

# Propiedades Clinimétricas de instrumentos y métodos para la medición de desempeño muscular en cuello y tronco: ¿Cuáles son los Principios Fundamentales?

“Clinimetric properties of instruments and methods for measuring muscle performance in the neck and trunk: What are the Fundamental Principles?”

Paul Medina-González<sup>1</sup>

1. Académico Departamento de Kinesiología, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Católica del Maule.

Título Abreviado: A 40 años del concepto Clinimetría

Información del Artículo

Recepción: 1 de Junio de 2022

Aceptación: 23 de Julio de 2022

## RESUMEN

**Antecedentes.** El dolor musculoesquelético crónico vertebral es un problema epidemiológico importante durante las últimas décadas. La exploración funcional mediante pruebas de fuerza y tolerancia a la fatiga son ampliamente utilizadas en Kinesiología/Fisioterapia. Sin embargo, existe escasa información acerca de propiedades clinimétricas, lo cual permitiría establecer principios específicos de medición. **Objetivo.** Analizar reflexivamente las propiedades clinimétricas: confiabilidad, validez y aplicabilidad clínica, de los instrumentos y métodos que se utilizaron durante la transición de siglo, para evaluar el desempeño muscular de cuello y tronco. **Selección de estudios.** Investigaciones publicadas durante la transición entre los siglos XX y XXI. Se pesquió evaluaciones del desempeño muscular mediante protocolos o dispositivos para las regiones de cuello o tronco, considerando principalmente el comportamiento de sus propiedades clinimétricas. **Síntesis de resultados.** De los artículos revisados, 41 cumplieron con los criterios de selección. De ellos, 20 se referían a musculatura de cuello y 21 para el sector de tronco. En relación a las temáticas de medición, predomina la fuerza con un total de 29 artículos. **Conclusiones.** Para ambos grupos musculares, los instrumentos se enfocan en la medición de fuerza presentando altos índices de confiabilidad y niveles de validez avanzada. Por su parte en los métodos predomina la medición tolerancia a la fatiga con un rol protagónico de la aplicabilidad clínica en desmedro de confiabilidad y validez. Cada dimensión del movimiento requiere de la aplicación de principios fundamentales para la exploración efectiva de ventanas de acción valorativa.

**Palabras clave:** propiedades clinimétricas; principios de medición; cuello; tronco; fuerza; tolerancia a la fatiga; kinesiología.

## ABSTRACT

**Background:** Chronic vertebral musculoskeletal pain is a major epidemiological problem in recent decades. Functional exploration through strength and fatigue tolerance tests is widely used in Kinesiology/Physiotherapy. However, there is little information about clinimetric properties, which would allow establishing specific measurement principles. **Aim:** Reflexively analyze the clinimetric properties: reliability, validity and clinical applicability, of the instruments and methods that were used during the transition of the century, to evaluate the muscular performance of the neck and trunk. **Selection of studies:** Research published during the transition between the 20th and 21st centuries. Muscle performance evaluations were investigated through protocols or devices for the neck or trunk regions, mainly considering the behavior of their clinimetric properties. **Summary of results:** Of the reviewed articles, 41 met the selection criteria. Of them, 20 referred to neck muscles and 21 to the trunk sector. In relation to the measurement themes, strength predominates with a total of 29 articles. **Conclusions:** For both muscle groups, the instruments focus on the measurement of force, presenting high reliability indices and advanced levels of validity. For its part, the measurement of fatigue tolerance predominates in the methods, with a leading role in clinical applicability to the detriment of reliability and validity. Each dimension of the movement requires the application of fundamental principles for the effective exploration of value action windows.

**Keywords:** clinimetric properties; measurement principles; neck; trunk; strength; endurance; kinesiology.

## Introducción

El dolor musculoesquelético crónico vertebral (DCV) es un problema epidemiológico importante durante las últimas dos décadas<sup>1-4</sup>, con tasas de prevalencia nacional que bordean el 16% para la población general de Chile<sup>1</sup>. Además, se documenta que las zonas topográficas más afectadas se encuentran a nivel de las lordosis cervical y lumbar, en este contexto, el dolor crónico cervical (DCC) es una afección común con un ritmo de prevalencia del 13.8%<sup>2</sup>. La probabilidad en los países occidentales de que una persona sufra DCC alguna vez en su vida bordea el 70%<sup>2</sup>, con tasas de prevalencia anuales entre un 10% y un 35%<sup>2,3</sup>. Por su parte, en relación al dolor crónico lumbar (DCL) se plantea que la probabilidad de padecerlo alguna vez en la vida es del 90%<sup>3</sup>, manifestando una prevalencia anual en Chile cercana al 12%<sup>1</sup>, en concordancia con este dato, información en base a estudios epidemiológicos refiere tasas de prevalencia para el DCL superiores al 15%<sup>4</sup>. Existe escasa información actualizada en base a estudios de prevalencia de complicaciones musculoesqueléticas (CME) para población occidental, sin embargo, el comportamiento de este fenómeno merece particular atención en países que pertenecen a la región oriental del orbe. En este escenario, Davatchi et al 2009, evaluaron el comportamiento epidemiológico de CME en población de Irán, encontrando que el DCC tenía una prevalencia semanal cercana al 18% para población rural y 14% para urbana, mientras que el DCL se encuentra en una tasa de prevalencia semanal cercana al 42% en población rural y 22% en población urbana. Esta información demuestra la importancia de comprender acabadamente el comportamiento y distribución del DCV, pues se podría inferir a partir de los datos que factores ambientales, educacionales y culturales pueden favorecer o inhibir su expresión. Además, los autores exponen la prevalencia de CME en países Asiáticos y Australia en donde el comportamiento epidemiológico del DCC presenta tasas de prevalencia entre 2 y 17,9%, mientras que para el DCL la prevalencia oscila desde valores cercanos al 5% en Bangladesh, Tailandia y Egipto a ser superiores al 10% para la realidad de China, Australia, Malasia, India, Indonesia y Filipinas<sup>5</sup>.

Durante los últimos años, el DCV es una de las principales causas de enfermedades que generan una larga estadía en cama, incrementando los gastos en servicios de salud primaria tales como: medicamentos, cuidados especializados, exámenes de laboratorio, imagenología e intervenciones terapéuticas<sup>6-8</sup>, además, se asocia con el pago de pensiones de trabajo y un aumento de la carga financiera para el sistema de salud, teniendo

un impacto económico considerable<sup>8,18</sup>. Dentro de este marco referencial, se tiene información en base al porcentaje de licencias médicas en Chile, el cual nos arroja que el lumbago es la segunda causal de ausencia laboral después de la depresión<sup>9</sup>.

Entre las causas más frecuentes de lesiones musculoesqueléticas vertebrales se encuentran los accidentes automovilísticos<sup>10,11</sup>, traumas repetitivos de bajo impacto dados principalmente por trabajos en postura sedente estática y vibratoria, distonías, espasmos musculares, cirugías y enfermedades degenerativas como: artritis u osteoporosis. Todas estas lesiones están asociadas a complicaciones biomecánicas que desencadenan una disminución de i) fuerza, ii) rango de movimiento, iii) tolerancia a la fatiga muscular local (TFML), además de iv) alteraciones posturales tanto en columna cervical como lumbar, generando lo que se puede entender como *discapacidad vertebral músculo-esquelética (DVME)*<sup>11,12</sup>.

La incidencia de la DVME ha provocado un problema severo que se hace frecuente entre trabajadores de países industrializados. En este escenario, existe una fuerte asociación entre factores como género, edad, sedentarismo, flexibilidad, postura y actividades ocupacionales monótonas y estáticas realizadas en posición sedente con frecuencia de DCV y DVME<sup>13,14</sup>. Estos factores son interpretados en la literatura como predictores de riesgo de padecer dolor y disfunción músculo-esquelética (ME) tanto cervical como lumbar. Los estudios realizados en poblaciones europeas<sup>12</sup>, sudamericanas<sup>13</sup>, africanas<sup>15</sup> y norteamericanas<sup>16</sup> revelan que el riesgo de una persona que trabaja en actividades de oficina en posición sedente, sufra disfunción cervical y lumbar es mayor, dependiendo de edad, género, actividad deportiva y variables como fuerza muscular, rango de movimiento y flexibilidad<sup>14</sup>. Los resultados que evalúan los factores de riesgo de disfunción cervical y lumbar se miden a través del índice de riesgo relativo (RR) y riesgo de probabilidad (OR). En este contexto; estudios prospectivos<sup>12,13,16</sup>, retrospectivos<sup>14</sup> y longitudinales<sup>17</sup>, han determinado que la edad (rango OR > 2,29), género femenino (OR > 1,94), sedentarismo (OR > 2,08; RR > 2,34), falta de flexibilidad en adolescentes, (OR > 1,44), postura sedente (OR > 1,98), movimientos repetitivos (OR > 2,07), posturas prolongadas en el tiempo (OR > 2,79; RR > 2,5) y trabajo con computadores (OR>1,57) son potenciales indicadores de DVME. Esta relación predictiva entre actividad de trabajo como factor externo y demografía, antropometría, rango de movimiento, fuerza y flexibilidad, como variables internas de riesgo disfuncional crónico vertebral, nos dan una pauta sobre

la importancia de una valoración de los indicadores de capacidad funcional y mecánica, como norma de prevención de disfunción secundaria a manifestaciones y consecuencias de DCV.

La principal función de la musculatura de columna es mantener el balance postural por medio de un esfuerzo realizado mediante una contracción isométrica<sup>19</sup>. Dentro de este contexto mecánico, tanto la rehabilitación como la prevención primaria son fundamentales en la recuperación de la funcionalidad en pacientes con DVME<sup>6,7</sup>. Existe una amplia evidencia de que la actividad de la musculatura axial está comprometida en numerosos procesos patológicos y, por lo tanto, la medición de la fuerza máxima puede ser un importante indicador para determinar disfunción muscular<sup>6,7</sup>, al respecto, Ylinen et al 2004 encontraron una disminución de fuerza isométrica máxima cercana al 30% tanto en flexores como extensores cervicales al comparar un grupo de mujeres con DCC versus un grupo control<sup>20</sup>. Numerosos estudios han enfatizado la importancia del fortalecimiento para el tratamiento del dolor crónico y disfunción tanto cervical como lumbar<sup>6,7,20</sup>. Dentro de este contexto, según el panel Filadelfia de expertos en la evidencia de práctica clínica<sup>6,7</sup>, el reforzamiento muscular y los ejercicios propioceptivos ocupan un lugar preponderante en la disminución del dolor y recuperación funcional; los resultados indican que el fortalecimiento muscular es la única intervención con un nivel de recomendación A y evidencia tipo I, superando claramente a modalidades terapéuticas más utilizadas en la clínica como tracciones, ultrasonido, masaje, crioterapia, TENS y estimulación eléctrica; todas con un nivel de recomendación tipo C o menos. En relación a estos hallazgos, Ylinen et al 2003, a través de un ensayo controlado aleatorizado de entrenamiento muscular cervical en 180 mujeres trabajadoras de oficina con DCC no específico, demostraron mejorías clínicas estadísticamente significativas en todos los indicadores de resultados tales como: fuerza (flexión mayor en 55 Newton (N), extensión mayor en 80 N y rotaciones mayor en 4 Nm (Newton metros)), rango activo de movimiento (flexo-extensión total mayor en 12°, flexión lateral total mayor en 18° y rotación total mayor en 12°), dolor (Escala Visual Análoga menor en 40 mm), y puntaje en cuestionarios de disfunción (Índice de Discapacidad de Cuello menor en 8 puntos)<sup>21</sup>. Sin embargo, estos resultados deben estar siempre acompañados de terapia de mantención para evitar retrocesos en el plan terapéutico. Por su parte, el fortalecimiento muscular progresivo como norma de tratamiento para el DCL se encuentra ampliamente documentado, con tasas de reducción de dolor en relación a grupos controles entre un 20% a 60%<sup>22-26</sup>.

Durante la transición de siglo, la evaluación de la función muscular cervical y lumbar generó una especial atención, permitiendo la creación de nuevos métodos que incluyen: tests manuales<sup>27</sup> y gravedad dependientes<sup>28,29</sup>, dinamometría manual<sup>30,32</sup>, electromiografía<sup>31,34</sup>, dinamometría de esfingomanómetro modificada<sup>33</sup>, varias formas de aparatos isométricos con célula de carga incorporada<sup>36-40,43</sup> y dispositivos isokinéticos<sup>35,41,42,44</sup>, que hacen posible medir y cuantificar la fuerza y tolerancia a la fatiga muscular local (TFML) tiempo dependiente de musculatura axial. Sin embargo, la falta de descripción del método según los principios dinamométricos<sup>45</sup>, y el control insuficiente de propiedades de medición como: confiabilidad, concordancia de resultados, validez, costos, manejo de instrumentos y acuerdos en nomenclaturas y diseños de dispositivos, han impedido su utilización considerando una realidad clínica como también la exploración específica de estas dimensiones del movimiento según el contexto funcional crítico del paciente<sup>45,46,48</sup>. Al respecto, ¿cuáles son, qué utilidad presentan para la toma de decisiones y cómo se pueden aplicar estos principios de medición?

En tal escenario, para abordar esta problemática metodológica, es recomendable utilizar el término propuesto por Feinstein durante el año 1982 denominado “*Clinimetría*”, con el propósito de demostrar, a través de índices o escalas, la capacidad metodológica o descriptiva de síntomas, signos físicos y otros fenómenos clínicos en medicina, para así, designar a manera de constructo, un método y dispositivo de evaluación que sea capaz de resolver aspectos preponderantes del proceso de evaluación<sup>47</sup> tales como: *Reproducibilidad* (confiabilidad y concordancia), *Validez* (aparente, criterio, contenido y constructo) y *Aplicabilidad Clínica* (descripción de protocolos, manejo de dispositivos, seguridad, costos, duración de evaluaciones y utilización de principios dinamométricos).

En relación a los antecedentes expuestos, el objetivo de la presente revisión reflexiva será determinar las propiedades clinimétricas explícitas e implícitas de los sistemas y protocolos que se utilizan para evaluar desempeño muscular de cuello y tronco.

## Método

### 1. Estrategia de búsqueda.

Para la búsqueda de información se utilizó la base de datos de MEDLINE (PubMed), Web of Science y Scielo en donde se seleccionaron los artículos publicados entre el 1 de Enero de 1990 y el 30 de septiembre del 2011. Las

palabras o conceptos claves utilizados fueron: reproducibilidad (reproducibility), confiabilidad (reliability), validez (validity), fuerza lumbar (lumbar strength), fuerza cervical (cervical strength), fatiga muscular (muscle fatigue), tolerancia a la fatiga muscular (task failure), dinamometría (dynamometry) y propiedades clinimétricas (clinimetric properties).

## 2. Selección de estudios.

Se buscaron investigaciones publicadas durante la transición entre los siglos XX y XXI. Los criterios de inclusión para los artículos a analizar fueron: idioma inglés o español, estudios asociados a columna cervical o lumbar, evaluaciones de desempeño muscular mediante transmisión de fuerza (directa, indirecta por intermedio de brazos de palanca, células de carga, gravedad dependientes y dinamometría isocinética) y estudios que proponen e investigan tanto implícitamente como explícitamente una o más de las siguientes propiedades clinimétricas: reproducibilidad (confiabilidad y/o concordancia), validez (aparente, criterio, contenido o constructo) y aplicabilidad clínica (costos, descripción de protocolos, duración de evaluaciones, seguridad y ergonomía).

## Síntesis de Resultados

Los resultados de la búsqueda de protocolos y/o dispositivos para la evaluación del desempeño de musculatura axial se resumen en las tablas 1-2 para musculatura cervical y 3-4 en relación al sector lumbar. Los artículos fueron evaluados en base a los siguientes conceptos: **1) Medición** (fuerza y tolerancia a la fatiga); **2) Características de la muestra de sujetos** (número de individuos, peso, talla, actividad y presencia de síntomas de dolor); **3) Método** (dispositivo, protocolo y posición de evaluación); **4) Reproducibilidad** (confiabilidad, concordancia y grados de acuerdo); **5) Validez** (aparente, concurrente, contenido y constructo) y **6) Aplicabilidad Clínica** (costos, descripción de protocolos, duración de evaluaciones, seguridad y ergonomía).

Dentro de la gama de artículos revisados, el número que cumplió con los criterios de inclusión fueron 41 trabajos de los cuales 20 se referían a musculatura de cuello y 21 hacían alusión al sector de tronco. A su vez, la principal temática para la medición de desempeño muscular fue la fuerza con 15 artículos a nivel cervical y 14 artículos para musculatura lumbar; en relación a los años de publicación se aprecia claramente la predominancia de fabricación de dispositivos de medición en los años noventa

para musculatura lumbar y la década 2000-2010 para el sector cervical (Tablas 1-4).

Para el análisis de los resultados de las propiedades clinimétricas propuestas en la introducción, comenzaremos con la musculatura cervical (Tablas 1 y 2) y posteriormente lumbar (Tablas 3 y 4).

## Discusión

### 1. Desempeño Muscular de Cuello

15 estudios miden fuerza a nivel cervical y sus resultados se basan principalmente en el análisis de *reproducibilidad* encontrando valores de Coeficiente de Correlación Intraclase (ICC) mayores a 0,7 para musculatura flexora e ICC mayor a 0,8 para extensores. Esta categorización se acompaña frecuentemente de dos estadígrafos complementarios como el error estándar de medición (SEM) y el coeficiente de variación (CV) en donde los resultados encontrados en musculatura cervical es: SEM < 1Nm y CV < 20% (Tabla 1). Existe un estadígrafo muy utilizado durante los años noventa como a comienzos de la presente década el cual es r Pearson que sin embargo, ha presentado numerosas críticas pues no es un índice de acuerdo o discrepancia y “solo” evalúa relación entre dos variables. Al analizar *validez*, se aprecia que implícitamente se demuestra para el *tipo aparente* para todos los dispositivos y protocolos propuestos, sin embargo, sólo el trabajo de Chiu et al 2004<sup>53</sup> demuestra *validez de tipo discriminativa* pues compararon los resultados entre sujetos asintomáticos y con dolor de cuello y los valores fueron estadísticamente significativos, ahora bien la relevancia clínica de estos resultados no está claramente definida. *La Aplicabilidad Clínica* de estas mediciones se manifiesta mediante el análisis de costos, a pesar de no estar explícitamente descrito en los trabajos se infiere que es superior a 1000 euros pues en revisiones anteriores no contemplaban un criterio de selección o análisis<sup>46</sup>. En relación a la aplicación de principios de medición traducidos en descripción de protocolos, los trabajos mantienen una cierta homogeneidad en variables como posición de evaluación (sedente), eje (C7-T1), duración de contracción (3-5 segundos), intervalo de reposo entre contracciones (1-2 minutos) y fijaciones (cintura escapular y pélvica).

En relación a TFML cervical, la Reproducibilidad de los estudios revela valores de ICC > 0,67 para ambos grupos musculares, mientras que la aplicación de estadígrafos complementarios es muy baja (tabla 2). La *validez*

*aparente* se da para las cuatro investigaciones clasificadas enfocándose principalmente en aspectos teóricos como análisis biomecánico y respeto de principios<sup>45</sup>. Existe Validez Discriminativa en los estudios desarrollados por Harris et al 2005<sup>57</sup> y Peolsson et al 2007<sup>59</sup>, pues compararon desempeños tiempo dependientes entre sujetos asintomáticos versus sujetos con dolor cervical, una vez más la implicancia clínica de los hallazgos es analizada en forma muy superficial. La *Aplicabilidad Clínica* de los métodos nos arroja resultados de costos muy inferiores a 100 euros pues se requiere del juicio clínico del evaluador y elementos básicos como cronómetro, cinchas de fijación y una camilla. La descripción de protocolos es muy variada (decúbito supino, decúbito prono y sedente) y los criterios de finalización de pruebas no están claramente detallados.

Dentro de los dispositivos de valoración para desempeño muscular de cuello, la gran mayoría evalúa fuerza; en este sentido existen *adaptaciones* como el Dinamómetro de tomada Microfet®<sup>49</sup>, Dispositivos no descritos adosados a célula de carga<sup>41,51</sup>, y Dinamometría Isokinética KinCom®<sup>52</sup> como Biodex®<sup>42</sup>. Además se describen en la literatura dispositivos específicos como el DBC 140®<sup>20,39,43,50</sup>, Unidad de Rehabilitación Multicervical MCR®<sup>53</sup>, NeckMetrix®<sup>54</sup> (Tabla 1).

## 2. Desempeño Muscular de Tronco

Se encontró un total de 14 artículos que evaluaron fuerza de tronco, en este contexto, claramente se mide con mayor frecuencia la musculatura lumbar que la del sector abdominal. La *Reproducibilidad* de la mayoría de las investigaciones arroja ICC mayores a 0,75 para ambos grupos musculares, los resultados de SEM y CV revelan valores muy dispersos, por ejemplo el artículo de Hattori et al 1998<sup>64</sup>, encuentra resultados de SEM y CV muy dispares dependiendo si la contracción es isométrica (SEM: 4-5 Kg y CV: 12-18%) versus isotónica (SEM: 2-4 Kg y CV: 6-12%) (Tabla 3).

La *Validez* de los dispositivos y protocolos para medir fuerza y tolerancia a la fatiga es siempre aparente, esto concuerda con lo descrito en el análisis de musculatura cervical. Roussel y cols 2006<sup>70</sup> y 2008<sup>32</sup>, encontraron mediante la realización de dos investigaciones que el método que proponían era en primer lugar confiable aplicado a sujetos asintomáticos y posteriormente demostraron *validez de tipo discriminativa* ya que los resultados arrojaron una diferencia estadísticamente significativa ( $p < 0,05$ ) cercana al 50% para desempeño de fuerza muscular de tronco entre sujetos asintomáticos (flexo-

res: 500 Newton (N) y Extensores: 1000 N) versus individuos con dolor lumbar (flexores: 250 N y Extensores: 500 N). En este contexto, nos encontramos con lo planteado por Dvir et al 2003<sup>80</sup> que para el desarrollo de su trabajo realizaron un análisis del desempeño de fuerza extensora de tronco para sujetos con dolor lumbar, encontraron que existe una diferencia significativa de desempeño al comparar con los valores en sujetos asintomáticos<sup>67</sup> (Dvir et al 2001) y además los resultados encontrados son muy similares a los reportados en la literatura con el dispositivo que utilizaron (Validez interna convergente). Orri et al 2008<sup>71</sup>, evaluaron el desempeño de fuerza lumbar bajo el alero del sistema INRTEK ISAM 9000® y compararon los resultados con los obtenidos con el sistema Cibex 6000 TEF modular® encontrando una correlación significativa ( $p < 0,05$ ) moderada a excelente ( $r = 0,64-0,93$ ), estos resultados arrojan una *validez de criterio concurrente* alta (tabla 3).

En relación a TFML lumbar los autores se inclinan por el desarrollo de metodologías simples y muy aplicables en la clínica tales como el Test de Biering-Sorensen (TBS), Extensión de cadera bilateral controlado (DLLM) y número de repeticiones, sin embargo, los resultados de *reproducibilidad* varían mucho ( $r$ : 0,57-0,96; kappa: 0,57-0,68 e ICC: 0,73-0,99) (Tabla 4). Claramente la explicación a esta gran variabilidad de resultados puede estar dada por la enorme cantidad de modificaciones del método y diseño de investigación, además de la consideración de principios de medición como son: fijaciones, estabilización, gesto motor y sinceridad del esfuerzo<sup>45,81</sup>. Al analizar la validez de medición, una revisión de la literatura sobre el TBS<sup>29</sup>, lo cataloga como confiable con  $ICC > 0,73$ , *válido de tipo discriminativo* para ambos géneros y *válido de tipo predictivo* sólo para hombres. Por su parte, Ladeira et al 2005<sup>78</sup>, buscaron validar la maniobra de extensión bilateral controlado (DLLM) para la medición de desempeño de tolerancia en musculatura flexora de tronco, encontraron valores de  $r$  Pearson de 0,34-0,45 al compararlo con el dinamómetro de tomada manual Nicholas® demostrando una baja *validez de criterio concurrente* (Tabla 4).

Al momento de analizar los dispositivos de medición para desempeño muscular de tronco se describe en la literatura una basta gama de sistemas, los cuales cumplen con características comunes como estabilización y traducción; sin embargo, también es posible encontrar muchas diferencias en relación a la descripción en los protocolos de principios como: ubicación del eje mecánico, rango de movimiento, acción muscular, resistencia del sistema, utilización de los datos, características de los sujetos e



interpretación de los registros. Estas diferencias explican la variabilidad de resultados en cuanto a traducción de fuerza (kilos, libras, N o Nm) y propiedades clinimétricas como confiabilidad, validez y sobretodo *aplicabilidad clínica*, pues la mayoría sobrepasa los 50000 euros como valor comercial, en este sentido, tenemos como sistemas isocinéticos a: LIDO® (Lidoback PTBW<sup>61</sup> y Lidolift<sup>64</sup>), Cibex 6000TEF modular®<sup>62,65</sup>, Cibex NORM®<sup>69</sup>, Kin-Com 500H®<sup>60,87</sup> e INRTEK ISAM 9000®<sup>71</sup>; además se presentan sistemas estáticos regulables según rango de movimiento como la Isoestación B-200®<sup>35,68</sup>; el equipamiento Tergumed®<sup>32,70</sup> y el MedX®<sup>36,77</sup> (Tabla 3).

### 3. Problemática Metodológica

Dentro de los artículos revisados para la medición del desempeño muscular axial, existe limitada información en relación a la descripción de protocolos, esta falta de información tiene una consecuencia negativa que afecta principalmente la reproducibilidad de una medición pues hay una enorme cantidad de variables que quedan sujetas a la decisión e interpretación del evaluador. En este sentido tenemos las visiones de Keating y cols 1996<sup>45</sup>, Koning y cols 2008<sup>46</sup> y Dvir y cols 2008<sup>48</sup>; quienes en sus trabajos manifiestan claramente la importancia de cumplir y respetar *principios de medición* los cuales están sujetos a características de los sujetos, eje de movimiento, fijaciones, estabilizaciones, rango de movimiento, transmisión de la fuerza, tiempos de contracción y reposo, y análisis como interpretación de datos. Por lo tanto, cada medición del desempeño muscular en cualquier contexto debe siempre estar sustentada en estos principios los cuales son la base del proceso para cumplir con los criterios de confiabilidad, validez y aplicabilidad clínica.

Los sistemas de medición propuestos presentan una buena a muy buena confiabilidad para la medición de fuerza, además de grados de validez que son aceptables mediante análisis biomecánico del sistema, discriminación entre sujetos asintomáticos versus presencia de dolor, criterio-concurrencia a través de comparaciones con “Gold Standard” y predicción de resultados mediante modelos de regresión lineal simple. Sin embargo, la mayoría son dispositivos muy costosos de baja disponibilidad según recurso humano, por lo tanto la aplicabilidad clínica es muy cuestionable. Resulta trascendente plantearse la siguiente pregunta: ¿tener un sistema que es confiable y válido según investigación es suficiente para solucionar una problemática de realidad profesional terapéutica? En este contexto, aparece el concepto *aplicabilidad clínica* pues recordemos que el fin de un proceso cognitivo

basado en observaciones de una realidad clínica es de todas maneras volver al comienzo entregando una solución pertinente y aplicable.

### 4. Implicaciones Clínicas

A pesar de que se describen en la literatura sistemas de medición para el desempeño muscular que cumplen con criterios aceptables de confiabilidad y validez, difícilmente se relacionan con la posibilidad de llevarlos a un contexto clínico dado los costos muy elevados, dificultad en interpretación de información, escasa descripción de protocolos para la obtención de datos y la imposibilidad de realizar una conclusión diagnóstica. En alusión a este último punto, resulta importante mencionar que los estudios se enfocan sólo en medir el desempeño de fuerza y tolerancia a la fatiga como entidades particulares e independientes, lo que es insuficiente considerando los modelos de acción profesional propuestos en la literatura ya que la función-disfunción del movimiento humano necesariamente comprende la participación de diferentes dominios y dimensiones declaradas<sup>79,82</sup> las que se expresan con pesos específicos particulares de acuerdo a un contexto funcional<sup>82</sup>. Es así como la medición de fuerza y tolerancia a la fatiga apunta hacia una caracterización funcional que necesita de otros aspectos del movimiento tales como: flexibilidad (rango de movimiento), velocidad (velocidad de contracción), precisión (control motor), y adaptabilidad (propiocepción), para así delimitarlo y enfrentarlo en forma precisa y eficiente, en este sentido, es importante declarar principios de medición según estas particularidades de expresión de movimiento.

La medición del desempeño muscular axial mediante instrumentos estáticos o dinámicos se enfocan principalmente en la dimensión fuerza y clinimétricamente presentan confiabilidad y validez aceptable a muy buena, sin embargo, la aplicabilidad clínica es baja.

La medición del desempeño muscular axial mediante aplicación de protocolos e interpretación de evaluadores se enfocan predominantemente en la dimensión tolerancia a la fatiga y clinimétricamente presentan una aplicabilidad clínica alta, no obstante, los grados de confiabilidad y validez son muy dispersos y discutibles.

Se justifica el desarrollo de líneas de trabajo para caracterizar pertinentemente la función y disfunción del desempeño muscular axial, considerando la creación y desarrollo de dispositivos aplicables y métodos válidos según principios de medición.

Tabla 1. Resumen de protocolos y dispositivos para la medición de fuerza de cuello.

Autor	Características de muestra	Método y dispositivo	Reproducibilidad	Validez	Aplicabilidad
Fiebert et al 1999 Ref. 49	40 estudiantes asintomáticos Edad (años) =20-40 Masa (kilos) =66 Talla (metros) =1.89	PE=Sedente D= Microfet hand-held dynamometer. <i>Hoggan Health industries (PO Box 957, Draper, UT 84020)</i> SE presente	ICC =0.87	<i>Tipo Aparente:</i> principios dinamométricos, ubicación del eje y fijaciones.	Costo mayor a 1000 euros.
Jordan et al 1999 Ref. 41	100 sujetos asintomáticos No entrenados Edad =H:24, M:28 Masa =H:80, M:61 Talla =H:1.84, M: 1.70	PE =Sedente D =propio tipo Strain Gauge	GMF: r =0.86; ICC =0.76; CV=18%. GME: r =0.90; ICC =0.92; CV=23%.	<i>Tipo Aparente:</i> principios dinamométricos, ubicación del eje y fijaciones.	Costo mayor a 1000 euros.
Peolsson et al 2001 Ref. 50	101 sujetos asintomáticos Edad =26-63 Masa =H:81, M:66 Talla =H:1.81, M: 1.66	PE =Sedente D =David Back Clinic 140. <i>KARITIE 9, 01530 VANTAA FINLAND</i>	GMF: ICC =0.86 GME: ICC =0.95	<i>Tipo Aparente:</i> principios dinamométricos, ubicación del eje y fijaciones.	Costo mayor a 1000 euros.
Kumar et al 2001 Ref. 51	101 sujetos asintomáticos Edad =20-30	PE =Sedente D =propio, barra telescópica giratoria ajustable según altura del sujeto.	GMF: ICC =0.75-0.89 GME: ICC =0.92-0.95	<i>Tipo Aparente:</i> principios dinamométricos, ubicación del eje y fijaciones ajustables.	Costo mayor a 1000 euros. Ergonomía aceptable.
Garcés et al 2002 Ref. 52	94 sujetos asintomáticos No entrenados Edad =20-40 Masa =H:86, M:63 Talla =H:1.78, M: 1.85	PE =Sedente D =DIs. Kin-Com mediante transmisión directa. ( <i>Chattanooga Group, Inc., Hixson, TN</i> )	GMF: r =0.73 GME: r =0.96	<i>Tipo Aparente:</i> principios dinamométricos, ubicación del eje y fijaciones.	Costo mayor a 50000 euros. Interpretación dificultosa.
Chiu et al 2002 Ref. 53	91 sujetos chinos asintomáticos Edad =20-84 Masa =H:65, M:56 Talla =H:1.67, M: 1.57	PE =Sedente D =Multicervical rehabilitation unit (MCR) con célula de carga conectada ( <i>Hanoun medical INC, Ontario Canada</i> ).	GMF: ICC =0.92-0.96 GME: ICC =0.92-0.96	<i>Tipo Aparente:</i> principios dinamométricos, ubicación del eje y fijaciones.	Costo mayor a 1000 euros.
Seng et al 2002 Ref. 42	17 sujetos asintomáticos	PE =Sedente D =Biodex Isokinetic Dynamometer ( <i>Biodex corp., Shirley, NY, USA</i> )	GMF: ICC =0.82 GME: ICC =0.93	<i>Tipo Aparente:</i> principios dinamométricos, ubicación del eje y fijaciones.	Costo mayor a 50000 euros.
Valkeinen et al 2002 Ref. 43	57 adultos asintomáticos Edad promedio =35 (18-55 en grupos etarios) Masa =H:83, M:64 Talla =H:1.80, M: 1.65	PE =Sedente D =Sistema de evaluación muscular de cuello. ( <i>Kuntovaline Inc. Oltermanitie 8, 00620, Helsinki Finland</i> )	Género femenino: ICC =0.89-0.99; CV=8-12%. Género masculino: ICC =0.90-0.97; CV=7-19%.	<i>Tipo Aparente:</i> principios dinamométricos, ubicación del eje y fijaciones.	Costo mayor a 1000 euros.
Rezasoltani et al 2003 Ref. 40	35 sujetos asintomáticos Edad =19-30 Masa =H:74, M:66 Talla =H:1.74, M: 1.58	PE =Sedente D =mecánico propio + célula de carga.	GMF: ICC =0.94 GME: ICC =0.97	<i>Tipo Aparente:</i> principios dinamométricos, ubicación del eje y fijaciones.	Costo mayor a 1000 euros.
Strimpakos et al 2004 Ref. 37	35 sujetos asintomáticos Edad =19-63 Masa =H:83, M:61 Talla =H:1.80, M: 1.66	PE =Sedente D =sistema de transmisión directa mediante isomiómetro 50 Kg.	GMF: ICC (3,1) =0.87; SDD =23.2% GME: ICC (3,1) =0.83; SDD =25.1%	<i>Tipo Aparente:</i> principios dinamométricos, ubicación del eje y fijaciones.	Costo mayor a 1000 euros.
Ylinen et al 2004 Ref. 20	21 trabajadoras de oficina asintomáticas y 21 mujeres con DC (IDC=13 puntos). Edad =44 Masa =69 Talla =1.65	PE =Sedente D =Sistema de evaluación muscular de cuello. ( <i>Kuntovaline Inc. Oltermanitie 8, 00620, Helsinki Finland</i> )	GMF: ICC =0.86 GME: ICC =0.96	a) <i>Tipo Aparente:</i> principios dinamométricos, ubicación del eje y fijaciones. b) <i>Tipo discriminativa:</i> diferencias entre resultados de grupo control y DC.	Costo mayor a 1000 euros.
Suryanarayana et al 2005 Ref. 54	39 sujetos asintomáticos Edad =18-30	PE =Sedente D =Sistema propio adosado a célula de carga I-250	GMF: r =0.70 GME: r =0.88	<i>Tipo Aparente:</i> principios dinamométricos, ubicación del eje y fijaciones.	Costo mayor a 1000 euros.
Oleary et al 2005 Ref. 55	8 sujetos asintomáticos (IDC=4) y 12 con DC (IDC=20) Edad =18-47	PE =Decúbiteo supino. D =NeckMetrix, sistema de transducción mediante palancas.	ICC (2,1) =0,70-0,87	<i>Tipo Aparente:</i> principios dinamométricos, ubicación del eje y fijaciones.	Costo mayor a 1000 euros.
Salo et al 2006 Ref. 39	220 mujeres asintomáticas Trabajadoras s de hospital. Edad =20-59	PE =Sedente D =Sistema de evaluación muscular de cuello. ( <i>Kuntovaline Inc. Oltermanitie 8, 00620, Helsinki Finland</i> )	ICC =0,87-0,96	<i>Tipo Aparente:</i> principios dinamométricos, ubicación del eje y fijaciones.	Costo mayor a 1000 euros.
Cagnie et al 2007 Ref. 56	96 sujetos asintomáticos Edad =20-59 Masa =H:79, M:64 Talla =H:1.79, M: 1.67	PE =Decúbiteo supino y prono. D =Sistema de transmisión de fuerza con célula de carga.	GMF: ICC =0.92 GME: ICC =0.94	<i>Tipo Aparente:</i> principios dinamométricos, ubicación del eje y fijaciones.	Costo mayor a 1000 euros.

Las variables demográficas se entregan en promedio o rangos. Edad en años, masa en kilos y talla en metros. PE=posición de evaluación, D=dispositivo, SE=sistema de estabilización, ICC=Coefficiente de correlación intra-clase, r=r de Pearson, CV=coeficiente de variación en porcentaje, H=hombres, M=mujeres, GMF=grupo muscular flexor, GME=grupo muscular extensor, DIs=dinamómetro isocinético, DC=dolor de cuello e IDC=índice de discapacidad de cuello.

Tabla 2. Resumen de protocolos y dispositivos para la medición de TFML en cuello.

Autor	Características de muestra	Método y dispositivo	Reproducibilidad	Validez	Aplicabilidad
Harris et al 2005 Ref. 57	20 sujetos asintomáticos y 20 sujetos con DC Edad (años) = 18	PE= Decúbito supino R= carga gravedad dependiente	GMF: ICC (2,1)=0.67	a) <i>Tipo Aparente</i> : principios de medición y análisis biomecánico. b) Tipo discriminativa: diferencias entre resultados de grupo asintomático y DC.	a) Costo menor a 1000 euros. b) DP < a 30 min. c) Seguridad hemodinámica.
Olson et al 2006 Ref. 58	27 sujetos asintomáticos Edad =20-35	PE= Decúbito supino R= carga gravedad dependiente	GMF: ICC =0.85	a) <i>Tipo Aparente</i> : principios de medición y análisis biomecánico.	a) Costo menor a 1000 euros. b) DP < a 30 min. c) Seguridad hemodinámica.
Peolsson et al 2007 Ref. 59	116 sujetos asintomáticos y 76 con DC Edad =25-64	PE= Decúbito supino y prono. Prueba de contracción isométrica sub-máxima tiempo dependiente. - Carga de peso asintomáticos: 4k GME y G en GMF - Carga de peso DC: 2k GME y G en GMF	ICC >0.86 tanto para sujetos asintomáticos como con DC.	a) <i>Tipo Aparente</i> : principios de medición y análisis biomecánico. b) Tipo discriminativa: diferencias entre resultados de grupo asintomático y DC.	a) Costo menor a 1000 euros. b) DP < a 30 min. c) Seguridad hemodinámica.
Edmondston et al 2008 Ref. 60	21 sujetos con DC de origen mecánico Edad =36	PE= Decúbito supino y prono. GMF =MH GME =MS (2k)	GMF: ICC =0.93 GME: ICC =0.88	<i>Tipo Aparente</i> : principios de medición y análisis biomecánico.	a) Costo menor a 1000 euros. b) DP < a 30 min. c) Seguridad hemodinámica.

Las variables demográficas se entregan en promedio o rangos. Edad en años, masa en kilos y talla en metros. TFML=tolerancia a la fatiga muscular local, PE=posición de evaluación, ICC=Coefficiente de correlación intra-clase, H=hombres, M=mujeres, GMF=grupo muscular flexor, GME=grupo muscular extensor, G=prueba gravedad dependiente, k=kilos, MH=método Harris, MS=método Sorensen, DC=dolor de cuello y DP=duración de la prueba.



Tabla 3. Resumen de protocolos y dispositivos para la medición de fuerza de tronco.

Autor	Características de muestra	Método y dispositivo	Reproducibilidad	Validez	Aplicabilidad
Delitto et al 1991 Ref. 61	61 sujetos AS Edad =20-60	PE =Bípodo D=Lidoback PTBW (isocinético). VA =60°/s, 120°/s y 180°/s	ICC =0.74-0.88 SEM =8-32 ft-lb H: CV =12-23% M: CV =17-29%	Tipo Aparente: principios dinamométricos, ubicación del eje y fijaciones.	Costo mayor a 50000 euros.
Madsen et al 1996 Ref. 62	24 mujeres AS	PE =Bípodo D=Cibex 6000 TEF modular (isocinético). VA =30°/s, 120°/s y 180°/s	GMF: ρ =0.61-0.79; CV =25-34%. GME: ρ =0.63-0.72; CV =31-69%.	Tipo Aparente: principios dinamométricos, ubicación del eje y fijaciones.	Costo mayor a 50000 euros.
Hutten et al 1997 Ref. 63	45 sujetos con DLC (31H y 14M)	PE =Sedente D =Isoestacion B-200	ICC >0.9	Tipo Aparente: principios dinamométricos, ubicación del eje y fijaciones.	Costo cercano a 1000 euros. Procedimiento detallado según principios.
Hattori et al 1998 Ref. 64	13 hombres AS	PE =Bípodo D=Lido Lift (fuerza isométrica e isotónica lumbar)	Fuerza isométrica: r =0.51-0.72; SEM =4-5.1kg; CV =12-20% Fuerza isotónica: r =0.62-0.85; SEM =2.3-3.9kg; CV =6-12%	Tipo Aparente: principios dinamométricos, ubicación del eje y fijaciones.	Costo mayor a 50000 euros.
Keller et al 2001 Ref. 65	31 sujetos con DLC (4 años) y 31 sujetos asintomáticos (AS) Edad =36 DLC y 32 AS Masa =68 DLC y 65 AS Talla =1.72 DLC y AS	PE =Bípodo D=Cibex 6000 TEF modular (isocinético). VA =60°/s, 120°/s y 150°/s	Sujetos DLC: ICC =0.93-0.99; CV =10-23% Sujetos AS: ICC =0.80-0.98; CV =8-14%	Tipo Aparente: principios dinamométricos, ubicación del eje y fijaciones.	Costo mayor a 50000 euros.
Essendrop et al 2001 Ref. 66	19 sujetos AS	PE =Bípodo D=No descrito (fuerza lumbar)	ICC >0.9 MBA: datos dentro de límites de acuerdo.	Tipo Aparente: Análisis biomecánico.	Costo cercano a 1000 euros.
Dvir et al 2001 Ref. 67	35 sujetos asintomáticos Edad =19-65	PE =Sedente (extensores de tronco) D =dinamómetro isocinético KinCom 500H, ROM =20° VA concéntrica =10°/s y 40°/s VA excéntrica =10°/s y 40°/s	Mujeres: ICC =0.70-0.87 SEM =13-21Nm Hombres: ICC =0.52-0.78 SEM =35-50Nm	a) Tipo Aparente: principios dinamométricos, ubicación del eje y fijaciones. Sistema ajustable según antropometría. b) Tipo interna convergente: resultados similares en referencias c) Tipo discriminativa: estudio Dvir et al 2003 (ref. 80), en donde analizan sujetos con DLC.	Costo mayor a 50000 euros.
Garcés et al 2001 Ref. 35	91 sujetos voluntarios de los cuales 35 AS, 18 "simuladores" y 39 pacientes con DLC Edad =19-66	PE =Sedente D =dinamómetro triaxial Isoestación B-200, fuerza isométrica máxima lumbar y abdominal.	Sin información	a) Tipo Aparente: principios dinamométricos, ubicación del eje y fijaciones. b) Tipo discriminativa: mayor rendimiento en AS, >18-24% versus DCL y >48-55% versus simuladores.	Costo mayor a 1000 euros. Alta especificidad en uso.
Surakka et al 2001 Ref. 68	120 sujetos AS y sedentarios 54H y 66M	PE =Sedente D =dinamómetro triaxial Isoestación B-200, fuerza isométrica máxima lumbar y abdominal. PA: (1) 40-20°, (2) 20-0° y (3) 0-20°.	GMF: r =0.78 GME: r =0.81	a) Tipo Aparente: principios dinamométricos, ubicación del eje y fijaciones. Sistema ajustable según antropometría.	Costo mayor a 1000 euros. Alta especificidad en uso.
Karatas et al 2002 Ref. 69	15 sujetos AS	PE =Bípodo D =dinamómetro isocinético Cibex NORM VA =60°/s y 90°/s	Intra-evaluador: ICC =0.80-0.95 Inter-evaluador: ICC =0.95-0.98	Tipo Aparente: Análisis biomecánico. Sistema ajustable según antropometría.	Costo mayor a 50000 euros.
Roussel et al 2006 Ref. 70	61 sujetos AS Edad =20-55 Masa =70.3 Talla =1.74	PE =Sedente D =Equipamiento Tergumed con sistema de resistencia fija y transmisión strain gauge ajustable.	ICC =0.95-0.97	Tipo Aparente: análisis biomecánico. Sistema ajustable según antropometría.	Costo mayor a 1000 euros. Procedimiento detallado según principios.
Roussel et al 2008 Ref. 32	12 pacientes con DCL Edad =40 IDO =31% (14-60%) EVA =32mm (4-72mm)	PE =Sedente D =Equipamiento Tergumed con sistema de resistencia fija y transmisión strain gauge ajustable.	ICC =0.93-0.97	a) Tipo Aparente: análisis biomecánico. b) Tipo discriminativa: La fuerza de sujetos con DCL es menor al 50%	Costo mayor a 1000 euros. Procedimiento detallado según principios.
Orri et al 2008 Ref. 78	60 sujetos AS	PE =Bípodo D =Isocinético INRTEK ISAM 9000 VA =60°/s, 120°/s y 180°/s	ICC =0.94-0.98 SEM =5.2-29.7N	a) Tipo Aparente: análisis biomecánico. b) Tipo criterio concurrente: comparación con el Cibex 6000: r=0.84-0.93, p<0.05.	Costo mayor a 1000 euros. Procedimiento detallado según principios.
Azghani et al 2009 Ref. 72	30 sujetos AS	PE =Bípodo y sedente D =diseño de un nuevo sistema triaxial de fuerza isométrica de tronco.	ICC =0.69-0.91	a) Tipo Aparente: análisis biomecánico. b) Tipo criterio predictiva: r <sup>2</sup> =0.99	Procedimiento detallado según principios.

Las variables demográficas se entregan en promedio o rangos. Edad en años, masa en kilos y talla en metros. PE=posición de evaluación, D=dispositivo, VA=velocidad angular (en el caso de dispositivos isocinéticos), PA=posiciones angulares, ICC=Coefficiente de correlación intra-clase, SEM=error estándar de la medición, CV=coeficiente de variación en porcentaje, ρ=rho de Spearman, MBA=método de Bland y Altman (análisis gráfico de las diferencias individuales), H=hombres, M=mujeres, GMF=grupo muscular flexor, GME=grupo muscular extensor, DLC=dolor lumbar crónico, AS=asintomático, EVA=escala visual análoga, IDO=índice de discapacidad de Oswestry.

Tabla 4. Resumen de protocolos y dispositivos para la medición de TFML en tronco.

Autor	Características de muestra	Método y dispositivo	Reproducibilidad	Validez	Aplicabilidad
Hyytiäinen <i>et al</i> 1991 Ref. 73	30 hombres AS	PE =Decúbiteo supino y prono GMF: Isométrico tiempo dependiente (1) e isotónico número de repeticiones (2). GME: Isométrico tiempo dependiente.	GMF: (1): r=0.57-0.68 (2): k=0.90-0.96 GME: r=0.74-0.80	Tipo Aparente: Análisis biomecánico y acción gravitacional.	Costo menor a 1000 euros. Descripción detallada del protocolo.
Westhoff <i>et al</i> 1994* *Información obtenida en Revisión de Essendrop <i>et al</i> 2002. Ref. 74	17 sujetos AS para medición de fuerza y 14 sujetos AS para medición de TFML.	PE =Sedente y decúbiteo prono Prueba de fuerza mediante dinamómetro isocinético. Prueba de TFML mediante TS tiempo dependiente.	Prueba de fuerza: r=0.57 Prueba de TFML: r=0.93	Tipo Aparente: principios dinamométricos y fijaciones.	Costo menor a 1000 euros.
Moreland <i>et al</i> 1997 Ref. 75	39 trabajadores AS	PE =Decúbiteo supino-prono DM: (1) TFML Abd. Din. (n°rep) (2) TFML lumbar Din. (n°rep) (3) Fuerza Isom. Abd. (N) (4) Fuerza Isom. Lumbar (N) (5) TFML abd. E (segundos) (6) TFML lumbar E (segundos)	(1) ICC=0.89; EM=9rep. (2) ICC=0.78; EM=8rep. (3) ICC=0.25; SEM=60N (4) ICC=0.24; SEM=68N (5) ICC=0.51; SEM=35s (6) ICC=0.59; SEM=20s	Tipo Aparente: Análisis biomecánico y acción gravitacional.	Costo menor a 1000 euros para pruebas dinámicas y estáticas.
Knudson <i>et al</i> 2001 Ref. 76	44 estudiantes universitarios (22 mujeres y 22 hombres).	PE =Decúbiteo supino DM =Prueba TFML sin dispositivo para el GMF de tronco isométrico tiempo dependiente. Se buscó correlación con Cibex TEF.	CV >25%	a) Tipo Aparente: Análisis biomecánico. b) Tipo criterio concurrente: comparación con Cibex TEF: r=-0.2, p=0.36	Costo menor a 1000 euros, sin embargo, baja aplicabilidad debido a confiabilidad y validez baja.
Uderman <i>et al</i> 2003 Ref. 77	8 atletas AS Edad =26 Masa =74 Talla =1.69	PE =Sedente y decúbiteo prono D = (1) silla romana modelo 9910348 versus (2) dinamómetro MedX modelo 571931. DM = comparación estático (a) versus dinámico (b). (1a) TFML 0° gravedad dependiente (s) (1b) TFML 90-0° (rep.) (2a) TFML 45° flexión, 40% FIMV (s) (2b) TFML 72-0°, rep. 40% FIMV	(1a) r=0.92; p<0.05 (1b) r=0.96; p<0.05 (2a) r=0.95; p<0.05 (2b) r=0.91; p<0.05	a) Tipo Aparente: principios dinamométricos, ubicación del eje y fijaciones. Sistema ajustable según antropometría. b) Tipo criterio concurrente: resultados similares entre silla romana y MedX.	Costo (1) menor a 1000 euros. Costo (2) mayor a 50000 euros.
Ladeira <i>et al</i> 2005 Ref. 78	28 sujetos AS	PE =Sedente y decúbiteo prono DM =Maniobra de extensión relativa de cadera bilateral controlado (DLLM).	r=0.93	a) Tipo Aparente: Análisis biomecánico. b) Tipo criterio concurrente: comparación con dinamómetro manual Nicholas: r=0.34-0.45	Costo menor a 1000 euros. Protocolo detallado y sencillo.
Demoulin <i>et al</i> 2006 Revisión de la literatura Ref. 29	2150 sujetos nórdicos AS, HDL y DLC.	PE =Decúbiteo prono. DM = (1) TS y (2) TSM.	AS: ICC=0.73-0.99 HDL: ICC=0.73-0.99 DLC: ICC=0.77-0.99	a) Tipo Aparente: análisis biomecánico. b) Tipo discriminativa: AS mayor versus DLC (P<0.05). c) Tipo predictiva: tiempo <176s, predice DLC a 1 año	Costo menor a 1000 euros. Protocolo detallado y sencillo.

El análisis clinimétrico se centra preferentemente en el comportamiento de TFML. Las variables demográficas se entregan en promedio o rangos. Edad en años, masa en kilos y talla en metros. TFML=tolerancia a la fatiga muscular local, PE=posición de evaluación, DM=diseño del método, FIMV=fuerza isométrica máxima voluntaria, Din=dinámico, Isom=isométrico, E=estático, ICC=Coefficiente de correlación intra-clase, CV=coeficiente de variación en porcentaje, r=r de Pearson, k=índice kappa, GMF=grupo muscular flexor, GME=grupo muscular extensor, HDL=historial de dolor lumbar, DLC=dolor lumbar crónico, AS=asintomático, TS=test de Sorensen y TSM=test de Sorensen modificado.

**Referencias**

1. Departamento de Epidemiología MINSAL y Departamento de Salud Pública Pontificia Universidad Católica de Chile (2003). Primera Encuesta de Salud Chile.

2. Bovim G., Schrader H., and Sand T. (1994) Neck pain in the general population. *Spine* 19: 1307-1309.

3. Skovron ML (1992). Epidemiology of low back pain. *Baillieres Clin Rheumatol.*;6:559-573.

4. Niels Wedderkopp, Charlotte Leboeuf-Yde, Lars Bo

Andersen, Karsten Froberg, and Henrik Steen Hansen (2001). Back pain reporting pattern in a Danish population-based sample of children and adolescents. *Spine*; Volume 26; Number 17: pp 1879-1883.

5. Davatchi F., Tehrani Banihashemi A., Gholami J., Tahereh Faezi S., Hossein Forouzanfar, Salesi M., Karimi-far M., Essalatmanesh K., Barghamdi M., Noorolahzadeh E., Dahaghin S. and Rasker J. (2009) The prevalence of musculoskeletal complaints in a rural area in Iran: a WHO-ILAR COPCORD study (stage 1, rural study) in Iran. *Clinical Rheumatology*; 28:1267-1274.

6. Philadelphia Panel Evidence Based Clinical Practice Guidelines on Selected Rehabilitation Interventions for Low Back Pain (2001). *Physical Therapy*; Volume 81: Number 10.
7. Philadelphia Panel Evidence Based Clinical Practice Guidelines on Selected Rehabilitation Interventions for Neck Pain (2001). *Physical Therapy*; Volume 81: N°10.
8. Martin B., Deyo R., and Mirza S (2008). Back and Neck Problems Expenditures and Health Status Among Adults With Back and Neck Problems. *JAMA*; 299 (6): 656-664.
9. Departamento de Estadística Comisión Médica Preventiva de Invalidez, (2005) COMPIN Chile.
10. Prushansky T, Gepstein R, Gordon C, Dvir Z. (2005) Cervical weakness in chronic whiplash patients. *Clinical Biomechanics*; 20: 794- 798.
11. Nederhand M, Hermens H, IJzerman M, Turk D, Zilvold G. (2004) Cervical muscle dysfunction in chronic whiplash-associated disorder grade 2. The relevance of the trauma. *Spine* 27: 1056- 1061.
12. Webb R., Brammah T., Lunt M., Urwin M., Allison T., Symmons D. (2003) Prevalence and Predictors of Intense, Chronic, and Disabling Neck and Back Pain in the UK General Population. *Spine*; 28: 1195-1202.
13. Vernaza-Pinzón P, Sierra-Torres C (2005). Dolor músculo-esquelético y su asociación con factores de riesgo ergonómicos, en trabajadores administrativos. *Rev. Salud Pública*; 7 (3):317-326.
14. Mikkelsen LO., Nupponen H., Kaprio J., Kautiainen H., Mikkelsen M., and Kujala UM (2006). Adolescent flexibility, endurance strength, physical activity as predictors of adult tension neck, and low back pain, and knee injury: a 25 year follow up study. *Br J Sports Med*; 40:107–113.
15. Eltayeb S., Staal JB., Hassan A., Awad S., and Bie R. (2008) Complaints of the arm, neck and shoulder among computer office workers in Sudan: a prevalence study with validation of an Arabic risk factors questionnaire. *Environmental Health*, 7: 33.
16. Hush J., Maher C., and Refshauge K. (2006) Risk factors for neck pain in office workers: a prospective study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 7:81
17. Siivola S., Levoska S., Latvala K., Hoskio E., Vanharanta H., and Keinanen-Kiukaanniemi S. (2004) Predictive Factors for Neck and Shoulder Pain: A Longitudinal Study in Young Adults. *Spine*; 29: 1662–1669.
18. Documentation Based Care DBC. Medical Background 2007. *Disorders of the Neck*; Chapter 5: 14-18.
19. Kapandji A. I. Cuadernos de Fisiología Articular. Cuaderno III: Tronco y Raquis. Raquis cervical. Barcelona, España. *Toray Masson*. pp 171- 253.
20. Ylinen J, Salo P, Nykänen M, Kautiainen H, Häkinen A.(2004) Decreased isometric neck strength in women with chronic neck pain and the repeatability of neck strength measurements. *Arch Phys Med Rehabil*; 85, 1303-1308.
21. Ylinen, J.J., E-P. Takala, M.J. Nykanen, A.J. Hakkinen, E.A. Malkia, T.H. Pohjolainen, S.-L. Karppi, H.J. Kautiainen, and O.V.P. Airaksinen (2003). Active neck muscle training in the treatment of chronic neck pain in women. A randomized controlled trial. *JAMA*; 289: 2509-2516.
22. Spratt KF, Weinstein JN, Lehmann TR, et al. (1993) Efficacy of flexion and extension treatments incorporating braces for low-back pain patients with retrodisplacement, spondylolisthesis, or normal sagittal translation. *Spine*; 18:1839–1849.
23. Frost H, Klaber JA, Moser JS, Fairbank JC. (1995) Randomized controlled trial for evaluation of fitness programmed for patients with chronic low back pain. *BMJ*; 310(6973):151–154.
24. Risch SV, Norvell NK, Pollock ML, et al. (1993) Lumbar strengthening in chronic low back pain patients: physiologic and psychological benefits. *Spine*; 18:232–238.
25. Hansen FR, Bendix T, Skov P, et al. (1993) Intensive, dynamic back-muscle exercises, conventional physiotherapy, or placebo-control treatment of low-back pain: a randomized, observer-blind trial. *Spine*; 18: 98–108.
26. Deyo RA, Walsh NE, Martin DC, et al. (1990) A controlled trial of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) and exercise for chronic low back pain. *N Engl J Med*.; 322:1627–1634.
27. Hislop H. & Montgomery J. (2002) Pruebas funcionales musculares. Técnicas de exploración manual. Ma-

drid. *Editorial Marbán*; 6° Edición 434 pp.

28. Peolsson A., Almkvist C., Dahlberg C., Lindqvist S., and Pettersson S. (2007) Age- and sex-specific reference values of a test of neck muscle endurance. *J Manipulative Physiol Ther* 30: 171-177.
29. Demoulin C., Vanderthommen M., Duysens C., and Crielaard JM. (2006) Spinal muscle evaluation using the Sorensen test: a critical appraisal of the literature. *Joint Bone Spine* 73 43–50.
30. Silverman JL, Rodríguez AA, Agre JC. (1991) Quantitative cervical flexor strength in healthy subjects with mechanical neck pain. *Arch Phys Med Rehabil* 72: 679-681.
31. Barton P, Hayes K. (1996) Neck flexor muscle strength, efficiency, and relaxation times in normal subjects and subjects with unilateral neck pain and headache. *Arch Phys Med Rehabil* 77: 680-687.
32. Roussel NA, Truijen S, De Kerf I, Lamberts D, Nijs J, Stassijns G. (2008) Reliability of lumbar dynamometry measurements in patients with chronic low back pain with test retest measurements on different days. *Arch Phys Med Rehabil* 89(4):788-9.
33. Jull G., O’Leary S., and Falla D. (2008) Clinical assessment of the deep cervical flexor muscles: the craniocervical flexion test. *J Manipulative Physiol Ther* 31: 525-533.
34. Lariviere C., Arsenault B., Gravel D., Gagnon D., and Loisel P. (2003) Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties. *Journal of Electromyography and Kinesiology*; 13: 305-318.
35. Garcés L., Milutinovic L., Medina D., Rasines JL., Oliver G.(2001). Uso de la isoestación B-200® y Electromiografía de superficie en la valoración del dolor lumbar. *Mapfre Medicina* vol. 12, n° 4.
36. Til L., Barceló O., Dies T., Martínez R., Galilea P., y Bellver M (2007). Fuerza lumbar en jugadores de hockey hierba. *Apunts medicina de l’sport* 155: 138-44.
37. Strimpakos N, Sakellari V , Gioftos G, Oldham J. (2004) Intratester and intertester reliability of neck isometric dynamometry. *Arch Phys Med Rehabil* 85: 1309- 1316.
38. Vasavada A, Li S, Delp S. (2001) Three-dimensional isometric strength of neck muscles in humans. *Spine*; 26: 1904-1909.
39. Salo P, PT, Jari J. Ylinen, Esko A. Málkiá, Hannu Kautiainen, Arja H. Hákkinen.(2006) Isometric Strength of the Cervical Flexor, Extensor, and Rotator Muscles in 220 Healthy Females Aged 20 to 59 Years. *J Orthop Sports Phys Ther* 36(7):495-502.
40. Rezasoltani A., Ahmadi A., Jafarigol A., Vihko V. (2003) The reliability of measuring neck muscle strength with a neck muscle force measurement device. *Journal Phys Ther Sci* 15: 7-12.
41. Jordan A, Mehlsen J, Bulow P M, Østergaard K, Daneskiold-Samsøe B.(1999) Maximal isometric strength of the cervical musculature in 100 healthy volunteers. *Spine* 24: 1343-1348.
42. Seng K-Y., Lam P-M. (2002) Reliability of an advanced method for isometric neck muscle strength measurement. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*; Vol. 2, No. 2: 117-129.
43. Valkeinen H., Jari Ylinen, Esko Malkia, Markku Alen, Keijo Hakkinen. (2002) Maximal force, force/time and activation / coactivation characteristics of the neck muscles in extension and flexion in healthy men and women at different age. *Eur J Appl Physiol* 88: 247–254.
44. Newton M., Waddell G.(1993) Trunk strength testing with iso-machines. Part 1: Review of a decade of scientific evidence. *Spine* 18(7): 801-811.
45. Keating J., and Matyas T. (1996) The Influence of Subject and Test Design on Dynamometric Measurements of Extremity Muscles. *Physical Therapy*; 76(8).
46. Koning CH., Van Den Heuvel S., Staal S., Smits-Engelsman B., and Hendriks E. (2008) Clinimetric evaluation of methods to measure muscle functioning in patients with non-specific neck pain: a systematic review. Research article. *BMC Musculoskeletal Disorders*; 9:142.
47. Feinstein AR. (1983) An additional basic science for clinical medicine: IV. The development of clinimetrics. *Ann Intern Med*; 99 (6): 843-8.
48. Dvir Z. and Prushansky T.(2008) Cervical muscles strength testing: methods and clinical implications. *J Manipulative Physiol Ther*; 31:518-524.
49. Fiebert I., Roach K., Yang S., Dierking L. and Hart F.

- (1999) Cervical range of motion and strength during resting and neutral head postures in healthy young adults. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* 12 165–178.
50. Peolsson Anneli, Oberg Birgitta and Hedlund Rune (2001). Intra- and inter-tester reliability and reference values for isometric neck strength. *Physiotherapy Research International*, 6 (1) 15–26.
51. Kumar S, Narayan Y, Amell T. (2001) Cervical strength of young adults in sagittal, coronal, and intermediate planes. *Clinical Biomechanics*; 16: 380- 388.
52. Garcés G, Medina D, Milutinovic L, Garavote P, Guerado E. (2002) Normative database of isometric cervical strength in a healthy population. *Med Sci Sports Exerc*; 33: 464- 470.
53. Chiu TT, Lam T-H, Hedley AJ. (2002) Maximal isometric muscle strength of cervical spine in healthy volunteers. *Clinical Rehabilitation*; 16: 772–779.
54. Suryanarayana L, Kumar S. (2005) Quantification of isometric cervical strength at different ranges of flexion and extension. *Clinical Biomechanics*; 20: 138-144.
55. O’Leary S, Vicenzino B, Jull G. (2005) A new method of isometric dynamometry for the craniocervical flexor muscles. *Physical Therapy*; 85, 556- 564.
56. Cagnie B, Cools A, De Loose V, Cambier D, Danneels L. (2007) Differences in isometric neck muscle strength between healthy controls and women with chronic neck pain: the use of a reliable measurement. *Arch Phys Med Rehabil* 88:1441-5.
57. Harris K, Heer D, Roy T, Santos D, Whitman J, Wainner R. (2005) Reliability of a measurement of neck flexor muscle endurance. *Physical Therapy*; 85: 1349-1355.
58. Olson Lee, Lynn Millar A, Dunker J, Hicks J, Glanz D. (2006) Reliability of a clinical test for deep cervical flexor endurance. *J. Manipulative Physiol. Ther*; Volume 29, pp 134-138.
59. Peolsson A, Kjellman G (2007). Neck muscle endurance in nonspecific patients with neck pain and in patients after anterior cervical decompression and fusion. *J Manipulative Physiol Ther*; 30:343-350.
60. Edmondston S., Wallumrod M., MacLéid F., Kvamme L., Joebgas S., and Brabham G. (2008) Reliability of isometric muscle endurance tests in subjects with postural neck pain. *J Manipulative Physiol Ther* 31: 348-354.
61. Delitto A., Rose S., Crandell C., and Strube M. (1991) Reliability of isokinetic measurements of trunk muscle performance. *Spine*; 16(7): 800-3.
62. Madesen OR. (1996) Trunk extensor and flexor strength measured by the Cibex 6000 dynamometer. Assessment of short-term and long-term reproducibility of several strength variables. *Spine* 21(23): 2770-6.
63. Hutten MM., and Hermens HJ. (1997) Reliability of lumbar dynamometry measurements in patients with chronic low back pain with test-retest measurements on different days. *Europe Spine Journal* 6(1): 54-62.
64. Hattori Y., Ono Y., Shimaoka N., Hiruta S., Kamijima M., and Takeuchi Y. (1998) Test-retest reliability of isometric and isoinertial testing in symmetric and asymmetric testing. *Ergonomics*; 41(7): 1050-9.
65. Keller A., Hallesnes J., and Brox JI. (2001) Reliability of the isokinetic trunk extensor test, Biering-Sorensen test, and Astrand bicycle test: assessment of intraclass correlation coefficient and critical difference in patients with Chronic low back pain and healthy individuals. *Spine* 26(7): 771-7.
66. Essendrop M., Schibye B., and Hansen K. (2001) Reliability of isometric strength test for the trunk, hands and shoulders. *International Journal of Industrial Ergonomics* 21(6): 378-387.
67. Dvir Z. and Keating J. (2001) Reproducibility and validity of a new test protocol for measuring isokinetic trunk extension strength. *Clinical Biomechanics*; 16: 627-630.
68. Surakka J., Alanen E., Aunola S. and Karpi S.-L. (2001) Isoresistive dynamometer measurement of trunk muscle velocity at different angular phases of flexion and extension. *Clinical Physiology* 21(4): 504-511.
69. Karatas GK., Gogus F., and Meray J. (2002) Reliability of isokinetic trunk muscle strength measurement. *Am J Phys Med Rehabil* 81(2): 79-85.
70. Roussel N., Nijs J., Truijen S., Breugelmanns S., Claes I., and Stassijns G. (2006) Reliability of the assessment of lumbar range of motion and maximal isometric strength. *Arch Phys Med Rehabil.*; 87(4): 576-82.



71. Orri JC., and Darden JF. (2008) Technical Report: Reliability and validity of the ISAM 9000 Isokinetic dynamometer. *J Strength Con Res* 22(1): 310-7.
72. Azghani MR, Farahmand F, Meghdari A., Vossoughi G., and Parnianpour M. (2009) Design and evaluation of a novel triaxial isometric trunk muscle strength measurement system. *Proc Inst Mech Eng H*; 223(6): 755-66.
73. Hyytiainen K., Salminen JJ., Suvitie T., and Pentti J. (1991) Reproducibility of nine test to measure spinal mobility and trunk muscle strength. *Scand J Rehabil Med*; 23(1): 3-10.
74. Essendrop M., Maul I., Laubli T., Riihimaki H., and Schibye B. (2002) Measures of low back function: a review of reproducibility studies. *Clinical Biomechanics* 17: 235-249.
75. Moreland J., Finch E., Stratford P., Balsor B., and Gill C. (1997) Interrater reliability of six tests of trunk muscle function and endurance. *J Orthop Sports Phys Ther*; 26(4): 200-8.
76. Knudson D. (2001) The validity of recent curl-up tests in young adults. *J Strength Cond Res*; 15(1): 81-5.
77. Udermann B., Mayer J., Graves J., and Murray S. (2003) Quantitative assessment of lumbar paraspinal muscle endurance. *Journal of Athletic Training* 38(3): 259-262.
78. Ladeira CE., Hess LW., Galin BM., Fradera S., and Harkness MA. (2005) Validation of an abdominal muscle strength test with dynamometry. *J Strength Cond Res* 19(4): 925-30.
79. Allen D. (2007) Proposing 6 dimensions within the construct of movement in the movement continuum theory. *Physical Therapy* 87(7): 888-898.
80. Dvir Z., and Keating J. (2003) Trunk extension effort in patients with chronic low back dysfunction. *Spine* 28(7): 685-92.
81. Lechner D., Bradbury S., and Bradley L. (1998) Detecting Sincerity of effort: A summary of methods and approaches. *Physical Therapy*; 78(8): 867-888.
82. Medina P., Rebolledo I., y Escobar M. (2011) Operacionalización del Modelo Función-Disfunción: Un acercamiento hacia la "pretensión" de autonomía profesional. *Kinesiología*; 30(3): 46-57.

## Correspondencia

Prof. Paul Alejandro Medina González  
 Departamento de Kinesiología, Facultad de Ciencias de la Salud - Universidad Católica del Maule, Av. San Miguel N° 3605, Talca, Chile  
 Tel.: +56 71 203622; Fax: +56 71 203399  
 E-mail: pmedina@ucm.cl;  
 paulmedinagonzalez@gmail.com