



**UNIVERSIDAD DE MURCIA**  
**ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO**

**TESIS DOCTORAL**

UTILIDAD DE LOS SISTEMAS OPTOELECTRÓNICOS DE  
SEGUIMIENTO DE TRAYECTORIAS PARA DETERMINAR  
MOVILIDAD ARTICULAR Y CURVAS FUERZA/ELONGACIÓN DE  
MATERIALES ELÁSTICOS.

**D. Germán Cánovas Ambit**

**2023**









**DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD  
DE LA TESIS PRESENTADA EN MODALIDAD DE COMPENDIO O ARTÍCULOS PARA  
OBTENER EL TÍTULO DE DOCTOR**

*Aprobado por la Comisión General de Doctorado el 19-10-2022*

D./Dña. Germán Cánovas Ambit

doctorando del Programa de Doctorado en

Ciencias de la Salud

de la Escuela Internacional de Doctorado de la Universidad Murcia, como autor/a de la tesis presentada para la obtención del título de Doctor y titulada:

Utilidad de los sistemas optoelectrónicos de seguimiento de trayectorias para determinar movilidad articular y curvas fuerza/elongación de materiales elásticos.

y dirigida por,

D./Dña. José Antonio García Vidal

D./Dña. Francesc Medina i Mirapeix

D./Dña.

**DECLARO QUE:**

La tesis es una obra original que no infringe los derechos de propiedad intelectual ni los derechos de propiedad industrial u otros, de acuerdo con el ordenamiento jurídico vigente, en particular, la Ley de Propiedad Intelectual (R.D. legislativo 1/1996, de 12 de abril, por el que se aprueba el texto refundido de la Ley de Propiedad Intelectual, modificado por la Ley 2/2019, de 1 de marzo, regularizando, aclarando y armonizando las disposiciones legales vigentes sobre la materia), en particular, las disposiciones referidas al derecho de cita, cuando se han utilizado sus resultados o publicaciones .

Además, al haber sido autorizada como compendio de publicaciones o, tal y como prevé el artículo 29.8 del reglamento, cuenta con:

- *La aceptación por escrito de los coautores de las publicaciones de que el doctorando las presente como parte de la tesis.*
- *En su caso, la renuncia por escrito de los coautores no doctores de dicho trabajo a presentarlo como parte de otras tesis doctorales en la Universidad de Murcia o en cualquier otra universidad.*

Del mismo modo, asumo ante la Universidad cualquier responsabilidad que pudiera derivarse de la autoría o falta de originalidad del contenido de la tesis presentada, en caso de plagio, de conformidad con el ordenamiento jurídico vigente .

En Murcia, a 05 de julio de 2023

Fdo.: **CANOVAS  
AMBIT,  
GERMAN  
(FIRMA)**

Firmado  
digitalmente por  
CANOVAS AMBIT,  
GERMAN (FIRMA)  
Fecha: 2023.07.06  
23:51:05-02'00'

Información básica sobre protección de sus datos personales aportados	
Responsable:	Universidad de Murcia. Avenida teniente Flomesta, 5. Edificio de la Convalecencia.30003;Murcia. Delegado de Protección de Datos: <a href="mailto:dpd@um.es">dpd@um.es</a>
Legitimación:	La Universidad de Murcia se encuentra legitimada para el tratamiento de sus datos por ser necesario para el cumplimiento de una obligación legal aplicable al responsable del tratamiento. art. 6.1.c) del Reglamento General de Protección de Datos
Finalidad:	Gestionar su declaración de autoría y originalidad
Destinatarios:	No se prevén comunicaciones de datos
Derechos:	Los interesados pueden ejercer sus derechos de acceso, rectificación, cancelación, oposición, limitación del tratamiento, olvido y portabilidad a través del procedimiento establecido a tal efecto en el Registro Electrónico o mediante la presentación de la correspondiente solicitud en las Oficinas de Asistencia en Materia de Registro de la Universidad de Murcia





## AGRADECIMIENTOS

Agradecimientos:

Mi primer agradecimiento lo dirijo a mi director, D. José Antonio García Vidal, quien ha sido y será un espejo en el que mirarme como profesional y sobre todo como persona. Él apostó por mí como proyecto de fisioterapeuta y me enseñó que las cosas se consiguen con esfuerzo, humildad y robándole horas al sueño. Hoy día es un orgullo poder llamarte amigo.

Asimismo, quiero reconocer a mi otro director, D. Francesc Medina i Mirapeix por su incansable entrega hacia mi mejora personal y profesional, su guía experta y su pasión por hacerme comprender lo difícil que es condensar lo complejo en algo sencillo y entendible. He podido apreciar el deseo de que este proceso sirva en mi mejora personal y esto nunca sería posible si no se trabajase desde el corazón por lo que uno cree. Eternamente agradecido.

También deseo expresar mi agradecimiento a todos los coautores de mis artículos, especialmente a Rodrigo y Aurelio, cuya colaboración ha sido fundamental para el avance de mi investigación. Su experiencia y conocimientos compartidos han enriquecido significativamente el resultado final. Me siento honrado de haber tenido la oportunidad de colaborar con ellos.

Además, quiero expresar mi sincera gratitud a todos los pacientes/sujetos que participaron en los estudios. Sin su valiosa contribución y disposición a participar nada de esto habría sido posible.

Por último y no por ello menos importante, quiero agradecerles a los verdaderos artífices de todo esto, los motores de mi vida: Papá, Mamá, Enrique, José y Noelia. Gracias por nunca darme por vencido, por quererme y apoyarme a pesar de todo. Siempre tuve y tendré los mejores ejemplos y apoyos en la vida.

A todos ustedes, mi más sincero agradecimiento.



**A Noelia**, mi apoyo incondicional de vida, mi particular ley de Boyle

**A mis padres**, por el amor y el ejemplo del trabajo duro, difícil de agradecer en tan pocas líneas

**A mis hermanos**, quien siempre me pusieron el listón alto obligándome a saltar

**A Fernando, Gabriel y Moisés**, porque en los momentos difíciles han sido capaces de despertar  
una sonrisa

**A Pilar, Raquel y Ana** por la difícil tarea de aguantarme en el día a día

**A Santi y Chelo**, por darme todo a cambio de nada, eternamente agradecido

**A esta Tesis** por enseñarme más de mí de lo que pensaba

**A toda mi gente, a lo míos, muchas gracias**



*“Lo que no se define no se puede medir. Lo que no se mide, no se puede mejorar. Lo que no se mejora, se degrada siempre”*

William Thomson Kelvin



## ABREVIATURAS

CCI	Coeficiente de correlación intraclase
DE	Desviación estándar
EB	Banda Elástica (Elastic Band)
EEM	Error estándar de la media
LED	Diodo emisor de luz (Light Emitting Diode)
MCD	Mínimo cambio detectable
m/s	Metros por segundo
N	Newtons
nm	Nanómetros
OLED	Diodo orgánico de emisión de luz (Organic Light-Emitting Diode)
ROM	Amplitud máxima de movimiento (Range of motion)
S1	Sesión número uno
S2	Sesión numero dos
UV	Radiación ultra violetas
VS	Veloflex
VW	Velowin
2D	Imagen gráfica en dos dimensiones
3D	Imagen gráfica en tres dimensiones



# ÍNDICE

<b>I. INTRODUCCIÓN GENERAL</b>	<b>11</b>
1. Sistemas optoelectrónicos.....	13
1.1 Concepto.....	13
1.2 Tipos y utilidades.....	14
1.3 Sistemas optoelectrónicos de seguimiento de puntos móviles: utilidades e instrumentos.....	14
2. Instrumentos para evaluar y monitorizar la movilidad articular.....	16
2.1 Concepto e interés de la movilidad articular .....	16
2.2 Instrumentos tradicionales .....	17
2.3 Instrumentos tecnológicos.....	18
3. Instrumentos para determinar las curvas de fuerza/elongación de materiales elásticos.....	19
3.1 Utilidades y tipos de materiales elásticos en salud.....	19
3.2 Concepto de curvas de fuerza/elongación y aplicación en materiales elásticos.....	19
3.3 Métodos para determina curvas de fuerza/elongación en bandas-tubos elásticos.....	21
3.4. Curvas de fuerza/elongaciones conocidas en las bandas y tubos elásticos. Factores de elongación determinantes de las curvas de fuerza/elongación.....	22
4. Amplitud de trabajos y tesis.....	23
Referencias bibliográficas.....	24
<b>II. RESUMEN GLOBAL</b>	<b>31</b>
1. Objetivos.....	39
2. Material y métodos.....	39
2.1 Diseño y participantes.....	39
2.2 Instrumentación y procedimientos.....	42
2.3 Análisis estadístico.....	44
3. Resultados.....	45
3.1 Descripción de los participantes y los materiales.....	45
3.2 Validez y fiabilidad de los ROMs activos cervical y del miembro superior.....	46
3.3 Mediciones de los perfiles de fuerza/elongación.....	47
4. Conclusiones.....	48

<b>III. PUBLICACIONES</b>	<b>49</b>
<i>Estudio I:</i> Validity and Reliability of a New Optoelectronic System for Measuring Active Range of Motion of Upper Limb Joints in Asymptomatic and Symptomatic Subjects.....	51
<i>Estudio II:</i> Validity and reliability of Veloflex to measure active cervical range of motion in asymptomatic and symptomatic subjects.....	65
<i>Estudio III:</i> Mechanical Evaluation of the Resistance of Theraband CLX.....	67
<b>IV. REFERENCIAS POR ORDEN ALFABÉTICO</b>	<b>77</b>





# **I. INTRODUCCIÓN GENERAL**



## **I. Introducción General**

### **1. Sistemas optoelectrónicos.**

#### **1.1. Concepto.**

El campo de la ciencia que estudia la luz es la óptica, y la utilización de los sistemas electrónicos o los conocimientos de la óptica con fines de tratamiento, medición de la luz o de alguna de sus cualidades es lo que se conoce como optoelectrónica<sup>1</sup>. Derivado de este último campo de conocimiento podemos encontrar sistemas optoelectrónicos, cuya función principal es convertir señales de luz en señales eléctricas, o viceversa. Esos sistemas pueden utilizar esta información para diversos fines<sup>2</sup>. La capacidad de poder utilizar un tipo de onda u otro por el medidor es lo que le otorga precisión y especificidad<sup>3</sup>. Desde el experimento del prisma de Isaac Newton, en el cual se hacía pasar un haz de luz blanca por un prisma y ésta se descomponía en varios colores, se conoce que cada color tiene una frecuencia electromagnética diferente<sup>4</sup>. Hoy día se ha logrado evidenciar una gran variedad de espectros de luz no visibles por el ojo humano, pero presentes en nuestro día a día. A día de hoy categorizamos los diferentes tipos de espectros por su longitud de onda, siendo visibles por el ojo humano los que se encuentran entre 40 y 700 nanómetros (nm), siendo estos una pequeñísima porción de la gran variabilidad de ondas<sup>5</sup>. Los sistemas optoelectrónicos suelen consistir en una combinación por un lado de componentes electrónicos, como dispositivos semiconductores, fotodetectores, procesadores, y por otro de componentes ópticos, como lentes, espejos y fibras, que trabajan en consonancia<sup>1,6</sup>.

## **1.2. Tipos y utilidades.**

Existe una variedad de sistemas optoelectrónicos casi tan amplia como espectros de luz existentes. Algunos de los espectros de onda agrupan sistemas con diferentes utilidades. Por destacar algunos de los más conocidos podemos encontrar sistemas que trabajan con los espectros de luz visible, utilizándolos en sistemas de telecomunicación para transmitir y recibir información a largas distancias<sup>7,8</sup>, o en sistemas de propagación de luz o imágenes como los sistemas LED u OLED<sup>9,10</sup>, en sistemas de registro o análisis de trayectorias y movimiento<sup>11</sup>. También es posible encontrar sistemas que utilizan el espectro de luz Ultra violeta (UV) utilizándolos para la detención y análisis de este espectro de luz en sí mismo<sup>12</sup>, en sistemas de capitación al atravesar estructuras corporales con fines médicos<sup>13</sup> o en sistemas de telecomunicación<sup>14</sup>. Otro de los espectros de luz más utilizados es el infrarrojo, debido a su baja atenuación y su inocuidad sobre el ser humano, es utilizado en sistemas de telecomunicaciones tanto de forma inalámbrica como través de la fibra óptica<sup>15,16</sup>, en sistemas de seguimiento de puntos móviles o trayectorias<sup>17</sup> o en sistemas tan comunes como el control remoto<sup>18</sup>.

## **1.3. Sistemas optoelectrónicos de seguimiento de puntos móviles: utilidades e instrumentos.**

Los sistemas de seguimiento de trayectoria están diseñados para rastrear el movimiento de algún punto u objeto, el proceso generalmente implica detectar con precisión el punto u objeto que se desea seguir y luego rastrearlo a medida que se mueven a través del espacio. Estos sistemas utilizan diversas tecnologías para el procesamiento de imágenes, videos o de la propia realidad in situ para extraer

características de puntos u objetos y las trayectorias de estas características. Hay varios métodos diferentes que se pueden usar para rastrear trayectorias, cada método tiene sus propias fortalezas y debilidades, y la elección del método depende de la aplicación y los objetivos específicos que se deseen realizar. El conocimiento de una trayectoria permite conocer parámetros relacionados con la velocidad, la dirección o con la distancia, conociendo estos parámetros se pueden extrapolar numerosas variables relacionadas con cualquier ente u objeto que este en movimiento.

Existe una amplia gama de sistemas de seguimiento de trayectorias. Por destacar algunos, son utilizados para el control de las trayectorias de los vehículos inteligentes<sup>19</sup>, útiles en sistemas de detención de movimientos pertenecientes a los sistemas de alarma<sup>20</sup> o incluso como guía de las trayectorias utilizadas en la industria y la robótica<sup>21</sup>.

En el campo de la salud principalmente se han implementado en el área del registro y el conocimiento de variables relacionadas con el movimiento humano. Se pueden encontrar sistemas de análisis de video o imágenes como puede ser el caso de “kinovea” o aplicaciones móviles<sup>22,23</sup> los cuales a través de un sistema de captación digital permiten, siempre y cuando se cumplan unos requisitos muy específicos, captar ángulos, velocidades de desplazamiento, distancias y cualquier otra variable que se pueda derivar del conocimiento de una trayectoria y que interese al usuario. Estos mismos datos pueden ser recogidos por sistemas de captación en tres dimensiones (3D)<sup>24</sup>, (aunque debido a su dificultad técnica y elevado costo son solamente utilizados principalmente en la investigación), o por sistemas optoelectrónicos de espectro infrarrojo capaces de registrar y

parametrizar el estado de uno o varios marcadores reflectantes en el espacio en 2D<sup>17,25</sup>: Éstos últimos están compuestos por unos marcadores reflectantes y un sistema optoelectrónico mixto de emisión y recepción de luz infrarroja que permite el registro y el análisis de diversos parámetros.

## **2. Instrumentos para evaluar y monitorizar la movilidad articular.**

### **2.1. Concepto e interés de la movilidad articular.**

La movilidad articular es la cantidad de movimiento máximo que es capaz de realizar una articulación. Se suele conocer también por sus siglas en inglés ROM (range of motion) o rango de movimiento máximo. El concepto de ROM no es una determinada posición en el rango ni el movimiento mínimo necesario para un fin<sup>26</sup>. No obstante, todos esos conceptos pueden medirse mediante ángulos y distancias, como se describirá más tarde.

Medir la movilidad articular permite obtener una característica cuantitativa de una articulación, pudiendo de esta forma evaluar, comparar o analizar el comportamiento de dicha articulación. Este conocimiento de la articulación es vital en los procesos de evaluación, tratamiento y control de distintas disciplinas de las ciencias de la salud.

En la actualidad existen diferentes opciones para la medición del ROM articular en el cuerpo humano. Las consideradas como el “Gold Standard” son las pruebas de imagen diagnóstica, las cuales permiten una visualización de los segmentos a evaluar pudiendo de esta forma obtener datos fidedignos. A pesar de la exactitud de estas pruebas, su coste y los efectos secundarios que producen<sup>27</sup>, así como el tiempo requerido para el análisis de los datos y el grado de conocimiento necesario

para la interpretación de las imágenes obtenidas, alejan a estas técnicas de su uso en clínica. En su lugar diversos instrumentos han sido los utilizados para llevar a cabo el examen del ROM de múltiples articulaciones, incluso existen instrumentos exclusivos para determinadas articulaciones específicas. En líneas generales, el conjunto de esos instrumentos o sistemas de medición alternativos se pueden dividir en dos grupos, los sistemas tradicionales y los sistemas tecnológicos.

## **2.2. Instrumentos tradicionales.**

Los instrumentos tradicionales se caracterizan por tener como virtud un bajo coste y una sencillez de uso. La mayoría de instrumentos existentes miden ángulos para establecer el ROM, pero también hay algunos que utilizan distancias. El instrumento tradicional más destacable es el Goniómetro universal, el cual ha demostrado su validez y fiabilidad en prácticamente todas las articulaciones<sup>28-31</sup>, incluso con sus adaptaciones para articulaciones específicas como podrían ser los dedos de la mano<sup>28,32</sup>. Esas buenas propiedades métricas han llevado a que se pueda considerar al goniómetro como el instrumento de referencia o “Gold Standard”. Otros instrumentos tradicionales destacables y que también son aplicables y válidos en muchas articulaciones son el inclinómetro<sup>33,34</sup>, los sistemas trigonométricos de obtención de grados o la cinta métrica<sup>35,36</sup>.

Entre todos los instrumentos desarrollados para medir solamente en articulaciones determinadas, quizás el más conocido es el Cervical ROM (“C-ROM”)<sup>37</sup>. Este dispositivo consta de un marco de plástico colocado de forma similar a unas gafas, cuenta con dos inclinómetros, una brújula y un collar de imanes que le hacen capaz de registrar los principales movimientos cervicales.

Una de las principales desventajas de los sistemas tradicionales es que adolecen de registro continuo durante la ejecución del movimiento a medir, necesitan la inmovilidad del paciente para la toma de mediciones, siendo de esta forma supeditados a la lectura inmediata, alejándose del uso de mediciones encadenadas en procesos de rehabilitación.

### **2.3. Instrumentos tecnológicos.**

Los instrumentos tecnológicos poseen como virtud la capacidad de aportar más métricas sobre el movimiento, así como un posible feedback continuo, siendo esto una ventaja en procesos de rehabilitación<sup>38,39</sup>. Además, pueden realizar las mediciones sin un control continuo por parte del examinador, y algunos pueden realizar un registro completo y almacenaje de todos los datos, aunque una de las ventajas más importante que ofrecen es el poder llegar a analizar la cinética y cinemática del movimiento<sup>40,41</sup>. Dentro de este grupo algunos de los más representativos son el electrogoniómetro, destacable por ser uno de los más longevos con más de 20 años de uso<sup>42</sup>, y los sistemas de captación del movimiento tanto a tiempo real como posteriormente, sobre imágenes del movimiento. Los primeros utilizan sistemas de captación 3D<sup>43,44</sup> o sistemas optoelectrónicos, que han sido validado solo para algunas partes del cuerpo<sup>45,46</sup>. Los segundos son herramientas basadas en el análisis de movimiento a posteriori como los softwares de análisis de video o foto<sup>47,48</sup> o las últimas en aparecer las aplicaciones móviles<sup>49-51</sup>. La principal desventaja de los instrumentos tecnológicos es el alto costo que pueden tener alguno de los instrumentos de medición o el alto nivel de capacitación que se debe de tener para su uso, siendo estos motivos las

principales barreras para su uso en clínica.

### **3. Instrumentos para determinar las curvas de fuerza/elongación de materiales elásticos.**

#### **3.1. Utilidades y tipos de materiales elásticos en salud.**

Los materiales elásticos son materiales que pueden estirarse o deformarse bajo estrés y luego volver a su forma original cuando se elimina el estrés<sup>52</sup>. Estos materiales gracias a su versatilidad tienen una amplia gama de aplicaciones en su uso para la salud. Existen vendajes elásticos hechos de una tela elástica que se puede envolver alrededor de una parte del cuerpo para brindar soporte y compresión, dependiendo de componente elástico del material utilizado podemos hablar diversos fines desde modulación del sistema propioceptivo hasta coadyuvantes del sistema circulatorio<sup>53,54</sup>. Podemos ver materiales elásticos para mejorar la congruencia de estructuras en el uso de prótesis<sup>55</sup>. Por último, se puede aprovechar esta capacidad elástica de algunos materiales para utilizarlos como fuente de resistencia o carga externa y realizar trabajos de fuerza con ellos<sup>56</sup>.

#### **3.2. Concepto de curvas de fuerza/elongación y aplicación en materiales elásticos.**

La fuerza ejercida por un material elástico se puede cuantificar utilizando la Ley de Hooke, que establece que la fuerza ejercida por un resorte, muelle o un material elástico es proporcional a la cantidad de deformación o estiramiento que sufre. Matemáticamente, esto se puede expresar como "**F=kx**" donde **F** es la fuerza ejercida por el material elástico, **x** es la cantidad de deformación o estiramiento y **k** es la constante de resorte, que es una medida de la rigidez del material<sup>57</sup>.

La constante de resorte se puede determinar aplicando una fuerza conocida al

material y midiendo la deformación resultante, y luego usando la fórmula “ $k = F/x$ ” una vez que conozca la constante del resorte, puede calcular la fuerza ejercida por el material para cualquier cantidad dada de deformación o estiramiento usando la Ley de Hooke<sup>57</sup>.

Estos valores son representados gráficamente en una curva de fuerza de elongación siendo una representación gráfica de la relación entre la fuerza aplicada a un material elástico y la elongación o deformación resultante del material. Esta curva se usa comúnmente para caracterizar las propiedades mecánicas de los materiales elásticos.

La curva de fuerza de elongación generalmente muestra la fuerza aplicada al material en el *eje Y* y la elongación o deformación del material en el *eje X*. A medida que se aplica fuerza al material, comienza a deformarse o estirarse y se registra el alargamiento resultante. La curva muestra típicamente una región lineal inicial en la que el material se deforma elásticamente, seguida de una región de deformación plástica en la que el material sufre una deformación permanente. Finalmente, la curva puede mostrar una región de falla o ruptura, en la cual el material se rompe o se desgarró bajo un alto estrés<sup>57</sup>.

Este es el método básico para cuantificar la fuerza ejercida por un material elástico. Sin embargo, vale la pena señalar que el comportamiento de los materiales elásticos puede ser complejo y factores como la temperatura, la humedad y la tasa de deformación pueden afectar sus propiedades. Por lo tanto, es importante utilizar técnicas e instrumentos apropiados para medir con precisión la fuerza que ejercen los materiales elásticos en aplicaciones específicas<sup>58</sup>.

En el caso de sólidos elásticos como los polímeros elásticos de silicona, los cuales

se utilizan en las bandas y tubos elásticos, debido a su composición química, no existe un módulo de Young y la relación fuerza-deformación no es lineal lo que significa que su respuesta de deformación no es proporcional a la carga aplicada<sup>59</sup>.

### **3.3. Métodos para determina curvas de fuerza/elongación en bandas-tubos elásticos.**

La fuerza de un material elástico se puede evaluar mediante una prueba de tensión o tracción. Esta prueba implica aplicar una fuerza creciente a una muestra del material elástico hasta que se produce una deformación permanente o hasta que se alcanza el punto de ruptura del material. Durante la prueba, se mide la cantidad de fuerza aplicada y la cantidad de deformación que sufre el material. Por lo tanto, es necesario conocer en todo momento la fuerza que se ejerce y el grado de estiramiento<sup>52,60</sup>. A lo largo del tiempo se han llevado a cabo diversos sistemas para evaluar la fuerza de las bandas elásticas, siguiendo este patrón, utilizando diversos sistemas de conocimiento de la fuerza ejercida desde tensiómetros<sup>61,62</sup> hasta servomotores<sup>63</sup>. Posteriormente el estiramiento era realizado o bien manualmente<sup>61,62</sup> o bien mecánicamente<sup>63</sup>, conociendo en todo momento el punto de inicio y el de fin, pudiendo de esta forma obtener el porcentaje de estiramiento de la banda elástica llegando ser capaces de obtener las curvas de fuerza/elongación.

La principal problemática que presenta estos sistemas es que solo se conocen las curvas de fuerza/elongación en los materiales estudiados y solo se conocen esos datos de forma in situ, esto dificulta el conocimiento de la fuerza ejercida de forma continua. Lo interesante de las bandas elásticas no solo es conocer las cargas que

son capaces de administrar a su máximo componente de elongación, si no conocer la carga aplicada en cada momento, de esta forma podemos gestionar las cargas conociendo el estímulo que se aporta durante cada ejercicio<sup>64</sup>.

### **3.4. Curvas de fuerza/elongación conocidas en las bandas y tubos elásticos. Factores de elongación determinantes de las curvas fuerza/elongación.**

Algunos modelos de bandas elásticas ya han sido analizados para comprobar la fuerza que generar en determinados segmentos o porcentajes de elongación<sup>65,66</sup>, aunque lo interesante es conocer las curvas de fuerza/elongación, puesto que son capaces de aportar el perfil de resistencia de cada banda elástica en cada momento de elongación. Algunos fabricantes (como Theraband<sup>®</sup>), concedores de que las curvas son individuales a cada banda elástica puesto que dependen del tipo de material elástico y de la cantidad de este<sup>67,68</sup>, proporcionan valores equivalentes para el 100% de elongación para cada color de sus 3 herramientas: elásticas la banda simple o EB<sup>63</sup>, el tubo elástico<sup>69</sup> y las bandas planas unidas en bucle o CLX<sup>68</sup>. La marca intenta hacer coincidir la misma cantidad de producto elástico en estas 3 herramientas elásticas del mismo color para lograr esa equivalencia, algunos autores han cuestionado esta aparente equivalencia entre EB y tubos en el pasado<sup>64</sup>, además aún no han sido reportados por autores sin conflictos de interés con esa marca, ya que los únicos datos existentes son los del libro de Page y Ellenbecker<sup>68</sup>.

Por lo tanto, considerando las discrepancias observadas en la literatura entre los modelos de fuerza de elongación proporcionados por la marca y los estudios para herramientas como EBs, sería interesante saber si los modelos reales de fuerza de elongación de las bandas CLX son equiparables con los propuestos por la

marca, además, se deberían conocer en todo momento el grado de resistencia que se está ofreciendo es decir una curva de fuerza/elongación y conocer la estabilidad de estas curvas ante factores determinantes del material elástico como pueden ser si las fases de acortamiento/estiramiento, la velocidad de elongación o la longitud inicial de la banda en reposo pueden afectarles.

### **Amplitud de trabajos y tesis.**

Este proyecto de investigación presenta dos propósitos generales, el primero, determinar si un nuevo sistema optoelectrónico de medición del rango de movimiento máximo reúne las condiciones de validez y fiabilidad, para ser utilizado tanto en clínica como en investigación. El segundo objetivo es, determinar con la ayuda de un sistema optoelectrónico las curvas fuerza/elongación de las bandas CLX de Theraband® y evaluar si son estables ante diferentes aspectos de elongación.

Para ello en una primera fase del proyecto se llevó a cabo los estudios referentes a validez concurrente y fiabilidad intra e inter examinador del rango de movimiento máximo tanto cervical como de la extremidad superior, en sujetos con deficiencias locales y sin deficiencias locales.

En la segunda parte del proyecto se llevó a cabo los estudios pertinentes a la consecución de las curvas de fuerza/elongación de las bandas elásticas, así como determinar de algunos factores determinantes de los materiales elásticos podrían influir en la estabilidad de dichas curvas.

## Introducción general: Referencias bibliográficas.

1. Martín JMA. Optoelectrónica y comunicación óptica. Editorial CSIC - CSIC Press; 1988. 224 p.
2. Wilson J, Hawkes JFB. Optoelectronics - An introduction (2nd edition) [Internet]. Optoelectronics - An introduction (2nd edition. 1989 [citado 13 de septiembre de 2022]. Disponible en: <https://ui.adsabs.harvard.edu/abs/1989opel.book>
3. Pollock CR. Fundamentals of optoelectronics [Internet]. Irwin; 1995 [citado 13 de septiembre de 2022]. Disponible en: [http://repository.vnu.edu.vn/handle/VNU\\_123/85267](http://repository.vnu.edu.vn/handle/VNU_123/85267)
4. Pimentel J. Teorías de la luz y el color en la época de las Luces. De Newton a Goethe. Arbor. 30 de octubre de 2015;191(775):a264-a264.
5. Sliney DH. What is light? The visible spectrum and beyond. Eye. febrero de 2016;30(2):222-9.
6. Jesús NA. Electrónica analógica. 5a ed. Prensas de la Universidad de Zaragoza; 2013. 330 p.
7. Matheus LEM, Vieira AB, Vieira LFM, Vieira MAM, Gnawali O. Visible Light Communication: Concepts, Applications and challenges. IEEE Commun Surv Tutor. 2019;21(4):3204-37.
8. Rehman SU, Ullah S, Chong PHJ, Yongchareon S, Komosny D. Visible Light Communication: A system perspective—overview and challenges. Sensors. enero de 2019;19(5):1153.
9. Leung SF, Zhang Q, Xiu F, Yu D, Ho JC, Li D, et al. Light management with nanostructures for optoelectronic devices. J Phys Chem Lett. 17 de abril de 2014;5(8):1479-95.
10. Sharma G, Kattayat S, Faheem Naqvi S, Hashmi SZ, Alvi PA. Role of MEH:PPV polymer in single layer OLEDs with its optoelectronic characteristics. Mater Today Proc. 1 de enero de 2021;42:1678-81.
11. Jimenez-Olmedo JM, Penichet-Tomás A, Villalón-Gasch L, Pueo B. Validity and reliability of smartphone high-speed camera and Kinovea for velocity-based training measurement. 2021 [citado 11 de abril de 2023]; Disponible en: <http://rua.ua.es/dspace/handle/10045/107173>
12. Tian W, Lu H, Li L. Nanoscale ultraviolet photodetectors based on onedimensional metal oxide nanostructures. Nano Res. 1 de febrero de 2015;8(2):382-405.
13. Lin KY, Liang CS, Hsu CC, Lin SL, Chen YT, Huang FS, et al. Optoelectronic online monitoring system for hemodialysis and its data analysis. Sens Actuators B Chem. 1 de agosto de 2022;364:131859.

14. Shubin DN, Lobov EM, Varlamov VO. Overview of the NLOS ultraviolet communication technology. 2020 Systems of signal synchronization, generating and processing in telecommunications (SYNCHROINFO). 2020. p. 1-6.
15. Tricker R. Optoelectronics and Fiber Optic Technology. Newnes; 2002. 344 p.
16. Hranilovic S, Johns DA. A multilevel modulation scheme for high-speed wireless infrared communications. En: 1999 IEEE international symposium on circuits and systems (ISCAS). 1999. p. 338-41 vol.6.
17. Medina-Mirapeix F, Agustín RMS, Cánovas-Ambit G, García-Vidal JA, Gacto-Sánchez M, Escolar-Reina P. An optoelectronic system for measuring the range of motion in healthy volunteers: A cross-sectional study. *Medicina (Mex)*. 22 de agosto de 2019;55(9):516.
18. Kuhn J, Vogt P. Diffraction experiments with infrared remote controls. *Phys Teach*. febrero de 2012;50(2):118-9.
19. Cai J, Jiang H, Chen L, Liu J, Cai Y, Wang J. Implementation and development of a trajectory tracking control system for intelligent vehicle. *J Intell Robot Syst*. 1 de abril de 2019;94(1):251-64.
20. Huang SC. An advanced motion detection algorithm with video quality analysis for video surveillance systems. *IEEE Trans circuits syst video technol*. enero de 2011;21(1):1-14.
21. Massaro A. Advanced Electronic and Optoelectronic Sensors, Applications, modelling and industry 5.0 perspectives. *Appl Sci*. enero de 2023;13(7):4582.
22. Mousavi SH, Hijmans JM, Moeni F, Rajabi R, Ferber R, van der Worp H, et al. Validity and reliability of a smartphone motion analysis app for lower limb kinematics during treadmill running. *Phys Ther Sport*. 1 de mayo de 2020;43:27-35.
23. Puig-Diví A, Escalona-Marfil C, Padullés-Riu JM, Busquets A, Padullés-Chando X, Marcos-Ruiz D. Validity and reliability of the Kinovea program in obtaining angles and distances using coordinates in 4 perspectives. *PLOS ONE*. 5 de junio de 2019;14(6):e0216448.
24. Scoz RD, Espindola TR, Santiago MF, de Oliveira PR, Alves BMO, Ferreira LMA, et al. Validation of a 3D Camera system for cycling analysis. *Sensors*. enero de 2021;21(13):4473.
25. Laza-Cagigas R, Goss-Sampson M, Larumbe-Zabala E, Termkolli L, Naclerio F. Validity and reliability of a novel optoelectronic device to measure movement velocity, force and power during the back squat exercise. *J Sports Sci*. 3 de abril de 2019;37(7):795-802.
26. Norikin CC, White DJ. Measurement of joint motion: a guide to goniometry. F.A. Davis; 4th Edition 2016. 592 p. Disponible en:

<https://www.fadavis.com/product/physical-therapy-measurement-joint-motion-goniometry-norkin-white-4>

27. Nikzad S, Pourkaveh M, Vesal NJ, Gharekhanloo F. Cumulative radiation dose and cancer risk estimation in common diagnostic radiology procedures. *Iran J Radiol* [Internet]. 2018 [citado 12 de septiembre de 2022];15(3). Disponible en: <https://brieflands.com/articles/iranjradiol-60955.html#abstract>
28. Brosseau L, Tousignant M, Budd J, Chartier N, Duciaume L, Plamondon S, et al. Intratester and intertester reliability and criterion validity of the parallelogram and universal goniometers for active knee flexion in healthy subjects. *Physiother Res Int*. 1997;2(3):150-66.
29. Carey MA, Laird DE, Murray KA, Stevenson JR. Reliability, validity, and clinical usability of a digital goniometer. *Work*. 1 de enero de 2010;36(1):55-66.
30. Nussbaumer S, Leunig M, Glatthorn JF, Stauffacher S, Gerber H, Maffiuletti NA. Validity and test-retest reliability of manual goniometers for measuring passive hip range of motion in femoroacetabular impingement patients. *BMC Musculoskelet Disord*. 31 de agosto de 2010;11(1):194.
31. Gajdosik RL, Bohannon RW. Clinical Measurement of Range of Motion: Review of Goniometry Emphasizing Reliability and Validity. *Phys Ther*. 1 de diciembre de 1987;67(12):1867-72.
32. Lewis E, Fors L, Tharion WJ. Interrater and intrarater reliability of finger goniometric measurements. *Am J Occup Ther*. 1 de julio de 2010;64(4):555-61.
33. De Winter AF, Heemskerk MA, Terwee CB, Jans MP, Devillé W, van Schaardenburg DJ, et al. Inter-observer reproducibility of measurements of range of motion in patients with shoulder pain using a digital inclinometer. *BMC Musculoskelet Disord*. 14 de junio de 2004;5(1):18.
34. Saur PMM, Ensink FBM, Frese K, Seeger D, Hildebrandt J. Lumbar range of motion: reliability and validity of the inclinometer technique in the clinical measurement of trunk flexibility. *Spine*. 1 de junio de 1996;21(11):1332-8.
35. Hsieh CY, Yeung BW. Active neck motion measurements with a tape measure. *J Orthop Sports Phys Ther*. agosto de 1986;8(2):88-92.
36. Konor MM, Morton S, Eckerson JM, Grindstaff TL. Reliability of three measures of ankle dorsiflexion range of motion. *Int J Sports Phys Ther*. junio de 2012;7(3):279-87.
37. Gugliotti M, Tau J, Gallo K, Sagliocca N, Horan M, Sussman N, et al. Between-week reliability of the cervical range of motion (CROM) device for upper cervical rotation. *J Man Manip Ther*. 4 de mayo de 2021;29(3):176-80.
38. Alahakone AU, Senanayake SMNA. A real-time system with assistive feedback for postural control in rehabilitation. *IEEEASME Trans Mechatron*. abril de 2010;15(2):226-33.

39. Aruin AS, Hanke TA, Sharma A. Base of support feedback in gait rehabilitation. *Int J Rehabil Res.* diciembre de 2003;26(4):309-12.
40. Haug WB, Spratford W, Williams KJ, Chapman DW, Drinkwater EJ. Differences in end range of motion vertical jump kinetic and kinematic strategies between trained weightlifters and elite short track speed skaters. *J Strength Cond Res.* septiembre de 2015;29(9):2488-96.
41. West T, Ng L, Campbell A. The effect of ankle bracing on knee kinetics and kinematics during volleyball-specific tasks. *Scand J Med Sci Sports.* 2014;24(6):958-63.
42. Christensen HW. Precision and accuracy of an electrogoniometer. *J Manipulative Physiol Ther.* 1 de enero de 1999;22(1):10-4.
43. Lempereur M, Brochard S, Leboeuf F, Rémy-Néris O. Validity and reliability of 3D marker based scapular motion analysis: A systematic review. *J Biomech.* 18 de julio de 2014;47(10):2219-30.
44. Raiss P, Rettig O, Wolf S, Loew M, Kasten P. [Range of motion of shoulder and elbow in activities of daily life in 3D motion analysis]. *Z Orthopadie Unfallchirurgie.* 1 de julio de 2007;145(4):493-8.
45. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Grassi G, Mossi E. Active range of motion of the head and cervical spine: a three-dimensional investigation in healthy young adults. *J Orthop Res.* 2002;20(1):122-9.
46. Tousignant M, Smeesters C, Breton AM, Breton É, Corriveau H. Criterion Validity study of the cervical range of motion (CROM) device for rotational range of motion on healthy adults. *J Orthop Sports Phys Ther.* abril de 2006;36(4):242-8.
47. Department SHET, Eleiny KEA, Hospitals CU, Cairo, Department EHES, Therapy F of P, et al. Reliability of Kinovea computer program in measuring cervical range of motion in sagittal plane. *Open Access Libr J.* 2015;02(09):1.
48. Fernández-González P, Koutsou A, Cuesta-Gómez A, Carratalá-Tejada M, Miangolarra-Page JC, Molina-Rueda F. Reliability of Kinovea® software and agreement with a three-dimensional motion system for gait analysis in healthy subjects. *Sensors.* enero de 2020;20(11):3154.
49. Mehta SP, Barker K, Bowman B, Galloway H, Oliashirazi N, Oliashirazi A. reliability, concurrent validity, and minimal detectable change for Iphone goniometer app in assessing knee range of motion. *J Knee Surg.* julio de 2017;30(6):577-84.
50. Williams CM, Caserta AJ, Haines TP. The TiltMeter app is a novel and accurate measurement tool for the weight bearing lunge test. *J Sci Med Sport.* 1 de septiembre de 2013;16(5):392-5.
51. Lin NCJ, Hayward KS, D'Cruz K, Thompson E, Li X, Lannin NA. Validity and

- reliability of a smartphone inclinometer app for measuring passive upper limb range of motion in a stroke population\*. *Disabil Rehabil.* 22 de octubre de 2020;42(22):3243-9.
52. Barber JR. *Elasticity*. Springer Science & Business Media; 2009. 538 p.
53. Hassan BS, Mockett S, Doherty M. Influence of elastic bandage on knee pain, proprioception, and postural sway in subjects with knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis.* 1 de enero de 2002;61(1):24-8.
54. Mosti G, Mattaliano V, Partsch H. Inelastic compression increases venous ejection fraction more than elastic bandages in patients with superficial venous reflux. *Phlebology.* 1 de diciembre de 2008;23(6):287-94.
55. Bahraminasab M, Farahmand F. State of the art review on design and manufacture of hybrid biomedical materials: Hip and knee prostheses. *Proc Inst Mech Eng [H].* 1 de septiembre de 2017;231(9):785-813.
56. Zion AS, De Meersman R, Diamond BE, Bloomfield DM. A home-based resistance-training program using elastic bands for elderly patients with orthostatic hypotension. *Clin Auton Res.* 1 de agosto de 2003;13(4):286-92.
57. Rychlewski J. On Hooke's law. *J Appl Math Mech.* 1 de enero de 1984;48(3):303-14.
58. Mihai LA, Goriely A. How to characterize a nonlinear elastic material? A review on nonlinear constitutive parameters in isotropic finite elasticity. *Proc R Soc Math Phys Eng Sci.* 29 de noviembre de 2017;473(2207):20170607.
59. Mooney M. A Theory of large elastic deformation. *J Appl Phys.* Septiembre de 1940;11(9):582-92.
60. Brown R. *Physical testing of rubber*. Springer Science & Business Media; 2006. 389 p.
61. Thomas M, Müller T, Busse MW. Comparison of tension in Thera-Band and cando tubing. *J Orthop Sports Phys Ther.* noviembre de 2002;32(11):576-8.
62. Patterson RM, Stegink Jansen CW, Hogan HA, Nassif MD. Material Properties of Thera-Band Tubing. *Phys Ther.* 1 de agosto de 2001;81(8):1437-45.
63. Uchida MC, Nishida MM, Sampaio RAC, Moritani T, Arai H. Thera-band® elastic band tension: reference values for physical activity. *J Phys Ther Sci.* 2016;28(4):1266-71.
64. Simoneau GG, Bereda SM, Sobush DC, Starsky AJ. Biomechanics of elastic resistance in therapeutic exercise programs. *J Orthop Sports Phys Ther.* enero de 2001;31(1):16-24.
65. Hughes CJ, Hurd K, Jones A, Sprigle S. Resistance properties of Thera-Band® tubing during shoulder abduction exercise. *J Orthop Sports Phys Ther.* julio de

1999;29(7):413-20.

66. Andersen LL, Vinstrup J, Jakobsen MD, Sundstrup E. Validity and reliability of elastic resistance bands for measuring shoulder muscle strength. *Scand J Med Sci Sports*. 2017;27(8):887-94.
67. Santos GM, Tavares GMS, Gasperi G de, Bau GR. Avaliação mecânica da resistência de faixas elásticas. *Braz J Phys Ther*. diciembre de 2009;13:521-6.
68. Page P, Ellenbecker TS. *Strength band training*. Third edition. Champaign, IL: Human Kinetics; 2019. 246 p.
69. Patterson RM, Stegink Jansen CW, Hogan HA, Nassif MD. Material properties of Thera-band tubing. *Phys Ther*. 1 de agosto de 2001;81(8):1437-45.



## **II. RESUMEN GLOBAL**



## **II. Resumen Global**

### **1. Objetivos.**

Los objetivos generales de esta tesis son los siguientes:

1. Determinar la validez y fiabilidad de las medidas de movilidad articular activa de las articulaciones del miembro superior establecidas con Veloflex en sujetos sin deficiencias locales, y también su fiabilidad en sujetos con ellas.
2. Evaluar la validez y fiabilidad de las medidas de movilidad articular activa cervical establecidas con Veloflex en sujetos sin deficiencias locales, y también su fiabilidad en sujetos con ellas.
3. Identificar las curvas de fuerza/elongación de las bandas CLX para los 7 grados de resistencia que utiliza Theraband<sup>®</sup>, así como, determinar el valor de resistencia máximo de elongación para cada uno de ellas.
4. Analizar si las curvas de fuerza/elongación de las bandas elásticas CLX son estables ante la modificación de la velocidad de elongación, la longitud inicial de la banda en reposo o las fases de acortamiento/estiramiento.

### **2. Metodología**

#### **2.1. Diseño y participantes**

Para responder a los dos primeros objetivos, se realizaron sendos estudios con idénticos diseños. Ambos estudios fueron secuenciales, con una primera fase en la que se utilizó un diseño de validación concurrente y de reproducibilidad intra e inter-examinadores en la que participaron sujetos sin deficiencias de movilidad articular local. Y con una segunda fase, en la que se incorporaron sujetos con deficiencias al diseño de la reproducibilidad. Ambos estudios fueron realizados en

un centro deportivo llamado SILMA (Totana, Murcia). Los criterios de inclusión para los sujetos sin deficiencia local fueron: no tener historia de patología local o cirugía, no presentar dolor ni relevante deficiencia de movilidad articular (inferior al 75% del rango estándar en alguna de las articulaciones a ser examinadas. Para los sujetos con deficiencia fueron: deficiencia en la movilidad articular en la articulación a ser examinada asociado a dolor ( $\geq 3/10$  en la escala numérica) o vértigo. Una vez que esos criterios de elegibilidad fueron confirmados por un investigador, se les explicó a los pacientes con detalle objetivos y procedimientos de la investigación y, si estuvieron de acuerdo, firmaron el consentimiento por escrito. El comité de ética de la Universidad de Murcia autorizó el estudio: CEI-2233/2018.

En los dos estudios los participantes fueron evaluados en dos sesiones (S1 y S2), separadas una semana para los sujetos sin deficiencia local y una hora para aquellos con deficiencia. En ambos se buscó que las condiciones ambientales fueran lo más similares posibles. Un examinador experimentado en el uso de Veloflex (VS) midió con este instrumento todos los rangos de movimiento (ROM) implicados, tanto en S1 como en S2, a efectos de determinar la fiabilidad intra-examinador. Adicionalmente, un segundo examinador formado, pero sin experiencia previa con VS los midió en S2 a efectos de determinar la fiabilidad inter-examinador. En la S2, el orden de medición de estos examinadores fue aleatorio. En S1 del primer estudio también se midieron los rangos máximos implicados con el instrumento considerado "Gold Standard" (cuando se examinó la validez concurrente). Un investigador asistente leyó los valores de VS en todas las sesiones para evitar sesgos. Los examinadores y el asistente desconocían sus

respectivas medidas.

Para responder al tercer y cuarto objetivos se utilizó un tercer estudio experimental también secuencial. En una primera fase, dirigida al tercer objetivo, se utilizó un diseño experimental para cada una de las 7 graduaciones que Theraband® comercializa para la modalidad CLX: amarillo, rojo, verde, azul, negro, plateado y dorado. Un total de 10 bandas por cada color, de 4 “loops” de longitud (cada loops equivale a 10 centímetros), fueron elongadas un total de 10 repeticiones a una velocidad de 0,5 m/s. El promedio de valores de fuerza/elongación obtenidos por la sexta repetición de cada banda fue utilizado para establecer la curva. Dicha sexta repetición fue seleccionada como representativa en un estudio preliminar que analizó en cada banda la estabilidad de la curva fuerza/elongación en 20 repeticiones.

En la segunda fase, dirigida al cuarto objetivo, se utilizaron tres diseños experimentales diferentes, y cada uno de ellos fue aplicado a 4 tipos de bandas (azul, negra, plateada y dorada). Para determinar si la curva podía ser alterada en la fase de acortamiento, una banda, de 4 “loops” de longitud por cada color fue elongada 10 veces a una velocidad de 0,5 m/s. Para determinar si la velocidad de elongación podía alterar la curva, 2 bandas de 4 “loops” de longitud fueron elongadas 10 veces, una a velocidad de 0,5 m/s y otra a 0,7 m/s. Para determinar si la longitud inicial podía alterar la curva, 3 bandas por color (de 2, 3 y 4 “loops” de longitud, respectivamente) fueron elongadas 10 veces a una velocidad de 0,5 m/s.

En el tercer estudio todas las mediciones fueron realizadas por 2 fisioterapeutas con experiencia en el uso de entrenamiento de resistencia elástica, quienes se

turnaron para alargar las bandas CLX en una máquina Smith (una barra recta sostenida por un marco que es guiado por 2 varillas) a una velocidad predeterminada mediante un metrónomo (p.e., 120 latidos/min para velocidad de 0,5 m/s), mientras un físico registraba las medidas obtenidas. Para la comprobación de los diferentes objetivos de este estudio todas las bandas se elongaron hasta el 100% de su longitud inicial.

## **2.2. Instrumentación y procedimientos.**

Los instrumentos utilizados como “Gold estándar” en el primer y segundo estudio de validación fueron el goniómetro universal y el C-ROM, respectivamente. El goniómetro universal fue de brazo extensible y con graduación de un grado. El C-ROM utilizado tuvo un marco plástico similar a unas gafas con inclinómetros de burbuja para evaluar los movimientos del plano sagital y frontal y para el plano coronal disponía de una brújula y un sistema de imanes utilizando esta brújula como un inclinómetro siendo el valor 0 el norte magnético. En ambos estudios fue utilizado el mismo sistema optoelectrónico y software (Veloflex), el cual fue posicionado perpendicular al plano de movimiento y respetando siempre una distancia de entre 1 y 2 metros con la articulación a evaluar, siendo esta distancia estandariza en estudios previos. Los distintos marcadores reflectantes fueron colocados en los diferentes puntos anatómicos de los segmentos a evaluar, utilizando 2 o 3 marcadores, obteniéndose una constante vertical u horizontal en el caso de utilizar solo dos marcadores, para generar el ángulo de medición. Para la medición del ROM cervical fue utilizado un sistema de sujeción con un arco plástico para colocar uno de los marcadores.

El protocolo de preparación de los pacientes y medición con VS (y otros instrumentos) fue igual para las dos sesiones y examinadores de ambos estudios. Antes de medir, se instruyó a los pacientes sobre los movimientos (direcciones, pausas, repeticiones y secuencia) y las estabilizaciones requeridas, y los pacientes se familiarizaron mediante cinco movimientos. Para medir con VS, primero se colocaron los marcadores en la posición de rango máximo, y luego, después de regresar a la posición inicial, se pidió a los pacientes que realizaran de nuevo el rango máximo y mantuvieran tres segundos. Todas las posiciones de prueba y las referencias para las mediciones se seleccionaron de acuerdo con las recomendaciones de diversos estudios previos. Cada movimiento examinado se midió tres veces, y se utilizó la media para el análisis. El orden de selección de las articulaciones y movimientos fue aleatorio. En los casos en los que se hizo una medición concurrente del movimiento con otros instrumentos "Gold estándar", todas ellas se hicieron mientras los participantes mantuvieron el rango máximo. El orden de lectura de los instrumentos implicados también se hizo aleatoriamente. En el tercer estudio se utilizó Velowin (VW) para llevar a cabo la medición de la velocidad y la longitud de elongación de la banda elástica a través seguimiento de un marcador reflectante infrarrojo que se colocó en la barra de una barra Smith a la cual estaba anclada la banda elástica. Para medir la fuerza ejercida en cada momento de la elongación, el otro extremo de la banda elástica se ancló al dinamómetro (mod: 610, Emax: 50 kg, C: 3,0016 mV/V, de Utilcell, Barcelona, España) el cual proporcionaba los datos en Newtons (N). Para determinar las fases de alargamiento y acortamiento de la banda elástica se utilizó el sentido positivo o negativo de la velocidad. Con cada banda se realizaron 10 repeticiones, al ritmo

de un metrónomo (120 latidos/min), para conocer la velocidad a la que debían alargar las bandas. Tanto el dinamómetro como VW estaban conectados y sincronizados a una computadora.

### **2.3. Análisis estadísticos.**

Los participantes se describieron usando medias y desviaciones estándar o porcentajes, según tipo de variable. Para el análisis de la validez se establecieron estadísticos de la relación entre las medidas del VS y el Gold estándar, mediante el coeficiente de correlación producto-momento ( $r$ ) de Pearson, y estadísticos de acuerdo, tales como límites de acuerdo superior e inferior, media y la desviación estándar de la diferencia a partir de los gráficos de Bland-Altman .

Para establecer la fiabilidad relativa intra e inter-examinador se calcularon los coeficientes de correlación intraclase (CCIs) acorde con criterios de clasificación. Para la fiabilidad absoluta, el error estándar de la medición (EEM, que se calcula como  $DE \times \sqrt{1-CCI}$ , donde DE (desviación estándar) es la DE de todas las medidas de los participantes), el EEM% (dividiendo el EEM con el promedio de las dos pruebas examinadas) y el cambio mínimo detectable con un intervalo de confianza del 95% (MCD), calculado como  $EEM \times 1.96 \times \sqrt{2}$ . Todos los análisis estadísticos se realizaron utilizando SPSS versión 24.0.

En el tercer estudio todos los datos experimentales obtenidos en la sexta repetición se representaron como porcentaje de longitud frente a curvas de carga (en newtons).

Para establecer el modelo de elongación de la fuerza para las bandas CLX en cada color, se analizó el promedio de las mediciones de 10 bandas CLX siempre

que su coeficiente de variación fuera  $<10\%$  del  $20\%$  al  $100\%$  de su elongación, y las líneas de regresión logarítmica lineal se ajustaron a cada color aportado en estudios previos. Para determinar si las curvas de fuerza /elongación son estables a propiedades y características las bandas elásticas, se comparó la tensión que ofrecen las bandas CLX en 3 experimentos. Para cada uno de ellos, se calcularon los errores medios (DE) comparando los valores de tensión de cada curva de fuerza/ elongación en cada  $5\%$  de alargamiento.

### **3. Resultados**

#### **3.1. Descripción de los participantes y los materiales.**

En los dos primeros estudios participaron un total de 68 sujetos sin deficiencia local (38 para movilidad cervical y 30 del miembro superior) y 40 sujetos con deficiencias (20 en la zona cervical y 20 en el miembro superior). Los 38 sujetos sin deficiencia local del estudio cervical tuvieron una media de 34,1 años y los 20 con deficiencia cervical tuvieron una media de 42,8 años, y una movilidad cervical de  $49,41^\circ$ ,  $33,75^\circ$  y  $61,11^\circ$  en los planos sagital frontal y coronal, respectivamente. Los 30 sujetos sin deficiencia local en el análisis de la movilidad de miembro superior tuvieron una media de 35,8 años y los 20 con deficiencia (15 casos con patología de hombro y 10 casos con patología muñeca, hubo 5 sujetos que presentaron patología de hombro y muñeca al a vez) una media de 44,7 años, y una movilidad de  $114,49^\circ$ ,  $120,49^\circ$  y  $47,52^\circ$  en los movimientos de flexión, abducción de hombro y extensión de muñeca, respectivamente. Siendo estos algunos de los movimientos con más afectación respecto al grupo sin deficiencia local.

En relación al tercer estudio, y concretamente, en el estudio preliminar realizado, usando un total de 20 repeticiones en cada banda, se observó que todas las curvas de elongación de todas las repeticiones se superpusieron entre sí, excepto la primera y la segunda repetición que mostraron más SD que cualquier otra.

### **3.2. Validez y fiabilidad de los ROMs activos cervical y del miembro superior.**

Los ROMs de los 6 movimientos implicados en la movilidad cervical mostraron, a nivel de individuos, desacuerdos con el Gold estándar inferiores a  $2,15^{\circ}$  en los movimientos de rotación, de  $2,18^{\circ}$  en los de flexo-extensión y de  $2,30^{\circ}$  en los de inclinación lateral. No obstante, a nivel de grupo, el promedio fue prácticamente  $0^{\circ}$ , salvo excepción de los movimientos de rotación que midieron  $1^{\circ}$  más con C-ROM.

Respecto a los ROMs de los 12 movimientos implicados en la movilidad del miembro superior mostraron, a nivel de individuos, diferencias con el Gold estándar inferiores a  $2,11^{\circ}$  en los movimientos del hombro, de  $0,79^{\circ}$  en el codo y de  $3,21^{\circ}$  en la muñeca. A pesar de ello, a nivel de grupo, en promedio fueron cercanos a  $0^{\circ}$  midiendo aproximadamente  $1^{\circ}$  más con el Goniómetro.

La fiabilidad intra-examinador fue excelente ( $CCI > 0,9$ ) en todos los movimientos cervicales y del miembro superior, tanto para sujetos sin deficiencia local como con deficiencia. En el caso de la movilidad cervical, los sujetos con y sin deficiencia mostraron en general un error de medición pequeño (rango entre  $0,4^{\circ}$  y  $0,8^{\circ}$ ). En el caso de la medición en movimientos del miembro superior, los errores de medición de la mayoría de movimientos fueron superiores a  $1^{\circ}$  pero generalmente inferiores a  $5^{\circ}$ , salvo excepción de la flexión y abducción de hombro ( $5,3^{\circ}$  y  $5,9^{\circ}$ ).

respectivamente).

La fiabilidad inter-examinador mostró un patrón similar de excelencia, encontrándose en todos los movimientos cervicales y del miembro superior, tanto para sujetos sin deficiencia local como con deficiencia  $CCI_s > 0,9$ . Para todos los movimientos cervicales, los sujetos sin deficiencia local como con deficiencia mostraron de nuevo un error de medición pequeño inferior a  $1^\circ$ . En el caso de la medición en movimientos del miembro superior, el patrón de los errores de medición mantuvo las mismas características, encontrándose de este modo que la mayoría de movimientos fueron superiores a  $1^\circ$  pero generalmente inferiores  $5^\circ$ , salvo excepción de la flexión y abducción de hombro ( $5,3^\circ$  y  $6,0^\circ$  respectivamente).

### **3.3. Mediciones de los perfiles de fuerza/elongación .**

Para cada una de las curvas se elaboró una ecuación de regresión que explicó un mínimo del 97,6% de la variabilidad. El valor determinado por cada ecuación para el 100% de su elongación determinó que, en comparación con los valores de referencia proporcionados por Theraband® para bandas CLX para ese alargamiento, se obtuvieron valores de fuerza más altos para todos los colores, con un rango de 2,3 % a 8,1 % para los colores rojo, verde y azul; del 11,3% al 16,5% para los colores amarillo y negro; y del 22,4% al 33,1% para los colores plata y oro.

Entre las fases de elongación y acortamiento de las bandas CLX se observó una superposición de las curvas de fuerza/elongación en los 4 colores analizados (los errores medios oscilaron entre 0,28 -0,18 N para la banda azul y 1,76 -1,09 N para la banda dorada).

En las dos velocidades analizadas (0,50 y 0,70 m/s) también se comprobó una superposición de las curvas de tensión (los errores medios oscilaron entre 0,01 - 0,07 N para la banda azul y 0,39- 0,14 N para la banda dorada).

Por último, con las diferentes longitudes iniciales, la diferencia de fuerzas es mínima ya que para las 3 diferentes longitudes las diferencias son mínimas a lo largo de la curva de elongación (los errores medios oscilaron entre 0,85-0,34 N para la banda azul y 2,97-0,94 N para la banda de oro, calculada para el par con mayores diferencias).

#### **4. Conclusiones.**

1. El Veloflex proporciona medidas de la movilidad articular activa de las articulaciones del miembro superior que son válidas y fiables en sujetos sin y con deficiencias locales.
2. El presente estudio determinó que Veloflex aporta medidas de la movilidad articular activa cervical que son válidas y fiables en sujetos sin y con deficiencias locales.
3. Cada una de las bandas CLX de Theraband posee una curva fuerza/elongación diferente, y este estudio permite predecir sus valores de fuerza en cualquier posición del rango de elongación 0 a 100%.
4. Factores habituales de la práctica con resistencia elástica, como son las fases de alargamiento/acortamiento, la velocidad de alargamiento de las bandas CLX y la longitud inicial de reposo, no influyen en el comportamiento fuerza/elongación de las bandas elásticas.



## **III. PUBLICACIONES**



**Primer artículo:**

Título: Validity and Reliability of a New Optoelectronic System for Measuring Active Range of Motion of Upper Limb Joints in Asymptomatic and Symptomatic Subjects.

- Rodrigo Martín San Agustín: Profesor titular perteneciente al departamento de Fisioterapia, Universidad de Valencia, 46010 Valencia, España
- José A. García Vidal: Profesor titular perteneciente al departamento de Fisioterapia, Universidad de Murcia, Campus de Espinardo, 30100 Murcia, España
- Germán Cánovas ambit: Doctorando de la universidad de Murcia asociado al departamento de Fisioterapia, Universidad de Murcia, Campus de Espinardo, 30100 Murcia, España
- Aurelio Arenas Della Vecchia: Profesor titular perteneciente al departamento de Electromagnetismo y Electrónica, Universidad de Murcia, Campus de Espinardo, 30100 Murcia, España
- Manuel López Nicolás: Profesor titular perteneciente al departamento de Dermatología, Estomatología, Radiología y

Medicina Física, Universidad de Murcia, 30100 Murcia, España

- Francesc Medina Mirapeix: Profesor titular perteneciente al departamento de Fisioterapia, Universidad de Murcia, Campus de Espinardo, 30100 Murcia, España

Año: 2019

Revista: Journal of clinical Medicine

Volumen, pág.: volumen 8, número 11 y página 1851.

DOI/URL: doi:10.3390/jcm8111851

Resumen:

El objetivo de este estudio fue evaluar la validez del medidor de ángulo dinámico infrarrojo Veloflex (Veloflex-IDA) y la confiabilidad intra e inter evaluador al medir los rangos de movimiento (ROM) de las articulaciones de las extremidades superiores. Treinta y cinco participantes sanos y 20 sintomáticos fueron evaluados. Se midieron doce movimientos de miembros superiores en dos sesiones con Veloflex-IDA, que es un dispositivo compuesto por una cámara que sigue la trayectoria de marcadores retrorreflectantes. Además, se utilizó un goniómetro en la primera sesión para evaluar la validez concurrente. La validez y la concordancia se evaluaron mediante el coeficiente de correlación de Pearson ( $r$ ) y las gráficas de Bland-Altman. La confiabilidad intra e inter evaluadores se evaluó mediante la correlación intraclase (ICC), el error estándar de medición (SEM) y el cambio mínimo detectable (MDC). Ambos instrumentos mostraron una

excelente correlación para todos los movimientos (rango de 0,992 a 0,999). La confiabilidad intra e interevaluador fue excelente (rango ICC de 0,95 a 0,99 y 0,90 a 0,98, respectivamente). La confiabilidad intraevaluador mostró SEM <1,38 % y <5,19 % y la confiabilidad entre evaluadores SEM <2,26 % y <5,22 % para asintomáticos y sintomáticos, respectivamente. Veloflex-IDA es una alternativa válida y fiable para medir el ROM de las articulaciones de los miembros superiores y se puede utilizar en la práctica clínica y la investigación después de un entrenamiento básico.

## **Segundo artículo:**

Título: Validity and reliability of Veloflex to measure active cervical range of motion in asymptomatic and symptomatic subjects.

- Germán Cánovas ambit: Doctorando de la universidad de Murcia asociado al departamento de Fisioterapia, Universidad de Murcia, Campus de Espinardo, 30100 Murcia, España
- José A. García Vidal: Profesor titular perteneciente al departamento de Fisioterapia, Universidad de Murcia, Campus de Espinardo, 30100 Murcia, España
- Rodrigo Martín San Agustín: Profesor titular perteneciente al departamento de Fisioterapia, Universidad de Valencia, 46010 Valencia, España
- Aurelio Arenas Della Vecchia: Profesor titular perteneciente al departamento de Electromagnetismo y Electrónica, Universidad de Murcia, Campus de Espinardo, 30100 Murcia, España
- Mariana Sánchez Barbadora: Doctorando de la universidad asociada al departamento de Fisioterapia, Universidad de Valencia, 46010 Valencia, España
- Francesc Medina Mirapeix: Profesor titular perteneciente al departamento de Fisioterapia, Universidad de Murcia, Campus

de Espinardo, 30100 Murcia, España

Año: 2021

Revista: Peer J

Volumen, pág.: volumen 9 y pagina e11228.

DOI/URL: 10.7717/peerj.11228

Resumen:

El dolor de cuello tiene una alta incidencia anual y disminuye el rango de movimiento activo (ROM) cervical. Los médicos utilizan varios métodos para evaluar el rango de movimiento cervical (CROM) y algunos de ellos también han sido propuestos para brindar retroalimentación instantánea. En consecuencia, este estudio tuvo como objetivo examinar la validez y confiabilidad de Veloflex (VF) para medir el CROM en comparación con el dispositivo de rango de movimiento cervical (CROM), y examinar su confiabilidad test-retest.

Métodos

Treinta y ocho participantes sanos y 20 sintomáticos fueron evaluados. La flexión-extensión cervical, la flexión lateral y las rotaciones se evaluaron en dos sesiones, la primera con CROM y VF y la segunda solo con VF. Para evaluar la validez concurrente y la concordancia entre CROM y VF, se utilizaron el coeficiente de correlación de Pearson ( $r$ ) y los gráficos de Bland-Altman. La confiabilidad se evaluó mediante la correlación intraclase (ICC), el error estándar de medición (SEM) y el cambio mínimo detectable (MDC).

## Resultados

CROM y VF mostraron una excelente correlación para todos los movimientos ( $r > 0,960$ ). Ambos dispositivos proporcionaron un pequeño "sesgo" medio ( $\leq 1,29\%$ ) en todos los movimientos con respecto a las medidas de CROM. La fiabilidad intraevaluador e interevaluador del VF fue excelente ( $ICC > 0,98$ ). SEM de 0,72% a 2,38% y MDC de 1,22° a 2,60° en todos los participantes. Los resultados respaldan la validez y confiabilidad de VF para medir CROM. Para su uso, basta con una formación básica para obtener medidas fiables.

### **Tercer artículo:**

Título: Mechanical Evaluation of the Resistance of Theraband CLX

- Rodrigo Martín San Agustín: Profesor titular perteneciente al departamento de Fisioterapia, Universidad de Valencia, 46010 Valencia, España
- Francesc Medina Mirapeix: Profesor titular perteneciente al departamento de Fisioterapia, Universidad de Murcia, Campus de Espinardo, 30100 Murcia, España
- Germán Cánovas ambit: Doctorando de la universidad de Murcia asociado al departamento de Fisioterapia, Universidad de Murcia, Campus de Espinardo, 30100 Murcia, España
- Mariano Gacto Sánchez: Profesor titular perteneciente al departamento de Fisioterapia, Universidad de Murcia, Campus de Espinardo, 30100 Murcia, España
- Aurelio Arenas Della Vecchia: Profesor titular perteneciente al departamento de Electromagnetismo y Electrónica, Universidad de Murcia, Campus de Espinardo, 30100 Murcia, España

Año: 2023

Revista: Journal of Sport Rehabilitation

Volumen, pág.: 32(2), 220-226

DOI/URL: <https://doi.org/10.1123/jsr.2022-0115>

Resumen:

El cálculo de la resistencia proporcionada por la resistencia elástica es fundamental con el objetivo de ajustar la carga y controlar la progresión de los ejercicios en los programas que utilizan resistencia elástica. Este estudio tuvo como objetivo (1) establecer un modelo de fuerza de elongación para bandas CLX; (2) examinar si estos modelos se ven alterados por diferentes aspectos del alargamiento de la banda: la fase de alargamiento y acortamiento (fases concéntrica y excéntrica), la velocidad de alargamiento y la longitud inicial en reposo; y (3) determinar el valor de resistencia para el 100% de elongación en cada color y compararlo con los valores reportados por Theraband. Diseño: transversal. Métodos: 2 investigadores experimentados estiraron diez bandas CLX de cada color para establecer sus curvas de fuerza de elongación en series de 10 repeticiones por banda usando una máquina Smith como ancla, examinando si los modelos de fuerza de elongación se vieron afectados por las fases de elongación y acortamiento usando una 4 -banda CLX de bucle estirada al 100% y a 0,50 m/s, velocidad de elongación estirando dos bandas CLX de 4 bucles a 0,50 m/s y a 0,70 m/s, y diferentes longitudes iniciales utilizando 3 bandas CLX (2, 3 y 4 bucles) estirada a 0,50 m/s.

Resultados: No se encontraron diferencias en las comparaciones entre fases, velocidades o diferentes longitudes de inicio (los errores medios oscilaron entre 0,01 [0,07 N] para la banda azul y 2,97 [0,94 N] para la banda dorada). Nuestros valores fueron superiores a los valores de referencia proporcionados por Theraband para todos los colores, con un rango de 2,3 % a 33,1 %. Conclusiones: Nuestros hallazgos muestran que los valores proporcionados por la marca subestiman la resistencia proporcionada por las bandas CLX. Para resolver esto, se proporcionan ecuaciones de regresión para que los profesionales puedan calcular la resistencia de las bandas CLX en función de su elongación. Además, estos modelos no están influenciados por la fase de elongación y acortamiento, la velocidad de elongación y la longitud de reposo inicial.



## **IV. REFERENCIAS POR ORDEN ALFABÉTICO**



#### IV. REFERENCIAS POR ORDEN ALFABÉTICO

1. Adomavičienė A, Daunoravičienė K, Kubilius R, Varžaitytė L, Raistenskis J. Influence of new technologies on post-stroke rehabilitation: a comparison of arqueo spring to the kinect system. *Medicina (Mex)*. abril de 2019;55(4):98.
2. Amorim HC, Cadilha R, Santoalha J, Rocha A, Parada F. Digital versus classic goniometry in shoulder motion evaluation: an agreement pilot study. *Rev Soc Port Med Física E Reabil [Internet]*. 29 de junio de 2017;29(1). Disponible en: <https://spmfrjournal.org/index.php/spmfr/article/view/219>
3. Bashardoust Tajali S, MacDermid JC, Grewal R, Young C. Reliability and validity of electro-goniometric range of motion measurements in patients with hand and wrist limitations. *Open Orthop J*. 15 de junio de 2016;10:190-205.
4. Brosseau L, Tousignant M, Budd J, Chartier N, Duciaume L, Plamondon S, et al. Intratester and intertester reliability and criterion validity of the parallelogram and universal goniometers for active knee flexion in healthy subjects. *Physiother Res Int*. 1997;2(3):150-66.
5. Brosseau L, Balmer S, Tousignant M, O'Sullivan JP, Goudreault C, Goudreault M, et al. Intra- and intertester reliability and criterion validity of the parallelogram and universal goniometers for measuring maximum active knee flexion and extension of patients with knee restrictions. *Arch Phys Med Rehabil*. 1 de marzo de 2001;82(3):396-402.
6. Clark RA, Paterson K, Ritchie C, Blundell S, Bryant AL. Design and validation of a portable, inexpensive and multi-beam timing light system using the Nintendo Wii hand controllers. *J Sci Med Sport*. 1 de marzo de 2011;14(2):177-82.
7. Correll S, Field J, Hutchinson H, Mickevicius G, Fitzsimmons A, Smoot B. Reliability and validity of the halo digital goniometer for shoulder range of motion in healthy subjects. *Int J Sports Phys Ther*. Agosto de 2018;13(4):707-14.
8. Elrahim RMA, Embaby EA, Ali MF, Kamel RM. Inter-rater and intra-rater reliability of Kinovea software for measurement of shoulder range of motion. *Bull Fac Phys Ther*. 1 de diciembre de 2016;21(2):80-7.
9. Ferriero G, Sartorio F, Foti C, Primavera D, Brigatti E, Vercelli S. Reliability of a new application for smartphones (DrGoniometer) for elbow angle measurement. *PM&R*. 2011;3(12):1153-4.
10. Gajdosik RL, Bohannon RW. Clinical measurement of range of motion: review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Phys Ther*. 1 de diciembre de 1987;67(12):1867-72.
11. Johnson LB, Sumner S, Duong T, Yan P, Bajcsy R, Abresch RT, et al. Validity

- and reliability of smartphone magnetometer-based goniometer evaluation of shoulder abduction – A pilot study. *Man Ther.* 1 de diciembre de 2015;20(6):777-82.
12. Khallaf ME, Ameer MA, Fayed EE. Effect of task specific training and wrist-fingers extension splint on hand joints range of motion and function after stroke. *NeuroRehabilitation.* 1 de enero de 2017;41(2):437-44.
  13. Kolber MJ, Vega F, Widmayer K, Cheng MSS. The reliability and minimal detectable change of shoulder mobility measurements using a digital inclinometer. *Physiother Theory Pract.* 1 de febrero de 2011;27(2):176-84.
  14. Kolber MJ, Fuller C, Marshall J, Wright A, Hanney William J. The reliability and concurrent validity of scapular plane shoulder elevation measurements using a digital inclinometer and goniometer. *Physiother Theory Pract.* 1 de febrero de 2012;28(2):161-8.
  15. Koo TK, Li MY. A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *J Chiropr Med.* 1 de junio de 2016;15(2):155-63.
  16. Mitchell K, Gutierrez SB, Sutton S, Morton S, Morgenthaler A. Reliability and validity of goniometric iPhone applications for the assessment of active shoulder external rotation. *Physiother Theory Pract.* 1 de octubre de 2014;30(7):521-5.
  17. Norkin CC, White DJ. *Measurement of joint motion: a guide to goniometry.* F.A. Davis; 2016. 592 p.
  18. Riemann BL, Witt J, Davies GJ. Glenohumeral joint rotation range of motion in competitive swimmers. *J Sports Sci.* 1 de agosto de 2011;29(11):1191-9.
  19. Robert-Lachaine X, Allard P, Godbout V, Tétreault P, Begon M. Scapulohumeral rhythm relative to active range of motion in patients with symptomatic rotator cuff tears. *J Shoulder Elbow Surg.* 1 de octubre de 2016;25(10):1616-22.
  20. Sakata J, Nakamura E, Suzukawa M, Akaike A, Shimizu K. Physical risk factors for a medial elbow injury in junior baseball players: a prospective cohort study of 353 players. *Am J Sports Med.* 1 de enero de 2017;45(1):135-43.
  21. Streiner DL, Norman GR, Cairney J. *Health measurement scales: a practical guide to their development and use.* Oxford University Press; 2015. 415 p.
  22. Walmsley CP, Williams SA, Grisbrook T, Elliott C, Imms C, Campbell A. Measurement of upper limb range of motion using wearable sensors: a systematic review. *Sports Med - Open.* 29 de noviembre de 2018;4(1):53.
  23. Werner BC, Holzgrefe RE, Griffin JW, Lyons ML, Cosgrove CT, Hart JM, et al. Validation of an innovative method of shoulder range-of-motion measurement using a smartphone clinometer application. *J Shoulder Elbow Surg.* 1 de noviembre de 2014;23(11):e275-82.

24. Yazdifar M, Yazdifar MR, Mahmud J, Esat I, Chizari M. Evaluating the hip range of motion using the goniometer and video tracking methods. *Procedia Eng.* 1 de enero de 2013;68:77-82.
25. Abramson JH. WINPEPI updated: computer programs for epidemiologists, and their teaching potential. *Epidemiol Perspect Innov.* 2 de febrero de 2011;8(1):1.
26. Audette I, Dumas JP, Côté JN, De Serres SJ. Validity and between-day reliability of the cervical range of motion (CROM) device. *J Orthop Sports Phys Ther.* mayo de 2010;40(5):318-23.
27. Blanpied PR, Gross AR, Elliott JM, Devaney LL, Clewley D, Walton DM, et al. Neck pain: revision 2017. *J Orthop Sports Phys Ther.* julio de 2017;47(7):A1-83.
28. Brosseau L, Tousignant M, Budd J, Chartier N, Duciaume L, Plamondon S, et al. Intratester and intertester reliability and criterion validity of the parallelogram and universal goniometers for active knee flexion in healthy subjects. *Physiother Res Int.* 1997;2(3):150-66.
29. Carrasco-Uribarren A, Rodriguez-Sanz J, López-de-Celis C, Pérez-Guillen S, Tricás-Moreno JM, Cabanillas-Barea S. Short-term effects of the traction-manipulation protocol in dizziness intensity and disability in cervicogenic dizziness: a randomized controlled trial. *Disabil Rehabil.* 3 de julio de 2022;44(14):3601-9.
30. Carvalho GF, Chaves TC, Gonçalves MC, Florencio LL, Braz CA, Dach F, et al. Comparison between neck pain disability and cervical range of motion in patients with episodic and chronic migraine: a cross-sectional study. *J Manipulative Physiol Ther.* 1 de noviembre de 2014;37(9):641-6.
31. Childs JD, Cleland JA, Elliott JM, Teyhen DS, Wainner RS, Whitman JM, et al. Neck pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* septiembre de 2008;38(9):A1-34.
32. Dannenbaum E, Chilingarian G, Fung J. Validity and responsiveness of the visual vertigo analogue scale. *J Neurol Phys Ther.* abril de 2019;43(2):117-21.
33. Feng M, Liang L, Sun W, Liu GW, Yin X, Han T, et al. Measurements of cervical range of motion using an optical motion capture system: Repeatability and validity. *Exp Ther Med.* 1 de diciembre de 2019;18(6):4193-202.
34. Fletcher JP, Bandy WD. Intratester reliability of CROM measurement of cervical spine active range of motion in persons with and without neck pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* octubre de 2008;38(10):640-5.
35. Giavarina D. Understanding bland altman analysis. *Biochem Medica.* 5 de junio de 2015;25(2):141-51.
36. Guidetti L, Placentino U, Baldari C. Reliability and criterion validity of the smartphone inclinometer application to quantify cervical spine mobility. *Clin Spine Surg.* diciembre de 2017;30(10):E1359.

37. Hagen KB, Harms-Ringdahl K, Enger NO, Hedenstad R, Morten H. Relationship between subjective neck disorders and cervical spine mobility and motion-related pain in male machine operators. *Spine*. 1 de julio de 1997;22(13):1501-7.
38. Hoy DG, Protani M, De R, Buchbinder R. The epidemiology of neck pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol*. 1 de diciembre de 2010;24(6):783-92.
39. Imam B, Miller WC, McLaren L, Chapman P, Finlayson H. Feasibility of the Nintendo WiiFit™ for improving walking in individuals with a lower limb amputation. *SAGE Open Med*. 1 de enero de 2013;1:2050312113497942.
40. Keogh JW, Cox A, Anderson S, Liew B, Olsen A, Schram B, et al. Reliability and validity of clinically accessible smartphone applications to measure joint range of motion: A systematic review. *PLOS ONE*. 8 de mayo de 2019;14(5):e0215806.
41. Kubas C, Chen YW, Echeverri S, McCann SL, Denhoed MJ, Walker CJ, et al. Reliability and validity of cervical range of motion and muscle strength testing. *J Strength Cond Res*. abril de 2017;31(4):1087-96.
42. Law EYH, Chiu TTW. Measurement of cervical range of motion (CROM) by electronic crom goniometer: a test of reliability and validity. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 1 de enero de 2013;26(2):141-8.
43. Lee H, Nicholson LL, Adams RD. Cervical range of motion associations with subclinical neck pain. *Spine*. 1 de enero de 2004;29(1):33-40.
44. Lin WL, Yao G. Concurrent validity. In: Michalos AC *encyclopedia of quality of life and well-being research*. Springer; 2014.
45. Martín-San Agustín R, Benítez-Martínez JC, Castillo-Ballesta L, Gacto-Sánchez M, Medina-Mirapeix F. Validity, reliability, and sensitivity to change of DiCI for the strength measurement of knee and hip muscles. *Meas Phys Educ Exerc Sci*. 1 de octubre de 2020;24(4):303-11.
46. Martín-San Agustín R, García-Vidal JA, Cánovas-Ambit G, Arenas-Della Vecchia A, López-Nicolás M, Medina-Mirapeix F. Validity and reliability of a new optoelectronic system for measuring active range of motion of upper limb joints in asymptomatic and symptomatic subjects. *J Clin Med*. noviembre de 2019;8(11):1851.
47. Martín-San Agustín R, Sánchez-Barbadora M, García-Vidal JA. Validity of an inertial system for measuring velocity, force, and power during hamstring exercises performed on a flywheel resistance training device. *PeerJ*. 9 de octubre de 2020;8:e10169.
48. Medina-Mirapeix F, Martín-San Agustín R, Cánovas-Ambit G, García-Vidal JA, Gacto-Sánchez M, Escolar-Reina P. An optoelectronic system for measuring the range of motion in healthy volunteers: a cross-sectional study. *Medicina*

- (Mex). septiembre de 2019;55(9):516.
49. Norkin CC, White DJ. Measurement of joint motion: a guide to goniometry. F.A. Davis; 2016. 592 p.
50. Palmer ML, Epler ME. Clinical assessment procedures in physical therapy. Lippincott Williams & Wilkins; 1990.
51. Park K nam, Kwon O yun, Kim S hyun, Jeon I cheol. An immediate effect of axial neck rotation training with real time visual feedback using a smartphone inclinometer on improvement in axial neck rotation function. *Physiother Theory Pract.* 4 de marzo de 2017;33(3):218-26.
52. Peña García-Orea G, Belando-Pedreño N, Merino-Barrero JA, Jiménez-Ruiz A, Heredia-Elvar JR. Validation of an opto-electronic instrument for the measurement of weighted countermovement jump execution velocity. *Sports Biomech.* 17 de febrero de 2021;20(2):150-64.
53. Pourahmadi MR, Bagheri R, Taghipour M, Takamjani IE, Sarrafzadeh J, Mohseni-Bandpei MA. A new iPhone application for measuring active craniocervical range of motion in patients with non-specific neck pain: a reliability and validity study. *Spine J.* 1 de marzo de 2018;18(3):447-57.
54. Quek J, Brauer SG, Treleaven J, Pua YH, Mentiplay B, Clark RA. Validity and intra-rater reliability of an Android phone application to measure cervical range-of-motion. *J NeuroEngineering Rehabil.* 17 de abril de 2014;11(1):65.
55. Reese NB, Bandy WD. Joint range of motion and muscle length testing. Elsevier Health Sciences; 2016. 578 p.
56. Ribeiro D, Silva AG. A single session of visual feedback improves range of motion in patients with chronic idiopathic neck pain: A randomized and controlled study. *Musculoskeletal Care.* 2019;17(1):72-8.
57. Rodríguez-Sanz J, Carrasco-Uribarren A, Cabanillas-Barea S, Hidalgo-García C, Fanlo-Mazas P, Lucha-López MO, et al. Validity and reliability of two smartphone applications to measure the lower and upper cervical spine range of motion in subjects with chronic cervical pain. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 1 de enero de 2019;32(4):619-27.
58. Rushton A, Rivett D, Carlesso L, Flynn T, Hing W, Kerry R. International framework for examination of the cervical region for potential of cervical arterial dysfunction prior to orthopaedic manual therapy intervention. *Man Ther.* 1 de junio de 2014;19(3):222-8.
59. Rutledge B, Bush TR, Vorro J, Li M, DeStefano L, Gorbis S, et al. Differences in human cervical spine kinematics for active and passive motions of symptomatic and asymptomatic subject groups. *J Appl Biomech.* 1 de octubre de 2013;29(5):543-53.
60. Song H, Zhai X, Gao Z, Lu T, Tian Q, Li H, et al. Reliability and validity of a coda

- motion 3-D analysis system for measuring cervical range of motion in healthy subjects. *J Electromyogr Kinesiol.* 1 de febrero de 2018;38:56-66.
61. Stenneberg MS, Rood M, Bie R de, Schmitt MA, Cattrysse E, Scholten-Peeters GG. To what degree does active cervical range of motion differ between patients with neck pain, patients with whiplash, and those without neck pain? a systematic review and meta-analysis. *Arch Phys Med Rehabil.* 1 de julio de 2017;98(7):1407-34.
62. Stenneberg MS, Busstra H, Eskes M, van Trijffel E, Cattrysse E, Scholten-Peeters GGM, et al. Concurrent validity and interrater reliability of a new smartphone application to assess 3D active cervical range of motion in patients with neck pain. *Musculoskelet Sci Pract.* 1 de abril de 2018;34:59-65.
63. Streiner DL, Norman GR, Cairney J. Health measurement scales: a practical guide to their development and use. Oxford University Press; 2015. 415 p.
64. Swartz EE, Floyd RT, Cendoma M. Cervical spine functional anatomy and the biomechanics of injury due to compressive loading. *J Athl Train.* 2005;40(3):155-61.
65. Tousignant M, de Bellefeuille L, O'Donoghue S, Grahovac S. Criterion validity of the cervical range of motion (CROM) goniometer for cervical flexion and extension. *Spine.* 1 de febrero de 2000;25(3):324-30.
66. Tousignant M, Smeesters C, Breton AM, Breton É, Corriveau H. Criterion validity study of the cervical range of motion (CROM) device for rotational range of motion on healthy adults. *J Orthop Sports Phys Ther.* abril de 2006;36(4):242-8.
67. Tousignant-Laflamme Y, Boutin N, Dion AM, Vallée CA. Reliability and criterion validity of two applications of the iPhone™ to measure cervical range of motion in healthy participants. *J NeuroEngineering Rehabil.* 5 de julio de 2013;10(1):69.
68. Williams MA, McCarthy CJ, Chorti A, Cooke MW, Gates S. A systematic review of reliability and validity studies of methods for measuring active and passive cervical range of motion. *J Manipulative Physiol Ther.* 1 de febrero de 2010;33(2):138-55.
69. Youdas JW, Carey JR, Garrett TR. Reliability of measurements of cervical spine range of motion comparison of three methods. *Phys Ther.* 1 de febrero de 1991;71(2):98-104.
70. Zhongyang G, Hui S, Fenggang R, Yuhuan L, Wang D, Xijing H. Reliability and validity of CODA motion analysis system for measuring cervical range of motion in patients with cervical spondylosis and anterior cervical fusion. *Exp Ther Med.* 1 de diciembre de 2017;14(6):5371-8.
71. Gabbe BJ, Branson R, Bennell KL. A pilot randomised controlled trial of

- eccentric exercise to prevent hamstring injuries in community-level Australian Football. *J Sci Med Sport*. 1 de mayo de 2006;9(1):103-9.
72. Iepsen UW, Jørgensen KJ, Ringbaek T, Hansen H, Skrubbeltrang C, Lange P. A systematic review of resistance training versus endurance training in COPD. *J Cardiopulm Rehabil Prev*. junio de 2015;35(3):163.
73. Santos GM, Tavares GMS, Gasperi G de, Bau GR. Avaliação mecânica da resistência de faixas elásticas. *Braz J Phys Ther*. diciembre de 2009;13:521-6.
74. Simoneau GG, Bereda SM, Sobush DC, Starsky AJ. Biomechanics of elastic resistance in therapeutic exercise programs. *J Orthop Sports Phys Ther*. enero de 2001;31(1):16-24.
75. Munch GW, Rosenmeier JB, Petersen M, Rinnov AR, Iepsen UW, Pedersen BK, et al. Comparative effectiveness of low-volume time-efficient resistance training versus endurance training in patients with heart failure. *J Cardiopulm Rehabil Prev*. mayo de 2018;38(3):175.
76. Thomas M, Müller T, Busse MW. Comparison of tension in Thera-band and cando tubing. *J Orthop Sports Phys Ther*. noviembre de 2002;32(11):576-8.
77. Kuhn JE. Exercise in the treatment of rotator cuff impingement: A systematic review and a synthesized evidence-based rehabilitation protocol. *J Shoulder Elbow Surg*. 1 de enero de 2009;18(1):138-60.
78. Warburton DER, Nicol CW, Bredin SSD. Health benefits of physical activity: the evidence. *CMAJ*. 14 de marzo de 2006;174(6):801-9.
79. Martín-San Agustín R, Laguna Sanz AJ, Bondia J, Roche E, Benítez Martínez JC, Ampudia-Blasco FJ. Impact of high intensity interval training using elastic bands on glycemic control in adults with type 1 diabetes: A pilot study. *Appl Sci*. enero de 2020;10(19):6988.
80. Rathleff MS, Bandholm T, Ahrendt P, Olesen JL, Thorborg K. Novel stretch-sensor technology allows quantification of adherence and quality of home-exercises: a validation study. *Br J Sports Med*. 1 de abril de 2014;48(8):724-8.
81. Pérez-Castilla A, Piepoli A, Delgado-García G, Garrido-Blanca G, García-Ramos A. Reliability and concurrent validity of seven commercially available devices for the assessment of movement velocity at different intensities during the bench press. *J Strength Cond Res*. mayo de 2019;33(5):1258.
82. Hughes CJ, Hurd K, Jones A, Sprigle S. Resistance properties of Thera-Band tubing during shoulder abduction exercise. *J Orthop Sports Phys Ther*. julio de 1999;29(7):413-20.
83. Page P, Ellenbecker T. *Strength Band Training 3rd Edition* [Internet]. 2019 [citado 27 de mayo de 2023]. Disponible en: <https://us.humankinetics.com/products/strength-band-training-3rd-edition>

84. Uchida MC, Nishida MM, Sampaio RAC, Moritani T, Arai H. Thera-band® elastic band tension: reference values for physical activity. *J Phys Ther Sci*. abril de 2016;28(4):1266-71.
85. Peña García-Orea G, Belando-Pedreño N, Merino-Barrero JA, Jiménez-Ruiz A, Heredia-Elvar JR. Validation of an opto-electronic instrument for the measurement of weighted countermovement jump execution velocity. *Sports Biomech*. 17 de febrero de 2021;20(2):150-64.
86. Andersen LL, Vinstrup J, Jakobsen MD, Sundstrup E. Validity and reliability of elastic resistance bands for measuring shoulder muscle strength. *Scand J Med Sci Sports*. 2017;27(8):887-94.
87. Prieto González P, Sedlacek J. Comparación de la eficacia de tres tipos de entrenamiento de fuerza: autocargas, máquinas de musculación y peso libre. *Apunts Educ Física Deport*. 1 de julio de 2021;(145):9-16.
88. Patterson RM, Stegink Jansen CW, Hogan HA, Nassif MD. Material properties of thera-band tubing. *Phys Ther*. 1 de agosto de 2001;81(8):1437-45.
89. Kraemer WJ, Adams K, Cafarelli E. American college of sports medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc*. febrero de 2002;34(2):364