78	147	125,13	20,301
Temperatura	15	53	150	133,27	25,172
Humedad	15	53	150	132,80	25,616
Diseño	15	67	150	122,07	24,324
General	15	75	146	126,87	18,201

La sensación de confort ha presentado sus mejores valores en las categorías de humedad, temperatura y estático. El valor más bajo se ha producido en la sensación que produce la fijación a la cintura, a la columna y al diseño. Entre ambos extremos, se valoró al tejido, el movimiento y la compresión. Finalmente, la valoración general presenta una sensación de confort buena (Figura 41).

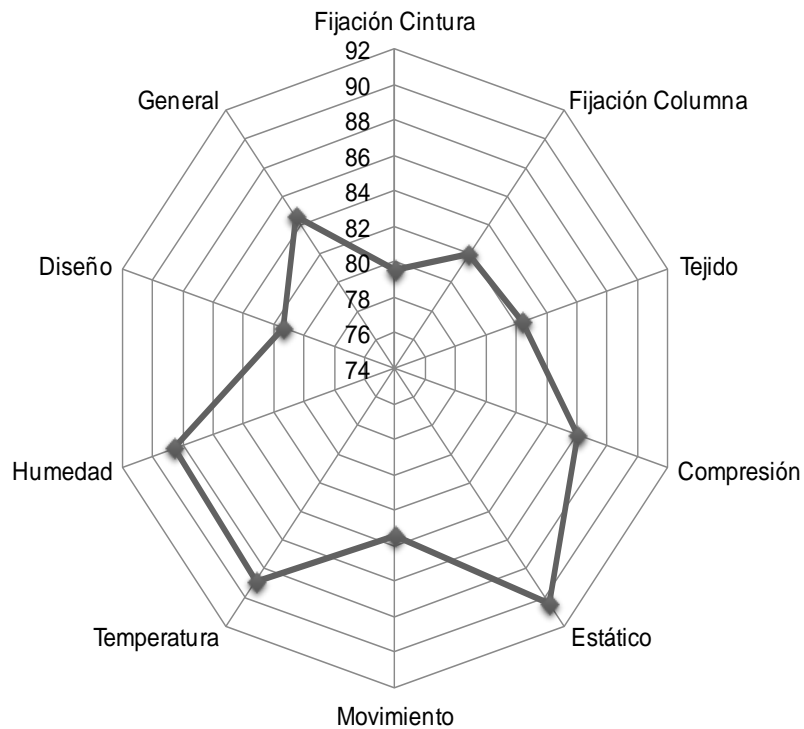


Figura 41. Percepción del confort (%).

3.2 FASE II: FIABILIDAD TÉCNICA DEL DISPOSITIVO.

3.2.1 Resultados para la curva de 25°

Los valores correspondientes a los estadísticos descriptivos para cada uno de los sensores en la condición de 25° pueden consultarse en la Tabla 5. En la Tabla 6 se muestran los valores para cada uno de los test y sensor.

Tabla 5. Estadísticos descriptivos para la condición de 25°

Sensor	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	DT	SE	95%IC	Varianza
1	546	0,985	100,486	101,471	100,77329	0,087282	0,003735	100,766- 100,781	0,008
2	546	0,407	100,323	100,730	100,50501	0,071557	0,003062	100,499- 100,511	0,005
3	546	1,705	91,856	93,561	92,58602	0,095373	0,004082	92,578- 92,594	0,009
4	546	0,509	84,554	85,063	84,77547	0,083213	0,003561	84,768- 84,782	0,007
5	546	0,929	82,778	83,707	83,01045	0,090738	0,003883	83,003- 83,018	0,008

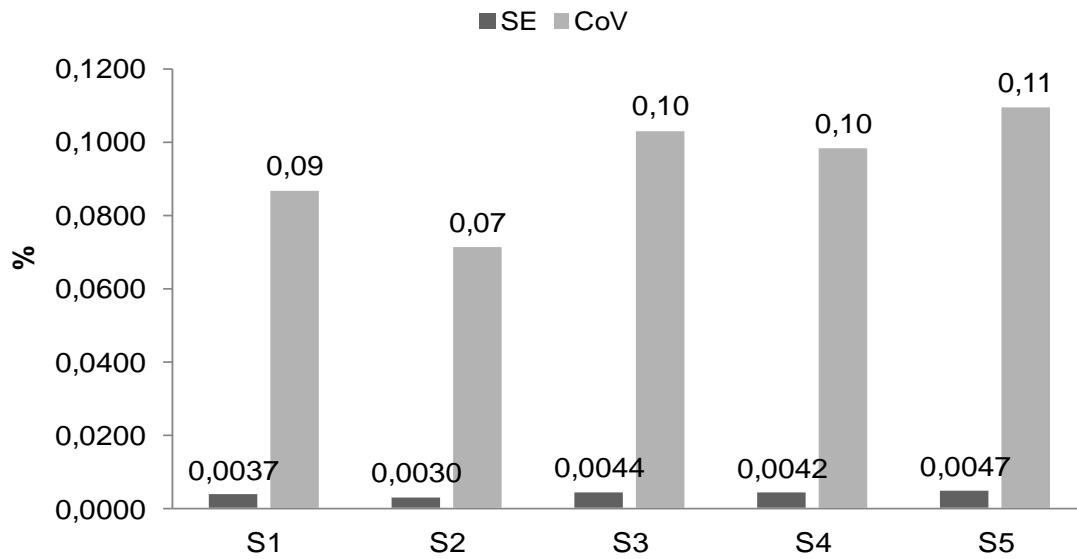
SE=Error Estándar de la Media; 95%IC=límite de confianza; DT=Desviación Típica

Tabla 6. Estadísticos descriptivos de cada uno de los test realizados en la condición de 25°

Test	Sensor	N	Mínimo	Máximo	Media	SE	DT	Varianza
1	1	41	100,774	101,070	100,91229	0,009763	0,062516	0,004
	2	41	100,390	100,730	100,58207	0,011246	0,072010	0,005
	3	41	91,856	92,821	92,62939	0,021941	0,140493	0,020
	4	41	84,788	85,063	84,92927	0,010390	0,066526	0,004
	5	41	83,013	83,273	83,14649	0,010443	0,066867	0,004
2	1	39	100,661	100,954	100,79056	0,009871	0,061643	0,004
	2	39	100,355	100,617	100,48854	0,012195	0,076158	0,006
	3	39	92,410	92,690	92,55762	0,010159	0,063441	0,004
	4	39	84,582	84,893	84,75687	0,010058	0,062811	0,004
	5	39	82,863	83,119	82,99549	0,009952	0,062148	0,004
3	1	40	100,642	100,995	100,75065	0,010997	0,069553	0,005
	2	40	100,360	100,588	100,46215	0,008866	0,056075	0,003
	3	40	92,397	92,717	92,55630	0,010650	0,067357	0,005
	4	40	84,577	84,835	84,73778	0,010934	0,069156	0,005
	5	40	82,820	83,076	82,94095	0,009452	0,059781	0,004
4	1	42	100,486	100,925	100,72852	0,012158	0,078790	0,006
	2	42	100,354	100,592	100,46895	0,009369	0,060721	0,004
	3	42	92,405	92,656	92,52912	0,008843	0,057307	0,003
	4	42	84,554	84,913	84,71781	0,011094	0,071894	0,005
	5	42	82,778	83,047	82,92579	0,008967	0,058114	0,003
5	1	41	100,577	101,471	100,73939	0,021201	0,135754	0,018
	2	41	100,386	100,622	100,48683	0,009993	0,063989	0,004
	3	41	92,411	92,732	92,54320	0,010370	0,066400	0,004
	4	41	84,559	84,864	84,70998	0,011226	0,071879	0,005
	5	41	82,839	83,707	82,97705	0,020407	0,130670	0,017
6	1	55	100,574	100,893	100,75056	0,007822	0,058011	0,003
	2	55	100,373	100,689	100,49240	0,008468	0,062800	0,004
	3	55	92,435	92,687	92,56005	0,008107	0,060124	0,004

Test	Sensor	N	Mínimo	Máximo	Media	SE	DT	Varianza
	4	55	84,631	84,860	84,74318	0,007041	0,052219	0,003
	5	55	82,827	83,089	82,96560	0,008122	0,060231	0,004
7	1	42	100,544	100,932	100,76079	0,014324	0,092828	0,009
	2	42	100,324	100,646	100,48338	0,010592	0,068645	0,005
	3	42	92,416	92,761	92,56957	0,011750	0,076150	0,006
	4	42	84,625	84,885	84,75555	0,009859	0,063897	0,004
	5	42	82,840	83,201	82,99905	0,011279	0,073095	0,005
8	1	44	100,631	100,905	100,74195	0,009347	0,062001	0,004
	2	44	100,323	100,604	100,47998	0,008671	0,057517	0,003
	3	44	92,404	93,561	92,59355	0,024749	0,164166	0,027
	4	44	84,644	84,876	84,77116	0,008558	0,056766	0,003
	5	44	82,901	83,181	83,01861	0,009760	0,064739	0,004
9	1	45	100,621	100,930	100,75638	0,009236	0,061960	0,004
	2	45	100,337	100,623	100,50656	0,009502	0,063741	0,004
	3	45	92,459	92,742	92,58276	0,011528	0,077329	0,006
	4	45	84,672	84,918	84,77533	0,008888	0,059619	0,004
	5	45	82,892	83,141	82,99020	0,007999	0,053659	0,003
10	1	51	100,663	100,908	100,77675	0,008547	0,061038	0,004
	2	51	100,396	100,664	100,51104	0,007709	0,055053	0,003
	3	51	92,457	92,777	92,59288	0,010289	0,073476	0,005
	4	51	84,652	84,953	84,78678	0,009503	0,067867	0,005
	5	51	82,852	83,206	83,03210	0,010055	0,071810	0,005
11	1	44	100,655	100,905	100,77827	0,009250	0,061358	0,004
	2	44	100,401	100,676	100,53300	0,010256	0,068032	0,005
	3	44	92,438	92,804	92,63770	0,012655	0,083942	0,007
	4	44	84,611	84,930	84,79384	0,010819	0,071763	0,005
	5	44	82,870	83,150	83,05489	0,009323	0,061839	0,004
12	1	62	100,607	101,019	100,79466	0,009980	0,078583	0,006
	2	62	100,400	100,695	100,54618	0,008199	0,064561	0,004
	3	62	92,515	92,881	92,65011	0,009168	0,072190	0,005
	4	62	84,686	84,949	84,81513	0,007816	0,061546	0,004
	5	62	82,906	83,215	83,06129	0,009490	0,074724	0,006

Respecto a la fiabilidad absoluta, tanto el error estándar (SE) de la media como el coeficiente de variación (CoV) correspondientes a cada uno de los sensores y en el caso de 25°, han sido muy bajos (<10%) (Figura 42).



SE=Error estándar de la media; %SE=(SE × 100)/ \bar{x} ; CoV=Coficiente de Variación; S1=Sensor1; S...=Sensor...

Figura 42. Error estándar de la media y coeficientes de variación para cada uno de los sensores en la condición de 25°.

La combinación gráfica de los ángulos generados por cada uno de los sensores permite generar una forma coherente con la condición de 25° (extraída a partir de la media de todas las mediciones). La Figura 43 muestra la forma generada por los ángulos que aportan cada uno de los sensores para los ejes y-z.

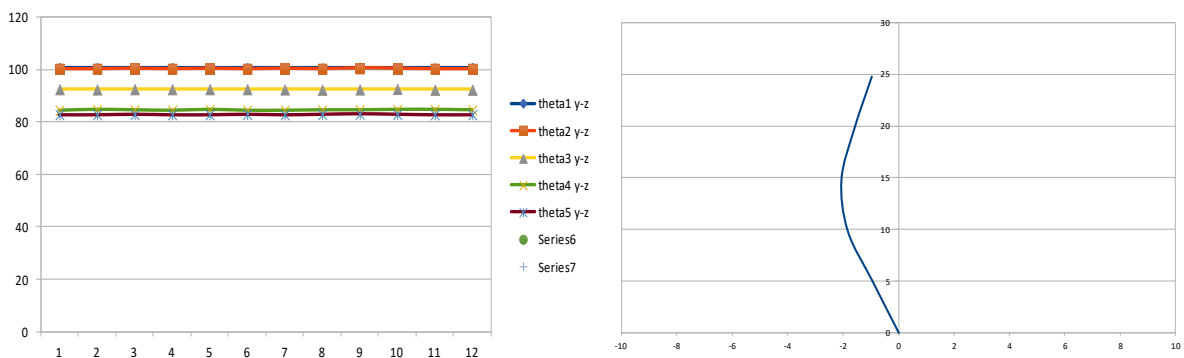


Figura 43. Representación gráfica de la condición de 25°

El coeficiente de correlación intraclase (ICC) en el caso de la condición de 25°, mostró los siguientes valores: ICC del Sensor 1 (S_1)= 0,980, 95% de intervalo de confianza (IC) (0,969 - 0,988), $p=0,000$; ICC del $S_2= 0,994$, 95% IC (0,991 – 0,996), $p=0,000$; ICC del $S_3= 0,968$, 95%IC (0,951 – 0,981), $p=0,000$; ICC del $S_4= 0,995$, 95%IC (0,992 – 0,997), $p=0,000$; ICC del $S_5= 0,976$, 95%IC (0,962 – 0,986), $p=0,000$. La fiabilidad relativa muestra unos valores muy elevados ($ICC > 0,9$) en todos los sensores.

3.2.2 Resultados para la curva de 20°

A continuación, en la Tabla 7, se muestran los resultados correspondientes a los estadísticos descriptivos para cada uno de los sensores en la condición de 20°. En la

Tabla 8 se muestran los valores por test y sensor.

Tabla 7. Estadísticos descriptivos para la condición de 20°

Sensores	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	DT	SE	95%IC	Varianza
1	571	0,516	98,333	98,849	98,54829	0,081763	0,003422	98,542- 98,555	0,007
2	571	0,422	98,862	99,284	99,09580	0,070890	0,002967	99,090- 99,102	0,005
3	571	0,577	92,682	93,259	92,88718	0,075766	0,003171	92,881- 92,893	0,006
4	571	1,211	85,186	86,397	85,40354	0,094499	0,003955	85,396- 85,411	0,009
5	571	0,591	83,915	84,506	84,12253	0,092558	0,003873	84,115- 84,130	0,009

SE=Error Estándar de la Media; 95%IC=límite de confianza; DT=Desviación Típica

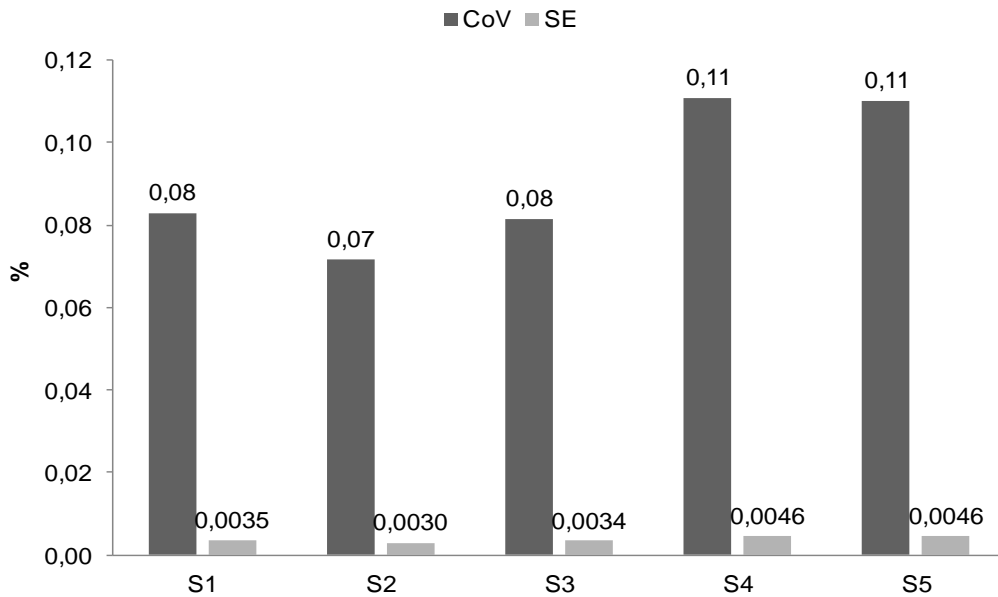
Tabla 8. Estadísticos descriptivos de cada uno de los test realizados en la condición de 20°.

Test	Sensor	N	Mínimo	Máximo	Media	SE	DT	Varianza
1	1	43	98,607	98,849	98,70874	0,009384	0,061536	0,004
	2	43	99,077	99,284	99,18949	0,007912	0,051881	0,003
	3	43	92,866	93,259	92,99967	0,010146	0,066530	0,004
	4	43	85,292	85,661	85,51395	0,011553	0,075757	0,006
	5	43	84,200	84,506	84,34916	0,010931	0,071682	0,005
2	1	44	98,412	98,701	98,57723	0,009842	0,065283	0,004
	2	44	98,982	99,255	99,09527	0,010586	0,070221	0,005
	3	44	92,801	93,048	92,91650	0,009666	0,064119	0,004
	4	44	85,273	85,583	85,39073	0,009905	0,065702	0,004
	5	44	83,972	84,236	84,15030	0,008164	0,054155	0,003
3	1	55	98,366	98,657	98,52845	0,008617	0,063904	0,004

Test	Sensor	N	Mínimo	Máximo	Media	SE	DT	Varianza
	2	55	98,932	99,245	99,07342	0,009258	0,068657	0,005
	3	55	92,696	92,989	92,86098	0,009823	0,072849	0,005
	4	55	85,229	85,523	85,37751	0,009045	0,067082	0,005
	5	55	83,942	84,280	84,10689	0,009117	0,067614	0,005
4	1	45	98,399	98,683	98,52447	0,008960	0,060107	0,004
	2	45	98,926	99,271	99,06580	0,009872	0,066222	0,004
	3	45	92,762	92,972	92,87247	0,008779	0,058895	0,003
	4	45	85,225	85,536	85,38387	0,009853	0,066097	0,004
	5	45	83,949	84,284	84,08476	0,011002	0,073801	0,005
5	1	44	98,371	98,675	98,52050	0,011690	0,077542	0,006
	2	44	98,928	99,228	99,08609	0,009896	0,065642	0,004
	3	44	92,756	93,023	92,88084	0,009779	0,064869	0,004
	4	44	85,211	86,359	85,39830	0,024058	0,159585	0,025
	5	44	83,947	84,208	84,07670	0,010006	0,066373	0,004
6	1	48	98,387	98,717	98,52979	0,010270	0,071152	0,005
	2	48	98,963	99,266	99,08756	0,011527	0,079863	0,006
	3	48	92,720	93,023	92,88129	0,009760	0,067622	0,005
	4	48	85,209	86,397	85,40919	0,023090	0,159971	0,026
	5	48	84,000	84,212	84,09779	0,008307	0,057554	0,003
7	1	46	98,384	98,661	98,51483	0,011187	0,075877	0,006
	2	46	98,948	99,247	99,08898	0,009025	0,061207	0,004
	3	46	92,723	93,005	92,86350	0,009730	0,065993	0,004
	4	46	85,186	85,544	85,39143	0,010799	0,073241	0,005
	5	46	83,915	84,253	84,09850	0,009209	0,062459	0,004
8	1	63	98,333	98,723	98,54678	0,009117	0,072362	0,005
	2	63	98,947	99,263	99,08641	0,007487	0,059429	0,004
	3	63	92,725	93,070	92,86802	0,008573	0,068048	0,005
	4	63	85,260	85,542	85,38944	0,008020	0,063655	0,004
	5	63	83,990	84,280	84,11494	0,007978	0,063325	0,004
9	1	44	98,410	98,663	98,52441	0,009496	0,062988	0,004
	2	44	98,951	99,234	99,08784	0,009870	0,065470	0,004
	3	44	92,737	93,056	92,86905	0,010759	0,071370	0,005
	4	44	85,241	85,564	85,38377	0,011567	0,076727	0,006
	5	44	83,973	84,216	84,09489	0,009335	0,061923	0,004
10	1	46	98,406	98,692	98,54139	0,009475	0,064260	0,004
	2	46	98,862	99,211	99,10509	0,009308	0,063127	0,004
	3	46	92,682	92,999	92,87322	0,010145	0,068807	0,005
	4	46	85,265	85,565	85,40722	0,010166	0,068951	0,005
	5	46	83,966	84,197	84,09441	0,007978	0,054107	0,003
11	1	46	98,445	98,686	98,54367	0,007951	0,053928	0,003
	2	46	98,924	99,223	99,10709	0,009394	0,063710	0,004
	3	46	92,756	93,057	92,88780	0,010307	0,069907	0,005
	4	46	85,277	85,510	85,41109	0,008995	0,061004	0,004
	5	46	83,983	84,252	84,11600	0,010866	0,073695	0,005
12	1	47	98,358	98,668	98,53379	0,009374	0,064268	0,004
	2	47	98,948	99,228	99,08955	0,009568	0,065593	0,004
	3	47	92,682	93,047	92,89245	0,010374	0,071119	0,005
	4	47	85,278	85,536	85,40126	0,008981	0,061572	0,004

Test	Sensor	N	Mínimo	Máximo	Media	SE	DT	Varianza
	5	47	83,988	84,251	84,10532	0,009285	0,063657	0,004

Al igual que ocurría en la condición anterior, tanto el error típico como el coeficiente de variación, se presentan con valores porcentuales muy bajos (Figura 44).



$SE = \text{Error estándar de la media}$; $\%SE = (SE \times 100) / \bar{x}$; $CoV = \text{Coeficiente de Variación}$; S1=Sensor1; S...=Sensor...

Figura 44. Error estándar de la media y coeficientes de variación para cada uno de los sensores en la condición de 20°

La Figura 45 muestra una forma coherente con la condición valorada. Se generó a partir de las medias de los ángulos que aportan cada uno de los sensores para los ejes y-z.

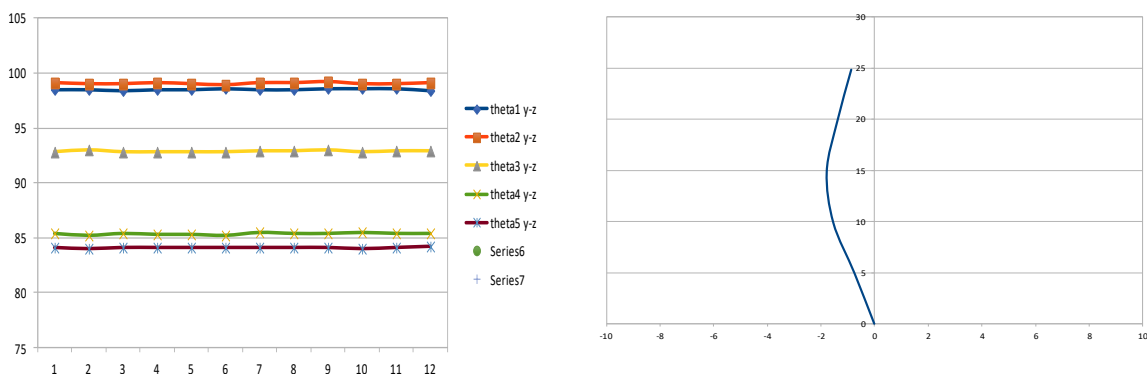


Figura 45. Representación gráfica de la condición de 20°

Los resultados en cuanto a la fiabilidad, respecto a la condición de 20°, fueron los siguientes: el S₁ mostró una fiabilidad ICC= 0,997, 95%IC (0,995 - 0,998), p=0,000; el S₂, ICC=0,996, 95%IC (0,994 – 0,997), p=0,000; el S₃, ICC= 0,997, 95%IC (0,995 – 0,998), p=0,000; el S₄, ICC= 0,954, 95%IC (0,931 – 0,972), p=0,000 y el S₅, ICC= 0,995, 95%IC (0,993 – 0,997), p=0,000.

3.2.3 Resultados para la curva de 17°

Los resultados correspondientes a los estadísticos descriptivos para cada uno de los sensores en la condición de 17° pueden consultarse en la Tabla 9. En la Tabla 10 se muestran los valores por test y sensor.

Tabla 9. Estadísticos descriptivos para la condición de 17°

Sensores	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	DT	SE	95%IC	Varianza
1	455	0,528	100,834	101,362	101,10364	0,087571	0,004105	101,096- 101,112	0,008
2	455	1,663	101,321	102,984	102,02216	0,275161	0,012900	101,997- 102,047	0,076
3	455	0,946	94,824	95,770	95,43849	0,241438	0,011319	95,416- 95,461	0,058
4	455	1,032	88,828	89,860	89,48112	0,288625	0,013531	89,455- 89,508	0,083
5	455	1,159	88,354	89,513	89,13718	0,319150	0,014962	89,108- 89,167	0,102

SE=Error Estándar de la Media; 95%IC=límite de confianza; DT=Desviación Típica

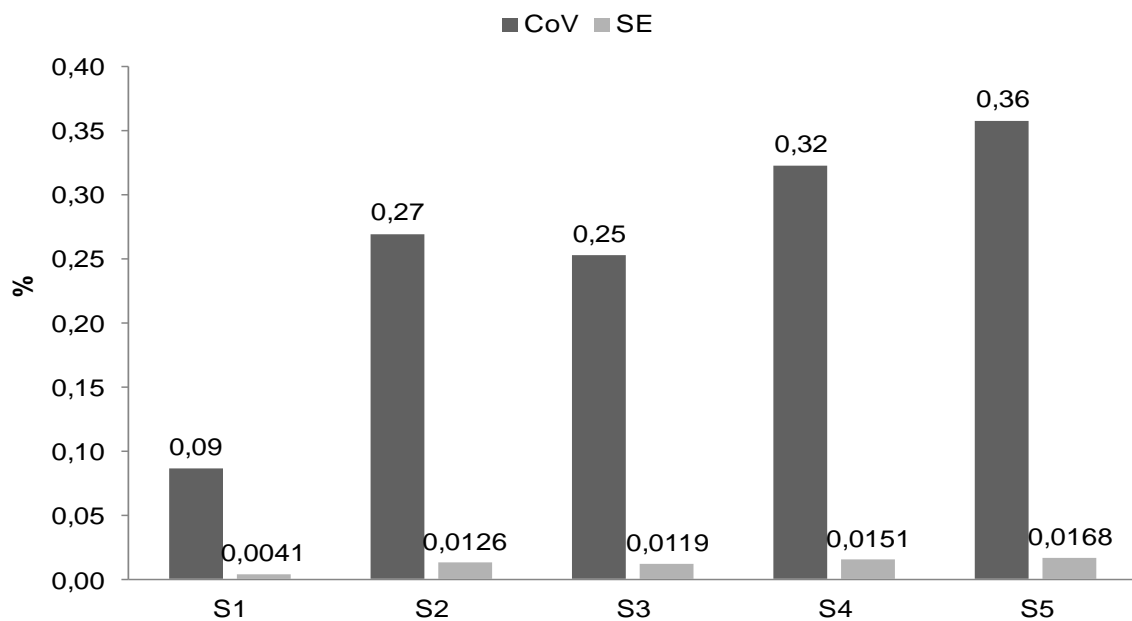
Tabla 10. Estadísticos descriptivos de cada uno de los test realizados en la condición de 17°

Test	Sensor	N	Mínimo	Máximo	Media	SE	DT	Varianza
1	1	43	100,837	101,103	100,97714	0,008867	0,058143	0,003
	2	43	101,553	101,808	101,67872	0,008495	0,055703	0,003
	3	43	95,058	95,352	95,19265	0,011120	0,072922	0,005
	4	43	88,948	89,278	89,09228	0,010966	0,071909	0,005
	5	43	88,738	89,003	88,88230	0,009957	0,065293	0,004
2	1	38	100,834	101,183	100,98466	0,012452	0,076762	0,006
	2	38	101,406	101,714	101,58063	0,011216	0,069140	0,005
	3	38	94,906	95,183	95,02971	0,010248	0,063172	0,004

Test	Sensor	N	Mínimo	Máximo	Media	SE	DT	Varianza
	4	38	88,828	89,143	88,98526	0,011579	0,071379	0,005
	5	38	88,425	88,730	88,54797	0,011695	0,072094	0,005
3	1	38	101,074	101,333	101,17721	0,009400	0,057948	0,003
	2	38	101,396	101,677	101,51908	0,009690	0,059735	0,004
	3	38	94,824	95,097	94,94195	0,009702	0,059805	0,004
	4	38	88,849	89,047	88,95255	0,009610	0,059238	0,004
	5	38	88,354	88,564	88,45700	0,008990	0,055417	0,003
4	1	38	101,014	101,294	101,15863	0,011411	0,070345	0,005
	2	38	102,025	102,984	102,17932	0,023501	0,144868	0,021
	3	38	95,403	95,697	95,55153	0,011931	0,073546	0,005
	4	38	89,466	89,727	89,61505	0,010863	0,066965	0,004
	5	38	89,143	89,380	89,24989	0,009027	0,055647	0,003
5	1	39	101,009	101,257	101,12695	0,009602	0,059967	0,004
	2	39	101,874	102,308	102,13897	0,012872	0,080383	0,006
	3	39	95,416	95,734	95,57859	0,011900	0,074316	0,006
	4	39	89,425	89,762	89,61195	0,010187	0,063615	0,004
	5	39	89,200	89,423	89,29579	0,009493	0,059282	0,004
6	1	35	100,957	101,266	101,11737	0,011272	0,066683	0,004
	2	35	101,321	102,312	102,11963	0,027090	0,160264	0,026
	3	35	95,419	95,727	95,56491	0,011017	0,065176	0,004
	4	35	89,453	89,782	89,61700	0,012209	0,072232	0,005
	5	35	89,116	89,450	89,28169	0,011607	0,068667	0,005
7	1	37	100,965	101,300	101,11284	0,010977	0,066773	0,004
	2	37	102,053	102,268	102,16108	0,009866	0,060010	0,004
	3	37	95,375	95,702	95,56924	0,011835	0,071987	0,005
	4	37	89,510	89,768	89,63349	0,008439	0,051330	0,003
	5	37	89,178	89,458	89,30789	0,010263	0,062426	0,004
8	1	37	101,016	101,362	101,12305	0,010913	0,066379	0,004
	2	37	101,997	102,331	102,17759	0,011495	0,069920	0,005
	3	37	95,489	95,770	95,59443	0,009567	0,058194	0,003
	4	37	89,509	89,762	89,63808	0,010138	0,061669	0,004
	5	37	89,200	89,499	89,30689	0,010560	0,064233	0,004
9	1	38	100,948	101,231	101,11811	0,010734	0,066171	0,004
	2	38	102,067	102,980	102,20258	0,022579	0,139184	0,019
	3	38	95,377	95,740	95,55532	0,012754	0,078620	0,006
	4	38	89,530	89,860	89,65529	0,011051	0,068121	0,005
	5	38	89,081	89,457	89,31242	0,011717	0,072226	0,005
10	1	36	100,985	101,212	101,11161	0,009852	0,059110	0,003
	2	36	102,054	102,290	102,17892	0,008888	0,053326	0,003
	3	36	95,439	95,665	95,56192	0,011307	0,067840	0,005
	4	36	89,579	89,832	89,67897	0,010641	0,063847	0,004
	5	36	89,165	89,479	89,34269	0,010537	0,063224	0,004
11	1	38	100,957	101,215	101,11739	0,008721	0,053758	0,003
	2	38	102,071	102,331	102,18853	0,011566	0,071296	0,005
	3	38	95,454	95,758	95,58321	0,010295	0,063461	0,004
	4	38	89,565	89,817	89,67097	0,009742	0,060056	0,004
	5	38	89,235	89,513	89,36342	0,010207	0,062923	0,004
12	1	38	101,016	101,281	101,13697	0,010829	0,066756	0,004

Test	Sensor	N	Mínimo	Máximo	Media	SE	DT	Varianza
	2	38	102,051	102,977	102,20663	0,023165	0,142800	0,020
	3	38	95,475	95,767	95,59113	0,010361	0,063871	0,004
	4	38	89,579	89,810	89,69958	0,009818	0,060525	0,004
	5	38	89,199	89,479	89,35876	0,011253	0,069369	0,005

La Figura 46 muestra los valores porcentuales correspondientes al error típico y al coeficiente de variación para la condición de 17°.



$SE = \text{Error estándar de la media}$; $\%SE = (SE \times 100) / \bar{x}$; $CoV = \text{Coeficiente de Variación}$; S1=Sensor1; S...=Sensor...

Figura 46. Error estándar de la media y coeficientes de variación para cada uno de los sensores en la condición de 17°

La

Figura 47 muestra una forma coherente con la condición valorada. Se generó a partir de las medias de los ángulos que aportan cada uno de los sensores para los ejes y-z.

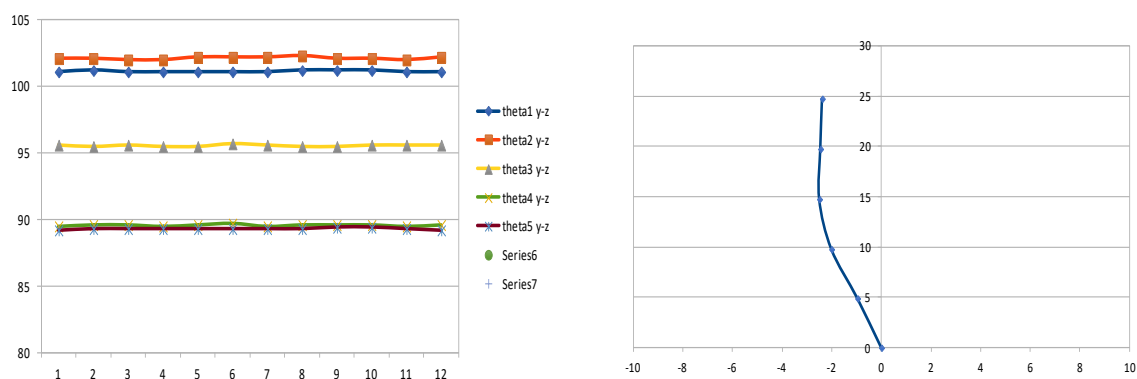


Figura 47. Representación gráfica de la condición de 17°

La fiabilidad obtenida para la condición de 17° fue la siguiente: S₁, ICC= 0,994, 95%IC (0,991 – 0,997), p=0,000; S₂, ICC= 0,943, 95%IC (0,910 – 0,967), p=0,000; S₃, ICC= 0,997, 95%IC (0,995 – 0,998), p=0,000; S₄, ICC= 0,996, 95%IC (0,994 – 0,998), p=0,000; S₅, ICC= 0,997, 95%IC (0,995 – 0,998), p=0,000.

3.2.4 Resultados para la curva de 16°

Los resultados correspondientes a los estadísticos descriptivos para cada uno de los sensores en la condición de 16° pueden consultarse en la Tabla 11. En la Tabla 12 se muestran los valores por test y sensor.

Tabla 11. Estadísticos descriptivos para la condición de 16°

Sensores	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	DT	SE	95%IC	Varianza
1	557	1,046	99,797	100,843	100,46255	0,09584	0,004061	100,455- 100,471	0,009
2	557	0,471	100,694	101,165	100,88408	0,07677	0,003253	100,878- 100,890	0,006
3	557	1,769	93,607	95,376	94,42385	0,11304	0,004789	94,414- 94,433	0,013
4	557	1,314	88,686	90,000	88,92787	0,09118	0,003864	88,920- 88,935	0,008
5	557	2,291	86,634	88,925	87,29378	0,50467	0,021383	87,252- 87,336	0,255

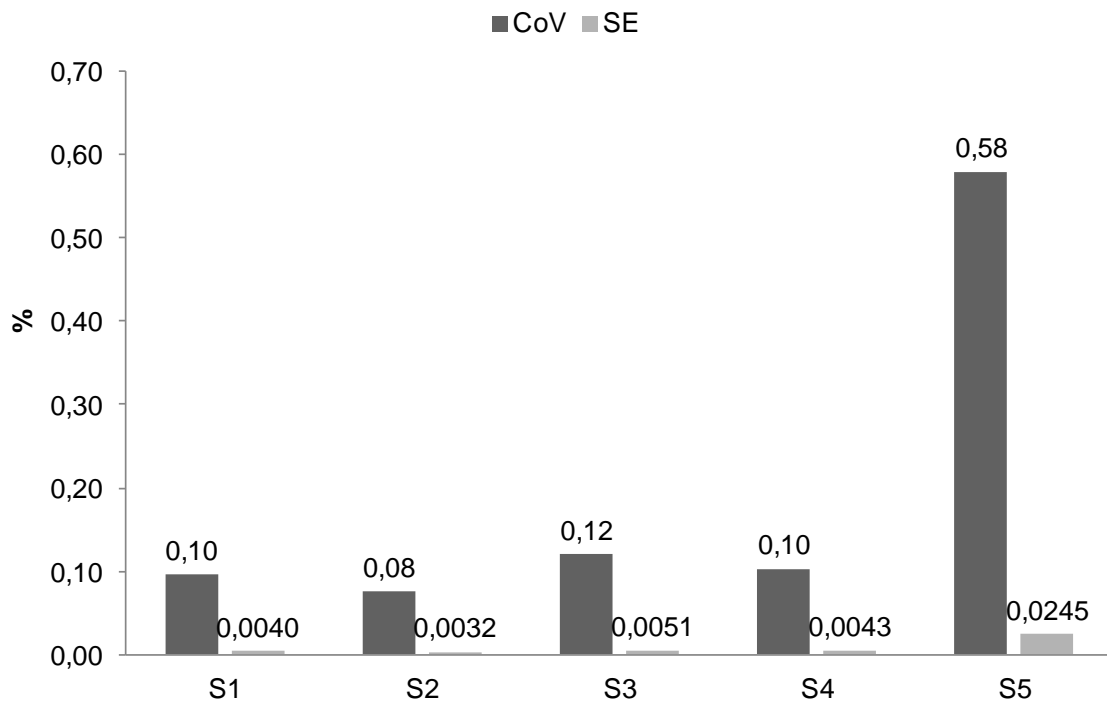
SE=Error Estándar de la Media; 95%IC=límite de confianza; DT=Desviación Típica

Tabla 12. Estadísticos descriptivos de cada uno de los test realizados en la condición de 16º

Test	Sensor	N	Mínimo	Máximo	Media	SE	DT	Varianza
1	1	35	100,597	100,843	100,70514	0,009975	0,059014	0,003
	2	35	100,928	101,165	101,03003	0,010103	0,059772	0,004
	3	35	94,461	94,849	94,62371	0,013647	0,080737	0,007
	4	35	88,926	90,000	89,08703	0,029201	0,172755	0,030
	5	35	88,604	88,925	88,74743	0,011602	0,068640	0,005
2	1	36	100,339	100,626	100,49781	0,012774	0,076646	0,006
	2	36	100,718	101,007	100,90033	0,010942	0,065652	0,004
	3	36	93,638	94,543	94,41856	0,023477	0,140861	0,020
	4	36	88,778	89,137	88,94075	0,012280	0,073681	0,005
	5	36	87,850	88,115	87,98108	0,010476	0,062855	0,004
3	1	37	100,349	100,564	100,44305	0,010327	0,062814	0,004
	2	37	100,731	101,006	100,86635	0,011737	0,071395	0,005
	3	37	94,224	94,558	94,40370	0,012416	0,075521	0,006
	4	37	88,764	89,068	88,90332	0,012114	0,073685	0,005
	5	37	87,596	87,892	87,71608	0,010847	0,065980	0,004
4	1	35	100,291	100,537	100,43183	0,009906	0,058606	0,003
	2	35	100,746	100,965	100,84643	0,009152	0,054143	0,003
	3	35	94,223	94,603	94,40109	0,011506	0,068073	0,005
	4	35	88,766	89,052	88,89520	0,010714	0,063382	0,004
	5	35	87,417	87,666	87,50929	0,009732	0,057573	0,003
5	1	36	100,319	100,569	100,43022	0,009565	0,057388	0,003
	2	36	100,694	100,959	100,83769	0,010877	0,065259	0,004
	3	36	94,263	94,519	94,39267	0,009776	0,058657	0,003
	4	36	88,764	89,039	88,88525	0,011716	0,070293	0,005
	5	36	87,248	87,530	87,40569	0,011113	0,066680	0,004
6	1	50	100,277	100,574	100,42484	0,009324	0,065933	0,004
	2	50	100,724	100,990	100,84172	0,009033	0,063873	0,004
	3	50	94,239	94,521	94,37634	0,009917	0,070123	0,005
	4	50	88,686	89,038	88,88508	0,009627	0,068076	0,005
	5	50	87,179	87,443	87,31012	0,008600	0,060812	0,004
7	1	61	100,280	100,578	100,42964	0,009208	0,071915	0,005
	2	61	100,748	101,004	100,87569	0,007150	0,055845	0,003
	3	61	94,196	94,505	94,39049	0,008231	0,064286	0,004
	4	61	88,715	89,115	88,90372	0,008970	0,070058	0,005
	5	61	87,077	87,380	87,21474	0,008483	0,066251	0,004
8	1	36	99,797	100,597	100,43803	0,020533	0,123196	0,015
	2	36	100,696	101,022	100,87381	0,013334	0,080005	0,006
	3	36	94,286	94,551	94,41436	0,011257	0,067542	0,005
	4	36	88,807	89,066	88,91389	0,011236	0,067418	0,005
	5	36	86,984	87,223	87,09394	0,010016	0,060097	0,004

Test	Sensor	N	Mínimo	Máximo	Media	SE	DT	Varianza
9	1	39	100,300	100,596	100,45818	0,010261	0,064078	0,004
	2	39	100,750	101,023	100,88682	0,010081	0,062954	0,004
	3	39	94,319	94,588	94,42244	0,009465	0,059110	0,003
	4	39	88,807	89,088	88,93669	0,009369	0,058509	0,003
	5	39	86,897	87,148	87,02741	0,010110	0,063135	0,004
10	1	39	100,302	100,525	100,44238	0,008809	0,055010	0,003
	2	39	100,756	101,029	100,87374	0,009605	0,059983	0,004
	3	39	94,290	94,582	94,43056	0,012917	0,080668	0,007
	4	39	88,777	89,045	88,91959	0,008914	0,055669	0,003
	5	39	86,831	87,116	86,96821	0,009987	0,062368	0,004
11	1	39	100,242	100,630	100,44751	0,013216	0,082532	0,007
	2	39	100,742	101,066	100,89338	0,010931	0,068262	0,005
	3	39	94,280	94,591	94,40369	0,011442	0,071456	0,005
	4	39	88,814	89,108	88,94815	0,011397	0,071175	0,005
	5	39	86,671	87,045	86,89636	0,011537	0,072045	0,005
12	1	39	100,293	100,580	100,44538	0,010001	0,062457	0,004
	2	39	100,764	101,057	100,88821	0,011782	0,073576	0,005
	3	39	94,310	94,534	94,43082	0,008830	0,055142	0,003
	4	39	88,785	89,082	88,93967	0,011839	0,073932	0,005
	5	39	86,747	87,071	86,86464	0,011540	0,072070	0,005
13	1	39	100,370	100,587	100,46741	0,008625	0,053865	0,003
	2	39	100,757	101,012	100,89169	0,009828	0,061373	0,004
	3	39	93,607	95,376	94,43159	0,034504	0,215476	0,046
	4	39	88,724	89,053	88,93523	0,011291	0,070511	0,005
	5	39	86,723	86,956	86,83336	0,008792	0,054903	0,003
14	1	36	100,301	100,615	100,46258	0,011944	0,071662	0,005
	2	36	100,778	101,076	100,89597	0,010547	0,063281	0,004
	3	36	94,260	95,308	94,44103	0,026996	0,161976	0,026
	4	36	88,770	89,081	88,93092	0,013032	0,078194	0,006
	5	36	86,634	86,970	86,78428	0,011806	0,070838	0,005

La Figura 48 muestra los valores porcentuales correspondientes al error típico y al coeficiente de variación para la condición de 16°.



$SE = \text{Error estándar de la media}$; $\%SE = (SE \times 100) / \bar{x}$; $CoV = \text{Coeficiente de Variación}$; S1=Sensor1; S...=Sensor...

Figura 48. Error estándar de la media y coeficientes de variación para cada uno de los sensores en la condición de 16°

La Figura 49 muestra una forma coherente con la condición valorada. Se generó a partir de las medias de los ángulos que aportan cada uno de los sensores para los ejes y-z.

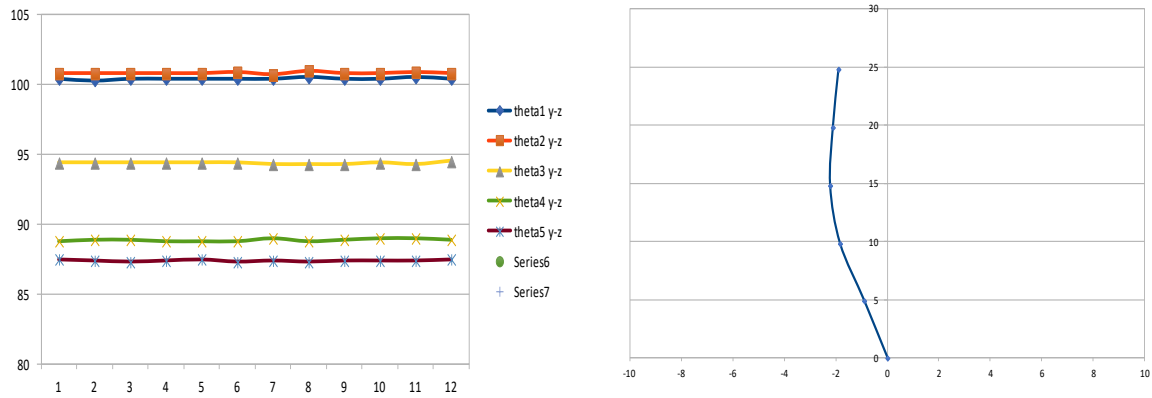


Figura 49. Representación gráfica de la condición de 16°

La fiabilidad obtenida para la condición de 16° fue la siguiente: S₁, ICC= 0,996, 95%IC (0,993 – 0,998), p=0,000; S₂, ICC= 0,996, 95%IC (0,994 – 0,998), p=0,000; S₃, ICC= 0,962, 95%IC (0,941 – 0,978), p=0,000; S₄, ICC= 0,974, 95%IC (0,959 – 0,985), p=0,000 y S₅, ICC= 0,997, 95%IC (0,995 – 0,998), p=0,000.

3.2.5 Resultados para la curva de 15°

Los resultados correspondientes a los estadísticos descriptivos para cada uno de los sensores en la condición de 15° pueden consultarse en la Tabla 13. En la

Tabla 14 se muestran los valores por test y sensor.

Tabla 13. Estadísticos descriptivos para la condición de 15°

Sensores	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	DT	SE	95%IC	Varianza
1	552	0,720	100,795	101,515	101,17739	0,133726	0,005692	101,166- 101,189	0,018
2	552	1,205	99,545	100,750	100,33872	0,124010	0,005278	100,328- 100,349	0,015
3	552	0,578	94,597	95,175	94,82715	0,085367	0,003633	94,820- 94,834	0,007
4	552	0,560	89,356	89,916	89,60936	0,082815	0,003525	89,602- 89,616	0,007
5	552	1,432	88,210	89,642	89,09935	0,154787	0,006588	89,086- 89,112	0,024

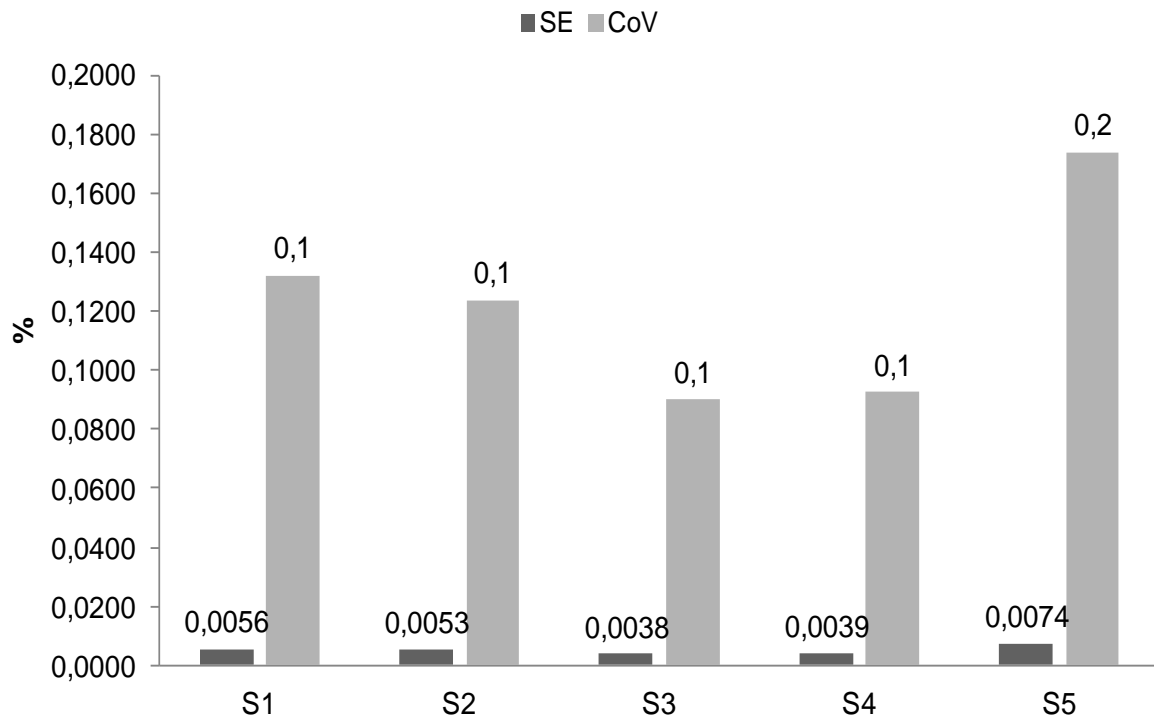
SE=Error Estándar de la Media; 95%IC=Límite de confianza; DT=Desviación Típica

Tabla 14. Estadísticos descriptivos de cada uno de los test realizados en la condición de 15º

Test	Sensor	N	Mínimo	Máximo	Media	SE	DT	Varianza
1	1	35	100,880	101,136	100,98549	0,010844	0,064151	0,004
	2	35	100,499	100,750	100,62643	0,009833	0,058172	0,003
	3	35	94,792	95,015	94,87983	0,009566	0,056596	0,003
	4	35	89,629	89,916	89,76663	0,011851	0,070111	0,005
	5	35	89,397	89,642	89,54297	0,011300	0,066853	0,004
2	1	35	100,795	101,145	100,97620	0,011526	0,068187	0,005
	2	35	99,545	100,558	100,44906	0,028127	0,166402	0,028
	3	35	94,634	94,952	94,79386	0,012030	0,071172	0,005
	4	35	89,433	89,797	89,62931	0,013202	0,078104	0,006
	5	35	89,080	89,410	89,21723	0,012665	0,074929	0,006
3	1	36	100,877	101,144	100,99725	0,011558	0,069345	0,005
	2	36	100,262	100,611	100,42683	0,013195	0,079172	0,006
	3	36	94,597	94,920	94,75483	0,010433	0,062599	0,004
	4	36	89,454	89,761	89,61028	0,011826	0,070956	0,005
	5	36	88,996	89,220	89,09436	0,009949	0,059697	0,004
4	1	35	100,928	101,210	101,04506	0,009110	0,053893	0,003
	2	35	100,264	100,532	100,39114	0,011623	0,068760	0,005
	3	35	94,639	94,923	94,77417	0,011638	0,068853	0,005
	4	35	89,495	89,726	89,61603	0,010378	0,061398	0,004
	5	35	88,892	89,192	89,07377	0,011555	0,068359	0,005
5	1	35	100,974	101,297	101,10811	0,011134	0,065872	0,004
	2	35	100,216	100,523	100,35437	0,012478	0,073821	0,005
	3	35	94,624	94,891	94,76049	0,010502	0,062132	0,004
	4	35	89,424	89,776	89,60151	0,013287	0,078605	0,006
	5	35	88,238	89,207	89,01706	0,025200	0,149088	0,022
6	1	35	101,010	101,311	101,15820	0,010924	0,064629	0,004
	2	35	100,182	100,470	100,32720	0,010441	0,061767	0,004
	3	35	94,647	94,918	94,78114	0,011597	0,068608	0,005
	4	35	89,411	89,747	89,60129	0,012572	0,074375	0,006
	5	35	88,225	89,185	89,01949	0,026655	0,157694	0,025
7	1	35	101,094	101,416	101,20783	0,011756	0,069550	0,005
	2	35	99,609	100,449	100,28471	0,022834	0,135087	0,018
	3	35	94,640	94,896	94,77849	0,010617	0,062814	0,004
	4	35	89,446	89,705	89,59154	0,011635	0,068835	0,005
	5	35	88,933	89,143	89,04657	0,009698	0,057377	0,003
8	1	36	101,056	101,395	101,20472	0,013089	0,078532	0,006
	2	36	100,181	100,415	100,32122	0,008226	0,049358	0,002
	3	36	94,705	94,992	94,81611	0,010751	0,064507	0,004
	4	36	89,488	89,740	89,60481	0,009485	0,056911	0,003
	5	36	88,210	89,178	89,04611	0,025750	0,154500	0,024
9	1	36	101,047	101,424	101,22664	0,013851	0,083105	0,007
	2	36	100,134	100,420	100,31422	0,010852	0,065110	0,004
	3	36	94,694	94,965	94,82144	0,011248	0,067485	0,005

Test	Sensor	N	Mínimo	Máximo	Media	SE	DT	Varianza
	4	36	89,411	89,720	89,57183	0,013595	0,081572	0,007
	5	36	88,924	89,207	89,05969	0,010649	0,063896	0,004
10	1	35	101,136	101,377	101,23609	0,009497	0,056187	0,003
	2	35	100,113	100,414	100,27429	0,010091	0,059698	0,004
	3	35	94,662	94,921	94,82451	0,011651	0,068927	0,005
	4	35	89,488	89,678	89,58814	0,008759	0,051822	0,003
	5	35	88,856	89,235	89,05317	0,012623	0,074679	0,006
11	1	35	101,089	101,391	101,27523	0,010579	0,062587	0,004
	2	35	100,190	100,442	100,29960	0,010455	0,061851	0,004
	3	35	94,721	94,999	94,85569	0,009645	0,057063	0,003
	4	35	89,383	89,755	89,59031	0,012540	0,074190	0,006
	5	35	88,919	89,186	89,04051	0,011111	0,065733	0,004
12	1	55	101,123	101,380	101,27507	0,008300	0,061553	0,004
	2	55	100,084	100,420	100,28256	0,008950	0,066375	0,004
	3	55	94,614	95,020	94,86073	0,010700	0,079354	0,006
	4	55	89,418	89,797	89,59505	0,009590	0,071118	0,005
	5	55	88,884	89,186	89,04449	0,008738	0,064806	0,004
13	1	36	101,177	101,420	101,30461	0,010265	0,061593	0,004
	2	36	100,142	100,388	100,25939	0,009197	0,055180	0,003
	3	36	94,694	95,013	94,87961	0,012577	0,075460	0,006
	4	36	89,453	89,699	89,58253	0,010405	0,062428	0,004
	5	36	88,870	89,193	89,05814	0,011021	0,066128	0,004
14	1	37	101,161	101,460	101,27868	0,011419	0,069460	0,005
	2	37	100,082	100,374	100,25008	0,010081	0,061319	0,004
	3	37	94,728	95,056	94,87184	0,012299	0,074813	0,006
	4	37	89,376	89,740	89,59530	0,011979	0,072864	0,005
	5	37	88,926	89,179	89,07719	0,010895	0,066272	0,004
15	1	36	101,200	101,515	101,31544	0,012019	0,072116	0,005
	2	36	100,094	100,409	100,26011	0,011879	0,071277	0,005
	3	36	94,725	95,175	94,93081	0,015465	0,092792	0,009
	4	36	89,356	89,775	89,60683	0,015278	0,091666	0,008
	5	36	88,896	89,409	89,13503	0,017995	0,107967	0,012

La Figura 50 muestra los valores porcentuales correspondientes al error típico y al coeficiente de variación para la condición de 15°.



SE=Error estándar de la media; %SE=(SE × 100)/ \bar{x} ; CoV=Coeficiente de Variación; S1=Sensor1; S...=Sensor...

Figura 50. Error estándar de la media y coeficientes de variación para cada uno de los sensores en la condición de 15°

La Figura 51 muestra una forma coherente con la condición valorada. Se generó a partir de las medias de los ángulos que aportan cada uno de los sensores para los ejes y-z.

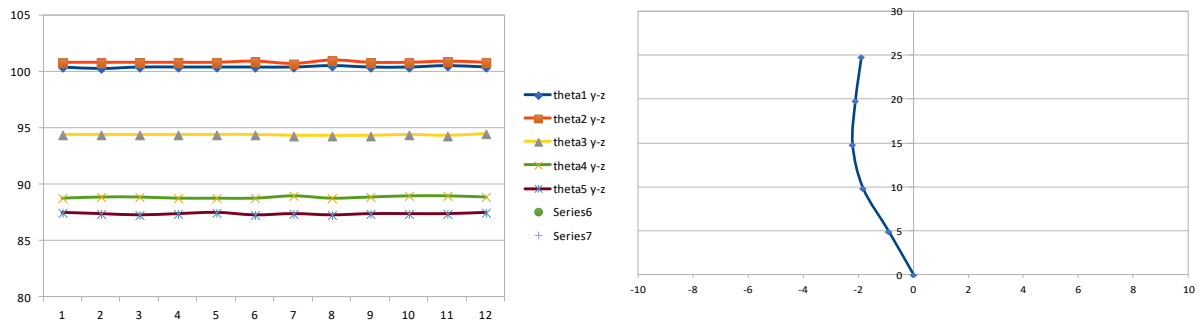


Figura 51. Representación gráfica de la condición de 15°

La fiabilidad obtenida para la condición de 15° fue la siguiente: S₁, ICC= 0,996, 95%IC (0,994 – 0,994), p=0,000; S₂, ICC= 0,970, 95%IC (0,953 – 0,983), p=0,000; S₃, ICC= 0,997, 95%IC (0,995 – 0,998), p=0,000; S₄, ICC= 0,996, 95%IC (0,993 – 0,998); p=0,000 y S₅, ICC= 0,974, 95%IC (0,960 – 0,985), p=0,000.

3.2.6 Resultados para la curva de 10°

Los resultados correspondientes a los estadísticos descriptivos para cada uno de los sensores en la condición de 10° pueden consultarse en la Tabla 15. En la Tabla 16 se muestran los valores por test y sensor.

Tabla 15. Estadísticos descriptivos para la condición de 10°

Sensores	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	DT	SE	95%IC	Varianza
1	377	1,1	96,8	97,9	97,148	0,0962	0,0050	97,138- 97,158	0,009
2	377	0,4	98,7	99,1	98,867	0,0773	0,0040	98,859- 98,875	0,006
3	377	0,4	94,0	94,4	94,207	0,0809	0,0042	94,199- 94,215	0,007
4	377	0,5	88,6	89,1	88,795	0,0735	0,0038	88,788- 88,802	0,005
5	377	0,4	89,6	90,0	89,768	0,0788	0,0041	89,760- 89,776	0,006

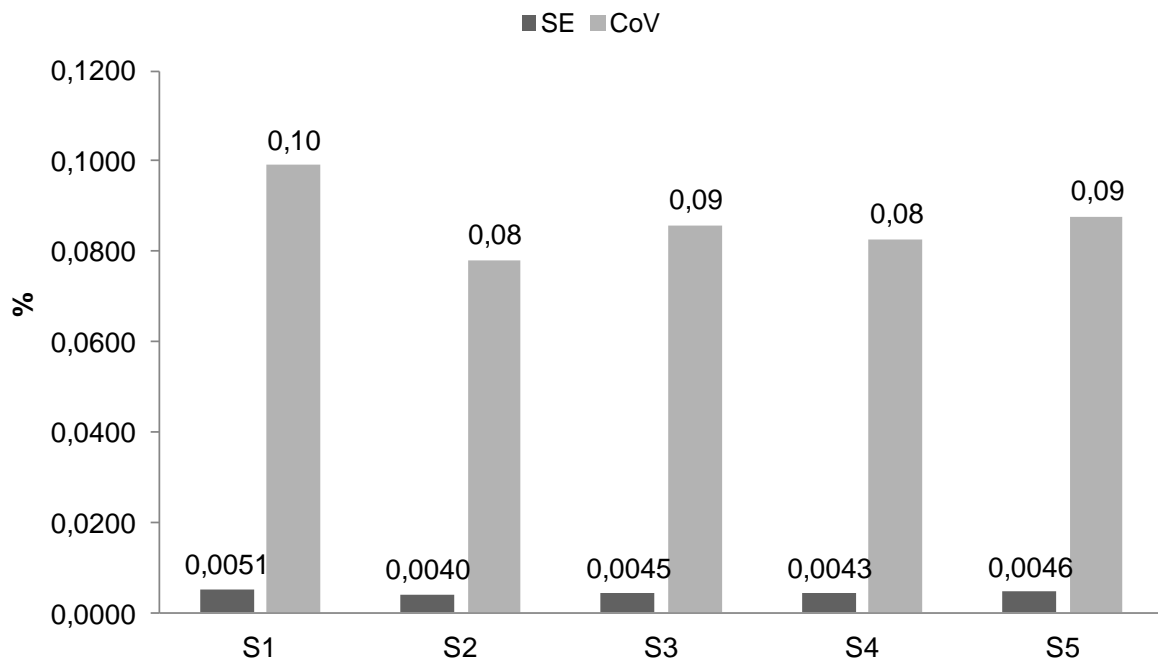
SE=Error Estándar de la Media; 95%IC=límite de confianza; DT=Desviación Típica

Tabla 16. Estadísticos descriptivos de cada uno de los test realizados en la condición de 10°

Test	Sensor	N	Mínimo	Máximo	Media	SE	DT	Varianza
1	1	35	97,0	97,3	97,126	0,0138	0,0817	0,007
	2	35	98,7	99,0	98,877	0,0117	0,0690	0,005
	3	35	94,0	94,3	94,197	0,0126	0,0747	0,006
	4	35	88,7	88,9	88,800	0,0092	0,0542	0,003
	5	35	89,6	89,9	89,737	0,0130	0,0770	0,006
2	1	32	97,0	97,3	97,178	0,0140	0,0792	0,006
	2	32	98,7	99,0	98,872	0,0144	0,0813	0,007
	3	32	94,2	94,4	94,306	0,0127	0,0716	0,005
	4	32	88,7	88,9	88,816	0,0128	0,0723	0,005
	5	32	89,7	89,9	89,813	0,0117	0,0660	0,004
3	1	34	97,0	97,9	97,185	0,0264	0,1540	0,024

Test	Sensor	N	Mínimo	Máximo	Media	SE	DT	Varianza
	2	34	98,7	99,1	98,876	0,0134	0,0781	0,006
	3	34	94,0	94,4	94,229	0,0130	0,0760	0,006
	4	34	88,6	89,1	88,788	0,0168	0,0977	0,010
	5	34	89,6	89,9	89,809	0,0142	0,0830	0,007
4	1	35	96,8	97,3	97,154	0,0155	0,0919	0,008
	2	35	98,8	99,0	98,886	0,0124	0,0733	0,005
	3	35	94,1	94,3	94,214	0,0124	0,0733	0,005
	4	35	88,6	89,0	88,809	0,0132	0,0781	0,006
	5	35	89,7	89,9	89,809	0,0119	0,0702	0,005
5	1	35	97,0	97,2	97,143	0,0111	0,0655	0,004
	2	35	98,7	99,0	98,866	0,0123	0,0725	0,005
	3	35	94,1	94,4	94,211	0,0107	0,0631	0,004
	4	35	88,6	89,0	88,811	0,0152	0,0900	0,008
	5	35	89,6	90,0	89,803	0,0126	0,0747	0,006
6	1	32	96,9	97,3	97,116	0,0150	0,0847	0,007
	2	32	98,7	99,0	98,869	0,0138	0,0780	0,006
	3	32	94,0	94,3	94,188	0,0147	0,0833	0,007
	4	32	88,7	89,0	88,791	0,0122	0,0689	0,005
	5	32	89,7	89,9	89,766	0,0096	0,0545	0,003
7	1	34	97,0	97,3	97,129	0,0123	0,0719	0,005
	2	34	98,7	99,0	98,876	0,0134	0,0781	0,006
	3	34	94,0	94,4	94,200	0,0127	0,0739	0,005
	4	34	88,6	88,9	88,776	0,0104	0,0606	0,004
	5	34	89,7	89,9	89,774	0,0106	0,0618	0,004
8	1	35	97,1	97,3	97,166	0,0100	0,0591	0,003
	2	35	98,7	99,0	98,840	0,0124	0,0736	0,005
	3	35	94,1	94,3	94,189	0,0135	0,0796	0,006
	4	35	88,6	88,9	88,783	0,0139	0,0822	0,007
	5	35	89,6	89,9	89,726	0,0125	0,0741	0,005
9	1	35	97,0	97,3	97,149	0,0111	0,0658	0,004
	2	35	98,7	99,0	98,837	0,0154	0,0910	0,008
	3	35	94,0	94,3	94,177	0,0130	0,0770	0,006
	4	35	88,6	88,9	88,783	0,0126	0,0747	0,006
	5	35	89,6	89,9	89,749	0,0138	0,0818	0,007
10	1	35	96,9	97,9	97,157	0,0257	0,1520	0,023
	2	35	98,7	99,1	98,866	0,0136	0,0802	0,006
	3	35	94,1	94,3	94,180	0,0122	0,0719	0,005
	4	35	88,7	88,9	88,791	0,0103	0,0612	0,004
	5	35	89,6	89,9	89,737	0,0124	0,0731	0,005
11	1	35	97,0	97,3	97,126	0,0138	0,0817	0,007
	2	35	98,7	99,0	98,877	0,0117	0,0690	0,005
	3	35	94,0	94,3	94,197	0,0126	0,0747	0,006
	4	35	88,7	88,9	88,800	0,0092	0,0542	0,003
	5	35	89,6	89,9	89,737	0,0130	0,0770	0,006

La Figura 52 muestra los valores porcentuales correspondientes al error típico y al coeficiente de variación para la condición de 10^0 .



SE =Error estándar de la media; $\%SE=(SE \times 100)/\bar{x}$; CoV =Coeficiente de Variación; $S1$ =Sensor1; $S\dots$ =Sensor...

Figura 52. Error estándar de la media y coeficientes de variación para cada uno de los sensores en la condición de 10^0

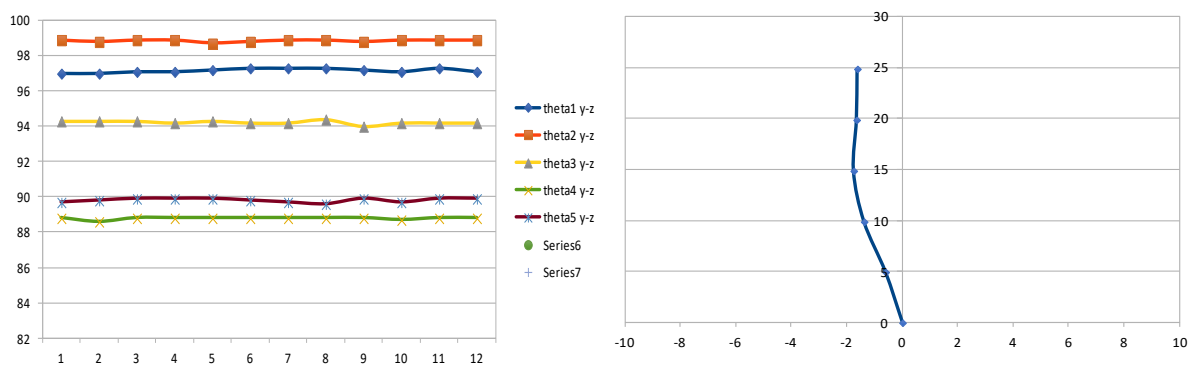


Figura 53. Representación gráfica de la condición de 10^0

La fiabilidad obtenida para la condición de 10° fue la siguiente: S₁, ICC= 0,952, 95%IC (0,923 – 0,973), p=0,000; S₂, ICC= 0,983, 95%IC (0,972 – 0,990), p=0,000; S₃, ICC= 0,977, 95%IC (0,963 – 0,987), p=0,000; S₄, ICC= 0,973, 95%IC (0,956 – 0,985); p=0,000 y S₅, ICC= 0,974, 95%IC (0,958 – 0,985), p=0,000.

3.2.7 Comparativa visual del grado de similitud entre las piezas y el dispositivo.

Tal y como se puede observar en la *Figura 54*, todas las curvas presentadas muestran valores coherentes respecto a lo que se ha medido y, además, también se puede observar un alto grado de sensibilidad para detectar cambios ya que se aprecian perfectamente los cambios de hasta un grado de diferencia.

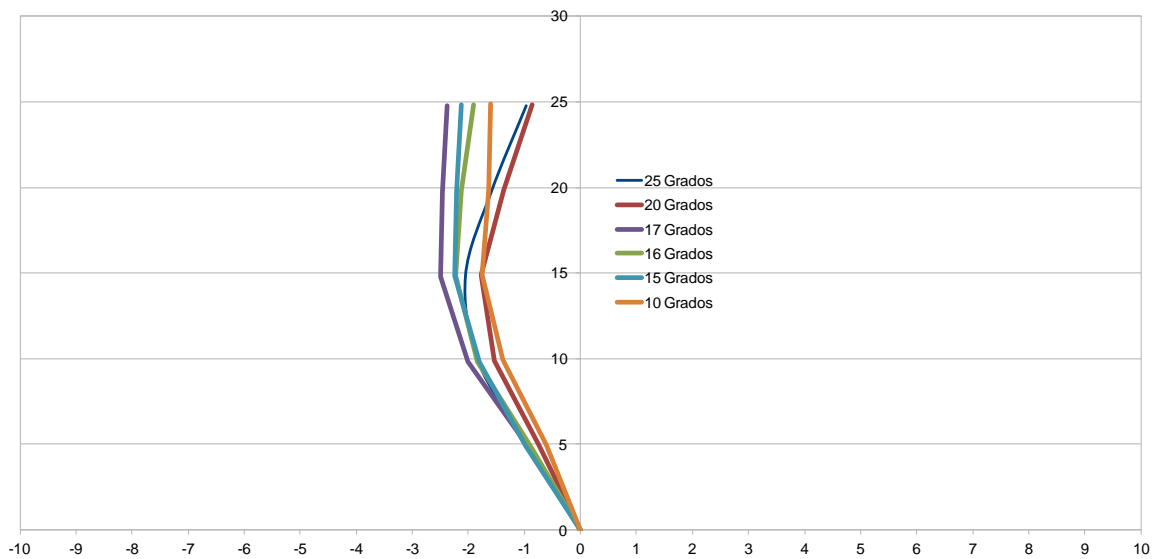


Figura 54. Superposición de todas las condiciones medidas

Si se coloca sobre una misma superficie la curva patrón generada matemáticamente y superpuesta a esta la generada por el dispositivo, se puede observar el grado de similitud entre ambas (Figura 55). La curva de color azul es la que representa la proveniente del dispositivo.

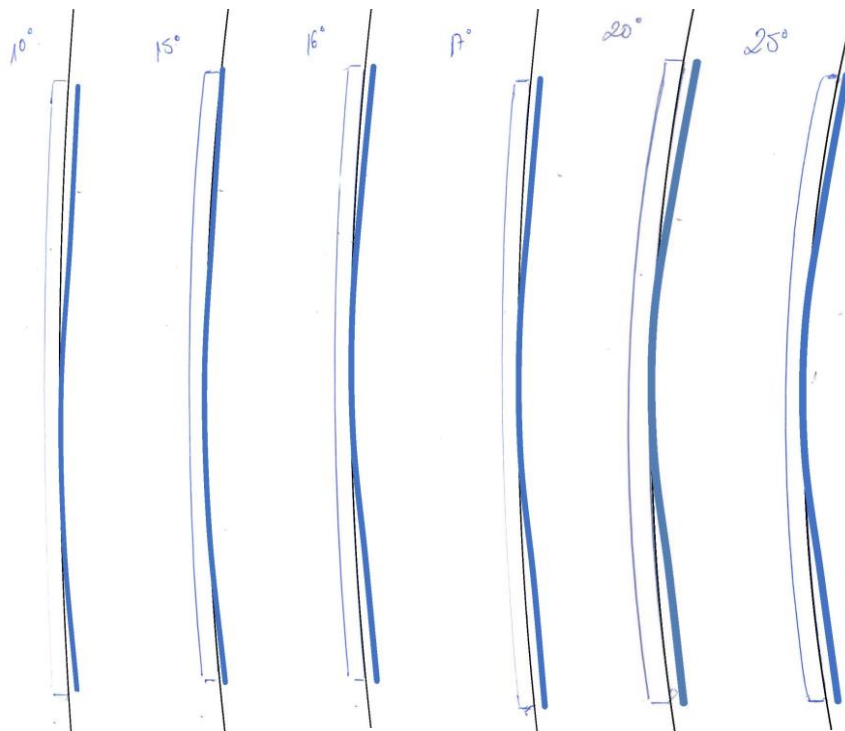


Figura 55. Superposición de las curvas patrón por el dispositivo sobre su respectiva pieza.

3.3 FASE III: FIABILIDAD DINÁMICA DEL DISPOSITIVO.

3.3.1 Resultados correspondientes a la relación entre la PBU y el dispositivo a estudio.

Con la intención de valorar los cambios registrados para cada uno de los test, se han cuantificado las correlaciones entre los datos aportados por la PBU y el dispositivo para cada uno de los test. Los resultados pueden observarse en la siguiente tabla.

Tabla 17. Coeficientes de correlación de Pearson entre PBU y el dispositivo para cada variación del test de corsé.

		PBU	S1	S2	S3	S4	S5
PBU	Test de Corsé	1	0,861**	0,953**	0,943**	0,767**	0,832**
	P		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	N	352	352	352	352	352	352
		PBU	S1	S2	S3	S4	S5
PBU	Test de Corsé [Anteversión]	1	0,986**	0,978**	0,964**	0,959**	0,931**
	P		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	N	345	345	345	345	345	345
		PBU	S1	S2	S3	S4	S5
PBU	Prone de Corsé [Retroversión]	1	0,914**	0,954**	0,940**	0,962**	0,956**
	P		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	N	320	320	320	320	320	320

***La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral); PBU=Stabilizer; S1,2...=Sensor 1, 2...*

Los valores porcentuales, en el caso del dispositivo, se han estimado a partir de los valores medios de cada uno de los test y para cada sensor. A partir de ahí se ha estimado el porcentaje de cambio para cada test y sensor respecto al test de corsé en decúbito prono. Después se ha sumado los porcentajes de cada test. En el caso de la PBU, a partir de los valores iniciales 70 mmHg, se ha calculado el porcentaje de cambio en los test modificados respecto al valor inicial del test 1.

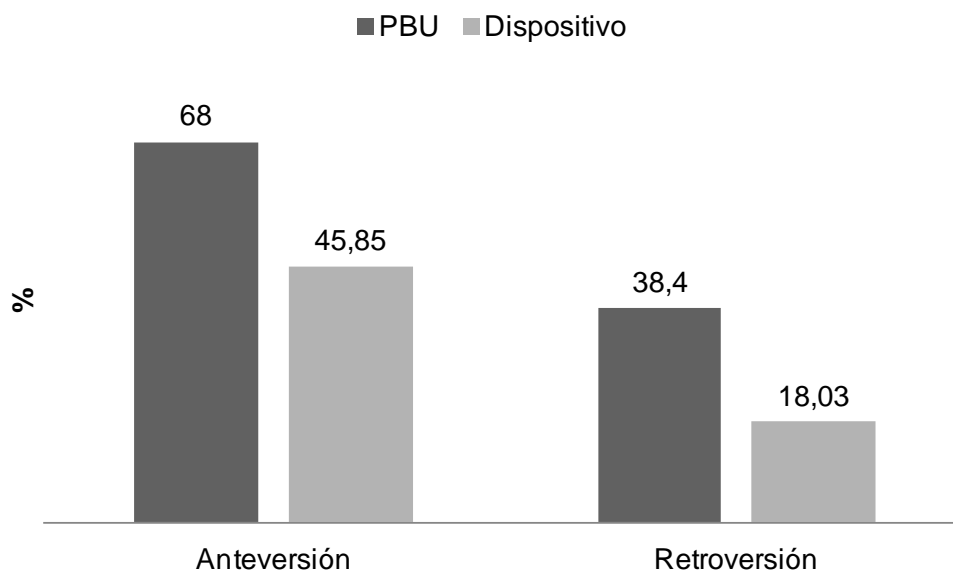


Figura 56. Porcentaje de cambio registrado por cada uno de los dispositivos y test

3.3.2 Resultados correspondientes a la varianza estimada para cada condición

Los resultados correspondientes a los estadísticos descriptivos para cada uno de los sensores y condición pueden consultarse en la Tabla 18.

Tabla 18. Estadísticos descriptivos correspondientes a cada uno de los test de corsé realizados.

Sensor	Condición	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	SE	DT	Varianza
1	Neutra	352	17,3	-112,8	-95,5	-101,889	0,2391	4,4866	20,129
2		352	19,5	-102,6	-83,1	-94,785	0,2744	5,1475	26,497
3		352	17,6	-98,0	-80,4	-88,698	0,2277	4,2712	18,243
4		352	12,9	-91,3	-78,4	-81,920	0,1629	3,0559	9,338
5		352	13,4	-92,5	-79,1	-83,660	0,1686	3,1631	10,005
1	Anteversión	345	22,4	-127,6	-105,2	-116,145	0,3809	7,0758	50,066
2		345	32,9	-125,2	-92,3	-109,442	0,5061	9,4009	88,378
3		345	26	-111	-84	-98,65	0,306	5,692	32,398
4		345	18,4	-96,4	-78,0	-85,717	0,2296	4,2652	18,192
5		345	24,4	-96,7	-72,3	-84,112	0,3123	5,8001	33,642
1	Retroversión	320	30,1	-117,6	-87,5	-100,081	0,3826	6,8440	46,841
2		320	14,0	-98,4	-84,4	-92,541	0,1409	2,5201	6,351
3		320	20,8	-103,6	-82,8	-91,915	0,2515	4,4998	20,248
4		320	16,6	-95,1	-78,5	-86,323	0,2501	4,4743	20,019
5		320	21,7	-100,1	-78,4	-87,751	0,2546	4,5542	20,741

Los resultados de la comparativa entre los diferentes test muestran diferencias significativas entre las tres condiciones evaluadas en todos los sensores. Las diferencias más marcadas vienen del test (anteversión) respecto al 1 y al 3. Los sensores que experimentan mayores cambios son el 1 y el 2 principalmente (Tabla 19).

Tabla 19. Comparaciones múltiples ANOVA (one-way)

SENSOR	Condición		Diferencia de medias	SE	P	IC 95%	
						Límite inferior	Límite superior
1	Neutra	Anteversión	14,37583(*)	0,71473	0,000	12,9725	15,7792
		Retroversión	-1,35402(*)	0,51769	0,009	-2,3705	-0,3375
	Anteversión	Retroversión	-15,72985(*)	0,69284	0,000	-17,0902	-14,3695
2	Neutra	Anteversión	13,52756(*)	0,61030	0,000	12,3292	14,7259
		Retroversión	-2,70166(*)	0,44205	0,000	-3,5696	-1,8337
	Anteversión	Retroversión	-16,22923(*)	0,59161	0,000	-17,3908	-15,0676
3	Neutra	Anteversión	9,47022(*)	0,44728	0,000	8,5920	10,3484
		Retroversión	3,93697(*)	0,32397	0,000	3,3009	4,5731
	Anteversión	Retroversión	-5,53326(*)	0,43358	0,000	-6,3846	-4,6819
4	Neutra	Anteversión	4,50800(*)	0,38880	0,000	3,7446	5,2714
		Retroversión	5,40478(*)	0,28162	0,000	4,8518	5,9577
	Anteversión	Retroversión	0,89679(*)	0,37689	0,018	0,1568	1,6368
5	Neutra	Anteversión	3,46937(*)	0,43666	0,000	2,6120	4,3267
		Retroversión	4,54031(*)	0,31628	0,000	3,9193	5,1613
	Anteversión	Retroversión	1,07094(*)	0,42328	0,012	0,2398	1,9020

* La diferencia de medias es significativa al nivel 0,05.

3.3.3 Resultados correspondientes a la representación gráfica de las tres condiciones.

Agrupados los datos correspondientes a todos los participantes del estudio para cada una de las variantes propuestas por los diferentes test, se puede observar en la Figura 57 la curva generada en la posición neutra, en la retroversión y en la anteversión. Estas representaciones se presentan de forma coherente con las diferentes condiciones dadas.

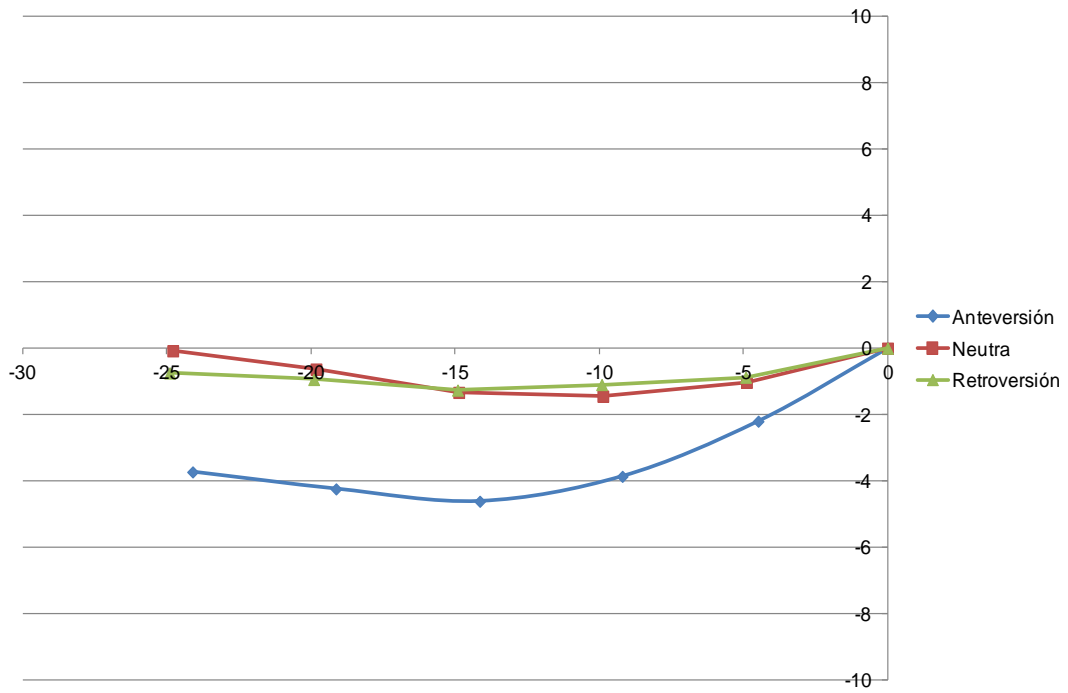


Figura 57. Representación gráfica de las tres condiciones.

4 DISCUSIÓN

4.1 DISEÑO DEL DISPOSITIVO

4.1.1 Desarrollo del sistema de sensorización

En el primer abordaje respecto a la sensorización sobre el tejido base se presentaron dos alternativas. La primera ubicaba los sensores en la parte externa del tejido (prototipo 1) y el segundo con los sensores en la cara interna, es decir, en contacto con la espalda (prototipo 2).

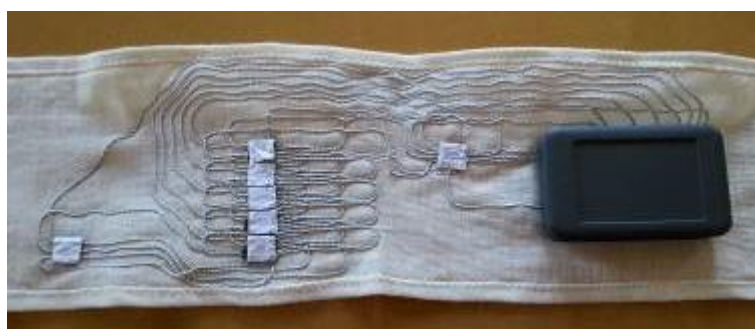


Figura 58. Prototipo 1: En el primer prototipo desarrollado se planteó que los sensores fueran por la parte exterior del tejido (sin contacto físico con el cuerpo del usuario) junto al dispositivo electrónico.



Figura 59. Prototipo 2: el desarrollado con los sensores en la parte interior del tejido (con contacto físico con el cuerpo del usuario).

Los resultados de las pruebas indicaron que el prototipo 2 mostraba datos más ajustados para las mediciones propuestas y por tanto se decidió continuar en esta línea. La gran cantidad de cableado necesario para las conexiones de los sensores con la electrónica y la batería (Figura 60) dotaba de una excesiva rigidez y deformaciones en el tejido que alteraban considerablemente los datos obtenidos y por otro lado no se conseguía fijar la zona central de sensores sobre la columna. Esta circunstancia se veía especialmente agravada cuando se colocaba el cinturón a una persona con un hueco raquídeo pronunciado.



Figura 60. Detalle de integración de sensores

Con la intención de facilitar la adaptación de la zona central de sensores con la zona de captación (parte posterior de la columna lumbar) se colocó sobre la zona de los sensores una pieza de material viscoelástico (Figura 61). Mediante la integración de este tipo de material se pretendió obtener firmeza al tiempo que se ganara adaptabilidad a dicha zona.



Figura 61. Prototipo 3: Con el fin de mejorar el contacto de los sensores con la zona a monitorizar del usuario y obtener unos valores de posición más cercanos a la realidad fue necesario añadir material viscoelástico.

No obstante, el resultado no fue satisfactorio debido a que el material viscoelástico, aunque permitió adaptar mejor el dispositivo a la espalda, provocaba un “amortiguado”/absorción del movimiento que no podía ser recogido por los sensores lo que suponía una importante distorsión en la toma de datos. Finalmente y como consecuencia de esto, se descartó el uso de materiales adicionales entre la zona de sensores y la de contacto o captación.

Con el fin de optimizar el prototipo textil se mejoró su rigidez mediante el cambio del cableado (Figura 62). El nuevo material conductor presentaba un revestimiento mucho más fino con lo que mejoraba considerablemente la ductilidad del dispositivo. Además, se cambiaron las placas electrónicas auxiliares de los sensores por otras de menor tamaño y de mayor flexibilidad (Figura 63)



Figura 62. Hilo textil conductor con aislamiento

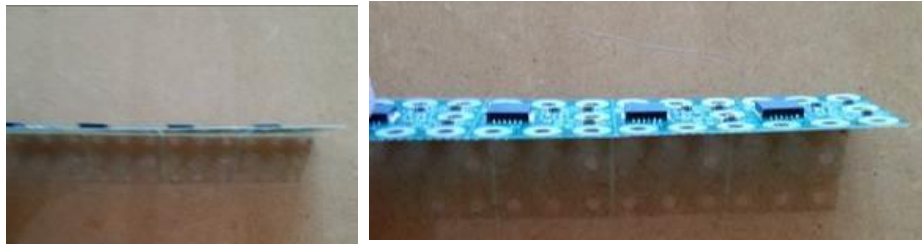


Figura 63. Sensores flexibles

En las siguientes figuras se puede apreciar el detalle del acabado con los nuevos materiales.

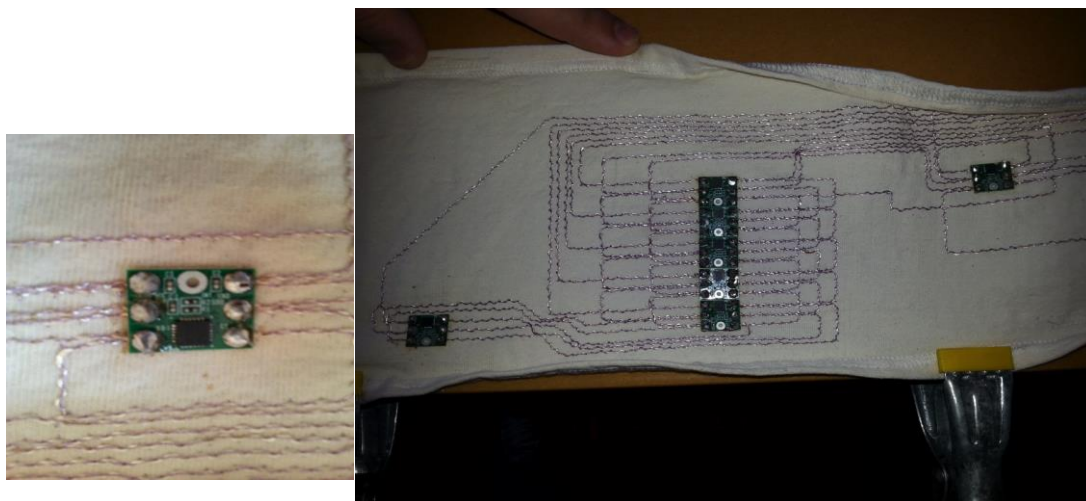


Figura 64. Detalle del cableado y placas de los sensores.

No obstante, otro de los principales inconvenientes encontrados fue la fijación de la zona de sensores a la zona de captación (espalda). El dispositivo recoge con una gran precisión cualquier cambio de posición de los sensores en el espacio esto provoca que si no están bien fijados y se producen movimientos adicionales estos generarían una información errónea.

Se buscaron diferentes materiales adhesivos. Se hicieron pruebas con tiras que recogieran los cinco sensores pero también generaban movimientos adicionales (interferencias entre los sensores) por lo que se decidió utilizar adhesivos individuales (independientes) para cada sensor. Finalmente, se utilizó el modelo de 3M porque reunía todas las características necesarias para los objetivos planteados. En primer lugar porque son aptos para su uso con humanos y en segundo lugar porque, a diferencia de los que usan otros dispositivos, tienen un grosor mínimo y el tamaño se puede ajustar a la perfección a cada uno de los sensores.

Para las pruebas se colocó una pequeña placa (de color rojo) sobre cada uno de los sensores para cubrir la electrónica y así poder fijar el material adhesivo (Figura 65).

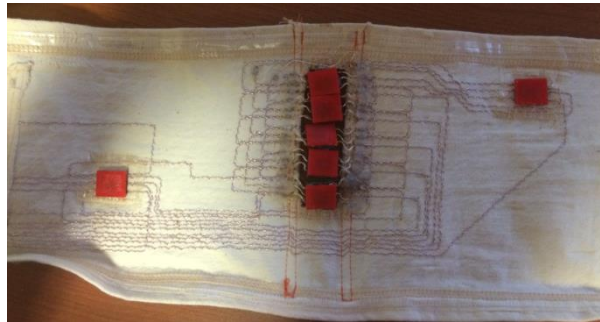


Figura 65. Detalle del recubrimiento de los sensores para mejorar la adherencia.

Aunque el adhesivo funcionó correctamente, el inconveniente encontrado en este punto fue que el material textil seguía interfiriendo en la señal. Cuando se probó mecánicamente no hubo problemas pero en dinámico sí. Por ejemplo, previa flexión del sujeto cuando éste volvía mediante la extensión a la posición de partida, el propio cinturón tiraba de los sensores hasta despegarlos. La integración de este tipo de sensores en la base textil puede interferir en la toma de datos por lo que se decidió abrir huecos en el cinturón a la altura de los sensores. De esta forma, toda la electrónica y el cableado mantenían su disposición pero los sensores quedaban liberados del textil (Figura 66).

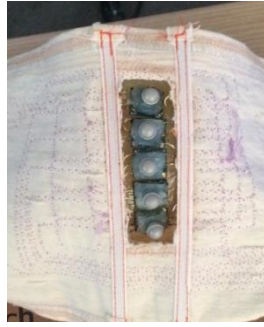


Figura 66. Detalle de la ventana creada para los sensores centrales.

Se consideró relevante recoger protocolos de localización anatómicos con la intención de ayudar a obtener referencias exactas de puntos anatómicos que permitieran estandarizar la colocación del cinturón. No obstante, tal y como puede apreciarse en la Figura 66 la escasa separación entre los sensores dificultaba considerablemente la colocación de los mismos. Además, y como consecuencia de esto, impedían pequeñas adaptaciones necesarias para recoger diferencias entre sujetos. Por este motivo, se recurrió a la subsanar estas deficiencias ampliando la ventana y permitiendo de esta forma a los sensores la posibilidad de ajustarse de manera exacta a los puntos anatómicos específicos de cada sujeto detectados previamente mediante la técnica de palpación anatómica. El resultado puede observarse en la Figura 67.



Figura 67. Detalle de la ventana de mayor tamaño del desarrollo final.

Esta separación también permitió recubrir cada placa electrónica de los sensores con una cajita que los protegiera y a su vez permitiera una fijación óptima a la zona de captación (Figura 67).

4.1.2 Sistema de coordenadas

Uno de los retos más importantes del presente trabajo fue la correcta detección de los cambios en la curva del raquis lumbar a través de cinco sensores colocados sobre la columna. Habitualmente, se han utilizado tan sólo dos (Charry, Umer, & Taylor, 2011; Lee, Laprade, & Fung, 2003) o tres (Wong, & Wong, M. S. (2008) sensores y a partir de la información de éstos, se ha estimado, de forma indirecta, una curva determinada en la zona lumbar. Esto estaría bien si tan sólo se tuviera un único núcleo articular entre ambos sensores. Sin embargo, la zona lumbar está compuesta por varias articulaciones que rigen el movimiento intersegmental de la columna en dicha zona. Además, cada núcleo articular tiene una participación particular en la curva global que finalmente se genera y no todos contribuyen de la misma forma o puede ser el caso que determinadas casuísticas mecánicas así lo condicionen. Es por esto, que el reto principal de este trabajo fue estimar, no sólo la curva lumbar, sino también cómo se produce esta. El primer paso para esto desde el punto de vista del sistema de coordenadas fue diferenciar los cambios de posición en el espacio entre lordosis y cifosis respecto a los de flexión y extensión.

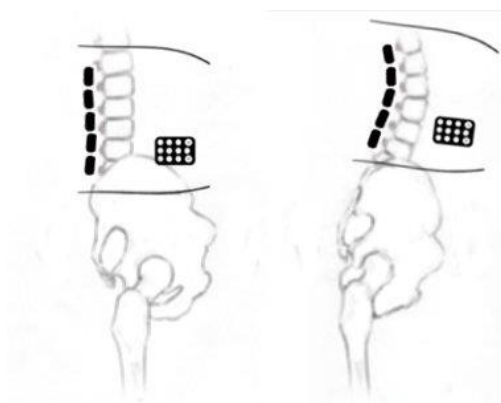


Figura 68. Cambios en la lordosis lumbar

4.1.3 Software y Firmware

Finalmente, el software recoge toda la información proveniente de los sensores y la presenta de forma visual por medio de una representación gráfica de cada sensor a modo de línea (Figura 69). Se presentan los cambios de forma casi inmediata. Además, muestra tanto el valor absoluto como los relativos a cada sensor. De esta forma se detalla porcentualmente el grado de participación de cada uno de los sensores en la gráfica (curva) que finalmente puede observarse a través del software. Permite el almacenamiento de datos para su posterior volcado así como su borrado o también el recalibrado en un momento dado. Las pruebas con la tablet también han sido satisfactorias. El aspecto más reseñable estriba en la posibilidad de establecer unos rangos de movimiento para que cuando se rebasen el dispositivo emita un feedback.

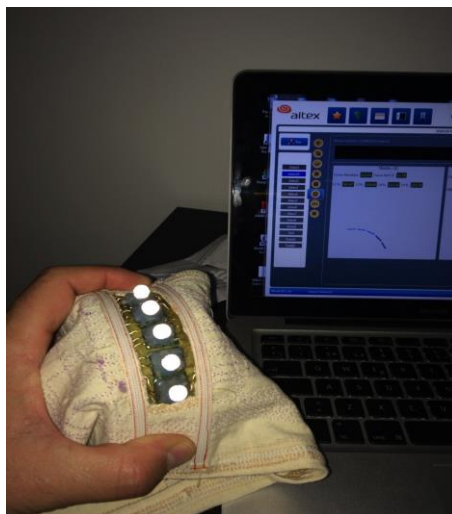


Figura 69. Imagen correspondiente a la representación gráfica aporta por el software.

4.2 CONFORT

Este segundo apartado realiza un análisis sobre el nivel de confort percibido por los sujetos sobre el uso del cinturón Lumbatex durante los procesos experimentales en los que participaron. Tal como muestran los resultados del test de confort que rellenaron los participantes, en todas las categorías se han obtenido unas sensaciones de confort bastante elevadas en el uso del dispositivo. La sensación de confort presentó sus mejores valores en las categorías de humedad, temperatura y en el confort estático. Los valores más bajos, aunque también se encuadran en un rango de confort elevado, se produjo en la fijación a la cintura del cinturón, y a la fijación a la columna de los sensores inerciales, así como en los aspectos relativos al diseño del dispositivo. En general, la valoración global de los participantes mostró una sensación de confortabilidad buena, por lo que podemos concluir que, durante el uso del dispositivo para la toma de datos de los test de confort desarrollados en los estudios experimentales, los participantes reportaron unos valores elevados de percepción de confortabilidad, lo cual prueba que el diseño del prototipo desarrollado Lumbatex resultó cómodo y adecuado para el usuario del mismo.

Cuando se desarrollan dispositivos que se van a integrar en textiles inteligentes, en su diseño se ha de tener en cuenta necesariamente determinados aspectos de confort. Factores como las distintas variables de construcción y confección, la modelación de superficie, el microclima de la prenda o las curvas van a determinar la confortabilidad de su uso por parte del usuario (Baena & Baquero, 2005). Siguiendo las recomendaciones de este autor, se puede establecer que, durante los estudios experimentales de esta tesis, la medición del confort se realizó de manera adecuada, ya que los test de confort se realizaron tras los procesos experimentales, con los sensores ya integrados en el dispositivo (es decir, con el prototipo de dispositivo final terminado, y no previamente a su desarrollo) (Baena & Baquero, 2005). Además, para establecer una medición que fuera objetiva, se utilizó una escala visual analógica (EVA) donde los participantes valoraron cada uno de los diferentes aspectos de confort del dispositivo.

Las herramientas que normalmente se usan para medir la percepción del confort son la EVA y las de tipo Likert (Mündermann, Nigg, Stefanyshyn, & Humble, 2002; Cambroner, 2017), basadas en los modelos de escalas de dolor, aunque también susceptibles de ser adaptadas para medir la percepción subjetiva del confort (Mündermann, Nigg, Stefanyshyn, & Humble, 2002). Aunque la Likert es la escala más reconocida en cuanto a validez (Lozano, García-Cueto, & Muñiz, 2008), con un mínimo error de medida y muy sencilla de entender (Dijkers et al., 2002; Miller, Nigg, Liu, Stefanyshyn, & Nurse, 2000), para los objetivos de esta tesis doctoral se consideró más conveniente utilizar la EVA de 100-150 mm ya que, al ser de mayor longitud, su sensibilidad es mayor, y por tanto menos vulnerable a la posibilidad de determinadas distorsiones o sesgos en las valoraciones (Mündermann et al., 2002).

Aunque no se ha encontrado ningún estudio específico que relacione las prendas compresivas textiles integradas en dispositivos de biofeedback biomecánico, particularmente en aquellos que usan acelerómetros y giroscopios para la cuantificación de la curvatura lumbar, el uso de esta herramienta de valoración subjetiva puede considerarse idóneo, dado que podría aportar información útil a la hora de valorar la comodidad de los usuarios cuando utilicen el dispositivo integrado en una banda textil elástica y contribuir con esa valoración al desarrollo de prototipos y modelos más confortables para el usuario.

En este sentido, es destacable que, en los últimos años, el confort se ha convertido en una de las características más importantes que las prendas textiles inteligentes deben tener en consideración para ser competentes en el mundo y poder diferenciarse de productos similares o diferentes en diseño y/o funcionalidades. Las prendas inteligentes son prendas que piensan por sí mismas y gracias al avance de la tecnología ya se pueden integrar con diferentes tipos de sensores (de temperatura, presión, inerciales, entre otros) que permitan monitorizar variables de estudio tales como la temperatura, humedad, aceleración etc. con objeto de mejorar la experiencia de uso del consumidor.

En conclusión, las propiedades relacionadas con el confort deben ser elementos esenciales a valorar a la hora de desarrollar dispositivos integrados en el textil, dada la importancia que tiene la comodidad en el uso de prendas de vestir para el usuario (Bonato, 2005; Baena y Baquero, 2005). A pesar que el concepto de confort es muy relativo, la percepción subjetiva positiva sobre la comodidad de una prenda puede ser determinante en su uso o desistimiento (Cambronero, 2017). Un ejemplo muy claro, es el confort en el mundo del deporte. Está considerado como un elemento importante en las prendas deportivas debido a su influencia sobre el rendimiento o en la aparición de lesiones (Lucas-Cuevas et al., 2014; Mündermann et al., 2002). De hecho, Kinchington, et al. (2012) apunta que la percepción del confort podría ser empleada en el futuro como un sistema de prevención ante diferentes lesiones. Tanto es así, que se ha comprobado que elementos externos relacionados con materiales compresivos textiles podría perjudicar la ejecución de movimientos naturales e incrementa las posibilidades de sufrir una lesión (Che, Nigg, & de Koning, 1994; Cheung, Hume, & Maxwell, 2003; Kinchington et al., 2012). Estos son los fundamentos a partir de los cuales se decidió realizar una evaluación sobre diferentes parámetros en el confort del textil del dispositivo Lumbatex, al considerarse, en base a otros estudios, la importancia que este factor tiene a la hora de crear nuevos materiales y complementos para la práctica deportiva (Lucas-Cuevas, 2016).

4.3 VALIDEZ Y FIABILIDAD DEL CINTURÓN

En este apartado se pretende analizar la validez y fiabilidad del uso de dispositivos inerciales para medir la curvatura lumbar y los cambios que se producen en ella de forma dinámica, mediante el uso del cinturón Lumbatex.

Uno de los principales objetivos de la tesis consistía en evaluar si, una vez diseñado y desarrollado el cinturón Lumbatex, el dispositivo sería capaz de medir y cuantificar, de forma válida y fiable, una curvatura específica del raquis lumbar, así como los cambios producidos en ella durante movimientos producidos en el plano sagital, a través de los sensores inerciales integrados en el textil del dispositivo. Para ello, se

llevaron a cabo los protocolos experimentales de las fases II y III de esta tesis doctoral, consistentes en mediciones individuales de cada uno de los cinco sensores para cada una de las diferentes curvas analizadas, y mediciones sobre los cambios en la disposición del raquis lumbar en diferentes posiciones analizadas, respectivamente.

4.3.1 Validación mecánica. Fiabilidad técnica del dispositivo.

La fase II de validación mecánica evaluó a la vez la validez y fiabilidad técnica del dispositivo para medir, de forma segmentaria, la curvatura del raquis lumbar, a partir de las mediciones estáticas realizadas por cada uno de los sensores en las diferentes condiciones experimentales planteadas. El análisis de los resultados de los test reveló que para cada uno de los sensores inerciales (sensores 1, 2, 3, 4 y 5), y en cada una de las diferentes condiciones evaluadas (25°, 20°, 17°, 16°, 15° y 10°), los valores obtenidos muestran una validez y una fiabilidad absoluta altas, medidas a partir del coeficiente de variación (CoV) y del error estándar (SE) de la media, así como una alta fiabilidad relativa, establecida a partir del coeficiente de correlación intra-clase (ICC).

Para la fiabilidad absoluta se utilizaron los datos normalizados que los cinco sensores inerciales mostraron durante la realización, en cinco ocasiones diferenciadas, del mismo test, para cada una de las distintas condiciones evaluadas. Se determinó para ello el SE de la media y el CoV. El SE de la media muestra el tamaño del error del uso de una determinada unidad de medida, y es usado para comparar diferentes mediciones sobre el mismo test (20). Por su parte, el CoV permite comparar la dispersión existente respecto a la media de una variable, y ha sido utilizado en anteriores estudios para determinar la fiabilidad absoluta de un dispositivo de medición del raquis lumbar (Ronchi et al., 2008).

Para el criterio de validez se utilizó, a partir de los datos ya normalizados, una combinación gráfica de los ángulos generados por cada uno de los cinco sensores que permitió generar una forma coherente con cada una de las distintas curvaturas evaluadas. A partir de ahí, se llevó a cabo la validación visual, mediante la comparación de esta forma coherente generada respecto a una curva teórica patrón generada matemáticamente, representada de forma digital, y finalmente superpuesta a esa forma coherente, correspondiente con la forma concreta que se estaba evaluando.

Los resultados muestran que, para todas y cada una de las condiciones experimentales evaluadas, tanto el SE de la media como el CoV correspondientes a cada uno de los cinco sensores fueron muy bajos (estando muy por debajo del 10%), por lo que se puede inferir la alta precisión durante todas las diferentes mediciones y, por tanto, la fiabilidad absoluta del cinturón Lumbatex. Por su parte, a partir de la representación gráfica generada para cada una de las distintas curvas, que resulta totalmente en coherencia con cada una de las condiciones experimentales evaluadas, y que, una vez superpuesta a la forma digital de la curva teórica generada matemáticamente, se puede observar igualmente, de forma visual, la validez de las mediciones realizadas por parte de los sensores inerciales del dispositivo en cada uno de los diferentes test experimentales.

Por otro lado, para la fiabilidad relativa se decidió determinar el coeficiente de correlación intra-clase (20), como ya se ha realizado en estudios previos sobre fiabilidad de dispositivos de medición de movimientos del raquis lumbar (Ronchi et al., 2008). Así pues, tras el proceso experimental se valoraron los datos relativos al ICC de cada uno de los 5 sensores en todas y cada una de las seis condiciones experimentales evaluadas, calculándose el límite de confianza al 95%. Los resultados mostraron unos valores de ICC muy elevados ($ICC > 0,9$; $p = 0,000$) en todos los casos evaluados, por lo que se puede deducir a partir de ellos que se cumple el criterio de fiabilidad relativa del cinturón.

Estos datos apoyan la hipótesis de investigación planteada en relación a esta cuestión y demuestran que el cinturón Lumbatex es capaz de medir y cuantificar, de forma válida y fiable, una curvatura específica del raquis lumbar mediante la utilización de los sensores inerciales (acelerómetros tri-axiales y giroscopios) integrados en el textil del dispositivo.

El uso de acelerómetros y giroscopios para el estudio del movimiento humano ha sido ya evaluado con éxito en estudios previos (Lee, Laprade, & Fung, 2003; Charry, Lai, Begg & Palaniswami, 2009; Lou, Raso, Hill, Durdle, & Moreau, 2002; Nevins, Durdle, & Raso, 2002; Charry, Umer, & Taylor, 2011; Williams et al., 2012) ya que están ganando atención como una alternativa prometedora a los tradicionales sistemas de captura de movimiento, limitados a su uso en laboratorio (Charry et al., 2009; Charry, Umer, & Taylor, 2011). No obstante, la mayoría de estudios han usado dispositivos únicamente capaces de analizar determinadas orientaciones del tronco respecto a otros segmentos corporales (Lou et al., 2002; Lee et al., 2003; Nevins et al., 2002). Sin embargo, la conveniencia de utilizar sensores inerciales que recojan información postural segmentaria relacionada con una determinada curvatura de la columna lumbar, así como información relativa a la monitorización de los cambios del raquis lumbar durante la realización de un movimiento en cualquiera de los tres planos de movimiento, no ha sido prácticamente estudiada por la investigación científica actual (Wong & Wong, 2008). Existen muy pocos estudios, por tanto, que tengan por objeto el diseño y la validación de un dispositivo que use sensores inerciales para monitorizar y cuantificar cambios en la columna lumbar. Uno de ellos es el que ha evaluado la precisión de un sistema inercial inalámbrico de baja potencia, llamado *ViMove*, que mide la orientación del raquis lumbar en las tres dimensiones (Charry et al., 2011). La precisión de este sistema ha sido (Maletsky, Sun & Morton, 2007; Schmidt, Berg, Ploeg, & Ploeg, 2009) sido validada, comparada y contrastada con el sistema NDI Optotrak, considerado un estándar de oro en la validación de mediciones mediante sensores. Los resultados de esta validación son acordes con los resultados de los procesos experimentales de esta tesis doctoral, y demuestran por tanto que el uso de sensores inerciales puede ser válido para realizar mediciones que aporten datos objetivos y precisos sobre los movimientos del raquis lumbar, y, por tanto, útil en el tratamiento clínico del dolor lumbar (Charry et al., 2011).

No obstante, a diferencia del dispositivo Lumbatex, el sistema *ViMove* consiste únicamente en dos unidades inerciales, compuestas cada una de un acelerómetro triaxial y de un giroscopio mono-axial, situadas a nivel de las vértebras L-1 y S-1. A pesar de que este método de colocación de los sensores inerciales en el raquis lumbar ha sido reportado como método fiable de medición de la flexo-extensión con sensores inerciales por otros estudios (Ronchi et al., 2008; Williams, Binkley, Bloch, Goldsmith, & Minuk, 1993), los resultados del estudio de validación revelaron que los sensores mostraron un patrón incremental del error cuadrático de la media en las mediciones conforme pasaban de estimar, mediante un algoritmo posicional, las distintas posiciones en una dimensión (uniplanares) a estimar otras posiciones en dos o en tres dimensiones (multiplanares). Los autores reconocen que esto podría denotar una posible falta de precisión del dispositivo, sobre todo para las posiciones compuestas o multiplanares, y señalan la posibilidad de optimización de esta cuestión (Charry et al., 2011). Existen técnicas de reducción de los errores de medición calculados con sensores inerciales, pero demandan el uso de un mayor número de sensores y/o una mayor complejidad en el procesamiento de la señal (Roetenberg, Slycke, & Veltink, 2007; Charry & Lai, 2010; Najafi, Aminian, Loew, Blanc & Robert, 2002). Este problema de incremento o acumulación de los errores se ha reportado también en otros estudios anteriores de validación de sistemas inerciales de medición de la postura del tronco, como el de (Plamondon et al., 2007) y además en otros estudios de validación de sistemas inerciales de medición del movimiento en otras articulaciones, como la rodilla (Hu, Charry, Umer, Ronchi, & Taylor, 2014). Sin embargo, en el caso de la validación del cinturón Lumbatex®, los resultados muestran que, al usar cinco sensores inerciales que miden de forma segmentaria la posición de cada una de las vértebras lumbares en cada una de las condiciones experimentales evaluadas, tanto el SE de la media como el CoV correspondientes a cada sensor fueron muy bajos, por lo que se podría inferir un alto nivel de precisión y consistencia durante mediciones hechas dentro de un entorno controlado de laboratorio, y por tanto podría considerarse entonces un grado de fiabilidad absoluta mayor del cinturón, en comparación a otros dispositivos con sensores inerciales previamente validados.

En relación a la fiabilidad relativa del sistema de medición mediante sensores inerciales del cinturón, los resultados mostraron unos valores de ICC muy elevados ($ICC > 0,9$; $p < 0,001$), lo cual deja claro la consistencia y reproductibilidad de las diferentes mediciones realizadas por el cinturón durante los procesos experimentales. Esta metodología para establecer la fiabilidad relativa de los sensores inerciales para la medición del movimiento lumbar es acorde a las recomendaciones de Durand sobre fiabilidad relativa en mediciones sobre movimiento articular (Durand, Malouin, Richards & Bravo, 1991) ya ha sido utilizada con éxito en estudios previos relacionados, como es el caso de la tesis doctoral de Ronchi, en la que se evalúa la fiabilidad y validez de un dispositivo desarrollado (*Back Strain Monitor*) que mide el movimiento lumbar durante las actividades cotidianas a lo largo de un día, mediante el uso de acelerómetros y otros sensores transductores (Ronchi et al., 2008). Los resultados sobre la evaluación de la fiabilidad relativa de este dispositivo, basada en las citadas recomendaciones de (Durand et al., 1991) también reportaron ICCs mayores de 0,9, por lo que reforzarían la fiabilidad en el uso de sensores de acelerometría para medir movimientos del raquis lumbar (Ronchi et al., 2008).

4.3.2 Validación dinámica del dispositivo.

La fase III de validación dinámica evaluó la fiabilidad del cinturón Lumbatex para registrar, de forma segmentaria, los cambios producidos en el raquis lumbar, a partir de una valoración sobre las mediciones de la curvatura lumbar en las tres condiciones experimentales realizadas a 15 participantes voluntarios en el estudio. El análisis de los resultados de los test de corsé en decúbito prono y sus modificaciones en anteversión y retroversión pélvica reveló que, al realizar una comparativa entre los tres test, se hallaron diferencias significativas entre las tres condiciones evaluadas, en todos y cada uno de los sensores (establecida la significatividad en $p < 0,05$. En la mayoría de las comparaciones realizadas, los resultados mostraron un valor de $p < 0,001$).

Además, como ya se ha comentado en el apartado metodológico, los cambios en la disposición del raquis lumbar se controlaron también de forma indirecta a través del dispositivo *Chattanooga Stabilizer pressure biofeedback unit* (PBU). Los resultados de los test muestran un coeficiente de correlación de Pearson (r) significativo entre las mediciones del dispositivo PBU y del cinturón Lumbatex para cada una de las condiciones experimentales. Establecida el nivel de significatividad en 0,01, los resultados muestran una significativa correlación positiva en las mediciones de todos los sensores para cada uno de los tres test evaluados ($p < 0,001$), por lo que se puede establecer un alto grado de correlación y, por tanto, de concordancia, entre las mediciones directas realizadas con el cinturón Lumbatex y las mediciones indirectas realizadas con el dispositivo PBU.

Por tanto, a partir de estos resultados analizados (tanto la variación significativa de la varianza, al realizar la comparación entre las tres condiciones experimentales, como la significativa correlación positiva entre las mediciones de ambos dispositivos) se puede inferir y, consecuentemente, aprobar la fiabilidad dinámica del cinturón. Estos datos apoyan la hipótesis de investigación planteada en relación a esta cuestión y demuestran que el cinturón Lumbatex es capaz de registrar y cuantificar, de forma fiable, los diferentes cambios en la disposición segmentaria de la curvatura del raquis lumbar mediante el uso de los sensores inerciales (acelerómetros tri-axiales y giroscopios) integrados en el textil del dispositivo.

La verificación indirecta controlada mediante el uso del sistema PBU muestra que las mediciones de los diferentes cambios de la curvatura lumbar, registrada y cuantificada por los sensores inerciales del cinturón durante la realización de las tres condiciones experimentales, han resultado ser razonablemente válidas y precisas. La variación de la varianza significativa, en la comparación de los tres test evaluados prueba la fiabilidad dinámica del cinturón, referida a la fiabilidad de los cinco sensores inerciales para medir, de forma válida y precisa, los cambios producidos a nivel segmentario (en cada una de las vértebras) en la curvatura de la columna lumbar, en todos y cada uno de los participantes en este estudio experimental.

Es importante señalar este alto grado de fiabilidad, dada las variaciones interindividuales que se dan en la lordosis lumbar de cada uno de los participantes. Puede servir como ejemplo la mayor lordosis observada generalmente en las mujeres participantes, o la mayor rectificación lordótica observada generalmente en los participantes masculinos. Esta heterogeneidad en la lordosis lumbar, identificada visualmente de una forma clara en la curva expresada por el software del dispositivo en imagen, a nivel cuantitativo podría haber significado que el nivel de dispersión de la curva generada a partir de la media de las mediciones fuera mayor, y por tanto menos homogéneas. En consecuencia, las diferencias entre las distintas posiciones habrían resultado menos claras.

Otro aspecto que es sustancial considerar, cuando hablamos de realizar mediciones a diferentes sujetos, y que puede afectar a la fiabilidad dinámica del dispositivo, es la importancia que tiene la correcta identificación de los puntos anatómicos (dada esas particularidades anatómicas intersujetos) y la consiguiente colocación correcta de los sensores inerciales. Es por ello que, durante los procesos experimentales, se procuró seguir el protocolo de forma idéntica, siendo siempre un mismo evaluador experimentado en la localización de puntos anatómicos en la zona lumbar quien los determinara y quien colocase cada sensor inercial siempre de la misma manera, a fin de minimizar las interferencias de medición y, con ello, lograr el mayor grado de fiabilidad en los resultados. Aún con esta particularidad de la variabilidad anatómica de la lordosis lumbar intersujetos, y considerando el importante aspecto de la identificación y colocación de los sensores, es de reseñar que, en la mayoría de las comparaciones realizadas, los resultados mostraron un valor de $p < 0.001$, lo cual denota el alto grado de fiabilidad dinámica de los sensores inerciales del dispositivo. Esta cuestión, también ha sido considerada de forma similar en estudios de validación de dispositivos que controlan los movimientos del raquis lumbar mediante sensores inerciales (Ronchi et al., 2008).

Relevancia e impacto de los resultados de esta tesis doctoral

Resulta relevante resaltar en este punto que los resultados de validación del dispositivo Lumbatex® cumplen con uno de los principales objetivos de esta tesis doctoral, y demuestran que el cinturón diseñado y desarrollado es capaz de medir y cuantificar, de una forma válida y fiable, una curvatura específica del raquis lumbar mediante la utilización de los sensores inerciales integrados en el textil del dispositivo. Es necesario poner en relieve la importancia de estos resultados, ya que recientes avances en el desarrollo de este campo científico de los sensores magnéticos, micro-electromecánicos e inerciales, tales como magnetómetros, acelerómetros y giroscopios, han aumentado de forma significativa el interés por su uso dentro del ámbito de la biomecánica humana y deportiva (Charry et al., 2011; Williams et al., 2012; Wong & Wong, 2008; Charry et al., 2010). Debido a su diminuto tamaño, estos sensores pueden ser cómodamente implementados en el cuerpo o en un tejido ajustado al mismo, y permitir con ello una monitorización continua durante las actividades de la vida cotidiana, fuera de un ámbito clínico y de laboratorio. En este sentido, su uso ya está ganando terreno como una alternativa prometedora a los tradicionales sistemas opto-electrónicos de captura de movimiento, que, aunque han demostrado un alto grado de fiabilidad y precisión, resultan complejos, caros y su uso queda limitado en laboratorio (Percy et al., 1987; Charry et al., 2011; Charry et al., 2009). Además, si el uso de estos sistemas es complicado en el ámbito clínico, resulta casi imposible hacerlo para el uso cotidiano (Charry et al., 2011).

Por otra parte, los métodos observacionales utilizados tradicionalmente en el tratamiento del dolor lumbar comprenden el uso de goniómetros e inclinómetros (Goodvin et al., 2006). Estas técnicas han demostrado tener una validez y una fiabilidad muy variable (Maletsky et al., 2007; Chen et al., 1997). Es por ello que sería adecuado idear un sistema que proporcionara una monitorización y cuantificación objetiva y precisa de los movimientos de la columna vertebral tanto dentro como fuera del ámbito clínico y de laboratorio, y que tuviera el innovador potencial de controlar y guiar los patrones de movimiento a través de un biofeedback durante su uso en el

ámbito clínico, rehabilitador, readaptador y/o deportivo (Charry et al., 2011; Wong & Wong, 2008). En respuesta a esta necesidad evidenciada en la literatura científica, el cinturón Lumbatex, dado los competentes resultados de validez y fiabilidad mostrados en los test experimentales, podría suponer una adecuada estrategia para optimizar la monitorización del movimiento lumbar dentro de los programas orientados al tratamiento del dolor lumbar y a los programas de readaptación y rendimiento deportivo.

Enfatizar el uso del cinturón como estrategia clave para el control cinemático, a nivel segmentario, del raquis lumbar es importante, ya que con ello se podría optimizar la postura corporal y ayudar a prevenir o a reducir la incidencia de lesiones mecánicas de la espalda, así como el dolor lumbar. Como ya se ha documentado de forma extensa en el marco teórico de esta tesis doctoral, el dolor lumbar es un grave problema de salud que afecta a toda la población, a nivel global. El dolor lumbar es la patología músculo-esquelética más común dentro de la atención primaria (Britt, 1999). Actualmente existen a nuestra disposición muy pocas opciones conocidas que ofrezcan un tratamiento eficaz y satisfactorio como solución a este problema, y el resultado es un considerable gasto sanitario y social (Williams et al., 2010). Dado que está bien documentado que los movimientos no controlados y posturas corporales incorrectas son grandes factores de riesgo en la aparición del dolor lumbar (Hoogendoorn et al., 2000), el desarrollo y validación de un dispositivo (integrado en el textil para mayor confort del usuario) que ofrezca un biofeedback en tiempo real que permita un control segmentario adecuado de la zona neutra vertebral y, con ello, la adopción de posturas corporales correctas y seguras parece en la actualidad necesario, congruente, y oportuno, y ofrece posibilidades de aplicación práctica prometedoras no sólo ya en el ámbito clínico y sanitario, sino también en el ámbito de la ergonomía de la vida cotidiana y en los diferentes campos de la actividad física y el deporte.

5 CONCLUSIONES

5.1 Conclusiones del estudio

OBJETIVO PRINCIPAL

Desarrollar y validar un dispositivo tecnológico basado en textiles inteligentes que permita cuantificar los cambios de la lordosis lumbar en base a sensores inerciales de forma precisa, confortable, eficaz y objetiva.

El objetivo principal de esta tesis doctoral era el diseño, desarrollo y validación de un dispositivo basado en sensores inerciales que fuera capaz de determinar, cuantificar, controlar y aportar biofeedback, de forma precisa, dinámica y segmentaria, sobre una curva determinada del raquis lumbar, así como capaz de detectar, registrar y cuantificar los cambios producidos en la misma cuando se realiza cualquier tipo de movimiento dentro de un ámbito clínico, deportivo, o simplemente durante la realización de cualquier movimiento de la vida cotidiana. Para ello, se desarrolló todo el proceso de diseño y perfeccionamiento de los distintos prototipos, y, una vez que resultaron idóneos para realizar las mediciones, se llevaron a cabo los protocolos experimentales de las fases II y III de esta tesis doctoral, consistentes en mediciones individuales de cada uno de los cinco sensores para cada una de las diferentes curvas analizadas, y mediciones sobre los cambios en la disposición del raquis lumbar en diferentes posiciones analizadas, respectivamente. Asimismo, se realizó un análisis del confort del dispositivo para que los usuarios evaluaran objetivamente su percepción de confort subjetiva. Los resultados expuestos en los distintos apartados de la tesis demuestran que el cinturón Lumbatex es capaz de medir y cuantificar, de forma válida y fiable, una curvatura específica del raquis lumbar mediante la utilización de los sensores inerciales (acelerómetros tri-axiales y giroscopios) integrados en el textil del dispositivo. Asimismo, los resultados demuestran que el dispositivo es capaz de registrar y cuantificar, de forma fiable, los diferentes cambios en la disposición segmentaria de la curvatura del raquis lumbar mediante el uso de tales sensores

inerciales integrados en el textil. Por su parte, los resultados de confort demuestran que, durante el uso del dispositivo para la toma de datos de los test de confort desarrollados en los estudios experimentales, los participantes reportaron unos valores elevados de percepción de confortabilidad, lo cual prueba que el diseño del último prototipo desarrollado resultó cómodo y adecuado para el usuario del mismo. Por tanto, en base a los resultados presentados en los apartados anteriores, puede afirmarse que se ha cumplido satisfactoriamente el objetivo principal de esta tesis doctoral.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Diseñar y desarrollar un sistema de monitorización capaz de generar información útil necesaria para el control de la estabilidad del raquis lumbar a través del feedback en tiempo real.

El primero de los objetivos específicos de esta tesis doctoral es el relativo al diseño y desarrollo de un sistema de monitorización con capacidad de generar información útil para controlar la curvatura del raquis lumbar a través de emitir un feedback en tiempo real. Para cumplir con este objetivo, se diseñó el sistema de sensorización del dispositivo a partir de cinco sensores, cada uno para cuantificar y controlar los cambios en cada vértebra lumbar, que se integraron sobre una base textil, y a partir del mismo se desarrollaron diferentes prototipos, buscando siempre una mayor precisión, validez y fiabilidad de las mediciones, así como unos niveles de confort más elevados. El resultado final fue producir un sistema de monitorización eficaz, confortable, fiable y válido para controlar, de forma segmentaria, la estabilidad dinámica del raquis lumbar. Por último, gracias al feedback desarrollado por el software del dispositivo, el sistema de monitorización ofrece la posibilidad de establecer unos rangos de movimiento a partir de los cuales el dispositivo emitirá un feedback al usuario del mismo.

Crear y desarrollar un software específico que permita recibir, procesar, registrar y visualizar los datos generados por el dispositivo para su posterior análisis.

Otro de los objetivos específicos, dentro del diseño y desarrollo del dispositivo Lumbatex, fue la creación y desarrollo de un software y firmware específico que ofreciera la posibilidad de recibir, procesar, registrar y visualizar los datos generados por los sensores inerciales del dispositivo y permitiera el posterior tratamiento y análisis de los datos. En cumplimiento de este objetivo, se desarrolló un software específico capaz de recoger toda la información proveniente de los sensores presentarla de forma visual. Además, es capaz de mostrar tanto el valor absoluto como los relativos a cada sensor y detallar porcentualmente el grado de participación de cada uno de los sensores en la gráfica en la curva generada. Permite también el almacenamiento de datos para su posterior volcado, borrado y recalibrado y ofrece la posibilidad de establecer unos rangos de movimiento a partir de los cuales el dispositivo emitirá un feedback al usuario.

Examinar la validez y fiabilidad de los sensores inerciales (acelerómetros tri-axiales y giroscopios), así como en la combinación éstos para medir y cuantificar una curva determinada (validación mecánica).

La fase II de validación mecánica evaluó a la vez la validez y fiabilidad técnica del dispositivo para medir, de forma segmentaria, la curvatura del raquis lumbar, a partir de las mediciones estáticas realizadas por cada uno de los sensores en las diferentes condiciones experimentales planteadas. El análisis de los resultados de los test de validez y de fiabilidad absoluta y relativa probaron la validación mecánica del dispositivo, y revelaron que el uso de sensores inerciales es válido y fiable para realizar mediciones que aporten datos objetivos y precisos sobre la medición y cuantificación de una determinada curva del raquis lumbar mediante la utilización de los sensores inerciales (acelerómetros tri-axiales y giroscopios) integrados en el textil del dispositivo.

Examinar fiabilidad de los sensores inerciales del dispositivo para medir y cuantificar los cambios producidos en la curva lumbar durante movimientos producidos en el plano sagital (validación dinámica).

La fase III de validación dinámica evaluó la fiabilidad del cinturón Lumbatex para registrar, de forma segmentaria, los cambios producidos en el raquis lumbar, a partir de una valoración sobre las mediciones de la curvatura lumbar en las tres condiciones experimentales realizadas a 15 participantes voluntarios en el estudio. Los resultados de los procesos experimentales aprobaron la fiabilidad dinámica del cinturón, y demostraron que el cinturón es capaz de registrar y cuantificar, de forma fiable, los diferentes cambios en la disposición segmentaria de la curvatura del raquis lumbar mediante el uso de los sensores inerciales (acelerómetros tri-axiales y giroscopios) integrados en el textil del dispositivo.

Analizar de forma objetiva el grado de confort que el dispositivo ofrece a los usuarios.

Por último, se realizó un análisis sobre el nivel de confort percibido por los sujetos sobre el uso del cinturón Lumbatex durante los procesos experimentales en los que participaron. Tal como muestran los resultados del test de confort realizado por los participantes, en todas las categorías se obtuvieron unas sensaciones de confort bastante elevadas en el uso del dispositivo. En general, la valoración global de los participantes mostró una sensación de confortabilidad buena, por lo que podemos concluir que el diseño del último prototipo desarrollado resulta cómodo y adecuado para el usuario del mismo, lo cual cumple con el último de los objetivos específicos de esta tesis doctoral.

5.2 Limitaciones del estudio

A continuación, se describen las principales limitaciones observadas durante el período de preparación y ejecución del presente proyecto:

- La validación visual requiere de una confirmación matemática que de forma teórica confirme los resultados obtenidos.
- Sería conveniente analizar los cambios en el raquis con otro dispositivo que midiera de forma directa y al mismo tiempo que el cinturón. Podría ser mediante un análisis de 2 o 3D.

5.3 Líneas futuras

Tras la experiencia de la presente tesis, surgen una serie de cuestiones que podrían plantear líneas futuras de trabajo:

- El dispositivo cuenta con dos sensores adicionales a los costados que tienen la función de valorar los cambios en rotación e inclinación del tronco. Futuros trabajos deberían analizar la validez y fiabilidad del dispositivo para la rotación e inclinación.
- Una de las mayores ventajas que presenta este dispositivo frente a otros es la posibilidad de valorar los cambios en la lordosis de forma segmentaria. Habría que valorar en qué medida es sensible a recoger dichos cambios.

- El cinturón presenta diferentes posibilidades en cuanto a campos de actuación. Habría que valorar las necesidades específicas que requiere cada uno de ellos para adaptar el feedback.
- El modelo utilizado es un prototipo que podría mejorar muchos aspectos en su diseño y desarrollo. Principalmente a partir de los resultados obtenidos en confort.

6 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abenhaim et al. (2000). The role of activity in the therapeutic management of back pain. Report of the International Paris Task Force on Back Pain. *Spine*.
- Adams, M. A. (2004). Biomechanics of back pain. *Acupuncture in Medicine*, 22(4), 178–188. <https://doi.org/10.1136/aim.22.4.178>
- Adams, M. A., & Dolan, P. (1995). Recent advances in lumbar spinal mechanics and their clinical significance. *Clinical Biomechanics*. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)90432-9](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)90432-9)
- Adams, M. A., McNally, D. S., Chinn, H., & Dolan, P. (1994). The clinical biomechanics award paper 1993 Posture and the compressive strength of the lumbar spine. *Clinical Biomechanics*, 9(1), 5–14. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(94\)90052-3](https://doi.org/10.1016/0268-0033(94)90052-3)
- Afton L, H., Diane C, R., Evgeny G, V., Vaschillo, B., Sigal, L. H., Maria Katsamanis, K., ... Paul M, L. (2007). A pilot study of the efficacy of heart rate variability (HRV) biofeedback in patients with fibromyalgia. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 32(1), 1–10. <https://doi.org/10.1007/s10484-006-9028-0>
- Akkaya, N., Ardic, F., Ozgen, M., Akkaya, S., Sahin, F., & Kilic, a. (2012). Efficacy of electromyographic biofeedback and electrical stimulation following arthroscopic partial meniscectomy: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 26(3), 224–236. <https://doi.org/10.1177/0269215511419382>
- Ali, A., Caine, M. P., & Snow, B. G. (2007). Graduated compression stockings: physiological and perceptual responses during and after exercise. *Journal of Sports Sciences*, 25(4), 413–419. <https://doi.org/10.1080/02640410600718376>
- Alqhtani, R. S., Jones, M. D., Theobald, P. S., & Williams, J. M. (2015). Reliability of an accelerometer-based system for quantifying multiregional spinal range of motion. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 38(4), 275–281. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2014.12.007>
- An, K. N., Jacobsen, M. C., Berglund, L. J., & Chao, E. Y. S. (1988). Application of a magnetic tracking device to kinesiologic studies. *Journal of Biomechanics*, 21(7). [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(88\)90225-4](https://doi.org/10.1016/0021-9290(88)90225-4)
- Ariail, A., Sears, T., & Hampton, E. (2008). Use of transabdominal ultrasound imaging in retraining the pelvic-floor muscles of a woman postpartum. *Physical Therapy*, 88(10), 1208–1217. <https://doi.org/10.2522/ptj.20070330>
- Arjmand, N., & Shirazi-Adl, A. (2005). Biomechanics of changes in lumbar posture in static lifting. *Spine*, 30(23), 2637–2648. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000187907.02910.4f>
- Atlas, S. J., Deyo, R. A., Patrick, D. L., Convery, K., Keller, R. B., & Singer, D. E. (1996). The Quebec Task Force classification for Spinal Disorders and the severity, treatment, and outcomes of sciatica and lumbar spinal stenosis. *Spine*,

21(24), 2885–92. <https://doi.org/10.1097/00007632-199612150-00020>

- Bae, T. S., Cho, W., Kim, K. H., & Chae, S. W. (2014). Biomechanical Effect of Altered Lumbar Lordosis on Intervertebral Lumbar Joints During the Golf Swing: A Simulation Study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136(November 2014), 111005. <https://doi.org/10.1115/1.4028427>
- Balagué, F., Mannion, A. F., Pellisé, F., & Cedraschi, C. (2012). Non-specific low back pain. *Lancet*, 379(9814), 482–91. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(11\)60610-7](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(11)60610-7)
- Barclay-Goddard, R., Stevenson, T., Poluha, W., Moffatt, M. E. K., & Taback, S. P. (2004). Force platform feedback for standing balance training after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews (Online)*. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD004129.pub2>
- Bartomeu, M. R., Miralles, R. C., & Miralles, I. (2010). Dolor de espalda.Diagnóstico. Enfoque general del tratamiento. *Revista de Fisioterapia*, 4(43007), 1–58. Retrieved from http://www.scartd.org/arxius/lumbalgia_rull05.pdf
- Battié, M. C., Videman, T., Kaprio, J., Gibbons, L. E., Gill, K., Manninen, H., ... Peltonen, L. (2009). The Twin Spine Study: Contributions to a changing view of disc degeneration†. *Spine Journal*. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2008.11.011>
- Bauer, C. M., Rast, F. M., Ernst, M. J., Kool, J., Luomajoki, H., Suni, J., & Kankaanpää, M. (2015). Validity and reliability of inertial measurement units when measuring lumbar range of motion, movement control, repetitive movement and reposition error. *Physiotherapy (United Kingdom)*, 101, eS914-eS915. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2015.03.1754>
- Bazrgari, B., & Shirazi-Adl, A. (2007). Spinal stability and role of passive stiffness in dynamic squat and stoop lifts. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 10(5), 351–360. <https://doi.org/10.1080/10255840701436974>
- Beith, I. D., Synnott, R. E., & Newman, S. A. (2001). Abdominal muscle activity during the abdominal hollowing manoeuvre in the four point kneeling and prone positions. *Manual Therapy*, 6(2), 82–87. <https://doi.org/10.1054/math.2000.0376>
- Beneck, G. J., Story, J. W., & Donald, S. (2016). Postural Cueing to Increase Lumbar Lordosis Increases Lumbar Multifidus Activation During Trunk Stabilization Exercises: Electromyographic Assessment Using Intramuscular Electrodes. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 46(4), 293–299. <https://doi.org/10.2519/jospt.2016.6174>
- Bettoni, E., Ferriero, G., Bakhsh, H., Bravini, E., Massazza, G., & Franchignoni, F. (2016). A systematic review of questionnaires to assess patient satisfaction with limb orthoses. *Prosthetics and Orthotics International*, 40(2), 158–169. <https://doi.org/10.1177/0309364614556836>
- Bigos, S. J., & Davis, G. E. (1996). Scientific application of sports medicine principles for acute low back problems. The Agency for Health Care Policy and Research Low Back Guideline Panel (AHCPR, Guideline #14). *J Orthop.Sports Phys.Ther.*,

24(4), 192–207.

- Björck-van Dijken, C., Fjellman-Wiklund, A., & Hildingsson, C. (2008). Low back pain, lifestyle factors and physical activity: a population based-study. *Journal of Rehabilitation Medicine: Official Journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*, 40(10), 864–869. <https://doi.org/10.2340/16501977-0273>
- Bonato, P. (2005). Advances in wearable technology and applications in physical medicine and rehabilitation. *J.Neuroeng.Rehabil.*, 2(1), 2. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-2-2>
- Borghuis, J., Hof, A. L., & Lemmink, K. A. P. M. (2008). The importance of sensory-motor control in providing core stability: Implications for measurement and training. *Sports Medicine*. <https://doi.org/10.2165/00007256-200838110-00002>
- Britt, H. (1999). *General practice activity in Australia 1998?1999. New South Wales Public Health Bulletin* (Vol. 10). <https://doi.org/10.1071/NB99073>
- Brown, R. H., Burstein, A. H., Nash, C. L., & Schock, C. C. (1976). Spinal analysis using a three-dimensional radiographic technique. *Journal of Biomechanics*, 9(6). [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(76\)90113-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(76)90113-5)
- Brumagne, S., Lysens, R., & Spaepen, A. (1999). Lumbosacral position sense during pelvic tilting in men and women without low back pain: test development and reliability assessment. *J Orthop Sports Phys Ther*, 29(6), 345–351. <https://doi.org/10.2519/jospt.1999.29.6.345>
- Bull, A. M., Berkshire, F. H., & Amis, A. A. (1998). Accuracy of an electromagnetic measurement device and application to the measurement and description of knee joint motion. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 212(5), 347–355. <https://doi.org/10.1243/0954411981534123>
- Burgess-Limerick, R., Abernethy, B., & Neal, R. J. (1993). Relative phase quantifies interjoint coordination. *Journal of Biomechanics*, 26(1), 91–94. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(93\)90617-N](https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90617-N)
- Burnett, A. F., Barrett, C. J., Marshall, R. N., Elliott, B. C., & Day, R. E. (1998). Three-dimensional measurement of lumbar spine kinematics for fast bowlers in cricket. *Clinical Biomechanics*, 13(8), 574–583. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(98\)00026-6](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)00026-6)
- Butowicz, C. M., Ebaugh, D. D., Noehren, B., & Silfies, S. P. (2016). VALIDATION OF TWO CLINICAL MEASURES OF CORE STABILITY. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 11(1), 15–23. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26900496><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4739044>
- Cairns, M. C., Harrison, K., & Wright, C. (2000). Pressure Biofeedback: A useful tool in the quantification of abdominal muscular dysfunction? *Physiotherapy*, 86(3), 127–138. [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)61155-8](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(05)61155-8)

- Calvo-Lobo, C., Fernández, J. M. V., Becerro-De-Bengoa-Vallejo, R., Losa-Iglesias, M. E., Rodríguez-Sanz, D., López, P. P., & López, D. L. (2017). Relationship of depression in participants with nonspecific acute or subacute low back pain and no-pain by age distribution. *Journal of Pain Research*, *10*, 129–135. <https://doi.org/10.2147/JPR.S122255>
- Carey, T. S., Evans, A. T., Hadler, N. M., Lieberman, G., Kalsbeek, W. D., Jackman, A. M., ... McNutt, R. a. (1996). Acute Severe Low Back Pain: A Population-based Study of Prevalence and Care-seeking. *Spine*. <https://doi.org/10.1097/00007632-199602010-00018>
- Carmona, L., Gabriel, R., Ballina, J., Laffon, A., & Grupo de Estudio EPISER. (2001). Proyecto EPISER 2000: prevalencia de enfermedades reumáticas en la población española. *Revista Española de Reumatología*, *28*(1), 18–25. Retrieved from <http://www.elsevier.es/es-revista-revista-espanola-reumatologia-29-articulo-proyecto-episer-2000-prevalencia-enfermedades-15193>
- Ceceli, E., Dursun, E., & Cakci, A. (1996). Comparison of joint-position biofeedback and conventional therapy methods in genu recurvatum after stroke - 6 Months' follow-up.
- Charry, E., Umer, M., & Taylor, S. (2011). Design and validation of an ambulatory inertial system for 3-D measurements of low back movements. In *Proceedings of the 2011 7th International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing, ISSNIP 2011* (pp. 58–63). <https://doi.org/10.1109/ISSNIP.2011.6146618>
- Chiu, M. C., & Wang, M. J. J. (2007). Professional footwear evaluation for clinical nurses. *Applied Ergonomics*, *38*(2), 133–141. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2006.03.012>
- Chiu, T. T. W., Law, E. Y. H., & Chiu, T. H. F. (2005). Performance of the craniocervical flexion test with and without chronic neck pain. *Journal of Orthopaedic & Sport Physical Therapy*, *35*(9), 567–571. <https://doi.org/10.2519/jospt.2005.35.9.567>
- Claude, L. N., Solomonow, M., Zhou, B. H., Baratta, R. V., & Zhu, M. P. (2003). Neuromuscular dysfunction elicited by cyclic lumbar flexion. *Muscle and Nerve*, *27*(3), 348–358. <https://doi.org/10.1002/mus.10318>
- Colborne, G. R., Wright, F. V., & Naumann, S. (1994). Feedback of triceps surae EMG in gait of children with cerebral palsy: a controlled study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *75*(1), 40–5. [https://doi.org/0003-9993\(94\)90335-2](https://doi.org/0003-9993(94)90335-2) [pii]
- Crisco, J. J., Panjabi, M. M., Yamamoto, I., & Oxland, T. R. (1992). Euler Stability of the Human Ligamentous Lumbar Spine .2. Experiment. *Clinical Biomechanics*, *7*(1), 27–32. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(92\)90004-n](https://doi.org/10.1016/0268-0033(92)90004-n)
- Critchley, D. (2002). Instructing pelvic floor contraction facilitates transversus abdominis thickness increase during low-abdominal hollowing. *Physiotherapy Research International: The Journal for Researchers and Clinicians in Physical Therapy*, *7*(2), 65–75. <https://doi.org/10.1002/pri.243>

- Crow, J. L., Lincoln, N. B., Nouri, F. M., & Weerdt, W. (1989). The effectiveness of EMG biofeedback in the treatment of arm function after stroke. *International Disability Studies*. Retrieved from <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/9781118520000.ch44>
- Cuesta-Vargas, A. I., Galán-Mercant, A., & Williams, J. M. (2010). The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Physical Therapy Reviews: PTR*, 15(6), 462–473. <https://doi.org/10.1179/1743288X11Y.0000000006>
- Cynn, Oh, Kwon & Yi, (2006). (2006). Effects of lumbar stabilization using a pressure biofeedback unit on muscle activity and lateral pelvic tilt during hip abduction in sidelying.
- Dagenais, S., Caro, J., & Haldeman, S. (2008). A systematic review of low back pain cost of illness studies in the United States and internationally. *Spine Journal*. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2007.10.005>
- Delgado, T. L., Kubera-Shelton, E., Robb, R. R., Hickman, R., Wallmann, H. W., & Dufek, J. S. (2013a). Effects of foot strike on low back posture, shock attenuation, and comfort in running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45(3), 490–496. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182781b2c>
- Delgado, T. L., Kubera-Shelton, E., Robb, R. R., Hickman, R., Wallmann, H. W., & Dufek, J. S. (2013b). Effects of foot strike on low back posture, shock attenuation, and comfort in running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45(3), 490–496. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182781b2c>
- Delk, K. K., Gevirtz, R., Hicks, D. A., Carden, F., & Rucker, R. (1994). The effects of biofeedback assisted breathing retraining on lung functions in patients with cystic fibrosis. *Chest*, 105(1), 23–28. <https://doi.org/10.1378/chest.105.1.23>
- Deyo, R. A., Dworkin, S. F., Amtmann, D., Andersson, G., Borenstein, D., Carragee, E., ... Weiner, D. K. (2014). Report of the national institutes of health task force on research standards for chronic low back pain. *The Spine Journal*, 37(7), 449–467. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2014.07.006>
- Deyo, R. A., Dworkin, S. F., Amtmann, D., Andersson, G., Borenstein, D., Carragee, E., ... Weiner, D. K. (2015). Report of the NIH task force on research standards for chronic low back pain. *International Journal of Therapeutic Massage and Bodywork: Research, Education, and Practice*. <https://doi.org/10.3822/ijtmb.v8i3.295>
- Deyo, R. A., Rainville, J., & Kent, D. L. (1992). What can the history and physical examination tell us about low back pain? *JAMA*, 268(6), 760–765. <https://doi.org/10.1001/jama.1992.03490060092030>
- Dickx, N., D'hooge, R., Cagnie, B., Deschepper, E., Verstraete, K., & Danneels, L. (2010). Magnetic Resonance Imaging and Electromyography to Measure Lumbar Back Muscle Activity. *Spine*, 35(17), E836–E842. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181d79f02>
- Dietz, H. P., Wilson, P. D., & Clarke, B. (2001). The use of perineal ultrasound to

- quantify levator activity and teach pelvic floor muscle exercises. *International Urogynecology Journal and Pelvic Floor Dysfunction*, 12(3), 166–169. <https://doi.org/10.1007/s001920170059>
- Dinato, R. C., Ribeiro, A. P., Butugan, M. K., Pereira, I. L. R., Onodera, A. N., & Sacco, I. C. N. (2015). Biomechanical variables and perception of comfort in running shoes with different cushioning technologies. *Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia*, 18(1), 93–97. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.12.003>
- Dingwell, J. B., Davis, B. L., & Frazier, D. M. (1996). Use of an instrumented treadmill for real-time gait symmetry evaluation and feedback in normal and trans-tibial amputee subjects. *Prosthetics and Orthotics International*, 20(1989), 101–110. <https://doi.org/10.3109/03093649609164426>
- Dozza, M., Chiari, L., Chan, B., Rocchi, L., Horak, F. B., & Cappello, A. (2005). Influence of a portable audio-biofeedback device on structural properties of postural sway. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2, 13. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-2-13>
- Draper, V., & Ballard, L. (1991). Electrical stimulation versus electromyographic biofeedback in the recovery of quadriceps femoris muscle function following anterior cruciate ligament surgery. *Phys Ther*, 71(6), 454–455.
- Driscoll, T., Jacklyn, G., Orchard, J., Passmore, E., Vos, T., Freedman, G., ... Punnett, L. (2014). The global burden of occupationally related low back pain: estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 73(6), 975–981. <https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2013-204631>
- Dunlop, R. B., Adams, M. A., & Hutton, W. C. (1984). Disc space narrowing and the lumbar facet joints. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 66(5), 706–10. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6501365>
- Dursun, N., Dursun, E., & Kili, Z. (2001). Electromyographic biofeedback-controlled exercise versus conservative care for patellofemoral pain syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(12), 1692–1695. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.26253>
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N., Lander, J. E., Barrentine, S. W., Andrews, J. R., ... Moorman, C. T. (2001). Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(9), 1552–1566. <https://doi.org/10.1097/00005768-200109000-00020>
- 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*. <https://doi.org/10.1097/00007632-199601010-00017>
- Europea, C. (2005). *Guia de prática clínica. Lumbalgia inespecífica*. Fundação Kovacs. <https://doi.org/10.1007/s00586-006-1072-1>
- Foerster, F., Smeja, M., & Fahrenberg, J. (1999). Detection of posture and motion by accelerometry: a validation study in ambulatory monitoring. *Computers in Human*

Behavior, 15(5), 571–583. [https://doi.org/10.1016/S0747-5632\(99\)00037-0](https://doi.org/10.1016/S0747-5632(99)00037-0)

- Fogelholm, M., Kukkonen-Harjula, K., & Oja, P. (1999). Eating control and physical activity as determinants of short-term weight maintenance after a very-low-calorie diet among obese women. *International Journal of Obesity and Related Metabolic Disorders: Journal of the International Association for the Study of Obesity*, 23(2), 203–210. <https://doi.org/10.1038/sj.ijo.0800825>
- França, F. R., Burke, T. N., Caffaro, R. R., Ramos, L. A., & Marques, A. P. (2012). Effects of muscular stretching and segmental stabilization on functional disability and pain in patients with chronic low back pain: A randomized, controlled trial. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 35(4), 279–285. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2012.04.012>
- Geiger, R. A., Allen, J. B., O’Keefe, J., & Hicks, R. R. (2001). Balance and mobility following stroke: Effects of physical therapy interventions with and without biofeedback/forceplate training. *Physical Therapy*, 82(4), 995–1005. <https://doi.org/11276182>
- Giardino, N. D., Chan, L., & Borson, S. (2004). Combined heart rate variability and pulse oximetry biofeedback for chronic obstructive pulmonary disease: Preliminary findings. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 29(2), 121–133. <https://doi.org/10.1023/B:APBI.0000026638.64386.89>
- Giggins, O. M., Persson, U. M., & Caulfield, B. (2013). Biofeedback in rehabilitation. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 10, 60. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-60>
- Gilmore, P. E., & Spaulding, S. J. (2007). Motor learning and the use of videotape feedback after stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 14(5), 28–36. <https://doi.org/10.1310/tsr1405-28>
- Goldstein, D. S., Ross, R. S., & Brady, J. V. (1977). Biofeedback heart rate training during exercise. *Biofeedback and Self-Regulation*, 2(2), 107–125. <https://doi.org/10.1007/BF00998662>
- Golob, A. L., & Wipf, J. E. (2014). Low Back Pain. *Medical Clinics of North America*. <https://doi.org/10.1016/j.mcna.2014.01.003>
- González Ordi, H., Capilla Ramiáñez, P., Santamaría Fernández, P., & Casado Morales, M. I. (2012). Abordaje multidisciplinar para la detección de la simulación en lumbalgia crónica. *Trauma (Spain)*, 23(3), 145–154.
- Gonzalez Viejo, M. A., Condon Huerta, M. J., González Viejo, M. Á., & Condon Huerta, M. J. (2000). Incapacidad por dolor lumbar en España. *Medicina Clínica (Barcelona)*, 114(13), 491–492. [https://doi.org/10.1016/S0025-7753\(00\)71342-X](https://doi.org/10.1016/S0025-7753(00)71342-X)
- Goodvin, C., Park, E. J., Huang, K., & Sakaki, K. (2006). Development of a real-time three-dimensional spinal motion measurement system for clinical practice. *Med Biol Eng Comput*, 44(12), 1061–1075. <https://doi.org/10.1007/s11517-006-0132-3> [doi]
- Granata, K. P., & Marras, W. S. (1995). An EMG-assisted model of trunk loading

- during free-dynamic lifting. *Journal of Biomechanics*, 28(11), 1309–1317. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00003-Z](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00003-Z)
- Grossman, E., Grossman, a, Schein, M. H., Zimlichman, R., & Gavish, B. (2001). Breathing-control lowers blood pressure. *Journal of Human Hypertension*, 15(4), 263–9. <https://doi.org/10.1038/sj.jhh.1001147>
- Ha, T. H., Saber-Sheikh, K., Moore, A. P., & Jones, M. P. (2013). Measurement of lumbar spine range of movement and coupled motion using inertial sensors - A protocol validity study. *Manual Therapy*, 18(1), 87–91. <https://doi.org/10.1016/j.math.2012.04.003>
- Haldeman, S., & Dagenais, S. (2008). A supermarket approach to the evidence-informed management of chronic low back pain. *Spine Journal*. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2007.10.009>
- Hasegawa, K., Kitahara, K., Hara, T., Takano, K., & Shimoda, H. (2009). Biomechanical evaluation of segmental instability in degenerative lumbar spondylolisthesis. *European Spine Journal*, 18(4), 465–470. <https://doi.org/10.1007/s00586-008-0842-3>
- Hatzitaki, V., Amiridis, I. G., Nikodelis, T., & Spiliopoulou, S. (2009). Direction-induced effects of visually guided weight-shifting training on standing balance in the elderly. *Gerontology*, 55(2), 145–152. <https://doi.org/10.1159/000142386>
- Hayden, J. A., Van Tulder, M. W., & Tomlinson, G. (2005). Systematic Review: Strategies for Using Exercise Therapy To Improve Outcomes in Chronic Low Back Pain. *Ann Intern Med*, 142(9), 776–785. <https://doi.org/10.7326/0003-4819-142-9-200505030-00014>
- Hemmen, B., & Seelen, H. a M. (2007). Effects of movement imagery and electromyography-triggered feedback on arm hand function in stroke patients in the subacute phase. *Clinical Rehabilitation*, 21(7), 587–594. <https://doi.org/10.1177/0269215507075502>
- Hennig, E. M. (2014). Plantar pressure measurements for the evaluation of shoe comfort, overuse injuries and performance in soccer. *Footwear Science*, 6(2), 119–127. <https://doi.org/10.1080/19424280.2013.873486>
- Heon-Seock, Jae-Seop, Oh-Yun, C.-H. (2006). Effects of lumbar stabilization using a PBU on muscle activity and lateral pelvic tilt during hip abduction in sidelyng.
- Hestbaek, L., Leboeuf-Yde, C., & Manniche, C. (2003). Low back pain: what is the long-term course? A review of studies of general patient populations. *European Spine Journal*, 12(2), 149–165. <https://doi.org/10.1007/s00586-002-0508-5>
- Hides, Julie A. PhD; Richardson, Carolyn A. PhD; Jull, G. A. Mp. (1996). Multifidus Muscle Recovery Is Not Automatic After Resolution of Acute, First-Episode Low Back Pain. *Spine*, 21(December), 2763–2769. <https://doi.org/10.1111/mono.12016>
- Hocoma, A. G. (2016). Back pain therapy with the Valedo Therapy Concept.
- Hodges, P., Richardson, C., & Jull, G. (1996). Evaluation of the relationship between

- laboratory and clinical tests of transversus abdominis function. *Physiotherapy Research International*, 1(1), 30–40. <https://doi.org/10.1002/pri.45>
- Hodges, P., van den Hoorn, W., Dawson, A., & Cholewicki, J. (2009). Changes in the mechanical properties of the trunk in low back pain may be associated with recurrence. *Journal of Biomechanics*, 42(1), 61–66. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.10.001>
- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*. <https://doi.org/10.1097/00007632-199611150-00014>
- Hoodless, D. J., Stainer, K., Savic, N., Batin, P., Hawkins, M., & Cowley, a J. (1994). Reduced customary activity in chronic heart failure: assessment with a new shoe-mounted pedometer. *International Journal of Cardiology*, 43, 39–42.
- Hoogendoorn, W. E., Bongers, P. M., de Vet, H. C., Douwes, M., Koes, B. W., Miedema, M. C., ... Bouter, L. M. (2000). Flexion and rotation of the trunk and lifting at work are risk factors for low back pain: results of a prospective cohort study. *Spine*, 25(23), 3087–3092. <https://doi.org/10.1097/00007632-200012101-00018>
- Hoy, D., Bain, C., Williams, G., March, L., Brooks, P., Blyth, F., ... Buchbinder, R. (2012). A systematic review of the global prevalence of low back pain. *Arthritis and Rheumatism*. <https://doi.org/10.1002/art.34347>
- Hoy, D., Brooks, P., Blyth, F., & Buchbinder, R. (2010). The Epidemiology of low back pain. *Best Practice and Research: Clinical Rheumatology*. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2010.10.002>
- Hoy, D. G., Smith, E., Cross, M., Sanchez-Riera, L., Blyth, F. M., Buchbinder, R., ... March, L. M. (2014). Reflecting on the global burden of musculoskeletal conditions: lessons learnt from the Global Burden of Disease 2010 Study and the next steps forward. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 4–7. <https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2014-205393>
- Hoy, D., March, L., Brooks, P., Blyth, F., Woolf, A., Bain, C., ... Buchbinder, R. (2014a). The global burden of low back pain: estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 73(6), 968–974. <https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2013-204428>
- Hoy, D., March, L., Brooks, P., Blyth, F., Woolf, A., Bain, C., ... Buchbinder, R. (2014b). The global burden of low back pain: estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 73(6), 968–974. <https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2013-204428>
- Hoy, D., March, L., Brooks, P., Woolf, A., Blyth, F., Vos, T., & Buchbinder, R. (2010). Measuring the global burden of low back pain. *Best Practice and Research: Clinical Rheumatology*. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2009.11.002>
- Hu, W., Charry, E., Umer, M., Ronchi, A., & Taylor, S. (2014). An inertial sensor system for measurements of tibia angle with applications to knee valgus/varus detection.

In *IEEE ISSNIP 2014 - 2014 IEEE 9th International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing, Conference Proceedings*. <https://doi.org/10.1109/ISSNIP.2014.6827603>

- Hudswell, S., Von Mengersen, M., & Lucas, N. (2005). The cranio-cervical flexion test using pressure biofeedback: A useful measure of cervical dysfunction in the clinical setting? *International Journal of Osteopathic Medicine*, 8(3), 98–105. <https://doi.org/10.1016/j.ijosm.2005.07.003>
- Inoue, N., & Espinoza Or??as, A. A. (2011). Biomechanics of Intervertebral Disk Degeneration. *Orthopedic Clinics of North America*. <https://doi.org/10.1016/j.ocl.2011.07.001>
- Jasiewicz, J. M., Treleaven, J., Condie, P., & Jull, G. (2007). Wireless orientation sensors: Their suitability to measure head movement for neck pain assessment. *Manual Therapy*, 12(4), 380–385. <https://doi.org/10.1016/j.math.2006.07.005>
- Jordan, C., & Bartlett, R. (1995). Pressure distribution and perceived comfort in casual footwear. *Gait and Posture*, 3(4), 215–220. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82850-5](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82850-5)
- Jull, G., Richardson, C., Toppenberg, R., Comerford, M., & Bui, B. (1993). Towards a measurement of active muscle control for lumbar stabilisation. *Australian Journal of Physiotherapy*, 39(3), 187–193. [https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(14\)60481-5](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(14)60481-5)
- Kaalund, S., & Madeleine, P. (2014). Effects of shock-absorbing insoles during transition from natural grass to artificial turf in young soccer players: a randomized controlled trial. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 104(5), 444–450. <https://doi.org/10.7547/0003-0538-104.5.444>
- Kang, Y. M., Choi, W. S., & Pickar, J. G. (2002). Electrophysiologic evidence for an intersegmental reflex pathway between lumbar paraspinal tissues. *Spine (Phila Pa 1976)*, 27(3), E56-63. <https://doi.org/10.1097/00007632-200202010-00005>
- Kapitza, K. P., Passie, T., Bernateck, M., & Karst, M. (2010). First non-contingent respiratory biofeedback placebo versus contingent biofeedback in patients with chronic low back pain: A randomized, controlled, double-blind trial. *Applied Psychophysiology Biofeedback*, 35(3), 207–217. <https://doi.org/10.1007/s10484-010-9130-1>
- Karavidas, M. K., Lehrer, P. M., Vaschillo, E., Vaschillo, B., Marin, H., Buyske, S., ... Hassett, A. (2007). Preliminary results of an open label study of heart rate variability biofeedback for the treatment of major depression. *Applied Psychophysiology Biofeedback*, 32(1), 19–30. <https://doi.org/10.1007/s10484-006-9029-z>
- Katz, J. N. (2006). Lumbar disc disorders and low-back pain: socioeconomic factors and consequences. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 88 Suppl 2, 21–24. <https://doi.org/10.2106/JBJS.E.01273>
- Kaushik, R., Kaushik, R. M., Mahajan, S. K., & Rajesh, V. (2005). Biofeedback assisted diaphragmatic breathing and systematic relaxation versus propranolol in

- long term prophylaxis of migraine. *Complementary Therapies in Medicine*, 13(3), 165–174. <https://doi.org/10.1016/j.ctim.2005.04.004>
- Kazarian, L. E. (1975). Creep characteristics of the human spinal column. *The Orthopedic Clinics of North America*, 6(1), 3–18.
- Keating, J. and T. M. (1998). Unreliable inferences from reliable measurements.
- Keighley, B. D. (1993). *The Royal College of General Practitioners revisited. BMJ (Clinical research ed.)* (Vol. 306).
- Kent, P., Laird, R., & Haines, T. (2015). The effect of changing movement and posture using motion-sensor biofeedback...: Discovery Service for Endeavour College of Natural Health Library. <https://doi.org/10.1186/s12891-015-0591-5>
- Kinchington, M., Ball, K., & Naughton, G. (2010). Monitoring of Lower Limb Comfort and Injury in Elite Football. *Journal of Sports Science & Medicine*, 9(4), 652–663.
- Kinchington, M., Ball, K., & Naughton, G. (2012). Relation between lower limb comfort and performance in elite footballers. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 13(1), 27–34. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2011.02.001>
- Kirnap, M., Calis, M., Turgut, A. O., Halici, M., & Tuncel, M. (2005). The efficacy of EMG-biofeedback training on quadriceps muscle strength in patients after arthroscopic meniscectomy. *New Zealand Medical Journal*, 118(1224).
- Kline, D. S. (1998). U.S. Patent No. 5,749,838. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- Koizumi, D., Rogers, N. L., Rogers, M. E., Islam, M. M., Kusunoki, M., & Takeshima, N. (2009). Efficacy of an accelerometer-guided physical activity intervention in community-dwelling older women. *Journal of Physical Activity & Health*, 6(4), 467–74. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19842461>
- Kolcaba, K., & Steiner, R. (2000). Empirical Evidence for the Nature of Holistic Comfort. *Journal of Holistic Nursing*, 18(1), 46–62. <https://doi.org/10.1177/089801010001800106>
- Kolcaba, K. Y. (1995). The Art of Comfort Care. *Image: The Journal of Nursing Scholarship*, 27(4), 287–289. <https://doi.org/10.1111/j.1547-5069.1995.tb00889.x>
- Kovacs, F. M., Fernández, C., Cordero, A., Muriel, A., González-luján, L., & Gil Del Real, M. T. (2006). Non-specific low back pain in primary care in the Spanish National Health Service: a prospective study on clinical outcomes and determinants of management. *BMC Health Services Research*, 6(57), 1–12. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1186/1472-6963-6-57>
- Krebs, D. E. (1981). Clinical electromyographic feedback following meniscectomy. A multiple regression experimental analysis. *Physical Therapy*, 61(7), 1017–21. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6894644>
- Kuiken, T. A., Amir, H., & Scheidt, R. A. (2004). Computerized biofeedback knee goniometer: Acceptance and effect on exercise behavior in post-total knee

- arthroplasty rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(6), 1026–1030. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.08.088>
- Lee, R. Y. W. (2001). Kinematics of rotational mobilisation of the lumbar spine. *Clinical Biomechanics*, 16(6), 481–488. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00036-5](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00036-5)
- Lehrer, P. M., Vaschillo, E., Vaschillo, B., Lu, S.-E., Scardella, A., Siddique, M., & Habib, R. H. (2004). Biofeedback treatment for asthma. *Chest*, 126(2), 352–61. <https://doi.org/10.1378/chest.126.2.352>
- Liebenson, C. (2003). Activity modification advice: Part II - Squats. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. [https://doi.org/10.1016/S1360-8592\(03\)00063-9](https://doi.org/10.1016/S1360-8592(03)00063-9)
- Lomas-Vega, R., Garrido-Jaut, M. V., Rus, A., & del-Pino-Casado, R. (2017). Effectiveness of Global Postural Re-education for Treatment of Spinal Disorders. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 96(2), 124–130. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000575>
- Lou, E., Raso, J., Hill, D., Durdle, N., & Moreau, M. (2002). Spine-straight device for the treatment of kyphosis. In *Studies in Health Technology and Informatics* (Vol. 91, pp. 401–404). <https://doi.org/10.3233/978-1-60750-935-6-401>
- Lourencao, M. I., Battistella, L. R., de CM, C. M., Tsukimoto, G. R., Miyazaki, M. H., Paes MI, M. I., ... de, C. M. M. (2008). Effect of biofeedback accompanying occupational therapy and functional electrical stimulation in hemiplegic patients. *International Journal of Rehabilitation Research*, 31(1), 33–41.
- Lozano, R., Naghavi, M., Foreman, K., Lim, S., Shibuya, K., Aboyans, V., ... Murray, C. J. L. (2012). Global and regional mortality from 235 causes of death for 20 age groups in 1990 and 2010: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. *The Lancet*, 380(9859), 2095–2128. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)61728-0](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)61728-0)
- Lozano, R., Naghavi, M., Foreman, K., Lim, S., Shibuya, K., Aboyans, V., ... WHO. (2012). Global and regional mortality from 235 causes of death for 20 age groups in 1990 and 2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. *Lancet*, 380, 2095–2128. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)61728-0](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)61728-0)
- Lu, D., Solomonow, M., Zhou, B., Baratta, R. V., & Li, L. (2004). Frequency-dependent changes in neuromuscular responses to cyclic lumbar flexion. *Journal of Biomechanics*, 37(6), 845–855. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.11.023>
- Lucas-Cuevas, Pérez-Soriano, P., Priego-Quesada, J. I., & Llana-Belloch, S. (2014). Influence of foot orthosis customisation on perceived comfort during running. *Ergonomics*, 57(10), 1590–1596. <https://doi.org/10.1080/00140139.2014.938129>
- Luinge, H. J., & Veltink, P. H. (2005). Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 43(2), 273–282. <https://doi.org/10.1007/BF02345966>
- Luomajoki, H., Kool, J., de Bruin, E. D., & Airaksinen, O. (2010). Improvement in low

- back movement control, decreased pain and disability, resulting from specific exercise intervention. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology: SMARTT*, 2(Mc), 11. <https://doi.org/10.1186/1758-2555-2-11>
- Luskin, F., Reitz, M., Newell, K., Quinn, T. G., & Haskell, W. (2002). A controlled pilot study of stress management training of elderly patients with congestive heart failure. *Preventive Cardiology*, 5(4), 168–172. <https://doi.org/10.1111/j.1520.037X.2002.01029.x>
- Marras, W. S., Davis, K. G., Ferguson, S. A., Lucas, B. R., & Gupta, P. (2001). Spine loading characteristics of patients with low back pain compared with asymptomatic individuals. *Spine*, 26(23), 2566–74. <https://doi.org/10.1097/00007632-200112010-00009>
- Marras, W. S., Ferguson, S. A., Gupta, P., Bose, S., Parnianpour, M., Kim, J.-Y., & Crowell, R. R. (1999). The Quantification of Low Back Disorder Using Motion Measures. *Spine*, 24(20), 2091. <https://doi.org/10.1097/00007632-199910150-00005>
- Marras, W. S., Lavender, S. A., Leurgans, S. E., Fathallah, F. A., Ferguson, S. A., Gary Allread, W., & Rajulu, S. L. (1995). Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders. *Ergonomics*, 38(2), 377–410. <https://doi.org/10.1080/00140139508925111>
- Marras, W. S., Lavender, S. a, Leurgans, S. E., Rajulu, S. L., Allread, W. G., Fathallah, F. a, & Ferguson, S. a. (1993). The role of dynamic three-dimensional trunk motion in occupationally-related low back disorders. The effects of workplace factors, trunk position, and trunk motion characteristics on risk of injury. *Spine*. <https://doi.org/10.1097/00007632-199304000-00015>
- Marras, W. S., Parnianpour, M., Ferguson, S. a, Kim, J. Y., Crowell, R. R., Bose, S., & Simon, S. R. (1995). The classification of anatomic- and symptom-based low back disorders using motion measure models. *Spine*. <https://doi.org/10.1097/00007632-199512000-00013>
- Marras, W. S., & Wongsam, P. E. (1986). Flexibility and velocity of the normal and impaired lumbar spine. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 67(4), 213–217. <https://doi.org/10.5555/uri:pii:0003999386903655>
- Mayagoitia, R. E., Nene, A. V., & Veltink, P. H. (2002). Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: An inexpensive alternative to optical motion analysis systems. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 537–542. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00231-7](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00231-7)
- McCAW, S. T., & MELROSE, D. R. (1999). Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31(3), 428–436. <https://doi.org/10.1097/00005768-199903000-00012>
- McCook, D. T., Vicenzino, B., & Hodges, P. W. (2009). Activity of deep abdominal muscles increases during submaximal flexion and extension efforts but antagonist co-contraction remains unchanged. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(5), 754–762. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.11.002>

- McGill, S. M., & Brown, S. (1992). Creep response of the lumbar spine to prolonged full flexion. *Clinical Biomechanics*, 7(1), 43–46. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(92\)90007-Q](https://doi.org/10.1016/0268-0033(92)90007-Q)
- McGill, S. M., & Norman, R. W. (1985). Dynamically and statically determined low back moments during lifting. *Journal of Biomechanics*, 18(12). [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(85\)90032-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(85)90032-6)
- McKean, M. R., Dunn, P. K., & J. Burkett, B. (2010). The Lumbar and Sacrum Movement Pattern During the Back Squat Exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(10), 2731–2741. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181e2e166>
- Meuret, A. E., Wilhelm, F. H., Ritz, T., & Roth, W. T. (2008). Feedback of end-tidal pCO₂ as a therapeutic approach for panic disorder. *Journal of Psychiatric Research*, 42(7), 560–568. <https://doi.org/10.1016/j.jpsychires.2007.06.005>
- Meyer, J., Lukowicz, P., & Tröster, G. (2007). Textile pressure sensor for muscle activity and motion detection. In *Proceedings - International Symposium on Wearable Computers, ISWC* (pp. 69–74). <https://doi.org/10.1109/ISWC.2006.286346>
- Milne, A. D., Chess, D. G., Johnson, J. A., & King, G. (1996). Accuracy of an electromagnetic tracking device: A study of the optimal operating range and metal interference. *Journal of Biomechanics*, 29(6), 791–793. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(96\)83335-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(96)83335-5)
- Moix Queraltó, J., Cano Vindel, A., & Europea, G. E. de T. del P. C. B. de la C. (2006). Guía de práctica clínica para la lumbalgia inespecífica basada en la evidencia científica. *Ansiedad Y Estrés*, 12, 116–128. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/236001151_Gua_de_prctica_clnica_para_la_lumbalgia_inespecifica_basada_en_la_evidencia_cientfica
- Mündermann, A., Nigg, B. M., Humble, R. N., & Stefanyshyn, D. J. (2003). Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. *Clinical Biomechanics*, 18(3), 254–262. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00186-9](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00186-9)
- Mündermann, A., Nigg, B. M., Stefanyshyn, D. J., & Humble, R. N. (2002). Development of a reliable method to assess footwear comfort during running. *Gait & Posture*, 16(1), 38–45.
- Murley, G. S., Landorf, K. B., & Menz, H. B. (2010). Do foot orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet? *Clinical Biomechanics*, 25(7), 728–736. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.05.001>
- Murray, C. J., Vos, T., Lozano, R., Naghavi, M., Flaxman, A. D., Michaud, C., ... Memish, Z. A. (2012). Disability-adjusted life years (DALYs) for 291 diseases and injuries in 21 regions, 1990-2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. *Lancet*, 380(9859), 2197–2223. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)61689-4](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)61689-4)
- Muslim, K., Bazrgari, B., Hendershot, B., Toosizadeh, N., Nussbaum, M. A., &

- Madigan, M. L. (2013). Disturbance and recovery of trunk mechanical and neuromuscular behaviors following repeated static trunk flexion: Influences of duration and duty cycle on creep-induced effects. *Applied Ergonomics*, *44*(4), 643–651. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2012.12.004>
- Myer, G. D., Kushner, A. M., Brent, J. L., Schoenfeld, B. J., Hugentobler, J., Lloyd, R. S., ... McGill, S. M. (2014). The back squat: A proposed assessment of functional deficits and technical factors that limit performance. *Strength Cond J*, *36*(6), 4–27. <https://doi.org/10.1519/SSC.000000000000103>
- Nevins, R. J., Durdle, N. G., & Raso, V. J. (2002). A posture monitoring system using accelerometers. *IEEE CCECE2002. Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering. Conference Proceedings (Cat. No.02CH37373)*, *2*, 1087–1092. <https://doi.org/10.1109/CCECE.2002.1013098>
- Ng, G. Y. F., Zhang, A. Q., & Li, C. K. (2008). Biofeedback exercise improved the EMG activity ratio of the medial and lateral vasti muscles in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *18*(1), 128–133. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.08.010>
- Nichols, D. S. (1997). Balance retraining after stroke using force platform biofeedback. *Physical Therapy*, *77*(5), 553–558. https://doi.org/http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=9149764
- Nicolai, S., Mirelman, A., Herman, T., Zijlstra, A., Mancini, M., Becker, C., ... Maetzler, W. (2010). Improvement of balance after audio-biofeedback. *Zeitschrift Für Gerontologie Und Geriatrie*, *43*, 224–228. <https://doi.org/10.1007/s00391-010-0125-6>
- Niemistö, L. (2003). A Randomized Trial of Combined Manipulation, Stabilizing Exercises, and Physician Consultation Compared to Physician Consultation Alone for Chronic Low Back Pain. *Spine (03622436)*, *28*(19), 2185. <https://doi.org/10.1097/01.BRS.0000085096.62603.61>
- Niemistö, L., Rissanen, P., Sarna, S., Lahtinen-Suopanki, T., Lindgren, K.-A., & Hurri, H. (2005). Cost-effectiveness of combined manipulation, stabilizing exercises, and physician consultation compared to physician consultation alone for chronic low back pain: a prospective randomized trial with 2-year follow-up. *Spine*, *30*(10), 1109–1115. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000162569.00685.7b>
- Nolan, R. P., Kamath, M. V., Floras, J. S., Stanley, J., Pang, C., Picton, P., & Young, Q. R. (2005). Heart rate variability biofeedback as a behavioral neurocardiac intervention to enhance vagal heart rate control. *American Heart Journal*, *149*(6). <https://doi.org/10.1016/j.ahj.2005.03.015>
- Novy, D. M., Simmonds, M. J., Olson, S. L., Lee, C. E., & Jones, S. C. (1999). Physical performance: differences in men and women with and without low back pain. *Arch Phys Med Rehabil*, *80*(2), 195–198. [https://doi.org/S0003-9993\(99\)90121-1](https://doi.org/S0003-9993(99)90121-1) [pii]
- O'Donovan, K. J., Kamnik, R., O'Keeffe, D. T., & Lyons, G. M. (2007). An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement. *Journal of Biomechanics*, *40*(12), 2604–2611.

<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.12.010>

- O'Sullivan, K., O'Sullivan, L., Campbell, A., O'Sullivan, P., & Dankaerts, W. (2012). Towards monitoring lumbo-pelvic posture in real-life situations: Concurrent validity of a novel posture monitor and a traditional laboratory-based motion analysis system. *Manual Therapy*, 17(1), 77–83. <https://doi.org/10.1016/j.math.2011.09.006>
- O'Sullivan, P. B. (2000). Lumbar segmental “instability”: clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Manual Therapy*, 5(1), 2–12. <https://doi.org/10.1054/math.1999.0213>
- O'Sullivan, P. B., Phytz, G. D., Twomey, L. T., & Allison, G. T. (1997). Evaluation of specific stabilizing exercise in the treatment of chronic low back pain with radiologic diagnosis of spondylolysis or spondylolisthesis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 22(24), 2959–2967.
- Olson, M. W., Li, L., & Solomonow, M. (2009). Interaction of viscoelastic tissue compliance with lumbar muscles during passive cyclic flexion-extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(1), 30–38. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.06.011>
- OMS. (2001). *Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud*. *Revista Española de Salud Pública* (Vol. 76). <https://doi.org/10.1097/01.pep.0000245823.21888.71>
- Onate, J. A., Guskiewicz, K. M., & Sullivan, R. J. (2001). Augmented feedback reduces jump landing forces. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 31(9), 511–517. <https://doi.org/10.2519/jospt.2001.31.9.511>
- Organización Mundial de la Salud. (1992). Clasificación Internacional de Enfermedades CIE-10. *Sld.Cu*. Retrieved from http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/dne/vol3_sec1_k.pdf
- Orlando, A. R., & King, P. M. (2004). Relationship of demographic variables on perception of fatigue and discomfort following prolonged standing under various flooring conditions. *Journal of Occupational Rehabilitation*, 14(1), 63–76.
- Panjabi, M. M. (2003). Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 371–379. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(03\)00044-0](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(03)00044-0)
- Pearcy, M. J. (1985). Stereo radiography of lumbar spine motion. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 56(sup212), 1–45. <https://doi.org/10.3109/17453678509154154>
- Pearcy, M. J., Gill, J. M., Whittle, M. W., & Johnson, G. R. (1987). Dynamic back movement measured using a three-dimensional television system. *Journal of Biomechanics*, 20(10), 943–949. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90323-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90323-X)
- Pearcy, M. J., & Hindle, R. J. (1989). New method for the non-invasive three-dimensional measurement of human back movement. *Clinical Biomechanics*, 4(2), 73–79. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(89\)90042-9](https://doi.org/10.1016/0268-0033(89)90042-9)
- Picerno, P., Cereatti, A., & Cappozzo, A. (2008). Joint kinematics estimate using

- wearable inertial and magnetic sensing modules. *Gait and Posture*, 28(4), 588–595. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.04.003>
- Pla, B. & B. (2016). Caracterización de sensores integrados en prendas textiles deportivas para la práctica del triatlón. Máster de Ingeniería textil. Universidad Politécnica de Valencia. 2016
- Plamondon, A., Delisle, A., Larue, C., Brouillette, D., McFadden, D., Desjardins, P., & Larivi??re, C. (2007). Evaluation of a hybrid system for three-dimensional measurement of trunk posture in motion. *Applied Ergonomics*, 38(6), 697–712. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2006.12.006>
- Pope, M. H., Frymoyer, J. W., & Krag, M. H. (1992). Diagnosing instability. *Clin Orthop Relat Res*, (279), 60–67. <https://doi.org/10.1097/00003086-199206000-00008>
- Potter, C. L., Cairns, M. C., & Stokes, M. (2012). Use of ultrasound imaging by physiotherapists: A pilot study to survey use, skills and training. *Manual Therapy*, 17(1), 39–46. <https://doi.org/10.1016/j.math.2011.08.005>
- Rencavage, M. A. (1995). U.S. Patent No. 5,402,107. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- Richardson, C. A., & Jull, G. A. (1995). Muscle control-pain control. What exercises would you prescribe? *Manual Therapy*. <https://doi.org/10.1054/math.1995.0243>
- Richardson, C., Hodges, P. W., & Hides, J. (2004). *Therapeutic Exercise for Lumbopelvic Stabilization. Therapeutic Exercise for Lumbopelvic Stabilization*. <https://doi.org/10.1016/B978-0-443-07293-2.50004-2>
- Richardson, C., Jull, G., Toppenberg, R., & Comerford, M. (1992). Techniques for active lumbar stabilisation for spinal protection: A pilot study. *Australian Journal of Physiotherapy*, 38(2), 105–112. [https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(14\)60555-9](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(14)60555-9)
- Richardson, C., Jull, Gwendolen, Hodges, & Paul. (1999). Therapeutic Exercise for Spinal Segmental Stabilisation in Low Back Pain. *Specialist*, (C), 125–125. [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)61352-1](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(05)61352-1)
- Rodrigo. (2009). Desarrollo y caraterización de hilos para la fabricación de tejidos técnicos, Alcoi.
- Rodríguez, F., Fernández, A., & Baly, G. (2000). Apreciaciones sobre la clasificación internacional de enfermedades. *Revista Cubana de Higiene y Epidemiología*, 38(3), 215-219.
- Roetenberg, D., Slycke, P. J., & Veltink, P. H. (2007). Ambulatory position and orientation tracking fusing magnetic and inertial sensing. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(5), 883–890. <https://doi.org/10.1109/TBME.2006.889184>
- Ronchi, A. J., Lech, M., Taylor, N. F., & Cosic, I. (2008). A reliability study of the new Back Strain Monitor based on clinical trials. *Conference Proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference*,

2008, 693–696. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2008.4649247>

- Ronchi, a J., Lech, M., Taylor, N. F., & Cosic, I. (2008). A reliability study of the new Back Strain Monitor based on clinical trials. *Conference Proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference, 2008*, 693–696. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2008.4649247>
- Ruiz, M., Cirera Suárez, L. I., Pérez, G., Borrell, C., Audica, C., Moreno, C., ... Martos, D. (2002). Comparabilidad entre la novena y la décima revisión de la Clasificación Internacional de Enfermedades aplicada a la codificación de la causa de muerte en España. *Gaceta Sanitaria*, 16(6), 526–532. [https://doi.org/10.1016/S0213-9111\(02\)71975-4](https://doi.org/10.1016/S0213-9111(02)71975-4)
- Saber-Sheikh, K., Bryant, E. C., Glazzard, C., Hamel, A., & Lee, R. Y. W. (2010). Feasibility of using inertial sensors to assess human movement. *Manual Therapy*, 15(1), 122–125. <https://doi.org/10.1016/j.math.2009.05.009>
- Sackley, C. M., & Lincoln, N. B. (1997). Single blind randomized controlled trial of visual feedback after stroke: effects on stance symmetry and function. *Disability and Rehabilitation*. <https://doi.org/10.3109/09638289709166047>
- Sapsford, R. R., Hodges, P. W., Richardson, C. A., Cooper, D. H., Markwell, S. J., & Jull, G. A. (2001). Co-activation of the abdominal and pelvic floor muscles during voluntary exercises. *Neurourology and Urodynamics*, 20(1), 31–42. [https://doi.org/10.1002/1520-6777\(2001\)20:1<31::AID-NAU5>3.0.CO;2-P](https://doi.org/10.1002/1520-6777(2001)20:1<31::AID-NAU5>3.0.CO;2-P)
- Schein, M. H., Gavish, B., Herz, M., Rosner-Kahana, D., Naveh, P., Knishkowsky, B., ... Melmed, R. N. (2001). Treating hypertension with a device that slows and regularises breathing: a randomised, double-blind controlled study. *Journal of Human Hypertension*, 15, 271–278. <https://doi.org/10.1038/sj.jhh.1001148>
- Schmidt, J., Berg, D. R., Ploeg, H. L., & Ploeg, L. (2009). Precision, repeatability and accuracy of Optotrak® optical motion tracking systems. *International Journal of Experimental and Computational Biomechanics*. <https://doi.org/10.1504/IJECB.2009.022862>
- Shaughnessy, M., & Caulfield, B. (2004). A pilot study to investigate the effect of lumbar stabilisation exercise training on functional ability and quality of life in patients with chronic low back pain. *Int J Rehabil Res*, 27(4), 297–301. <https://doi.org/10.1097/00004356-200412000-00007>
- Shin, G., D'Souza, C., & Liu, Y.-H. (2009). Creep and Fatigue Development in the Low Back in Static Flexion. *Spine*, 34(17), 1873–1878. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181aa6a55>
- Shirazi-Adl, a, & Parnianpour, M. (1999). Effect of changes in lordosis on mechanics of the lumbar spine-lumbar curvature in lifting. *Journal of Spinal Disorders*. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10549710>
- Shum, G. L. K., Crosbie, J., & Lee, R. Y. W. (2005a). Effect of Low Back Pain on the Kinematics and Joint Coordination of the Lumbar Spine and Hip During Sit-to-Stand and Stand-to-Sit. *Spine*, 30(17), 1998–2004.

<https://doi.org/10.1097/01.brs.0000176195.16128.27>

- Shum, G. L. K., Crosbie, J., & Lee, R. Y. W. (2005b). Symptomatic and asymptomatic movement coordination of the lumbar spine and hip during an everyday activity. *Spine*, *30*(23), E697-702. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000188255.10759.7a>
- Shum, G. L. K., Crosbie, J., & Lee, R. Y. W. (2007). Movement coordination of the lumbar spine and hip during a picking up activity in low back pain subjects. *European Spine Journal*, *16*(6), 749–758. <https://doi.org/10.1007/s00586-006-0122-z>
- Sihvonen, S. E., Sipilä, S., & Era, P. A. (2004). Changes in Postural Balance in Frail Elderly Women during a 4-Week Visual Feedback Training: A Randomized Controlled Trial. *Gerontology*, *50*(2), 87–95. <https://doi.org/10.1159/000075559>
- Sihvonen, S., Sipilä, S., Taskinen, S., & Era, P. (2004). Fall incidence in frail older women after individualized visual feedback-based balance training. *Gerontology*, *50*(6), 411–416. <https://doi.org/10.1159/000080180>
- Skovron, M. L. (1992). Epidemiology of low back pain. *Bailliere's Clinical Rheumatology*, *6*(3), 559–573. [https://doi.org/10.1016/S0950-3579\(05\)80127-X](https://doi.org/10.1016/S0950-3579(05)80127-X)
- Smith, A., O'Sullivan, P., & Straker, L. (2008). Classification of Sagittal Thoraco-Lumbo-Pelvic Alignment of the Adolescent Spine in Standing and Its Relationship to Low Back Pain. *Spine*, *33*(19), 2101–2107. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31817ec3b0>
- Solomonow, M., He Zhou, B., Baratta, R. V., Lu, Y., Zhu, M., & Harris, M. (2000). Biexponential recovery model of lumbar viscoelastic laxity and reflexive muscular activity after prolonged cyclic loading. *Clinical Biomechanics*, *15*(3), 167–175. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(99\)00062-5](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(99)00062-5)
- Spielman, S. B. (1995). U.S. Patent No. 5,398,697. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- Stark, J. G., Oyen, D. P., Bybee, T., Lohmann, A. M., & Boyd, J. L. (2005). U.S. Patent No. 6,872,187. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- Storheim, K., Bø, K., Pederstad, O., & Jahnsen, R. (2002). Intra-tester reproducibility of pressure biofeedback in measurement of transversus abdominis function. *Physiotherapy Research International: The Journal for Researchers and Clinicians in Physical Therapy*, *7*(4), 239–249. <https://doi.org/10.1002/pri.263>
- Suni, J., Rinne, M., Natri, A., Statistisian, M. P., Parkkari, J., & Alaranta, H. (2006). Control of the lumbar neutral zone decreases low back pain and improves self-evaluated work ability: a 12-month randomized controlled study. *Spine*, *31*(18), E611–E620. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000231701.76452.05>
- Tan, J. C., Parnianpour, M., Nordin, M., Hofer, H., & Willems, B. (1993). Isometric maximal and submaximal trunk extension at different flexed positions in standing. Triaxial torque output and EMG. *Spine*, *18*(16), 2480–90. Retrieved from <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=cmedm&AN=8303452&site=ehost-live%5Cnhttp://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8303452>

- Teyhen, D. S., Flynn, T. W., Childs, J. D., Kuklo, T. R., Rosner, M. K., Polly, D. W., & Abraham, L. D. (2007). Fluoroscopic Video to Identify Aberrant Lumbar Motion. *Spine*, 32(7), E220–E229. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000259206.38946.cb>
- Teyhen, D. S., Miltenberger, C. E., Deiters, H. M., Del Toro, Y. M., Pulliam, J. N., Childs, J. D., ... Flynn, T. W. (2005). The use of ultrasound imaging of the abdominal drawing-in maneuver in subjects with low back pain. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 35(6), 346–355. <https://doi.org/10.2519/jospt.2005.1780>
- Tong, K., & Granat, M. H. (1999). A practical gait analysis system using gyroscopes. *Medical Engineering and Physics*, 21(2), 87–94. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(99\)00030-2](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(99)00030-2)
- Toosizadeh, N., Bazrgari, B., Hendershot, B., Muslim, K., Nussbaum, M. A., & Madigan, M. L. (2013). Disturbance and recovery of trunk mechanical and neuromuscular behaviours following repetitive lifting: influences of flexion angle and lift rate on creep-induced effects. *Ergonomics*, 56(6), 954–963. <https://doi.org/10.1080/00140139.2013.785601>
- Urquhart, D. M., Hodges, P. W., Allen, T. J., & Story, I. H. (2005). Abdominal muscle recruitment during a range of voluntary exercises. *Manual Therapy*, 10(2), 144–153. <https://doi.org/10.1016/j.math.2004.08.011>
- Van Acht, V., Bongers, E., Lambert, N., & Verberne, R. (2007). Miniature wireless inertial sensor for measuring human motions. In *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings* (pp. 6278–6281). <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2007.4353790>
- Van Dillen, L. R., Maluf, K. S., & Sahrman, S. A. (2009). Further examination of modifying patient-preferred movement and alignment strategies in patients with low back pain during symptomatic tests. *Manual Therapy*, 14(1), 52–60. <https://doi.org/10.1016/j.math.2007.09.012>
- Van Herp, G. (2000). Three-dimensional lumbar spinal kinematics: a study of range of movement in 100 healthy subjects aged 20 to 60+ years. *Rheumatology*, 39(12), 1337–1340. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/39.12.1337>
- Van Middelkoop, M., Rubinstein, S. M., Kuijpers, T., Verhagen, A. P., Ostelo, R., Koes, B. W., & Van Tulder, M. W. (2011). A systematic review on the effectiveness of physical and rehabilitation interventions for chronic non-specific low back pain. *European Spine Journal*. <https://doi.org/10.1007/s00586-010-1518-3>
- Van Oosterwijck, J., De Ridder, E., Vleeming, A., Vanderstraeten, G., Schoupe, S., & Danneels, L. (2017). Applying an active lumbopelvic control strategy during lumbar extension exercises: Effect on muscle recruitment patterns of the lumbopelvic region. *Human Movement Science*, 54, 24–33. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.03.002>
- Vera-García, F. J., Barbado, D., Moreno-Pérez, V., Hernández-Sánchez, S., Juan-Recio, C., & Elvira, J. L. L. (2015). Core stability: evaluación y criterios para su entrenamiento. *Revista Andaluza de Medicina Del Deporte*, 8(3), 130–137. <https://doi.org/10.1016/j.ramd.2014.02.005>

- Volpin, G., Petronius, G., Hoerer, D., & Stein, H. (1989). Lower limb pain and disability following strenuous activity. *Military Medicine*, 154(6), 294–297. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=2498764
- Von Korff, M., Dworkin, S. F., Le Resche, L., & Kruger, A. (1988). An epidemiologic comparison of pain complaints. *Pain*, 32(2), 173–183. [https://doi.org/10.1016/0304-3959\(88\)90066-8](https://doi.org/10.1016/0304-3959(88)90066-8)
- Waddell, G. (1991). Low back disability. A syndrome of Western civilization. *Neurosurg Clin N Am*, 2(4), 719–738. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1840384>
- Watanabe, S., Kobara, K., Yoshimura, Y., Osaka, H., & Ishida, H. (2014). Influence of trunk muscle co-contraction on spinal curvature during sitting. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 27(1), 55–61. <https://doi.org/10.3233/BMR-130419>
- White, S. C., & Lifeso, R. M. (2005). Altering asymmetric limb loading after hip arthroplasty using real-time dynamic feedback when walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(10), 1958–1963. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.04.010>
- Williams, C. M., Maher, C. G., Hancock, M. J., McAuley, J. H., McLachlan, A. J., Britt, H., ... Latimer, J. (2010). Low back pain and best practice care: A survey of general practice physicians. *Archives of Internal Medicine*, 170(3), 271–7. <https://doi.org/10.1001/archinternmed.2009.507>
- Williams, J. M., Haq, I., & Lee, R. Y. (2010). Dynamic measurement of lumbar curvature using fibre-optic sensors. *Medical Engineering and Physics*, 32(9), 1043–1049. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.07.005>
- Williams, J. M., Haq, I., & Lee, R. Y. (2012). A novel approach to the clinical evaluation of differential kinematics of the lumbar spine. *Manual Therapy*, 18, 8–13. <https://doi.org/10.1016/j.math.2012.08.003>
- Williams, M., Solomonow, M., Zhou, B. H., Baratta, R. V., & Harris, M. (2000). Multifidus spasms elicited by prolonged lumbar flexion. *Spine*, 25(22), 2916–2924. <https://doi.org/10.1097/00007632-200011150-00014>
- Williams, R., Binkley, J., Bloch, R., Goldsmith, C. H., & Minuk, T. (1993). Reliability of the modified-modified Schöber and double inclinometer methods for measuring lumbar flexion and extension. *Physical Therapy*, 73(1), 33–44.
- Winstein, C. J., Gardner, E. R., McNeal, D. R., Barto, P. S., & Nicholson, D. E. (1989). Standing balance training: effect on balance and locomotion in hemiparetic adults. *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation*, 70(10), 755–762. <https://doi.org/http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=2802955>
- Wise, H. H., Fiebert, I., & Kates, J. L. (1984). EMG Biofeedback as Treatment for Patellofemoral Pain Syndrome*. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 6, 95–103. <https://doi.org/2073> [pii]

- Wong, W. Y., & Wong, M. S. (2008). Trunk posture monitoring with inertial sensors. *European Spine Journal*, 17(5), 743–753. <https://doi.org/10.1007/s00586-008-0586-0>
- Woodford, H., & Price, C. (2007). EMG biofeedback for the recovery of motor function after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews (Online)*, (2), CD004585. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD004585.pub2>
- Xu, Y., Choi, J., Reeves, N. P., & Cholewicki, J. (2010). Optimal Control of the Spine System. *Journal of Biomechanical Engineering*, 132(5), 51004. <https://doi.org/10.1115/1.4000955>
- Yeo, B. K., & Bonanno, D. R. (2014). The effect of foot orthoses and in-shoe wedges during cycling: a systematic review. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7, 31. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-7-31>
- Yip, S. L. M., & Ng, G. Y. F. (2006). Biofeedback supplementation to physiotherapy exercise programme for rehabilitation of patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled pilot study. *Clinical Rehabilitation*, 20(12), 1050–1057. <https://doi.org/10.1177/0269215506071259>
- Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007). Deficits in Neuromuscular Control of the Trunk Predict Knee Injury Risk: A Prospective Biomechanical-Epidemiologic Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(7), 1123–1130. <https://doi.org/10.1177/0363546507301585>
- Zhou, H., & HU, H. (2007). Inertial sensors for motion detection of human upper limbs - ProQuest. *Sensor Review*, 27(2), 151–8. <https://doi.org/10.1108/02602280710731713>
- Zhu, R., & Zhou, Z. (2004). A real-time articulated human motion tracking using tri-axis inertial/magnetic sensors package. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 12(2), 295–302. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2004.827825>
- Zifchock, R. A., & Davis, I. (2008). A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high- and low-arched individuals during walking. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 23(10), 1287–1293. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.07.008>
- Zucker, T. L., Samuelson, K. W., Muench, F., Greenberg, M. A., & Gevirtz, R. N. (2009). The effects of respiratory sinus arrhythmia biofeedback on heart rate variability and posttraumatic stress disorder symptoms: a pilot study. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 34(2), 135–43. <https://doi.org/10.1007/s10484-009-9085-2>