boletin galego de

# medicina legal e forense

ASOCIACION GALEGA DE MEDICOS FORENSES
Número 24 Enero 2018

*SUMARIO*

1. EDITORIAL.
2. INTRODUCCIÓN. LA VALORACIÓN MÉDICO LEGAL DE LAS LESIONES Y SECUELAS. Alfonso Cornes J.
3. PRUEBAS MÉDICAS DE BIOMECÁNICA CLÍNICA, UNA HERRAMIENTA CLAVE PARA LA VALORACIÓN MÉDICO-LEGAL DE LESIONES Y SECUELAS. Alfonso Cornes, A., Alfonso Cornes J., Latorre Moraga R.
4. VALOR DE LAS PRUEBAS BIOMECÁNICAS EN LA GESTIÓN DE LAS PRESTACIONES DE LA SEGURIDAD SOCIAL Y EN LOS PROCESOS JUDICIALES DE SEGURIDAD SOCIAL. Moreno Lugrís A.M., Leyenda Martínez L.E.
5. TRAUMATISMO CERVICAL LEVE. APORTACIÓN DE LA BIOMECÁNICA CLÍNICA EN EL DIAGNÓSTICO MÉDICO-LEGAL. Represas Vázquez C.
6. PRUEBAS BIOMECANICAS Y NEXO CAUSAL. Rial Suárez C
7. ESTUDIO DE LA BIOMECÁNICA EN LA PRÁCTICA CLÍNICA. López Vázquez Miguel A.
8. VALOR PERICIAL DE LAS PRUEBAS BIOMECÁNICAS CLINICAS PARA EL MÉDICO FORENSE. Morte Tamayo N.
9. UTILIDAD DE LAS PRUEBAS BIOMECANICAS EN LAS MUTUAS COLABORADORAS CON LA SEGURIDAD SOCIAL. Sastre-divassón P.
10. LAS PRUEBAS BIOMECÁNICAS EN MEDICINA. APLICACIÓN A LA VALORACIÓN DEL DAÑO CORPORAL. Latorre Moraga R.

## Número MONOGRÁFICO
## TÉCNICAS DE BIOMECÁNICA

El BOLETÍN GALEGO DE MEDICINA LEGAL E FORENSE es una publicación de la ASOCIACIÓN GALEGA DE MÉDICOS FORENSES constituida en 1993 y cuya Junta Directiva actual está formada por Dn Fernando Serrulla Rech como Presidente, Dn José Luis Cascallana como Vicepresidente, Dn José Antonio Sampayo Moure como Secretario y Dña Juana López Gómez como Tesorera. La A.G.M.F. se halla registrada en el Registro Nacional de Asociaciones con el número 118.666 y registrada en el Registro Autonómico de Asociaciones Profesionales. La A.G.M.F. tiene su sede actual en la Unidad de Antropología Forense del Instituto de Medicina Legal de Galicia. Hospital de Verín, 32600 Verín, Ourense.
DEPOSITO LEGAL OR-86/1995.
ISSN 1136-078X.
IMPRIME: Imprenta Dixital (Verín-Ourense).
Título Clave: Boletín Galego de Medicina Legal e Forense.
Título abreviado: Bol. Galego med. leg. forense.

El presente número del BOLETÍN GALEGO DE MEDICINA LEGAL E FORENSE es el número 24 y contiene información anterior al 20 de noviembre de 2017.

Las comunicaciones con el BOLETÍN se dirigirán a la atención del Director desde la página web de la Asociación Galega de Médicos Forense.
EL BOLETÍN GALEGO DE MEDICINA LEGAL E FORENSE SE PUEDE DESCARGAR GRATUITAMENTE EN LA PÁGINA WEB DE LA ASOCIACIÓN:
*www.agmf.es*

**INFORMACIÓN PARA LOS AUTORES:** Se descargará en la página web de la A.G.M.F.

XUNTA DE GALICIA
CONSELLERÍA DE PRESIDENCIA, ADMINISTRACIÓNS PÚBLICAS E XUSTIZA

**boletin galego de**
**medicina legal e forense**

*ASOCIACION GALEGA DE MEDICOS FORENSES*

***DIRECTOR***
*Dn Fernando Serrulla Rech*

***COMITÉ EDITORIAL***
*Dn. Enrique Dorado Fernández*
*Dn. José Antonio Sampayo Moure*
*Dña. Rosario Montes Somoza*
*Dn. José Luis Cascallana Álvarez*
*Dña. Iria del Río Tajes*
*Dña. Juana López Gómez*
*Dña. Ana Losada Gil*
*Dn. Alberto Fernández Liste*

***COMITÉ CIENTÍFICO***
*Excmo. Sr.Dn. Fernando Alañón Olmedo (Magistrado T.S.J. Galicia)*
*Dr. Dn. Ángel Carracedo Álvarez (Universidad Santiago de Compostela)*
*Dr. Dn. Juan Bautista Martí Lloret (Universidad Miguel Hernández)*
*Dr. Dn. Francisco Etxeberría Gabilondo (Universidad del Pais Vasco)*
*Dr. Dn. José Antonio Sánchez Sánchez (Universidad Complutense de Madrid)*
*Dr. Dn. Antonio Piga Rivero (Universidad de Alcalá de Henares)*
*Dr. Dn. José Luis Prieto Carrero (Médico Forense)*
*Dra. Dña. Beatriz Aguilera Tapia (Instituto Nacional de Toxicología y CCFF)*
*Dr. Dn. Benito A. López de Abajo Rodríguez (Médico Forense)*
*Dra. Dña. Mª Paz Suarez Mier (Instituto Nacional de Toxicología y CCFF)*
*Dra. Dña. Mª Soledad Sánchez de León (Instituto Nacional de Toxicología y CCFF)*
*Dr. Dn. Jerónimo Forteza Vila (Universidad Santiago de Compostela)*
*Dr. Dn. Alberto Fernández Liste (IMELGA Santiago de Compostela)*
*Dra. Dña. Belén Campos Casal (IMELGA Santiago de Compostela)*
*Dr. Dn. Víctor Dios García (IMELGA Ferrol)*
*Dra. Dña. Berta Rodríguez Martínez (IMELGA A Coruña)*

# índice


1. *EDITORIAL. . . . . 7*

2. *INTRODUCCIÓN. LA VALORACIÓN MÉDICO LEGAL DE LAS LESIONES Y SECUELAS. Alfonso Cornes J.. . . . . 9*

3. *PRUEBAS MÉDICAS DE BIOMECÁNICA CLÍNICA, UNA HERRAMIENTA CLAVE PARA LA VALORACIÓN MÉDICO-LEGAL DE LESIONES Y SECUELAS. Alfonso Cornes, A., Alfonso Cornes J., Latorre Moraga R.. . . . . 11*

4. *VALOR DE LAS PRUEBAS BIOMECÁNICAS EN LA GESTIÓN DE LAS PRESTACIONES DE LA SEGURIDAD SOCIAL Y EN LOS PROCESOS JUDICIALES DE SEGURIDAD SOCIAL. Moreno Lugrís A.M., Leyenda Martínez L.E.. . . 71*

5. *TRAUMATISMO CERVICAL LEVE. APORTACIÓN DE LA BIOMECÁNICA CLÍNICA EN EL DIAGNÓSTICO MÉDICO-LEGAL. Represas Vázquez C. . . . . 75*

6. *PRUEBAS BIOMECANICAS Y NEXO CAUSAL. Rial Suárez C . . . . . 77*

7. *ESTUDIO DE LA BIOMECÁNICA EN LA PRÁCTICA CLÍNICA. López Vázquez Miguel A. . . . . 83*

8. *VALOR PERICIAL DE LAS PRUEBAS BIOMECÁNICAS CLINICAS PARA EL MÉDICO FORENSE. Morte Tamayo N. . . . . 87*

9. *UTILIDAD DE LAS PRUEBAS BIOMECANICAS EN LAS MUTUAS COLABORADORAS CON LA SEGURIDAD SOCIAL. Sastre-Divassón P. . . . . 93*

10. *LAS PRUEBAS BIOMECÁNICAS EN MEDICINA. APLICACIÓN A LA VALORACIÓN DEL DAÑO CORPORAL. Latorre Moraga R. . . . . 97*

Un nuevo número del Boletín ve la luz y ya han pasado más de 25 años desde que empezamos. Al principio maquetando en casa y fotocopiando el trabajo con formato de revista. Recuerdo los primeros números y veo lo que ahora hacemos y sí que hemos cambiado,…y mucho. La revista está indexada en la Red Iberoamericana de Innovación y Conocimiento (REDIB) del Centro Superior de Investigaciones Científicas (CSIC) que contiene actualmente más de 2000 revistas, la mayoría *'open access'* como la nuestra. El *Boletin* no es una revista en la que nos preocupe el factor de impacto que tanto obsesiona a los académicos. Es un medio para expresar nuestras inquietudes, presentar nuestros trabajos y demostrar que la Medicina Forense en este país tiene un buen nivel científico.

Es necesario agradecer a la compañera y asociada Ana Cascón el tiempo que ha dedicado para subir a la web de REDIB todos los trabajos del *Boletín.* Sin su trabajo y dedicación hoy no estaríamos en esta importante plataforma científica.

Este número es también un número especial, un monográfico dedicado a las novedosas técnicas de Biomecánica. Nuestro personal compromiso con la formación continua nos obliga a conocer con profundidad estas técnicas para estar en condiciones de interpretar sus resultados cuando estos informes aparezcan en las diligencias judiciales. Es posible que estas técnicas aporten un punto de objetividad en la valoración médico legal de síntomas subjetivos por lo que es importante conocer sus fundamentos científicos y aplicaciones.

Desde estas líneas por último, quiero agradecer a Xavier Alfonso Cornes de UMANA así como a todos los autores su participación en el monográfico. Ha sido para nosotros un placer colaborar en la edición de este texto.

Fernando Serrulla Rech

# LA VALORACIÓN MÉDICO LEGAL DE LAS LESIONES Y SECUELAS.

ALFONSO CORNES J.

La Fiscalía General del Estado ha publicado en su informe de 2017 [1] que, en relación a los delitos calificados por procedimientos abreviados en el año 2016 (en los cuales la valoración de lesiones y secuelas adquiere un peso destacable), los delitos contra la seguridad vial dieron lugar al 10% de las calificaciones; los delitos contra la vida e integridad física supusieron el 12% de las calificaciones (especialmente el delito de lesiones); y los delitos de violencia familiar dieron lugar al 7% de las calificaciones; lo que supone en torno a un 30% del total (siendo estas relaciones muy similares a las de los últimos años).

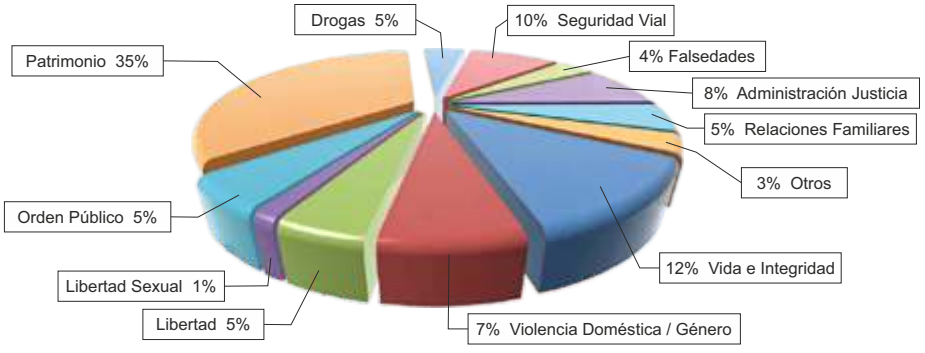


Figura 1. Delitos más significativos por los que se han calificado procedimientos abreviados
(Fuente: Informe de la Fiscalía General del Estado 2017)

Además, según el mismo informe, los delitos que principalmente fueron objeto de procedimientos urgentes en el año 2016 fueron nuevamente los cometidos contra la seguridad vial (53% de las calificaciones) y, en mucha menor medida, la violencia familiar (15% de las calificaciones), y los delitos contra la vida e integridad física (3% de las calificaciones).

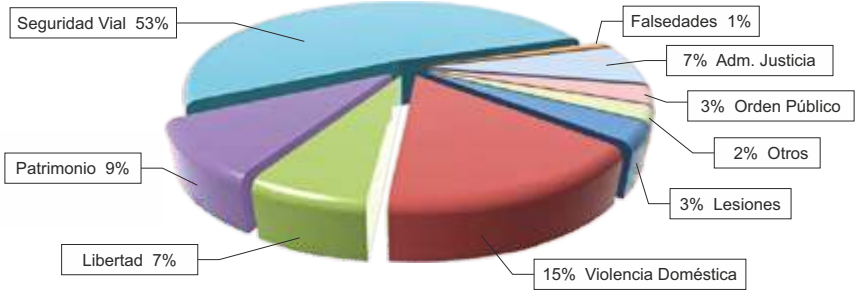


Figura 2. Delitos más significativos por los que se han calificado procedimientos urgentes
(Fuente: Informe de la Fiscalía General del Estado 2017)

Estos datos evidencian la importancia de realizar:

1) Un adecuado diagnóstico de las lesiones (antes del tratamiento).

2) Una adecuada valoración del daño corporal objetiva, cuantificable, reproducible y científica (una vez alcanzada la estabilidad lesional).

Y manifiestan lo relevante que resulta para todos disponer de unos informes médicos y médico-legales imparciales y bien fundamentados, ya que resultan imprescindibles para conseguir una máxima coherencia entre las lesiones/secuelas que sufre el lesionado y el tratamiento/indemnización que recibe. Sin embargo, se ha documentado una notable falta de coherencia entre lesiones/secuelas y tratamientos/indemnizaciones, debido a 2 factores fundamentalmente.

Por un lado, está la situación existente en las entidades (Mutuas de AT-EP y aseguradoras), interesadas fundamentalmente en mejorar la valoración del riesgo y en incorporar métodos de valoración médica y de seguimiento de lesionados que le permitan eliminar el fraude (especialmente en los casos de los lesionados laborales y de tráfico). Según datos del Anuario del Sector Asegurador publicado por de ICEA [2] (asociación de entidades de seguros destinada al servicio de estudios del sector asegurador español), en 2016 se detectaron más de 181.000 casos fraudulentos, que habrían supuesto unos 429 millones en indemnizaciones, sin embargo, son muchos los casos que no se detectan todavía. Además, de todos estos casos fraudulentos detectados, casi el 70% corresponden al ramo de los automóviles. Resulta claro que una valoración clínica objetiva será un instrumento imprescindible para poder minimizar el fraude que se produce en España, ya que permitirá una disminución de las conductas de simulación/disimulación de las lesiones y secuelas. En suma, el rigor en la valoración de lesiones y secuelas será el único instrumento médico para el descenso del fraude.

Por otro lado, también hay que mencionar la situación de queja manifestada por las víctimas de accidentes laborales y de tráfico, y reflejada en las Memorias de la Fiscalía General del Estado, donde se incluyen ejemplos que certifican situaciones de desinformación y un gran número de casos donde los lesionados, bien por la prolongación de las causas en el tiempo o bien por desconocimiento o falta total de asesoramiento, suelen transigir con las entidades (Mutuas de AT-EP y aseguradoras) aceptando cantidades muy inferiores a las que les corresponderían realmente [3].

En este contexto existe por tanto una dinámica de confusión/desinformación/queja/fraude que afecta a todos los agentes implicados, y les conduce hacia un callejón cuya única salida parece ser la culminación de un instrumento médico objetivo que aporte rigor en la valoración médica. Por ello, la disposición de un método de valoración objetiva de lesiones y secuelas será de gran utilidad para todos (incluyendo médicos forenses), y este método son las pruebas médicas de biomecánica clínica.

**BIBLIOGRAFÍA.**


1. MINISTERIO DE JUSTICIA, GOBIERNO DE ESPAÑA. Memoria de la Fiscalía General del Estado, 2017. NIPO: 056-15-002-7, ISSN: 1889-7118, Depósito legal: M-24819-2017.

2. ICEA. El fraude al seguro español. Estadísticas año 2016.

3. DELGADO BUENO, SANTIAGO; PÉREZ MALLADA, NÉSTOR; BONILLA IZAGUIRRE, MÓNICA; Y PIQUERAS, CATALINA. Biomecánica en la Valoración Médico Legal de las lesiones (Capítulo 3), 2011. Depósito Legal BI-539-2011, ISBN 978-84-937689-4-2.

# PRUEBAS MÉDICAS DE BIOMECÁNICA CLÍNICA, UNA HERRAMIENTA CLAVE PARA LA VALORACIÓN MÉDICO-LEGAL DE LESIONES Y SECUELAS.

## *CLINICAL BIOMECHANICS MEDICAL TESTS: A KEY TOOL IN MEDICO-LEGAL ASSESSMENTS OF INJURIES AND PHYSICAL SEQUELS.*

ALFONSO CORNES, A.[1], ALFONSO CORNES J.[2], LATORRE MORAGA R.[3]

**RESUMEN.**
Las pruebas médicas de biomecánica clínica son pruebas de diagnóstico dinámico que, en lugar de evaluar el estado de las estructuras anatómicas como las pruebas de imagen (radiografías, resonancias, ecografías…), permiten valorar el estado funcional de una determinada región corporal (movilidad, fuerza, resistencia y patrones musculares) y la motricidad global para la marcha y el equilibrio, mediante la captura directa de datos biométricos sobre el sujeto. Además, las pruebas biomecánicas pueden incorporar índices de sinceridad de esfuerzo según los cuales se puede certificar que el sujeto realiza la prueba de forma válida (y que por tanto la motricidad y/o funcionalidad medida es máxima y real) o, por el contrario, que el paciente no realiza la prueba de forma satisfactoria (lo que en ocasiones se relaciona con una falta voluntaria de colaboración vinculada a intereses secundarios). La fiabilidad de estas pruebas depende de la tecnología/protocolo empleados y de los parámetros biomecánicos analizados, y la bibliografía actual evidencia valores de repetibilidad y de validez buenos-excelentes (>0,75 y generalmente rondando el 0,9) para las mejores pruebas desarrolladas hasta la fecha. Consecuentemente, las pruebas biomecánicas ya se han consolidado como un elemento clave para la valoración objetiva de la existencia e intensidad de lesiones musculoesqueléticas (en fase de diagnóstico), el seguimiento de su evolución (en fase de tratamiento y rehabilitación) y la certificación objetiva de las secuelas en caso de estabilidad lesional (a la finalización del proceso).

**PALABRAS CLAVE:** biomecánica, valoración funcional, medicina legal, diagnóstico, rehabilitación.

**ABSTRACT.**
Clinical biomechanical medical tests are dynamic tests which, rather than assessing the state of anatomical structures such as imaging tests (x-rays, resonance, ultrasound...), it evaluates the functional status of a certain body area (mobility, strength, endurance and muscle patterns) as well as the global motor functions for walk and balance by directly capturing biometric data on the subject. Besides, the biomechanical tests can add indexes of effort sincerity that can certify that the subject carries out the test validly (and therefore the motor and/or measurement functionality is maximum and real) or, on the contrary, that the patient does not carry out the test satisfactorily (which is sometimes related to a voluntary lack of cooperation linked to secondary interests). The reliability of these tests depends on the technology/protocol used as well as the analyzed biomechanical parameters, and the current literature evidences good-excellent validity and repeatability values (>0.75 and usually hovering around 0.9) for the best evidence developed so far. As a result, biomechanical tests have already been consolidated as a key element for assessing objectively the existence and intensity of musculoskeletal injuries (in diagnostic phase), the evolution follow-up (in treatment and rehabilitation phase) and objective certification of the consequences in an eventual injury stability (at the end of the process).

**KEY WORDS:** biomechanics, functional assessment, legal medicine, diagnosis, rehabilitation.

**CONTACTO:** Alejandro Alfonso Cornes, acornes@umana.es; Javier Alfonso Cornes, xcornes@umana.es; Rafael Latorre Moraga, info@umana.es; UMANA, Centro de Análisis Biomecánico Calle Perú 1-4º, 36202 Vigo (España)

## 1. INTRODUCCIÓN A LAS PRUEBAS MÉDICAS DE BIOMECÁNICA CLÍNICA.

### A) BIOMECÁNICA CLÍNICA (APLICACIÓN LEGAL Y FORENSE).

La biomecánica clínica tiene 3 campos principales de aplicación:

- La valoración objetiva de la existencia y la intensidad de las lesiones (en fase de diagnóstico)
- La valoración objetiva de la evolución de las lesiones (en fase de tratamiento y rehabilitación)
- La valoración objetiva de las secuelas (a la finalización de proceso)

1 Ingeniero Superior Mecánico con Especialización en Biomecánica. Director Técnico de UMANA..
2 Ingeniero Superior Mecánico con Especialización en Biomecánica. Director I+D+i de UMANA.
3 Médico Especialista en Cirugía Ortopédica y Traumatología, y en Valoración del Daño Corporal. Médico de UMANA.

Más concretamente, Santiago Delgado Bueno (Doctor en Medicina, Médico Forense y Especialista en Medicina Legal) coautor del monográfico "Biomecánica en la Valoración Médico Legal de las Lesiones", en relación a la aplicación de la biomecánica clínica a la certificación objetiva de secuelas ha publicado en la Revista de Responsabilidad Civil y Seguro que: *"La aplicación Legal y Forense de la biomecánica clínica se enfoca en la valoración del daño corporal en los lesionados tras agresiones, accidentes de tráfico, violencia doméstica, incapacidades laborales, daño cerebral, graduación de la discapacidad, etc., o cualquier valoración del daño ante los Tribunales de Justicia (Penal, Civil (RC), Laboral, Contencioso…), incorporando rigor y objetividad, superando la subjetividad de muchos síntomas y afinando lo más posible en la detección de simuladores/disimuladores y en el descenso del fraude, lo cual debe redundar en una más precisa evaluación e indemnización de los enfermos… Los protocolos biomecánicos pretenden valorar la funcionalidad a través de la exploración detallada de todos y cada uno de los movimientos, lo cual tiene una repercusión evidente en la valoración del daño corporal ante los tribunales de justicia. Para ello, tras una exploración médica detallada, se recomienda un protocolo que integre diferentes pruebas y nos permita un informe detallado y congruente con el estado del paciente".* Y es precisamente en este protocolo integrador donde las pruebas médicas de biomecánica clínica resultan tan imprescindibles como concluyentes.

B) PRUEBAS DE BIOMECÁNICA CLÍNICA: DEFINICIÓN Y TIPOS DE PRUEBAS.

Todas las pruebas médicas de biomecánica clínica descritas a continuación en el presente documento (con sus equipos de medida, parámetros biomecánicos objetivo, protocolos de medida, repetibilidad, validez, métodos de sinceridad de esfuerzo, referencias de cálculo y criterios de valoración médica) son las pruebas realizadas por UMANA, Centro de Análsis Biomecánico (UMANA INNOVA S.L. - B36970226 - Perú 1 4º, 36202 Vigo (España) - www.umana.es)

Una prueba de biomecánica clínica es un test de laboratorio en el que uno o varios examinadores evalúan mediante dispositivos biométricos aspectos mecánicos o fisiológicos de la motricidad y la capacidad funcional de un sujeto (como son el movimiento articular, la fuerza, resistencia y potencia muscular, los patrones de activación muscular…) mientras este realiza una acción. El denominador común de todas estas pruebas es que permiten evaluar la función, es decir, el rendimiento del sistema neuromuscular y músculo-esquelético, en contraposición con la mayoría de exploraciones complementarias y pruebas de imagen, en las que el paciente o sujeto es eminentemente pasivo y el objeto de estudio es el estado de las estructuras anatómicas. Como hemos comentado anteriormente, esta característica diferencial las ha convertido en herramientas imprescindibles en: la investigación básica, el diagnóstico dinámico, la medicina deportiva, la rehabilitación y la medicina legal y forense. Existen 4 clases de pruebas de biomecánica clínica:

**1. Pruebas de Balance Articular-Muscular.**

Las pruebas biomecánicas de balance articular-muscular permiten determinar el % de movilidad, el % de fuerza, el % de resistencia de cualquier articulación en todos sus movimientos. Dichos % son obtenidos de la comparación de los datos capturados en los test del paciente, con los datos obtenidos de test poblacionales o grupos homólogos contralaterales (según proceda).

**2. Pruebas de Valoración Funcional de Cervicalgia/Lumbalgia.**

Las pruebas biomecánicas de valoración funcional de cervicalgia y lumbalgia evalúan los patrones musculares en movimientos simétricos o recíprocamente simétricos, comparándose con niveles normales poblacionales de simetría, coactivación, relajación y baseline; siendo posible obtener un % de patrones musculares anómalos compatibles con algia vertebral.

**3. Pruebas de Valoración Funcional de la Marcha.**

Las pruebas biomecánicas de valoración funcional de la marcha analizan los patrones de pisada (definidos como un conjunto de parámetros cinemático-dinámicos de la deambulación humana) y los evalúan en comparación con valores normales poblacionales, siendo posible obtener un % de capacidad dinámica para la marcha en cada miembro inferior, determinar la necesidad de correcciones ortoprotésicas, o prescribir el trabajo de fisioterapia o entrenamiento adecuado.

**4. Pruebas de Valoración Funcional del Equilibrio.**

Las pruebas biomecánicas de valoración funcional del equilibrio permiten determinar el % de equilibrio al comparar los datos obtenidos de los test del paciente con los datos de estabilidad límite calculados con datos poblacionales de posición del CG de cada sexo.

C) FIABILIDAD DE LAS PRUEBAS DE BIOMECÁNICA CLÍNICA.

Un punto clave en las pruebas de biomecánica clínica, como en toda prueba diagnóstica, es la fiabilidad, que a su vez viene determinada por la REPETIBILIDAD *(reliability)* y VALIDEZ *(validity)*.

**La REPETIBILIDAD** debe asegurarse a 2 niveles:

- Test-Retest Reliability: Repetibilidad de medidas realizadas por 1 técnico a 1 sujeto (medidas espaciadas en el tiempo, en iguales condiciones).
- Inter-Rater Reliability: Repetibilidad de medidas realizadas por 2 técnicos a 1 sujeto (medidas realizadas consecutivamente, en iguales condiciones).

Los valores de repetibilidad se miden mediante el coeficiente de correlación intraclase (CCI), la r de Pearson (Rp) y el Error Estándar de Medida (EEM). Según Portney & Watkings [1] valores de CCI inferiores a 0,5 son pobres, entre 0,5-0,75 moderados, y mayores a 0,75 buenos o excelentes.

**La VALIDEZ** debe asegurarse a 2 niveles:

- *Sensivity* (o Sensibilidad): Capacidad para detectar verdaderos positivos (positivo=sano)
  1 - sensivity = % de personas sanas consideradas afectadas.
- *Specificity* (o Especificidad): Capacidad para detectar verdaderos negativos (negativo=no sano)
  1 - specificity = % de personas afectadas consideradas sanas.

De forma conceptual se puede decir que un método diagnóstico debe diferenciar entre sujetos sanos y afectos. Para ello es necesario disponer de un punto de corte, y dicho punto de corte se selecciona para maximizar los valores de SENSIBILIDAD y ESPECIFICIDAD. En este sentido existen múltiples opciones para optimizar la validez (suma de % falsos positivos y % de falsos negativos; curva ROH de falsos positivos y falsos negativos…).

**1. Repetibilidad en las pruebas de biomecánica clínica.**

Tal como se ha descrito anteriormente, una prueba de biomecánica clínica es un test de laboratorio en el que uno o varios examinadores evalúan mediante un dispositivo biométrico la motricidad y capacidad funcional de un sujeto mientras este realiza una acción. Atendiendo a esta naturaleza dinámica, existen 2 factores clave que determinan la REPETIBILIDAD de este tipo de pruebas:

- Tecnología de medida empleada (su calibración, su precisión, el procesado de los datos...).
- Protocolo de test realizado (la instrumentación del paciente, el posicionamiento, fijación y aplicación de electrodos, el número de test, los periodos de

descanso, los estímulos verbales…).

Consecuentemente, la repetibilidad de las pruebas biomecánicas se garantiza con la aplicación de estrictos protocolos de práctica clínica, los cuales especifican:

- Proceso de preparación de equipos
- Instrumentación del paciente (posicionamiento, colocación de sensores/electrodos…).
- Explicación de las pruebas al paciente (objetivos, secuencia…).
- Secuencia de ejecución de test (intensidad, repeticiones, descansos, estímulos…).
- Procesado de datos e interpretación de resultados (filtros, criterios de decisión…).

La repetibilidad de las diferentes pruebas biomecánicas ha sido establecida en diversas publicaciones para dinamómetros isocinéticos, la dinamometría isométrica de mano, la baropodometría, la posturografía, la electromiografía dinámica, y el análisis del movimiento articular en 3D y de la marcha. No obstante, existen parámetros relativos al paciente (motivación, colaboración, comprensión de las pruebas…) que afectan a los resultados de los test biomecánicos, y no pueden ser controlados mediante los protocolos de práctica clínica. Por ello siempre es imprescindible tener algún dato que nos indique el nivel de colaboración en la realización de la prueba, como mecanismo de VALIDACIÓN de los resultados.

## 2. La validez en las pruebas de biomecánica clínica (SOE).

Un sujeto sano no colaborador en una prueba biomecánica puede ser diagnosticado como sujeto afecto. Para evitar este suceso es necesario disponer de un criterio que permita determinar la sinceridad de esfuerzo y establecer un punto de corte que separe a los sujetos colaboradores de los dudosos.

La validez de las pruebas biomecánicas dependerá por tanto de los métodos de detección de sinceridad de esfuerzo (SOE) empleados. Dichos métodos difieren en función del tipo de prueba (movilidad, fuerza, resistencia, patrones musculares) y de la región corporal estudiada (lumbar, cervical, mano, hombro, rodilla…). La bibliografía propone múltiples opciones para los métodos SOE, dejando constancia de su sensibilidad y especificidad, así por ejemplo destacan:

- Diferencia de actividad EMG excéntrica/concéntrico (DEC) para evaluar la maximalidad del movimiento de flexo-extensión lumbar.
- Coeficiente de variación y desviación estándar de los parámetros cinemáticos (posición, velocidad y aceleración) en test de movilidad lumbar.
- Relación del coeficiente de variación con el recorrido articular para el análisis de movimiento de la columna cervical.
- Coeficiente de variación y diferencias de fuerzas isométricas de empuñadura unilateral y bilateral para valorar maximalidad de esfuerzo en pruebas de mano.
- Curva de fuerza-tiempo para valorar maximalidad de esfuerzos de empuñadura isométrica en pruebas de mano.
- Diferencia de fuerza excéntrica/concéntrico (DEC) para evaluar la maximalidad del esfuerzo en las pruebas articulares isocinéticas.
- Nivel de actividad EMG para valorar la maximalidad del esfuerzo en pruebas isométricas.
- Espectro de frecuencias EMG para valorar la existencia de fatiga metabólica que justifique la posible fatiga contráctil en pruebas articulares isométricas.
- Niveles y timing de actividad EMG para valorar patrones patológicos o afisiológicos en pruebas articulares dinámicas.
- Detección de patrones afisiológicos para la posturografía…

El hecho de detectar, mediante alguno de los parámetros descritos, signos de falta de colaboración implica una consecuencia crucial: la prueba no es fiable y, por tanto, la valoración del paciente no es válida. Sin embargo, no

necesariamente nos diagnostica al paciente de simulador.

Se han identificado múltiples causas de falta de colaboración en la realización de una prueba o exploración: dolor, miedo al dolor, miedo a la recaída de la lesión, ansiedad, depresión, falta de comprensión y, finalmente, ganancias secundarias o simulación. Así, en los informes de pruebas biomecánicas se evita el uso de términos como «simulador», «magnificador», «exagerador» entre otros, y en su lugar se utilizan términos como «se registran datos afisiológicos», «hay signos de falta de colaboración» o «signos de esfuerzo submáximo».

D) RECONOCIMIENTO MÉDICO Y LEGAL DE LAS PRUEBAS DE BIOMECÁNICA CLÍNICA.

Las pruebas de biomecánica clínica están validadas como pruebas médicas concluyentes por el Instituto Nacional de la Seguridad Social y la Asociación de Mutuas de Accidentes de Trabajo y enfermedades profesionales INSS/AMAT (Convenio: 29 DE ENERO DE 2007 y en años posteriores con las diferentes Mutuas y con prórroga de efectos). Además, se argumentan ante los diferentes Tribunales de Justicia aportando rigor a la prueba. Buenos ejemplos de la importancia de las pruebas de biomecánica clínica en los Tribunales de Justicia pueden verse, entre otras, en las siguientes Sentencias:

- S. Rec. Núm. 4480/2004 Sala de los Social del Tribunal Supremo de 14 febrero de 2006,
- S. 2132/2007 Sala de lo Social del TSJ de la Comunidad de Valencia de 7 de junio de 2007
- S. 598/2008 Sala de lo Social del TSJ Asturias de 15 de febrero de 2008
- S. 772/2009 Sala de lo Social del TSJ de la Comunidad de Valencia de 5 de marzo de 2009
- S. 1586/2010 Sala de lo Social del TSJ de la Comunidad de Valencia de 25 de mayo de 2010
- S. JUR 2015\69452 Sala de lo Social, Sección 1ª del TSJ de Galicia de 6 febrero de 2015
- S. JUR 2017\204077 Sala de lo Social, Sección 1ª del TSJ de Galicia de 12 de julio de 2017

## 2. PRUEBAS BIOMECÁNICAS DE BALANCE ARTICULAR-MUSCULAR DE MMSS, MMII Y COLUMNA VERTEBRAL.

Las pruebas biomecánicas de balance articular-muscular permiten determinar el % de movilidad, el % de fuerza, y el % de resistencia de cualquier articulación en todos sus movimientos. Dichos % son obtenidos de la comparación de los datos obtenidos de los test del paciente, con los datos obtenidos de test poblacionales o grupos homólogos contralaterales (según proceda).

A) PARÁMETROS BIOMECÁNICOS OBJETIVO.

### 1. Movilidad.

La movilidad articular es consecuencia del cambio de posición relativa entre los huesos concurrentes en una determinada articulación. Dicho cambio de posición relativa puede ser cuantificado mediante la variación del ángulo (º) formado por los ejes longitudinales de los huesos concurrentes, y en su defecto mediante la variación del ángulo formado por los segmentos corporales concurrentes. Obviamente, este planteamiento impone 2 aproximaciones (en cualquier caso, asumibles) puesto que:

- La rotación ósea articular no posee un único centro instantáneo de rotación, sino que a medida que las caras óseas rotan y deslizan entre si dicho CIR modifica su posición, por lo que no existe una rotación pura; en cualquier caso, la medición del ángulo es una buena aproximación del funcionamiento articular.

- Los verdaderos ejes óseos longitudinales son inaccesibles, lo que provoca que los ángulos deban ser medidos desde el exterior, intermediando entre los ejes óseos y los equipos de medida la masa de tejido blando

circundante: musculatura, tejido adiposo y tejido epitelial principalmente. Este hecho genera 2 posibles errores en la medida.

1. Una mala alineación de los dispositivos de medida provocada por la dificultad de localizar con precisión los ejes óseos durante la palpación (el cual puede ser superado mediante una calibración adecuada de la referencia articular en posición neutra, puesto que lo que importa es el cambio de posición relativa, es decir, la amplitud del movimiento).

2. El movimiento relativo de los dispositivos de medida y los ejes óseos provocado por la deformación del tejido blando circundante durante el movimiento articular, el cual afecta menos a personas de bajo IMC y a dispositivos de medida cuya ubicación pueda realizarse cerca de estructuras óseas superficiales (como los electrogoniómetros de superficie).

Todas las articulaciones sinoviales o diartrosis (hombro, codo, muñeca, cadera, rodilla, tobillo, vertebrales y metacarpo-falángicas), a excepción de las interfalángicas de manos y pies, poseen más de 1 eje de rotación, es decir, poseen movimientos en más de 1 plano (sagital, frontal y transversal). Esto implica que para evaluar la movilidad de la articulación deban realizarse mediciones en diferentes ejes, que se corresponden con los diferentes movimientos articulares:

- Hombro: flexión-extensión, abducción, rotación externa-interna.
- Codo: flexión-extensión, pronación-supinación.
- Muñeca: flexión-extensión, pronación-supinación, desviación cubital-radial.
- Cadera: flexión-extensión, abducción-aducción, rotación externa-interna.
- Rodilla: flexión-extensión, rotación externa-interna.
- Tobillo: flexión-extensión, inversión-eversión.
- Vertebrales: flexión-extensión, flexión lateral, rotación.
- MF: flexión-extensión, abducción.
- IF: flexión-extensión.

La bibliografía existente propone una valoración biomecánica de la movilidad articular a través del rango de movimiento articular activo (ROM) en todos los planos y ejes articulares posibles con métodos de valoración de SOE basados en el coeficiente de variación (CV) del ROM y de parámetros cinemáticos de orden superior (velocidad y aceleración).

**2. Fuerza.**

La fuerza articular es consecuencia de la contracción (simultánea y coordinada) de los músculos que se insertan en los huesos concurrentes en una determinada articulación. Una sencilla acción de palanca aplicada a través de los tendones y desalineada con el CIR de la articulación provoca un par dinámico que genera movimiento siempre que sea superior a las fuerzas exteriores (gravedad, pesos, fuerzas resistivas de contacto, etc.). Dicha fuerza articular puede ser cuantificada mediante el par (Nm) medido sobre el segmento distal de la articulación, lo cual exige la medición de 2 parámetros: la fuerza (N), y la distancia del punto de aplicación de la fuerza al CIR de la articulación (m). Esta segunda medición es la que introduce 2 limitaciones en la medida (en cualquier caso, asumibles), a saber:

- La dificultad para determinar el punto exacto de aplicación de la fuerza. La fuerza se mide a través de una superficie de contacto que bloquea el segmento distal de la articulación, lo cual genera un área de presión cuyo centroide no puede ser calculado con precisión (dicho error puede ser minimizado mediante la utilización de superficies de contacto lo más pequeñas posibles, y pierde importancia si el valor se compara con una medición contralateral, puesto que el centroide poseerá siempre posiciones equivalentes).

- La dificultad para determinar el CIR de la articulación. El movimiento articular es consecuencia del desplazamiento relativo

entre huesos concurrentes, el cual surge de una rotación y traslación combinada, lo cual provoca que no exista un único CIR, sino una secuencia de ellos a lo largo del arco articular. Además, dichos CIR deben ser estimados desde el exterior, con la dificultad que aporta el tejido blando circundante (dicho error puede ser minimizado con una buena experiencia en la palpación de reparos óseos articulares, y pierde importancia si el valor se toma de percentiles poblacionales, puesto que el CIR poseerá siempre posiciones equivalentes en mediciones contralaterales).

Todas las articulaciones sinoviales o diartrosis (hombro, codo, muñeca, cadera, rodilla, tobillo, vertebrales y metacarpo-falángicas), a excepción de las interfalángicas de manos y pies, poseen más de 1 eje de rotación, es decir, poseen movimientos en más de 1 plano (sagital, frontal y transversal). Esto implica que para evaluar la fuerza de la articulación deban realizarse mediciones en diferentes ejes, que se corresponden con los diferentes movimientos articulares:

- Hombro: flexión-extensión, abducción, rotación externa-interna
- Codo: flexión-extensión, pronación-supinación
- Muñeca: flexión-extensión, pronación-supinación, empuñadura
- Cadera: flexión-extensión, abducción-aducción
- Rodilla: flexión-extensión
- Tobillo: flexión-extensión
- Vertebrales: extensión
- Mano: empuñadura y pinzas

Algunos de los movimientos articulares carecen de importancia en la motricidad de la vida diaria, siendo direcciones de esfuerzo poco significativas desde el punto de vista funcional, y por eso suelen ser omitidos en los estudios de fuerza de las pruebas de biomecánica clínica.

La bibliografía existente propone una valoración biomecánica de la fuerza articular a través de la fuerza isométrica en todos los planos y ejes articulares relevantes, con métodos de valoración de SOE basados en el coeficiente de variación (CV), la señal sEMG, y las curvas de F/t; limitándose el uso de valoraciones isocinéticas por el riesgo que supone la práctica de esfuerzos excéntricos.

**3. Resistencia.**

Se define como fatiga el fenómeno en virtud del cual la fuerza que es capaz de desarrollar un músculo disminuye. Se dice que se inicia la fatiga contráctil en el momento en que un músculo es incapaz de sostener un esfuerzo isométrico, lo cual provoca pérdida de posición (pérdida de capacidad de contracción, es decir, pérdida de fuerza), pérdida de precisión e incluso temblor muscular. Según esta definición de fatiga contráctil, en teoría es posible cuantificarla de 3 formas:

- Tiempo transcurrido hasta el punto de fallo: el punto de fallo es el instante en el que un músculo es incapaz de sostener el esfuerzo isométrico que se le demanda, perdiendo su capacidad de contracción, comenzando a elongarse y provocando una pérdida de posición visible. Abundantes publicaciones evidencian que un sujeto normal puede sostener un esfuerzo al 50%MVC aproximadamente 1 minuto. Teóricamente la fatiga podría calcularse como un porcentaje, comparando el tiempo de fallo con el tiempo de fallo contralateral, o con algún tiempo de fallo publicado en la bibliografía para cada musculatura/articulación. Sin embargo este método tiene el inconveniente de prolongarse demasiado en el tiempo a la hora de realizar las pruebas contralaterales, puesto que el 50%MVC de la articulación afecta supone un %MVC inferior para la articulación sana, lo cual puede proyectar tiempos de fallo superiores a 5 minutos. Además, a medida que se prolonga el esfuerzo el SNC modifica los patrones de disparo muscular, incrementando la actividad en los músculos sinergistas, lo cual desvirtúa la relación entre el tiempo de fallo y la fatiga muscular.

- Pérdida de fuerza isométrica máxima después de un esfuerzo prolongado. Teniendo en cuenta que pasados 60 segundos (aproximadamente) un sujeto es

incapaz de sostener un 50%MVC, es evidente que a lo largo de dicho periodo de tiempo la fuerza isométrica máxima ha ido disminuyendo hasta quedar por debajo del 50%MVC. Es por ello que la fatiga puede calcularse como el % de pérdida de fuerza isométrica máxima en un periodo de tiempo determinado bajo un nivel de esfuerzo determinado; en comparación contralateral. Existen múltiples publicaciones que detectan fatiga muscular en pruebas de 30-60 segundos realizadas con niveles de esfuerzo entre 50-80% MVC, por lo que plantear este tipo de pruebas es una forma óptima de medir la fatiga contráctil.

- Modificación de parámetros frecuenciales de la señal sEMG. Por otro lado, antes de que la fatiga contráctil suceda (pérdida de posición visible) sucede la fatiga metabólica (cambios metabólicos y nerviosos en la señal sEMG). La fatiga podría determinarse consecuentemente a través de la modificación de los parámetros de la señal sEMG. La bibliografía es extensa al respecto, y determina cuales son los parámetros más fiables en el dominio de la frecuencia y del tiempo. La mayor parte de los autores coinciden en que existen 4 parámetros de la señal SEMG que sufren cambios antes de la fatiga contráctil, y los denominan índices de la fatiga muscular metabólica local (frecuencia media, frecuencia mediana, zero crossing y amplitud de señal). Sin embargo, y dado que su naturaleza no es mecánica, no es posible correlacionar dichos cambios con la capacidad mecánica real del paciente para desarrollar actividades, por lo que dichos parámetros deben emplearse como mecanismo SOE de verificación. La fatiga metabólica siempre antecede a la fatiga contráctil, por lo que los parámetros frecuenciales constituyen un método para certificar que la fatiga contráctil determinada es sincera y real.

Todas las articulaciones sinoviales o diartrosis (hombro, codo, muñeca, cadera, rodilla, tobillo, y vertebrales), poseen más de 1 eje de rotación, es decir, poseen movimientos en más de 1 plano (sagital, frontal y transversal). Esto implica que para evaluar la fatiga muscular deban realizarse mediciones en diferentes ejes, que se corresponden con las diferentes direcciones de esfuerzo articulares. Sin embargo, en muchos de esos movimientos entra en juego la misma musculatura, cuya resistencia a fatiga es independiente del esfuerzo en el que participa, por lo que no será necesario evaluar todos los movimientos para conocer la resistencia muscular de una determinada articulación. En cada movimiento se evaluará la resistencia a fatiga del músculo agonista principal:

- Hombro: flexión-extensión, abducción
- Codo: flexión-extensión, pronación-supinación
- Muñeca: flexión-extensión, empuñadura
- Rodilla: flexión-extensión
- Tobillo: flexión-extensión
- Vertebrales: extensión
- Mano: empuñadura

La bibliografía existente propone una valoración biomecánica de la fatiga muscular a través de test de carga isométrica en todos los planos y ejes articulares de interés, con métodos de valoración de SOE basados en parámetros de fatiga metabólica local de la señal sEMG, y parámetros de esfuerzo máximo de la señal sEMG.

B) EQUIPOS DE MEDIDA.

**1. Movilidad.**

a) Electrogoniómetros.

Son dispositivos de 2 cuerpos (proximal y distal), que miden la posición relativa de los 3 ejes de ambos cuerpos, por lo que permiten medir todos los posibles movimientos articulares. Son prácticos, cómodos, y poseen una precisión elevada; existiendo electrogoniómetros de diferentes tamaños, adaptados a las dimensiones de las distintas articulaciones (hombro, codo, muñeca, cadera, rodilla, tobillo, y regiones de espalda lumbar, dorsal y cervical).

Figura 1: Sistema de electrogoniometría (Fuente: www.biometricsltd.com)

b) Inclinómetros digitales.

Son dispositivos de 1 solo cuerpo que miden la posición relativa de los 3 ejes de dicho cuerpo respecto de la referencia terrestre. Modelos más sencillos permiten medir únicamente el ángulo relativo del eje longitudinal del cuerpo con la referencia gravitatoria. Permiten evaluar el movimiento articular de 2 formas:

1. Comparando el valor angular inicial y final del segmento distal (lo cual exige fijar el segmento proximal).

2. Comparando el valor angular inicial y final obtenido para los segmentos proximal y distal de una articulación durante un movimiento conjunto.

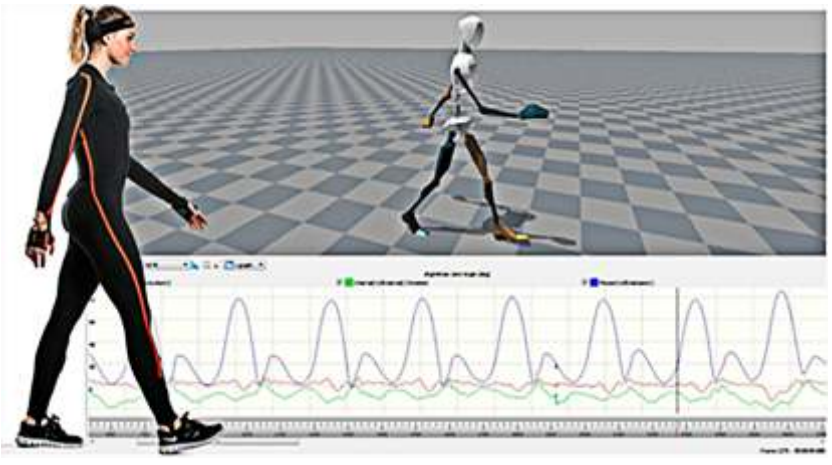

Figura 2: Sistema de inclinómetros digitales (Fuente: www.xsens.com)

c) Sistemas de fotogrametría y optoeléctricos.

Estos sistemas recogen el movimiento de una o varias articulaciones a través de un conjunto de cámaras ubicadas en el laboratorio. Los sistemas optoeléctricos son los más utilizados en la actualidad, ya que permiten obtener la posición corporal en tiempo real a través de cámaras de alta precisión y un conjunto de procesadores que obtienen la posición 3D de distintos marcadores adheridos sobre la superficie corporal del paciente. Existen dos grandes sistemas de captura de movimiento optoeléctricos, los denominados activos (en los cuales los marcadores emiten luz que es captada por las cámaras) y los pasivos (en los cuales se emplean materiales reflectantes que al reflexionar con la luz ambiente son captados por las cámaras infrarrojas).

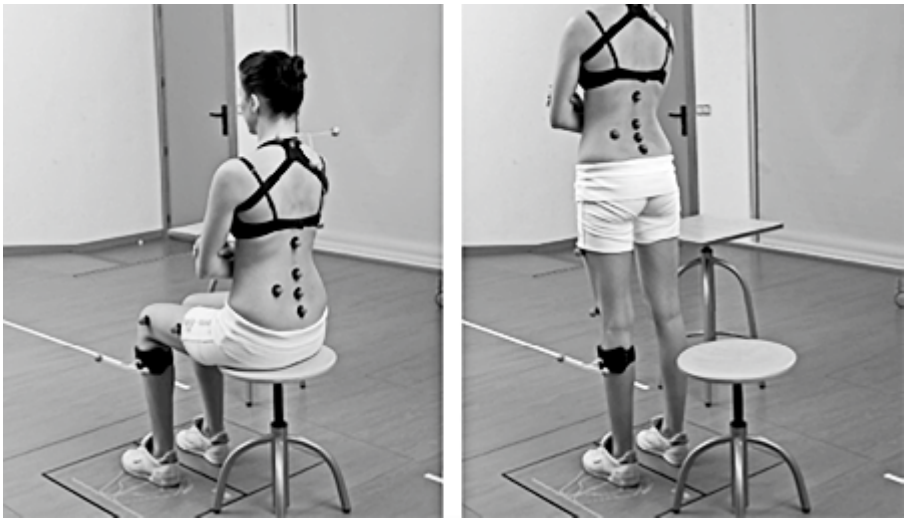

Figura 3: Sistema de fotogrametría (Fuente: www.elsevier.es/es-revista-rehabilitacion-120-articulo-analisis-cinetico-cinematico-del-gesto - IBV Valencia, España)

**2. Fuerza.**

a) Dinamómetro.

Son dispositivos de 2 cuerpos que miden la fuerza de aproximación lineal entre ambos. Uno de los cuerpos debe ser sujetado de forma estática por el evaluador o por un soporte fijo, y el otro se apoya sobre el segmento distal de la articulación a estudiar del paciente, de forma que cuando el paciente realiza un esfuerzo para modificar su posición, recibe una fuerza isométrica equivalente de oposición que le impide realizar el movimiento. Existen dinamómetros de diferentes tamaños para ajustarse anatómicamente a los segmentos distales de las diferentes articulaciones, permitiendo un esfuerzo más confortable. En esfuerzos de mano se suele utilizar un dinamómetro especial de empuñadura el cual permite realizar esfuerzos de aproximación entre los 2 cuerpos sin intervención del propio evaluador ni de ninguna clase de soporte.

Figura 4: Dinamómetro digital (Fuente: www.biometricsltd.com)

b) Pinchmeter.

Son dispositivos de 1 solo cuerpo que miden la fuerza de compresión aplicada sobre el mismo. Permiten evaluar con especial facilidad y rapidez la fuerza de pinza manual en sus múltiples opciones:

1. Pinza de 2 puntos para cada uno de los 4 dedos.
2. Pinza de tres puntos.
3. Pinza lateral.

Figura 5: Pinchmeter (Fuente: www.biometricsltd.com)

c) Equipos isocinéticos, isotónicos e isométricos.

Son máquinas de medida muy avanzadas que, mediante complejos sistemas de dinamometría, registran parámetros relacionados con la fuerza (velocidad, potencia, trabajo y recorrido articular) desarrollada por un sujeto en distintos tipos de movimientos:

1. Isocinético (mantiene constante la velocidad, que se establece independientemente de la fuerza).
2. Isotónicos/anisométricos (mantiene constante la carga externa, siendo la velocidad variable en función de la fuerza aplicada por la articulación).
3. Isométrico (no hay movimiento).

Figura 6: Equipo isocinético (Fuente: www.biodex.com)

**3. Fatiga.**

a) Dinamómetro.

Los dinamómetros que se emplean para registrar la fatiga contráctil como un % de pérdida de fuerza isométrica máxima, son los descritos en el apartado anterior (2. Fuerza)

b) sEMG (Electromiografía de Superficie).

La electromiografía de superficie permite registrar a través de señales eléctricas la diferencia de potencial que se origina a través de la despolarización de las membranas musculares. Dicho de otro modo, este sistema permite conocer en microvoltios (uV), a través de electrodos de superficie no invasivos, los patrones musculares en diferentes movimientos. La colocación de los transductores siempre debe estar pautada en los diferentes grupos musculares, con control de la distancia y sobre el vientre muscular.

La señal sEMG se presenta como un avance importante en la valoración de la fatiga muscular, ya que como indicador de actividad muscular ofrece grandes ventajas:

- Las mediciones se realizan de forma no invasiva, sin dolor ni estimulaciones eléctricas.
- Los registros sEMG son muy sensibles a pequeños cambios en la actividad muscular, y permiten evaluar actividad por debajo de la MVC.
- Es posible diferenciar la actividad de grupos agonistas, antagonistas y sinergistas, y discernir su contribución a la fatiga.
- La realización de mediciones es práctica y rápida.

Sin embargo, no permite discriminar el nivel de actividad de unidades motoras por independiente, puesto que registra la suma algebraica de los potenciales de acción de todas las UM situadas bajo una determinada región epitelial. No obstante, esto no supone una limitación cuando el objetivo es evaluar macroscópicamente la fatiga muscular global responsable de un determinado desempeño articular.

Figura 7: Sistema de electromiografía de superficie (Fuente: www.noraxon.com)

C) PROTOCOLOS DE MEDIDA.

Se preparan, verifican y posicionan las tecnologías de medida (movilidad, fuerza y resistencia) sobre el complejo articular-muscular a estudiar y se realizan los siguientes protocolos de medida.

**1. Movilidad.**

Se le indicará con claridad al paciente que va a ejecutar una prueba de movilidad articular activa (sin ayuda exterior), cuyo objetivo es valorar la amplitud de movimiento articular máximo en todas las direcciones/ejes posibles. Se le indicará que para determinar el ROM es necesario que ejecute movimientos máximos, llegando incluso al punto de molestia articular, aunque evitando la aparición de dolor agudo. Se le recalcará que para que los resultados sean VÁLIDOS, es necesario que ejecute movimientos máximos. Además, se le indicará con claridad el número de repeticiones que debe realizar, la velocidad a la que debe realizarlas, la duración de los descansos/pausas que realizará entre movimientos, y el orden de movimientos que realizará. Por último, se le indicará que recibirá indicaciones recordatorias durante la prueba. En este caso, un protocolo fiable basado en las evidencias bibliográficas[2-8] para la realización de los test de movilidad consiste en:

- Registrar de forma secuencial y alternativamente los movimientos primarios en el plano sagital, y después hacer lo propio en los planos transversal y frontal.
- Realizar movimientos de amplitud máxima.
- Repetir cada medida varias veces a velocidad moderada, con una pequeña pausa entre ellas.

**2. Fuerza.**

Se le indicará con claridad al paciente que va a ejecutar una prueba de fuerza articular activa (sin ayuda exterior), cuyo objetivo es valorar la fuerza articular máxima en todas las direcciones/ejes posibles. Se le indicará que para determinar la fuerza isométrica es necesario que ejecute esfuerzos máximos, llegando incluso al punto de molestia articular, aunque evitando la aparición de dolor agudo. Se le recalcará que para que los resultados sean VÁLIDOS, es necesario que ejecute esfuerzos máximos. Se le indicará con claridad el número y duración de los esfuerzos que debe realizar, la duración de los descansos/pausas que realizará entre ellos, y el orden de esfuerzos (multieje) que realizará. Además, se le indicará que recibirá señales recordatorias durante la prueba. En este caso, un protocolo fiable basado en las evidencias bibliográficas[9-0] para la realización de los test de fuerza consiste en:

- Registrar de forma secuencial e independiente los esfuerzos primarios en el plano sagital y después hacer lo propio en los planos transversal y frontal.
- Realizar esfuerzos máximos durante unos segundos.
- Repetir cada esfuerzo varias veces, con una pequeña pausa entre ellos.

**3. Fatiga.**

Se le indicará con claridad al paciente que va a ejecutar una prueba de fatiga muscular activa (sin ayuda exterior), cuyo objetivo es valorar la resistencia muscular en todas las direcciones/ejes posibles. Se le indicará que para determinar la resistencia a fatiga es necesario que ejecute esfuerzos prolongados, llegando incluso al punto de molestia articular, aunque evitando la aparición de dolor agudo. Se le recalcará que para que los resultados sean VÁLIDOS, es necesario que ejecute esfuerzos prolongados: hasta la claudicación muscular o el tiempo límite predeterminado. Se le indicará con claridad el número y duración de los esfuerzos que debe realizar, la duración de los descansos/pausas que realizará entre ellos, y el orden de esfuerzos (multieje) que realizará. Además, se le indicará que recibirá señales recordatorias durante la prueba. En este caso, un protocolo fiable basado en las evidencias bibliográficas[40,44,48,61-115] para la realización de los test de fatiga consiste en:

- Registrar de forma secuencial los esfuerzos en el plano sagital, transversal y frontal,

- Realizar esfuerzos sostenidos en el tiempo con un nivel de carga submáximo.
- Realizar cada esfuerzo máximo dos veces, comparando la pérdida de fuerza máxima.

D) REPETIBILIDAD.

**1. Movilidad.**

Existen diversos estudios que cuantifican la CCI intraclase e interclase de la goniometría en su aplicación a las articulaciones de hombro, codo, muñeca, cadera, rodilla, tobillo y cervicales[8,116-126]. Los resultados obtenidos difieren en función del tipo de goniómetro empleado (manual, electrónico, o de placas), pero en cualquier caso los valores de CCI encontrados tanto interclase como intraclase superan generalmente el 0,80, y suelen rondar el 0,90, por lo que se postulan como un método fiable en la valoración de la movilidad articular.

Estas diferencias de repetibilidad encontradas en la bibliografía dependen del instrumento, el protocolo, la articulación, el tipo de movilidad (activa o pasiva), tipo de paciente, etc:

- Si el instrumento es preciso, la repetibilidad depende del protocolo y el procedimiento (colocación del goniómetro, realización del ejercicio...). Diversos autores han investigado estos efectos. Hamilton & Lachenbruch no encontraron diferencias en CCI de diferentes tipos de goniómetros. Ekstrand et al determinaron que la repetibilidad depende del cuidado de la técnica empleada. Rothstein et al calcularon CCI intra >0.9 para 3 tipos diferentes de goniómetros. Fish, Wingate & Salter concluyen que un examinador inexperto puede obtener resultados repetibles si sigue un protocolo cuidadosamente. Cobe & Low recomiendan realizar la media de varias medidas para mejorar la repetibilidad de la medida, aunque Boone et al. dicen lo contrario en 6 movimientos de MMII y MMSS. Estas diferencias pueden estar provocadas por diferencias en el método de medida (activa o pasiva), de hecho, Atha & Wheatley prueban que las medidas pasivas aumentan con las repeticiones.

- La repetibilidad de la medida depende de la articulación estudiada (Boone, Low & Heeldebrath). Disminuye cuando aumenta la complejidad articular, aunque Gajdosik & Lusin aseguran que puede ser repetible si se cuida el protocolo de medida.

- La movilidad pasiva siempre es menos repetible que la activa. Amis & Miller sugieren que esto se debe a que la medida pasiva depende de la fuerza aplicada por el examinador, puesto que marca la elongación de los tejidos blandos. Wagner prueba que la variabilidad de prono-supinación de antebrazo es mayor en movilidad pasiva. Bird & Stowe prueban lo mismo para la muñeca. Pandya et al determinan CCI intraclase pasiva >0,81-0,94 para 7 movimientos de MMSS y MMII en niños, e CCI interclase >0,25-0,91, pero los valores más bajos se obtienen en movimientos que exigen gran destreza del examinador.

- Chaves TC et al. Determinan que la repetibilidad de las medidas es insuficiente cuando se valora la región cervical de niños menores de 14 años, sin embargo, en un estudio posterior Rachkidi R et al. confirman una buena repetibilidad en medidas goniométricas de MMII en niños, aconsejando su uso siempre en lugar de la estimación visual.

En definitiva, la repetibilidad de las medidas goniométricas puede garantizarse con un estricto protocolo de medida, un examinador experto y la realización de movimientos activos.

**2. Fuerza.**

a) <u>Dinamometría manual y pinchmeter.</u>

Existen diversos estudios que cuantifican la CCI intraclase e interclase del test de fuerza manual mediante dinamometría manual y

pinchmeter, en su aplicación tanto a esfuerzos de empuñadura como pinza [17,20,127-135].

- Empuñadura: CCI intraclase > 0,94-0,98
  CCI interclase > 0,98-0,98
  Con valores de CCI intraclase inferiores en caso de mujeres con manos pequeñas, posiblemente relacionado con una inadecuada posición del JAMAR (Clerke AM, Clerke JP & Adams RD).
- Pinza: CCI intraclase > 0,88-0,92
  CCI interclase > 0,85-0,85

b) Dinamometría Manual HHD.

Existen diversos estudios que cuantifican la CCI intraclase e interclase del test manual de fuerza muscular mediante dinamometría HHD, en su aplicación a todas las articulaciones corporales (cadera, rodilla, tobillo, codo, muñeca, y raquis)[22,25,136-158].

- Cadera: CCI intraclase > 0,70-0,89
  CCI interclase > 0,67-0,94
  Los valores de CCI mejoran notablemente cuando se cuenta con un examinador fuerte y experto (Hsieh C.Y. & Phillips, R.B, Scott DA, Bond EQ, Sisto SA & Nadler SF, Wikholm JB & Bohannon RW.).
- Rodilla: CCI intraclase > 0,79-0,95
  CCI interclase > 0,11-0,94 (0,85-0,94)
  Los valores de CCI interclase mejoran notablemente cuando se cuenta con un examinador fuerte y experto o un mecanismo desmultiplicador del esfuerzo (Tung-Wu L, Horng-Chaung H, Ling-Ying C & Hao-Ling C.).
- Tobillo: CCI intraclase > 0,76-0,94
  CCI interclase > 0,76-0,90
  Los valores de CCI son excelentes excepto en ciertos estudios para el esfuerzo de flexión dorsal, quizá influenciado por el dolor del apoyo en el empeine durante la realización del esfuerzo (Merlini L, Mazzone ES, Solari A., & Morandi L.).
- Cervical: CCI intraclase > 0,74-0,94
- Codo: CCI intraclase > 0,77-0,98
  CCI interclase > 0,56-0,94
  Los CCI interclase excesivamente bajos se deben probablemente a que el estudio fue realizado con examinadores inexpertos estudiantes de fisioterapia (Sole, G., Wright, L., Wassinger, C., Higgs, C., Hansson, M., Johansson & S. & Todd, N.).
- General: CCI intraclase > 0,90 -0,98
  CCI interclase > 0,80-0,97
  CCI MMSS > 0,85-0,99
  CCI MMII > 0,20-0,96
  Los valores de CCI en MMII mejoran notablemente cuando se cuenta con un examinador fuerte y experto (Hsieh, C.Y. & Phillips, R.B., Scott DA, Bond EQ, Sisto SA & Nadler SF., Wikholm JB & Bohannon RW.).

c) sEMG.

Existen diversos estudios que cuantifican la CCI intraclase e interclase de los registros sEMG durante la realización de test isométricos de fuerza, en pruebas de hombro, región cervical, dorso-lumbar, cadera, rodilla y tobillo [55,128,159-169]. De forma general se concluye lo siguiente:

- Los valores de repetibilidad sEMG para las diferentes regiones corporales son similares, y alcanzan niveles de validez clínica.
- Se observan diferencias de repetibilidad en función del método que se emplea para resistir el esfuerzo. La resistencia manual presenta los peores valores de repetibilidad. Siendo superada por la resistencia mecánica fija (cable tensiómetro), o las pruebas isocinéticas.
- Los valores de repetibilidad intraclase son superiores a los valores interclase, debido posiblemente a las alteraciones metabólicas de funcionamiento muscular entre diferentes días.
- La repetibilidad de la señal sEMG es superior en SMVC que en MVC, aunque al igual que en el caso de la HHD, la repetibilidad de esfuerzos máximos depende de la experiencia y fuerza del examinador.

De forma específica la bibliografía constata los siguientes valores:

- Cervical: CCI intraclase SCM > 0,58-0,97
  CCI interclase TS > 0,75-0,98
  Los CCI interclase excesivamente bajos se encuentran en esternocleidomastoideos (SCM), por lo que se aconseja realizar pruebas de fuerza cervical en elevación de brazos en lugar de pruebas de flexión cervical, para evitar los fallos de repetibilidad (Nakphet N, Chaikumarn M, & Janwantanakul P.).
- Hombro: CCI intraclase > 0,90-0,94
  CCI interclase > 0,92
  Existen ciertos estudios que ponen en duda la reptibilidad de la señal sEMG en rotación externa de hombro cuando esta se realiza contra resistencia manual del evaluador, con valores de CCI intraclase > 0,42. En cualquier caso, los resultados mejoran con resistencias fijas o SMVC. (Grooten WJ, & Ang BO, Sung min Ha. et al.).
- Lumbar: CCI intraclase MVC > 0,75-0,98
  CCI interclase MVC > 0,19-0,99 (media 0,70)
  CCI intraclase SMVC > 0,75-0,98
  CCI interclase SMVC > 0,78-0,97
- Rodilla: CCI intraclase > 0,95-0,99
  CCI interclase > 0,71-0,98
  Los valores de CCI no varían significativamente para RMS y MNF de la señal sEMG (Larsson, B., et al.).
- MMII: CCI intraclase > 0,80
  Los valores de CCI intraclase en esfuerzos de flexión dorsal y plantar de tobillo superan el 0,96 (Silvers W, & Dolny D.), obteniéndose valores inferiores para musculatura implicada en esfuerzos de cadera (Norcross MF, Blackburn JT, & Goerger BM.).

**3. Fatiga.**

a) Dinamometría y sEMG - Esfuerzos máximos.

La repetibilidad relativa a las mediciones realizadas con dinamometría y sEMG en esfuerzos máximos se corresponde con la indicada en el apartado anterior.

b) sEMG - Esfuerzos submáximos.

Existen diversos estudios que cuantifican la CCI intraclase e interclase de los registros sEMG durante la realización de test isométrico de resistencia a fatiga. Abundan los estudios de región cervical, lumbar, hombro, codo, rodilla y tobillo [66,77,81,88,92,101,160,168,170-178]. Se concluye lo siguiente:

- Los valores de repetibilidad sEMG son diferentes en función del parámetro que se estudie: frecuencia mediana inicial, pendiente de decaimiento de frecuencia mediana, pendiente de decaimiento de frecuencia media, potencia de banda de bajas frecuencias, etc.
- Los valores de repetibilidad intraclase son superiores a los valores interclase, debido posiblemente a las alteraciones metabólicas de funcionamiento muscular entre diferentes días.
- Los valores de CCI para decaimiento de frecuencias media y mediana son óptimos en esfuerzos prolongados con 50% MVC; siendo inadmisibles para esfuerzos inferiores al 30%MVC.
- Los valores de CCI para decaimiento de frecuencias media y mediana en el test lumbar de Sorensen (0,97-0,99) son superiores a los obtenidos en pruebas de esfuerzo 60%MVC (0,73-0,96).
- Los valores CCI intraclase para decaimiento de frecuencias media y mediana en pruebas de hombro es muy similar al obtenido en pruebas lumbares, y supera siempre el 0,75, alcanzando en músculos antagonistas aislados valores de hasta 0,93.
- Los valores CCI intraclase para potencia de banda de baja frecuencia en pruebas de hombro se sitúa en valores del 0,98, siendo reconocido como el parámetro más repetible.
- Los valores de CCI interclase para decaimiento de frecuencias media y mediana en pruebas de hombro y lumbar para los músculos agonistas aislados ronda el 0,75, siendo muy inferior para músculos sinergistas.

Los estudios más destacados a este nivel arrojan los siguientes datos:

- Hombro: CCI intraclase > 0,75-0,83
  CCI interclase > 0,76 en deltoides

La repetibilidad interclase registrada en trapecios superior, trapecio inferior y serrato es inferior a la regisatrada en deltoides medial (Minning, S., Eliot, C. A., Uhl, T. L. & Malone, T. R.). Un estudio posterior (Hager, K.) determina que la reptibilidad CCI para deltoides medial, anterior y trapecio era excelente en valores iniciales de MnF y MF, pero insuficiente en relación a la ratio de caída.

- Lumbar: CCI intraclase > 0,75-0,93
  CCI interclase > 0,72-0,82
  La repetibilidad a nivel L5-S1 es excepcional y supera valores CCI > 0,94 tanto para la ratio de caída como el valor inicial MF (Roy SH, DeLuca CJ, & Casavant DA.), aunque los valores de CCI pueden bajar de 0,60 para las ratios de caída de MF según diferentes estudios (Peach JP, Gunning J & McGill SM., Elfving B, Dedering A & Nemeth G., Dedering A, Roos af Hjelmsäter M, Elfving B, Harms-Ringdahl K & Németh G.).

En definitiva, los estudios evaluados enfatizan la débil repetibilidad de los parámetros de señal sEMG relacionados con la fatiga, apuntando como parámetros de mayor repetibilidad la frecuencia mediana inicial y la potencia de banda de baja frecuencia, y los de menor repetibilidad las ratios de caída de frecuencias media y mediana. En cualquier caso, estos 2 últimos parámetros son los que están mejor relacionados con la fisiología muscular, por lo que se correlacionan en mejor medida con la fatiga muscular.

Atendiendo a esta necesidad, se realizarán pruebas de fatiga muscular en las condiciones que optimizan la repetibilidad de ambos parámetros (50% MVC), desarrollando esfuerzos que permitan aislar la musculatura agonista, y evaluando dichos parámetros únicamente en dicha musculatura, para certificar según las publicaciones valores CCI intraclase e interclase superiores al 0,72%.

## E) VALIDEZ (MÉTODO SOE)

### 1. Movilidad.

Puesto que el ROM articular se mide en forma de movimiento activo (ejecutado libremente por el paciente sin ayudas exteriores de ningún tipo) cabe la posibilidad de que el paciente efectúe movimientos sub-máximos, o lo que es lo mismo, que no sea sincero y/o no colabore durante la realización de los mismos, minorando pues los valores de movilidad articular registrados.

Por ello es necesaria la utilización de algún método SOE (sinceridad de esfuerzo) que determine el nivel de colaboración del paciente en la prueba, y nos permita diferenciar entre movimientos máximos y sub-máximos. Existe un parámetro estadístico, coeficiente de variación (CV), ampliamente utilizado para la clasificación de pruebas máximas y sub-máximas, tanto de movilidad como de fuerza. Es obviamente una medida de la dispersión de los valores registrados durante una prueba repetitiva de movilidad (o fuerza). El uso de dicho parámetro tiene un motivo fisiológico claro:

- El esfuerzo máximo es fácilmente y altamente reproducible (bajo CV), puesto que se trata de una orden de control motor simple (low order task); basada en frecuencias máximas de disparo motor y reclutamiento máximo de unidades motoras.
- El esfuerzo sub-máximo es difícilmente reproducible (alto CV), puesto que se trata de una orden de control motor compleja (higher order task); que requiere *"feedback propioceptivo"* desde las terminaciones aferentes de tendones y ligamentos.

Al respecto, existen una serie de evidencias reforzadas en múltiples publicaciones:

- El CV es superior en movimientos fingidos sub-máximos que en movimientos máximos.
- El CV no varía entre sujetos sanos y lesionados.
- El CV debe valorarse en movimientos primarios.
- El CV de corte óptimo varía según la articulación estudiada.

Teniendo estas cuestiones en cuenta, es posible hacer un uso prudente del CV como

método SOE VÁLIDO. Diversas publicaciones [4,7,179-181] han evaluado la validez del CV como método para diferenciar movimientos máximos de movimientos sub-máximos fingidos; encontrando por ejemplo una sensibilidad del 0,87 y especificidad de 0,94 en pruebas de movilidad cervical.

**2. Fuerza.**

Puesto que la fuerza muscular se mide en forma de esfuerzo activo (ejecutado libremente por el paciente sin ayudas exteriores de ningún tipo) cabe la posibilidad de que el paciente efectúe esfuerzos sub-máximos, o lo que es lo mismo, que no sea sincero y/o no colabore durante la realización de los mismos, minorando pues los valores de fuerza muscular registrados.

Por ello es necesaria la utilización de algún método SOE que determine el nivel de colaboración del paciente en la prueba, y nos permita diferenciar entre esfuerzos máximos y sub-máximos. Para ello se puede analizar la información obtenida de los equipos dinamométricos y/o la información obtenida de los equipos sEMG.

a) Métodos SOE sobre registros dinamométricos.

Existe un amplio consenso bibliográfico en el hecho de que el CV es un buen parámetro SOE combinado con otros como pueden ser la sEMG [59]. Además, diversas publicaciones [42,56,150,182-193] han evaluado la VALIDEZ del CV como método para diferenciar esfuerzos máximos de esfuerzos sub-máximos fingidos (por ejemplo, en test de empuñadura). Los algoritmos de comparación han sido variados, pero destaca el criterio de CVmedio entre diferentes repeticiones, donde se consiguen valores de sensibilidad del 0,77 y especificdad del 1.

b) Métodos SOE sobre registros sEMG: Media y Frecuencia.

Existe una amplia evidencia científica de la relación entre la señal sEMG y el nivel de esfuerzo muscular realizado. En ningún caso se ha considerado la señal sEMG como una medida directa de la SOE, sin embargo, sí se ha descrito como un mecanismo útil para diferenciar esfuerzos máximos de sub-máximos a través de la amplitud y la frecuencia de señal [9,40,166,187,194-202].

Es un hecho contrastado que la señal sEMG crece con el incremento de la actividad muscular, y que la actividad muscular crece con el incremento del nivel de fuerza. Es por ello que la medida de la amplitud de señal sEMG durante un esfuerzo nos sirve para conocer el nivel de esfuerzo que se está realizando. Es decir: un esfuerzo sub-máximo (SMCV) provoca valores de amplitud de señal electromiográfica (aEMG) menores que un esfuerzo máximo (MVC).

Por otra parte, algunos de estos estudios han descrito un decrecimiento de la frecuencia media de la señal sEMG con el incremento del nivel de esfuerzo isométrico. Este comportamiento se justifica por un complejo desplazamiento del espectro sEMG como resultados del reclutamiento de mayor número de unidades motoras, el incremento del *"firing rate"* de las unidades activas, y el incremento del sincronismo de UM como estrategias de incremento de la fuerza desarrollada, todo lo cual afecta a los valores de frecuencia media y mediana del espectro de frecuencias, observándose que un esfuerzo sub-máximo (SMVC) presenta mayor frecuencia media que un esfuerzo máximo (MVC).

**3. Fatiga.**

Cuando la fatiga muscular se mide en forma de esfuerzo isométrico activo (ejecutado libremente por el paciente sin ayudas exteriores de ningún tipo) cabe la posibilidad de que el paciente efectúe esfuerzos sub-máximos, o lo que es lo mismo, que no sea sincero y/o no colabore durante la realización de los mismos, deteniendo la prueba antes de alcanzar el punto de fallo (fatiga contráctil = pérdida de posición), o bien manifestando una pérdida de fuerza

inexistente. Por ello es necesaria la utilización de algún método SOE que determine el nivel de colaboración del paciente en la prueba, y nos permita diferenciar esfuerzos sinceros.

En este caso, los mecanismos de validación de resultados (índices SOE) coinciden con los de la prueba de fuerza isométrica máxima anteriormente descrita, por lo que la sensibilidad y especifidad de la prueba de resistencia a fatiga se equipara como mínimo a la de la prueba de fuerza máxima.

A mayores, existe evidencia de la relación entre la señal sEMG y el nivel de fatiga muscular, y se han descrito [66,78,203] ciertos parámetros sEMG como un mecanismo útil para confirmar la existencia de fatiga metabólica, e incluso para diferenciar pacientes con dolor de sujetos asintomáticos: frecuencia mediana, frecuencia media, zero crossing, amplitud de señal. La realización de la prueba al 50%MVC deja el esfuerzo en un rango en el que los 4 parámetros resultan fiables (aunque el zero crossing sigue muy afectado por el ruido de la señal, y la amplitud de señal se manifiesta mejor en actividades dinámicas y repetitivas en el tiempo).

En consecuencia, el uso de las alteraciones de la frecuencia media y mediana del espectro sEMG mejora la validez de las pruebas de fatiga muscular.

F) REFERENCIAS DE CÁLCULO.

**1. Movilidad.**

Los valores absolutos de ROM (º) obtenidos podrán ser convertidos a valor porcentual (%) comparándolos con valores de referencia [6,7,204-207] (medios de movilidad poblacional, rango de movilidad poblacional o referencia contralateral).

%mov. = ROM articulación afecta / ROM referencia

La gran mayoría de referencias bibliográficas contrastadas para la valoración de los arcos máximos de movilidad articular establecen como ROM referencia los valores medios poblacionales, sin diferenciación por sexo y edad:

- Valores normales de la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos (AAOS)
- Valores normales Pastor (2000)
- Valores normales publicados por IBV
- Valores normales publicados por Dr. Emilio L.J. García
- Valores normales publicados por Pearcy

No obstante, atendiendo a la bibliografía existente es posible realizar el cálculo de %ROM articular en región cervical y cadera utilizando referencias que contemplan cambios según sexo y edad. Además, para el caso de pacientes con posibles particularidades individuales se aconseja la comparación con el arco de movimiento del lado contralateral.

**2. Fuerza.**

Los valores absolutos de par (Nxm) obtenidos podrán ser convertidos a valor porcentual (%) comparándolos con valores de referencia[212-221] obtenidos de la articulación contralateral o tablas poblacionales según sexo y edad, en las que debería considerarse como valor de referencia el 85% de la fuerza media poblacional (Luna E, Martin G & Ruiz J.).

%Fuerza=Fuerza articulación afecta/Fuerza referenc.

Las tablas de fuerza media poblacional han sido desarrolladas para esfuerzos de:

- Flexión dorsal y plantar de tobillo.
- Flexión y extensión de rodilla.
- Flexión y abducción de cadera.
- Rotación, extensión y abducción de hombro.
- Elexión y extensión de codo.
- Extensión de muñeca.
- Empuñadura y pinza de mano.
- Flexión y extensión de cuello.

Existen 2 únicos casos en que esta comparación porcentual no es posible:

- Esfuerzos raquídeos: dado que no existe articulación contralateral y la bibliografía no aporta datos poblacionales, por lo que será necesario ofrecer un valor de par nominal, y una explicación práctica que permite comprender los límites funcionales que supone.

- Esfuerzos articulares en pacientes con afectación bilateral de movimientos de los que la bibliografía no aporta datos poblacionales, por lo que únicamente se podrá aportar un valor de par absoluto y una explicación práctica que permita comprender las limitaciones que supone.

La comparación óptima es la obtenida mediante articulación contralateral, puesto que resuelve 2 grandes problemas asociados a la comparación de resultados:

1. Elimina la variabilidad introducida por el uso de diferentes herramientas o instrumentos de medida en la valoración de la fuerza y la referencia (puesto que los valores de referencia de normalidad se obtienen en articulación contralateral con el mismo dispositivo y protocolo).

2. Elimina la influencia del sexo, la edad y el tipo de vida/entrenamiento (puesto que los valores de referencia de normalidad se obtienen en articulación contralateral del propio paciente).

En cualquier caso, la hipótesis de que ambos lados poseen igual nivel de fuerza no siempre se ajusta a la realidad. La bibliografía revisada indica que existen diferencias de fuerza entre miembro dominante y no dominante, y dicha diferencia depende de la articulación y esfuerzo estudiado:

- No existe dominancia en MMII, tan solo en deportistas, con diferencias entre 4%-16%. Los estudios revisados hallan diferencias inferiores al 6%, con medias del 4%, por lo que se consideran no significativas. (Newton, R.U. et al., Samadi, H., Wiest, M. J., F. et al., Manuel Miranda Mayordomo et al.).

- Existe dominancia en MMSS, pero únicamente en sujetos diestros. Diferentes estudios prueban que los sujetos zurdos no presentan consistencia en la dominancia, con un gran porcentaje de sujetos con mayor fuerza en mano no dominante (Swanson AB, Matev IB, & De Groot G., Petersen P. et al., Armstrong CA & Oldham JA., Incel NA. et al.).

- La dominancia en MMSS en las mujeres es superior que en los hombres, presentando aproximadamente un 50% más de dominancia. (Swanson AB. Et al.).

- La fuerza de empuñadura en mano dominante en diestros es un 12,7% mayor que mano izquierda, lo cual, aplicando las proporciones de los estudios anteriores, arroja valores del 10% para hombres y 15% para mujeres, lo que verifica la norma del 10% avalada por múltiples estudios. (Petersen P. et al., Crosby C.A. et al.).

- Sin embargo, existen múltiples estudios que determinan que la dominancia es inferior al 10%, presentando valores del 8,9% en empuñadura para mujeres y 5,4% para hombres, o 6% en pinza de mujeres y 4% en pinza para hombres. Estudios poblacionales muestran dominancias inferiores al 6% para todas las articulaciones, esfuerzos, sexos y edades. (Bohannon RW., Swanson AB, Matev IB & De Groot G.).

**3. Fatiga.**

Los valores absolutos de fatiga (pérdida de fuerza en Kg/segundo) serán convertidos a valor porcentual (%) comparándolos con valores obtenidos de la articulación contralateral[91,218,222-229].

$$\% \text{ Fatiga} = [\text{Fmax final afecta} / \text{Fmax inicial afecta}] \; / \; [\text{Fmax final sana} / \text{Fmax inicial sana}]$$

Esto es debido a que no existen tablas poblacionales de nivel de fatiga, puesto que la

fatiga está altamente afectada por el sexo, la edad, e incluso el entrenamiento y el tipo de vida.

G) CRITERIOS DE VALORACIÓN MÉDICA.

**1. Movilidad.**

Una vez calculado el % de movilidad articular respecto de la referencia y el nivel de SOE, se propone el siguiente criterio de corte para la existencia y objetivación de la limitación funcional:

- Movilidad ≥ 90%
  No existe limitación funcional
- Movilidad < 90% & (SOE = positiva)
  Existe limitación funcional
- Movilidad < 90% & (SOE = negativa)
  La limitación funcional no es objetivable.

**2. Fuerza.**

Una vez calculado el % de fuerza respecto de la referencia y el nivel de SOE, se propone el siguiente criterio de corte para la existencia y objetivación de la limitación funcional:

- Fuerza ≥ 90%
  No existe limitación funcional
- Fuerza < 90% & (SOE = positiva)
  Existe limitación funcional
- Fuerza < 90% & (SOE = negativa)
  La limitación funcional no es objetivable

**3. Fatiga.**

Una vez calculado el % de resistencia a fatiga respecto de la referencia y el nivel de SOE, se propone el siguiente criterio de corte para la existencia y objetivación de la limitación funcional:

- Resistencia a fatiga ≥ 90%
  No existe limitación funcional.
- Resistencia a fatiga < 90% & (SOE = positiva).
  Existe limitación funcional
- Resistencia a fatiga < 90% & (SOE = negativa).
  La limitación funcional no es objetivable.

## 3. PRUEBAS BIOMECÁNICAS DE VALORACIÓN FUNCIONAL DE CERVICALGIA Y LUMBALGIA.

A) PARÁMETROS BIOMECÁNICOS OBJETIVO.

El movimiento corporal es consecuencia de la contracción de los músculos esqueléticos. Músculos agonistas, antagonistas y sinergistas operan de forma simultánea y coordinada para controlar y limitar la posición y el movimiento corporal. Esta colaboración muscular está gobernada por el sistema nervioso central, y se ve influenciada por el feedback nociceptivo, que altera los patrones de comportamiento muscular cuando existe algún tipo de daño musculo-esquelético. Este es el mecanismo por el cual se produce un patrón biomecánico de contracción muscular atípico, característico de casos de disfunción y dolor osteo-articular.

La bibliografía[128,200,230-263] actual evidencia que el análisis de los patrones musculares a través de la electromiografía de superficie (sEMG) ayuda a identificar la relación entre las disfunciones musculares y otras afectaciones físicas del sistema músculo-esquelético.

Para ello se realizan estudios cinesiológicos del movimiento activo. Durante estos estudios se registra la actividad electromiográfica de los principales grupos musculares que comandan el movimiento y la estabilización articular. La actividad electromiográfica de dichos grupos musculares ha sido verificada como un indicador útil en la evolución del déficit motor en cuadros de dolor lumbar y cervical, identificándose patrones de activación muscular (PMs) compatibles con la existencia de algia articular vertebral.

Figura 8: Ejemplo de captura con sEMG (Fuente: www.noraxon.com)

Concretamente, existen estudios que tipifican:

- Actividad EMG lumbar en sujetos sanos y pacientes afectos (dolor crónico, radiculopatía, lumbalgia...)
- Actividad EMG cervical en sujetos sanos y pacientes afectos (latigazo cervical, dolor crónico en cuello/hombro...).

La señal sEMG permite medir la magnitud y el tiempo de la activación muscular, con todo lo cual es posible determinar la existencia de 5 patrones musculares significativos y estudiar su intensidad: baseline, fallo de retorno, coactivación bilateral, asimetría bilateral y asimetría recíproca.

En definitiva, la bibliografía actual propone la valoración biomecánica de los patrones musculares a través de la sEMG como método clínico útil y eficiente para la evaluación de alteraciones motoras significativas compatibles con la existencia de algia vertebral, destacando el interés y los beneficios de su aplicación al caso concreto de la valoración de algias por latigazo cervical y dolor lumbar.

B) EQUIPOS DE MEDIDA.

La sEMG permite registrar la suma algebraica de los potenciales de acción muscular bajo la piel. Es una medida directa del nivel de actividad muscular en microvoltios (uV) y permite evaluar los patrones musculares en situaciones dinámicas.

Figura 9: Sistema de sEMG (Fuente: www.noraxon.com)

El uso de la señal sEMG se presenta como un avance importante en la valoración de los patrones de activación muscular. Como indicador de actividad muscular ofrece grandes ventajas:

- El paciente no necesita ser posicionado en posturas estáticas, y puede ejecutar activamente los movimientos que se desea evaluar.

- Pueden realizarse evaluaciones musculares en regiones en las que otras técnicas resultan realmente incómodas (dinamometría en cervicales, por ejemplo).

- Las mediciones se realizan de forma no invasiva, sin dolor ni estimulaciones eléctricas.

- Los registros sEMG son muy sensibles a pequeños cambios en la actividad muscular, y permiten evaluar actividad cerca del reposo e incluso durante el movimiento.

- Es posible diferenciar la actividad de grupos agonistas, antagonistas y sinergistas.

- La realización de mediciones es práctica y rápida.

No obstante, la señal sEMG posee dos limitaciones:

- No permite discriminar el nivel de actividad de unidades motoras por independiente, puesto que registra la suma algebraica de los potenciales de acción de todas las UM situadas bajo una determinada región epitelial. Lo cual no supone una limitación cuando el objetivo es evaluar macroscópicamente la actividad muscular global responsable de un determinado desempeño articular.

- La señal sEMG debe ser tratada e interpretada con cautela, puesto que existen múltiples factores que afectan a la misma: cantidad de tejido adiposo que intermedia entre el electrodo epitelial y la masa muscular, colocación exacta del electrodo sobre el vientre muscular, alteración de posición relativa entre electrodo y músculo a medida que se realiza la contracción muscular y éste cambia su morfología, nivel de limpieza de la piel que afecta a la resistencia a la conducción de la señal, y ruido eléctrico por equipamiento externo. En cualquier caso, los protocolos estrictos de práctica clínica permiten tener control sobre todos ellos para asegurar la fiabilidad de las medidas.

C) PROTOCOLOS DE MEDIDA.

Se prepara y verifica la sEMG y se posicionan los electrodos en la musculatura cervical o lumbar. Se le indicará con claridad al paciente que va a ejecutar una prueba de movilidad articular activa (sin ayuda exterior), cuyo objetivo es valorar los patrones de actividad muscular en todas las direcciones/ejes posibles. Se le indicará que es necesario que ejecute movimientos en el orden y a la velocidad indicada, alcanzando el ROM máximo y llegando incluso al punto de molestia articular, aunque evitando la aparición de dolor agudo. Se le recalcará que para que los resultados sean VÁLIDOS, es necesario que ejecute los movimientos como se le pide. Se le indicará con claridad el número de repeticiones que debe realizar, la velocidad a la que debe realizarlas, la duración de los descansos/pausas que realizará entre movimientos, y el orden de movimientos que realizará. Además se le indicará que recibirá señales recordatorias durante la prueba.

En este caso, unos protocolos fiables basado en las evidencias bibliográficas[200,263,264] para la realización de los test de algia vertebral son:

- Mantener postura neutra estática
- Realizar movimiento de flexión
- Realizar movimiento de rotación (derecha-izquierda)
- Realizar movimiento de flexión lateral (derecha-izquierda)

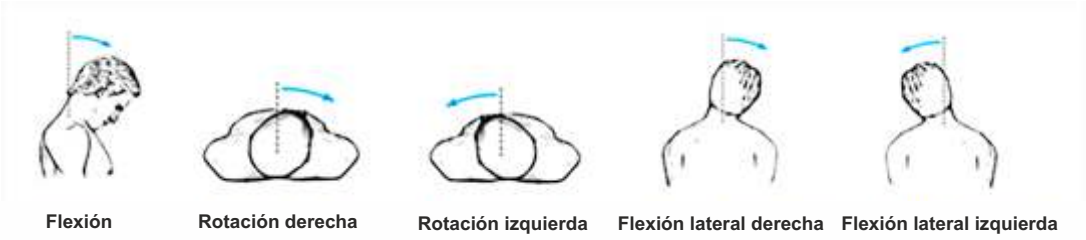


Figura 10: Ejemplo: Secuencia de protocolo de prueba biomecánica de algia cervical

D) REPETIBILIDAD.

Existe un nivel excelente de repetibilidad de las mediciones sEMG para las pruebas biomecánicas de algia vertebral [165,235,265-269] a nivel de región cervical y lumbar:

- CCI interclase presenta generalmente valores >0,74 para sEMG máxima
- CCI interclase presenta generalmente valores >0,86 para sEMG media
- CCI intraclase presenta generalmente valores >0,80 (y siempre superior a CCI interclase)

E) VALIDEZ (MÉTODO SOE).

Cada uno de los patrones de activación estudiados constituye en si mismo un método SOE, ya que su finalidad es la de reconocer patrones de activación muscular compatibles con algia articular. La validez de cada uno de estos patrones surge de la comparación de PMs en grupos de control (sujetos sanos) y grupos patológicos (pacientes afectados). Cuando dichos patrones son positivos, se entiende que hay resultados significativos, compatibles con algia articular. Si son negativos, se descarta afectación.

En la bibliografía actual, algunos estudios [247,268,270,271] establecen los valores de validez (especificidad y sensibilidad) para estos patrones de activación muscular:

- Baseline: sensibilidad 0,40 (0,77 máxima), especificidad 0,91
- Asimetría: sensibilidad 0,90, especificidad 0,70.
- Fallo de relajación: sensibilidad 0,88-0,93, especificidad 0,75-0,81.
- Coactivación: sensibilidad 0,90, especificidad 0,70.

En cualquier caso, la bibliografía constata que el análisis de los patrones musculares permite discriminar pacientes con dolor de sujetos sanos, con márgenes de error casi siempre inferiores al 20%, con independencia del protocolo de test empleado, y los parámetros EMG utilizados.

Además, el presente método evalúa hasta 48 parámetros, que incumben a 6 señales musculares durante 5 movimientos; por lo que la capacidad discriminatoria se vuelve incluso superior.

F) REFERENCIA DE CÁLCULO.

Tal como se ha establecido, se cuenta con 5 patrones de actividad sEMG que tipifican los patrones musculares compatibles con existencia de afectación articular [231,234,236,246,249,252,256,257,264,272-286]. Más concretamente:

- Baseline elevado
  Se considera que existe hiperactividad si EMG media > 6–10uV en situación de reposo.
- Fallo de relajación
  Se considera que existe fallo de relajación si EMG media no vuelve a valores normales en posición neutra después de haber realizado un movimiento.
- Asimetría bilateral (relacionada con movimientos simétricos)
  Se considera que existe inhibición si EMGmed baja de valores normales durante el movimiento.
  Se considera que existe hiperactividad si no

existe inhibición y existe asimetría en los valores de EMGmax y EMGmed.
- Asimetría recíproca (relacionada con movimientos recíprocos derecha/izquierda)
  Se considera que existe inhibición si EMGmed baja de valores normales durante el movimiento.
  Se considera que existe hiperactividad en un lado si no existe inhibición y existe asimetría en los valores de EMGmax y EMGmed entre un lado y otro durante sus movimientos recíprocos.
- Coactivación bilateral
  Se considera que existe coactivación si la actividad muscular antagonista (EMGmed y EMGmax) es significativa y cercana a la actividad muscular agonista durante la realización de movimientos asimétricos.

G) CRITERIOS DE VALORACIÓN MÉDICA.

En las pruebas de sEMG de valoración funcional de cervicalgia y lumbalgia se estudian:

- 5 tipos de patrones musculares
  (hiperactividad, asimetría bilateral, asimetría recíproca, coactivación y fallo relajación)
- 5 movimientos
  (reposo, flexión, rotación derecha/izquierda, flexión lateral derecha/izquierda)

Estas pruebas biomecánicas de algia vertebral poseen un elevado valor clínico, y ofrecen información de interés de cara a la planificación de los procesos de rehabilitación, ya que el recuento de patrones anómalos detectados entre los 48 parámetros de valoración existentes, puede realizarse también a distintos niveles:

- Nº de PM's anómalos de cada tipo de patrón
- Nº de PM's anómalos en cada movimiento
- Nº de PM's anómalos en cada región
- Nº de PM's anómalos en total

El nivel de afectación por algia vertebral se determina sobre el % de PM's anómalos (% PM´s) respecto del número total de PM's estudiados. Se propone el siguiente criterio de corte para la existencia y objetivación del algia vertebral:

- %PM`s < 17% → no hay algia significativa, (si hay 2 PM con %PMA´s > 34% → algia leve).
- 17% £ %PMA´s < 33% → algia leve
- 33% £ %PMA´s < 50% → algia moderada
- 50% £ %PMA´s < 66% → algia elevada
- %PMA´s ³ 66% → algia severa

## 4. PRUEBAS BIOMECÁNICAS DE VALORACIÓN FUNCIONAL DE LA MARCHA HUMANA.

A) PARÁMETROS BIOMECÁNICOS OBJETIVO.

La marcha humana es un patrón motor característico de cada persona. El patrón de marcha es un patrón motor que responde al funcionamiento acoplado del sistema nervioso central (SNC), el sistema músculo-esquelético y el sistema nervioso periférico (SNP). Nace como una señal del sistema nervioso central (SNC) que activa diferentes grupos musculares y genera nuestro movimiento. Esta señal es modulada y realimentada por las terminaciones del sistema nervioso periférico (SNP) que devuelven al SNC durante el movimiento información del estado de las estructuras músculo-esqueléticas (fuerza muscular, tensión tendinosa, elongación de ligamentos, velocidad articular, dolor) para que éste coordine y/o modifique el movimiento ejecutado. Consecuentemente, el SNC puede alterar los patrones de marcha habituales, sin que el sujeto lo perciba, cuando el SNP devuelva información anómala en relación a las estructuras músculo-esqueléticas. Esta es la causa de que el dolor articular o muscular modifique nuestra forma de caminar, y es lo que permite identificar posibles patologías y lesiones músculo-esqueléticas a través del estudio del patrón de marcha. La marcha puede verse alterada por patologías SNC (parálisis cerebral), SNP (radiculopatías), musculares (atrofia), o articulares (artritis) por ejemplo.

Existen diversas publicaciones[287-293] que analizan y comprueban la fiabilidad de los estudios biomecánicos de la marcha, y en una

revisión bilbliográfica publicada en 2011 por Wren TA et al., se indica que:

- 116 estudios refrendan su eficacia técnica (precisión)
- 89 refrendan su eficacia diagnóstica.
- 11 su eficacia terapéutica

El patrón de marcha puede ser estudiado a través del análisis de:

- Movimiento de MMII: en concreto a través del análisis cinemático (ángulo, velocidad y aceleración) de las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera, y el centro de gravedad.

- Patrones musculares: en concreto a través del análisis sEMG de los principales grupos musculares que comandan las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera.

- Patrones de pisada: La marcha nos permite avanzar en bipedestación mediante el apoyo alterno de ambos pies. Es a través de las fuerzas de contacto entre los pies y el suelo que nos propulsamos para avanzar. Consecuentemente el patrón de marcha puede ser estudiado a través del análisis dinámico y estático de la pisada, considerando parámetros como: fuerzas de apoyo, tiempos de apoyo, superficies de apoyo, desviaciones de baricentros de presiones y distribuciones de carga en bipedestación.

En definitiva, la bibliografía existente propone una valoración biomecánica de la marcha a través de los patrones estáticos y dinámicos durante la marcha libre, con métodos de valoración de SOE basados en la coherencia biomecánica (patrones afisiológicos).

B) EQUIPOS DE MEDIDA.

**1. Movimientos de MMII.**

El patrón de marcha puede ser analizado a través del análisis cinemático (ángulo, velocidad y aceleración) de las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera. Existen rangos de normalidad para cada uno de dichos parámetros, que permiten clasificar a los pacientes patológicos o disfuncionales. Sin embargo, este constituye un método de orden inferior, en tanto que analiza las consecuencias del patrón motor (el movimiento) y no sus causas (las fuerzas). Para este análisis existen 2 tecnologías fundamentalmente:

a) <u>Inclinómetros digitales.</u>

Estos dispositivos miden la posición relativa de los 3 ejes de un miembro (pie, pierna, muslo) respecto de la referencia terrestre. De esta manera permiten reproducir en un espacio virtual 3D el movimiento corporal del paciente y conocer con precisión los parámetros cinemáticos articulares (ángulos, velocidades y aceleraciones) que caracterizan su patrón de marcha.

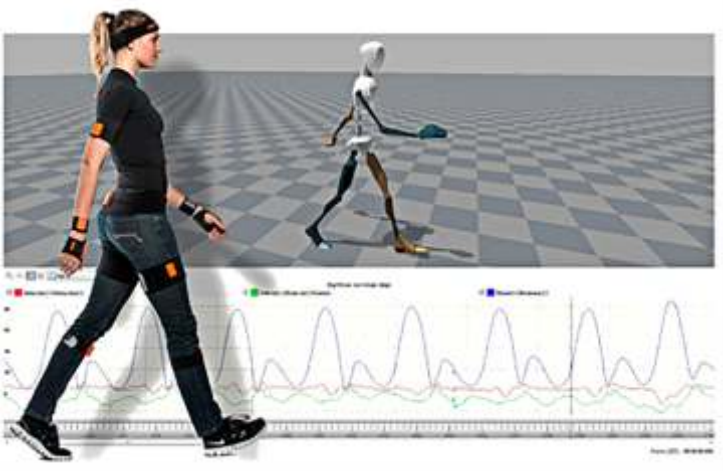

Figura 11: Sistema de inclinómetros digitales (Fuente: www.xsens.com)

b) Sistemas optoeléctricos (y otros).

Los sistemas optoeléctricos miden el movimiento 3D de todos los segmentos corporales durante la marcha humana, y permiten registrar sus valores de posición, velocidad y aceleración (y sus curvas de evolución en el tiempo). Además, a través de estos dispositivos ópticos se puede reproducir el movimiento 3D global del cuerpo humano en el computador. También hay sistemas similares basados en tecnologías de ultrasonidos y magnéticas.

Figura 12: Sistema optoeléctrico (Fuente: http://news.cision.com/vicon)

**2. Patrones musculares (sEMG)**

Los sistemas de sEMG permiten medir los patrones de disparo motor de los grupos musculares que comandan las articulaciones de tobillo, rodilla, cadera y espalda lumbar durante la marcha.

Figura 13: Sistema de sEMG (Fuente: www.noraxon.com)

**3. Patrones de pisada (plataformas dinamométricas).**

Las plataformas dinamométricas son equipos de medición dinámica en tiempo real, equipados con multitud de sensores de precisión que permiten registrar la presión de apoyo de cada región del pie en cada instante de la pisada. De esta manera permiten obtener las huellas dinámicas de las fuerzas de pisada del sujeto.

Figura 14: Sistema de plataforma dinamométrica (Fuente: www.rsscan.com)

Existe bibliografía específica que justifica el uso de cualquiera de esas 3 alternativas (cinemática de MMII, actividad muscular en MMII, y patrones de pisada), y establece los rangos de normalidad para los parámetros obtenidos con cada una de ellas. Sin embargo, por su alta fiabilidad y por tratarse de un método no invasivo, la mejor opción es la valoración biomecánica de la marcha a través de los patrones dinámicos y estáticos de pisada mediante plataformas dinamométricas.

C) PROTOCOLOS DE MEDIDA.

Se prepara y verifica la plataforma dinamométrica y el pasillo de marcha, y se procede a realizar dos protocolos: el de bipedestación y el de marcha. Se le indicará con claridad al paciente que va a ejecutar una prueba de carga estática y estabilidad, y otra de marcha activa (sin ayuda exterior), cuyo objetivo es valorar sus patrones de carga y pisada. Se le indicará que para determinar los patrones de carga y estabilidad es necesario que permanezca en equilibrio lo más estático posible, y que para medir los patrones de pisada es necesario que ejecute movimientos naturales durante la marcha. Se le recalcará que para que los resultados sean VÁLIDOS, es necesario que cumpla ambas premisas. Además, se le indicará con claridad el número de posiciones estáticas que debe adoptar en la prueba estática y de estabilidad, la duración de cada posición, y el descanso entre ellas, y posteriormente el número de pasos que debe realizar en la prueba dinámica, la velocidad a la que debe realizarlos, los descansos con los que contará, y el orden alterno que seguirá durante la prueba (derecho-izquierdo).

Diversos estudios determinan la secuencia de movimientos de mejor rendimiento desde el punto de vista de la REPETIBILIDAD para la realización de dichos protocolos de bipedestación estática y dinámica [294-301].

- Prueba estática:
  Mantener posición de bipedestación estática relajada.
  Repetir la medida varias veces.

- Prueba dinámica:
  Caminar a velocidad de confort para pisar la plataforma con 1 solo pie.
  Realizar la operación con pies alternativos: derecho e izquierdo. Repetir varias veces.

D) REPETIBILIDAD.

En la bibliografía actual se encuentran diversos estudios que cuantifican la CCI intraclase e interclase de los parámetros que definen los patrones de pisada [297,299, 301-303]. Los resultados obtenidos difieren en

función del tipo de plataforma empleada (plataforma de presión, plataforma de fuerza, plantillas instrumentadas), pero en cualquier caso los valores de CCI encontrados tanto interclase como intraclase superan siempre el 0,71, y suelen rondar el 0,90 tanto para parámetros dinámicos como temporales, por lo que se erigen como un método fiable en la valoración de la marcha.

- Los valores de repetibilidad más baja se obtienen para valores de fuerza en fase de apoyo medio y fuerzas de apoyo en mediopié, donde se constatan a menudo valores de CCI por debajo de 0,80; alcanzando valores en el entorno del 0,90 en los demás casos.

- La repetibilidad de la medida es inferior en niños y ancianos que en adultos (Bollens et al., White et al., Stansfield et al. y Diop et al.), por lo que resulta aconsejable incrementar el número de pisadas para ellos.

- Sutherland advierte que los patrones de pisada se establecen a partir de los 7 años, aunque algunos parámetros no maduran hasta más tarde según Hausdorff et al., por lo que la interpretación de resultados debe ser cautelosa para niños menores de 13 años.

En definitiva, el test de pisada mediante plataforma dinamométrica resulta una prueba con repetibilidad aceptable clínicamente, exigiendo atención especial en la interpretación de valores dinámicos en mediopié, y el estudio de niños y ancianos, desaconsejándose la realización a niños menores de 13 años.

E) VALIDEZ (MÉTODO SOE).

Puesto que la marcha se valora en forma de movimiento activo (ejecutado libremente por el paciente sin ayudas exteriores) cabe la posibilidad de que el paciente no sea sincero y/o no colabore durante la realización de la prueba, minorando su capacidad de deambulación. Es decir, dado que los patrones dinámicos y estáticos de pisada están referidos a la marcha libre y voluntaria del paciente, el paciente puede interferir en la valoración adulterando los resultados de la misma, por lo que resulta necesario introducir algún método de detección de SOE.

La valoración de una multitud de parámetros dinámicos de orden superior hace que el paciente tenga poco o ningún control sobre los mismos a la hora de simular lesiones o limitaciones para la marcha, de modo que lograr que sus parámetros de pisada sean compatibles con algún tipo de lesión resulta poco probable o prácticamente imposible. No obstante, es necesaria la utilización de algún método SOE que determine el nivel de colaboración del paciente en la prueba, y nos permita diferenciar anomalías sinceras.

La bibliografía biomecánica repite consistentemente el concepto de patrón afisiológico, para referirse a aquellos patrones biomecánicos que, no siendo normales, tampoco se ajustan a un comportamiento patológico claro o reconocible. Son patrones anómalos biomecánicamente incoherentes, y por ello incompatibles con afectación real. Para detectarlos se requiere experiencia clínica, y conocimiento de la relación entre los hallazgos patológicos y los patrones biomecánicos que generan. Por ejemplo:

- Un paciente con fractura de calcáneo mal consolidada y proceso doloroso crónico no podría presentar un patrón de marcha con sobrecarga o prolongación de fase de impacto; sería un patrón afisiológico, puesto que ante un proceso álgico se activan las estrategias de evasión dolorosa durante el apoyo.

- Un paciente con una metatarsalgia aguda referida en meta 1 no podría presentar un patrón de marcha con sobrecarga de fase de despegue, ni un patrón de apoyo con corrección pronadora de antepié; sería contrario a cualquier estrategia de evasión dolorosa en el apoyo del meta 1.

En definitiva, se cuenta con multitud de parámetros de orden superior que definen el patrón biomecánico de marcha, los cuales son difícilmente controlables por el paciente, por lo que resulta viable la identificación de patrones afisiológicos mediante la identificación de contradicciones entre ellos.

F) REFERENCIA DE CÁLCULO.

Son algunos los estudios [294,296,304-311] que establecen los rangos de normalidad para los distintos parámetros biomecánicos que caraterizan los patrones estáticos y dinámicos de la pisada y marcha humanos obtenidos a través de plataformas dinamométricas.

**1. Patrones estáticos.**

a) Ángulo del pie.

Los valores de ángulo del pie se estabilizan a partir de los 16 años, sin diferir entre hombres y mujeres, y encontrando un rango de normalidad para el 97,7% de la población. Sin embargo, existen algunos estudios que indican una baja repetibilidad para este parámetro, por lo que se aconseja evaluarlo con precaución, tomar múltiples medidas y considerarlo relevante si sus valores son similares y ofrecen una tendencia bien definida.

b) Superficie de apoyo.

La medición/clasificación del arco medial longitudinal del pie es un problema controvertido en ortopedia. Se han desarrollado diferentes métodos, pero ninguno ha sido reconocido universalmente. Muchos estudios analizan la relación entre los valores angulares radiográficos estáticos del pie y el índice de arco (AI) obtenido de su pedigrafía dinámica, encontrando una correlación sólida entre ciertos parámetros angulares y AI. Para calcular el AI se determina la superficie de apoyo de retropié, mediopié, y antepié mediante la pedigrafía digital y según las consideraciones de Cavanagh P.R., Rodgers M.M., para detectar pies cavos, normales y planos. De este modo es posible la prescripción de soporte de arco para pacientes patológicos (Williams DS, McClay IS & Hamill J).

c) Distribución de carga.

Se determina el % de peso corporal que recae en cada uno de los 4 cuadrantes de apoyo, y con ello se puede analizar en qué rangos se mueven los 3 índices de carga: asimetría, rotación y balanceo.

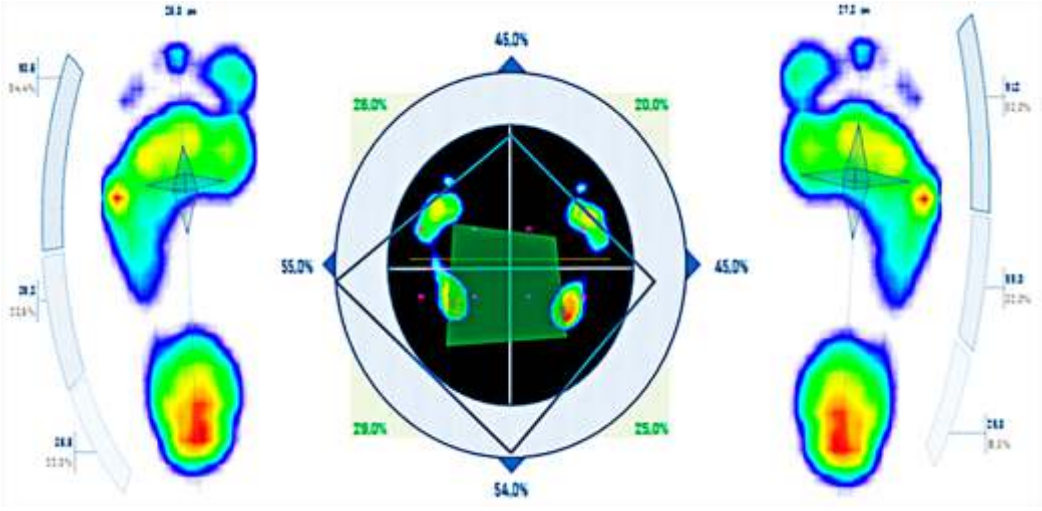


Figura 15: Balance estático de cargas (y pedigrafía digital)

**2. Patrones dinámicos.**

a) Fuerzas y tiempos de apoyo.

Se determina la fuerza y tiempo de apoyo durante las fases de impacto, apoyo y despegue, cuyos rangos de normalidad son establecidos por diversas referencias bibliográficas.

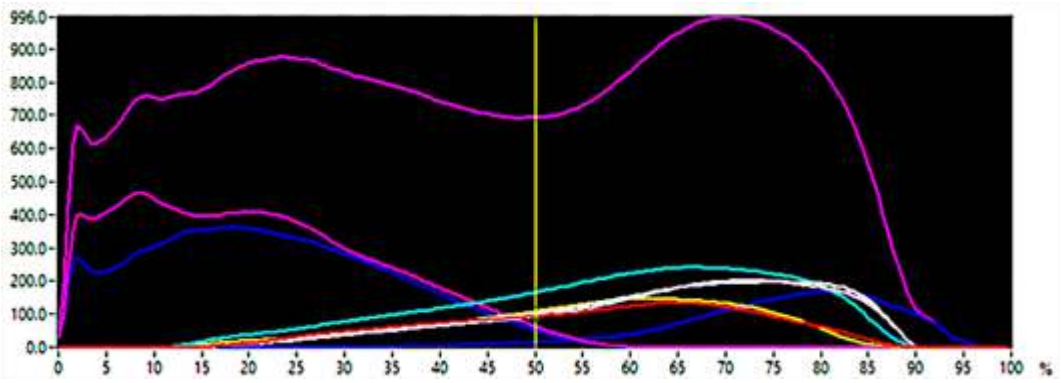


Figura 16: Gráfica de fuerzas y tiempos de apoyo durante la marcha para un pie

b) Desviación de apoyo.

Los desarrolladores de algunas plataformas dinamométricas han validado un conjunto de parámetros porcentuales que determinan las desviaciones de pisada.

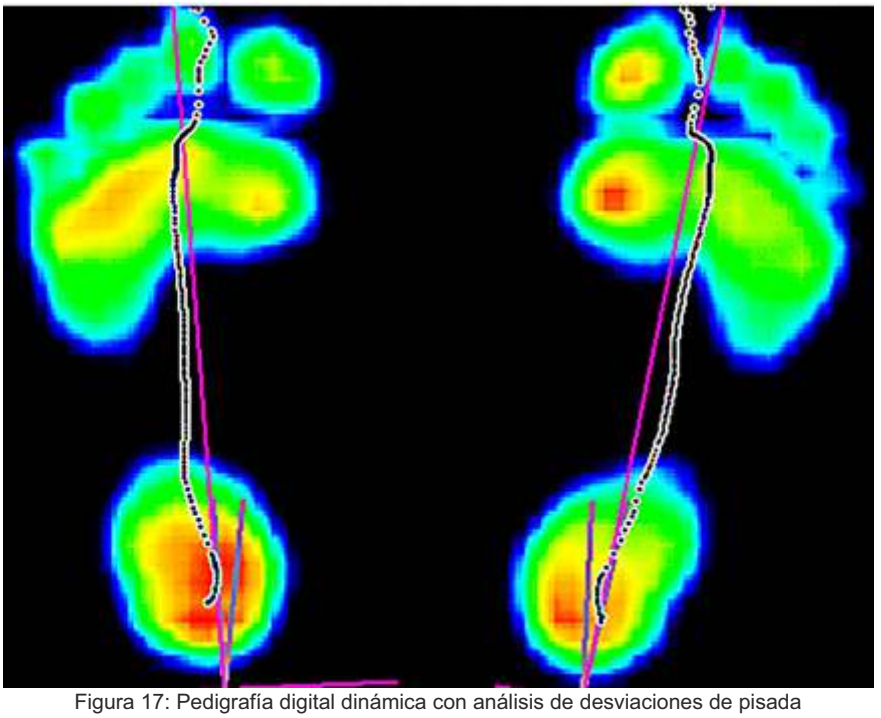

Figura 17: Pedigrafía digital dinámica con análisis de desviaciones de pisada

Dichos parámetros poseen unos rangos de anormalidad:

- A+ > 100 % Pronación de antepié
- DF– > 100 % Supinación de antepié
- B+ > 100% Pronación de mediopié
- C+ > 100% Valgo
- C+ > 120% Valgo severo
- C– < 58% Varo
- C– < 48% Varo severo

**3. Capacidad funcional dinámica para la marcha.**

La capacidad funcional dinámica para la marcha se puede calcular como el producto de la capacidad funcional de fuerza, y la capacidad funcional de tiempos. Es decir:

- Se detecta la máxima descarga de fuerzas respecto de la normalidad (%DF).
- Se detecta la máxima desviación de tiempos respecto de la normalidad (%DT).
- Se calcula como el producto de ambos valores para cada miembro inferior por separado.

G) CRITERIOS DE VALORACIÓN MÉDICA.

El patrón de marcha analizado a través de los patrones estáticos y dinámicos de pisada resulta caracterizado por un conjunto de parámetros biomecánicos con los que es posible determinar: el % de capacidad funcional dinámica de cada MMII por separado respecto de la referencia, y el nivel de colaboración mediante la existencia de patrones afisiológicos. Se propone el siguiente criterio de corte para la existencia y objetivación de la limitación funcional:

- Capacidad funcional dinámica ≥ 98%
  No existe limitación funcional.
- Capac. funcional dinámica<98%& (SOE=positiva)
  Existe limitación funcional.
- Capac. funcional dinámica<98%&(SOE=negativa)
  La limitación funcional no es objetivable.

**5. PRUEBAS BIOMECÁNICAS DE VALORACIÓN FUNCIONAL DEL EQUILIBRIO.**

A) PARÁMETROS BIOMECÁNICOS OBJETIVO.

El equilibrio depende de una compleja interacción multifactorial, en la que intervienen diversas aferencias sensoriales (sistema visual, sistema vestibular, y sistema propioceptivo):

- El sistema visual ofrece al SNC información de nuestra posición respecto del entorno que ocupamos.
- El sistema vestibular ofrece al SNC información acerca de nuestra posición respecto de la referencia gravitatoria.
- El sistema propioceptivo ofrece al SNC información acerca de nuestra propia posición corporal.

El procesamiento, integración e interpretación de toda esta información por parte del sistema nervioso central (SNC) conduce a la generación de una respuesta neural hacia el sistema músculo-esquelético que, finalmente, desencadena una acción biomecánica de estabilización postural, cuya única finalidad es evitar el desequilibrio. Por desequilibrio se entiende el proceso irreversible de pérdida postural que se desencadena en el instante en el que perdemos la estabilidad, el instante en el que las fuerzas gravitatorias y/o exteriores no pueden ser compensadas por nuestro sistema músculo-esquelético, porque la posición de nuestro centro de gravedad ha caído fuera de los límites de estabilidad. Así pues, el único motivo por el que permanecemos en equilibrio, conservando una postura más o menos estabilizada (nunca estática), es porque nuestro SNC está ejecutando órdenes de disparo muscular que posicionan nuestras articulaciones de forma que la proyección del centro de gravedad de todo nuestro cuerpo cae dentro de la superficie de contacto sobre la que nos soportamos: Base de sustentación [312].

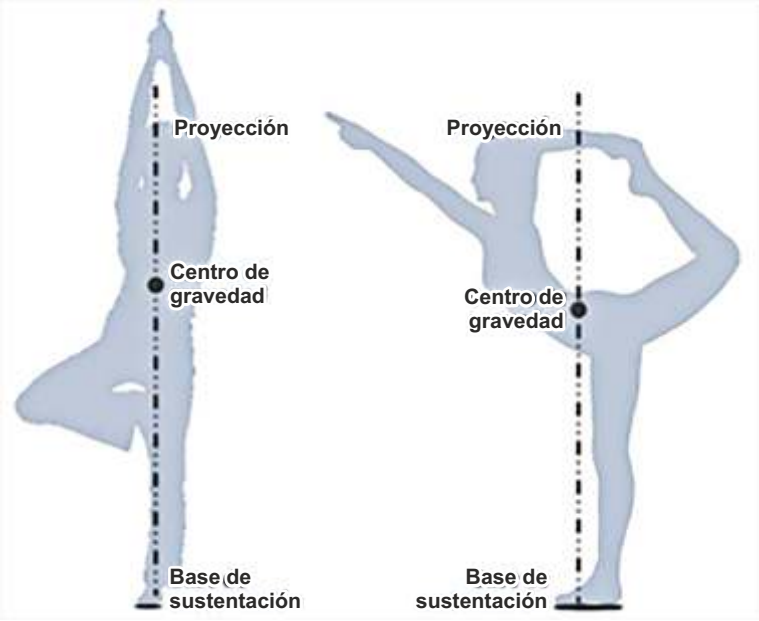


Figura 18: El equilibrio y la base de sustentación

El equilibrio es pues un proceso dinámico, en el que nuestro centro de gravedad baila levemente dentro del área de la base de sustentación, al ritmo y amplitud que nuestro sistema de equilibrio ejecuta en función de la información visual, vestibular y propioceptiva.

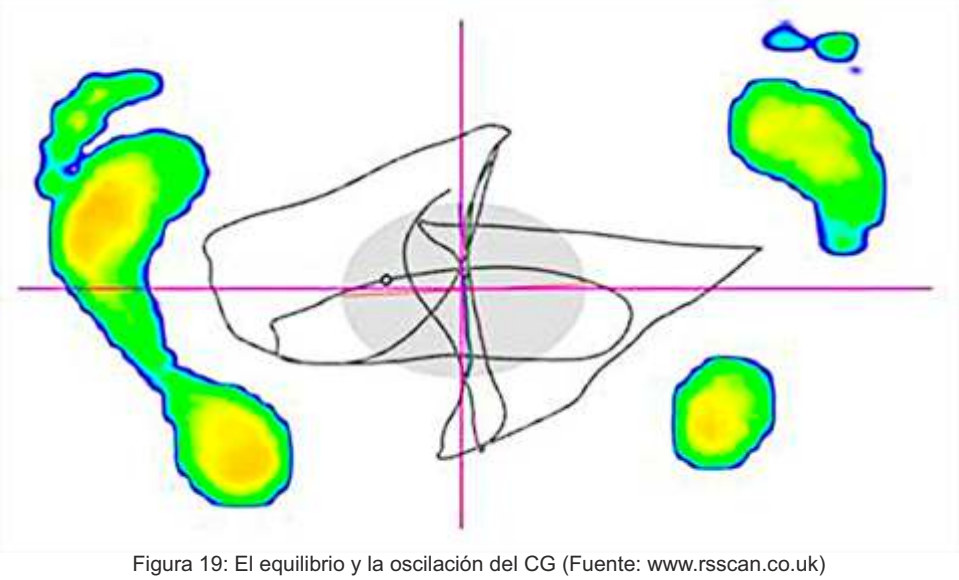

Figura 19: El equilibrio y la oscilación del CG (Fuente: www.rsscan.co.uk)

Por todo ello, el nivel de equilibrio corporal, puede ser valorado mediante técnicas de posturografía que valoran la oscilación del CG (cuanto menor sea dicha oscilación mayor es nuestro equilibrio) en función de los sistemas sensoriales (visual, vestibular, propioceptivo) puestos a disposición del SNC. Se obtiene un valor de OCG en (mm), el cual puede ser transformado en % mediante su comparación con la OCG máxima normal constatada en la bibliografía [313]. Posteriormente, la comparación de resultados entre los diferentes test ofrece un valor % de la organización sensorial en la estrategia estabilizadora del paciente, tanto en sentido longitudinal como transversal. De esta forma es posible conocer por separado los valores de:

- Rendimiento propioceptivo: La relación entre la prueba de ROC y ROA, informa del efecto que tiene sobre el equilibrio la anulación del sistema visual: Un cociente ROC / ROA anormalmente bajo es consecuencia de que el paciente presenta mala estabilidad cuando se anula la información visual, es decir, el sujeto depende de la visión para mantener un buen equilibrio: la información somatosensorial unida a la vestibular no es suficiente para mantener un equilibrio normal, y estamos ante lo que se denomina un patrón de disfunción somatosensorial. El sujeto presenta mala estabilidad en situaciones en las que se encuentra con los ojos cerrados o en las que la iluminación es deficitaria.

- Rendimiento visual: La relación entre el resultado de la prueba de RGA y ROA, informa del efecto que tiene sobre el equilibrio el hecho de que la información propioceptiva este disminuida o sea errónea (la superficie sobre la que se apoya el paciente es “inestable” o “compresible”, y como consecuencia la información somatosensorial se encuentra alterada). Un cociente RGA / ROA anormalmente bajo, indica que el paciente presenta mala estabilidad cuando se alteran los estímulos propioceptivos, depende de ellos para tener un buen equilibrio: la información visual unida a la vestibular no es suficiente para mantener un equilibrio correcto, estamos ante lo que se denomina un patrón de disfunción visual. El paciente tiene dificultades para caminar sobre superficies no firmes o irregulares.

- Rendimiento vestibular: La relación entre el resultado de la prueba de RGC y ROA, informa del efecto que tiene sobre el equilibrio la anulación del sistema visual y la alteración del propioceptivo, de forma que si el cociente RGC / ROA es anormalmente bajo el paciente presenta mala estabilidad cuando se anula la información visual y a la vez se altera la propioceptiva: la información que el sujeto recibe del sistema vestibular no es suficiente para mantener un equilibrio adecuado. Estamos ante lo que se denomina un patrón de disfunción vestibular. Cuando el sujeto depende únicamente de la información vestibular no es capaz de obtener unos resultados normales, pero cuando puede utilizar las otras informaciones, visual y propioceptiva, solas o en conjunto es capaz de compensar la información vestibular alterada. El patrón vestibular, aunque sea típico de la patología vestibular periférica, no garantiza la existencia de esta patología ya que puede darse tanto en lesiones periféricas como centrales.

En definitiva, existe bibliografía específica que justifica el uso de posturografía dinámica como método fiable y válido para la determinación de la posición del CG y cuantificación del equilibrio postural [314-321], incluso en la evaluación de decifit postural en casos patlógicos [322-328].

De hecho, la Posturografía Dinámica Computerizada (CDP) está definida por American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery and the American Academy of Neurology como una técnica que aisla y cuantifica las contribuciones sensoras y motoras a la conservación del equilibrio, y en el año 2000, la American Medical Association incluyó la CDP como método para documentar clínicamente afectaciones y limitaciones del equilibrio [329] y es el único método validado por estudios científicos controlados para aislar y cuantificar las contribuciones visuales,

vestibulares y somatosensoriales al control y equilibrio postural [330-333].

Por su alta repetitividad, fiabilidad, y por tratarse de un método evaluado, optimizado, y certificado durante décadas, se opta por realizar la valoración biomecánica del equilibrio a través de la posición de la proyección del CG sobre la superficie de apoyo, como parámetro de cálculo del rendimiento sensorial. La posición del CG está referida a test posturales activos y voluntarios del paciente, por lo que el paciente puede interferir en la valoración adulterando los resultados de la misma, por lo que resulta necesario introducir algún método de detección de SOE. La repetitividad de los parámetros de estabilidad entre diferentes test constituye un método de valoración de SOE ampliamente citado por las referencias bibliográficas, al igual que la existencia de patrones de desequilibrio afisiológicos, o fisiológicamente incoherentes (explicados posteriormente).

B) EQUIPOS DE MEDIDA.

La medición de la posición de la proyección del CG corporal sobre la superficie de apoyo se realiza actualmente empleando plataformas baropodométricas, las cuales integran un conjunto de sensores de presión que permiten registrar la presión de apoyo de cada región del pie en cada instante. De este modo se obtienen las huellas de bipedestación estática a lo largo del tiempo, a través de las cuales se puede calcular en cada instante el centro de presiones (CG).

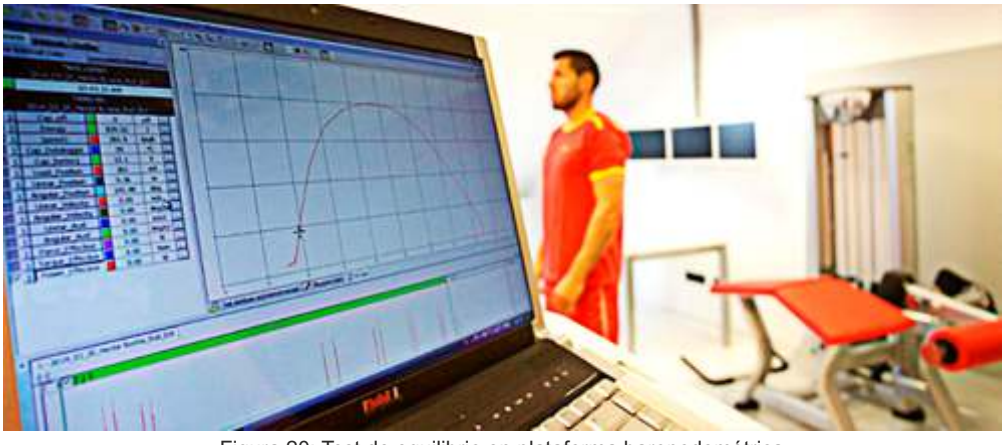

Figura 20: Test de equilibrio en plataforma baropodométrica

C) PROTOCOLOS DE MEDIDA.

Se han encontrado multitud de referencias bibliográficas que detallan los protocolos de aplicación de técnicas posturográficas al cálculo del rendimiento sensorial y los límites de estabilidad. A continuación, se esquematiza el protocolo establecido por UMANA para estas pruebas, en base a la evidencia científica existente en la actualidad [313,334-336].

Se le indicará con claridad al paciente que va a ejecutar una prueba de equilibrio (sin ayuda exterior), cuyo objetivo es valorar sus niveles de equilibrio estático (rendimiento sensorial y grado de estabilidad). Se le indicará que para determinar el rendimiento sensorial y el grado de estabilidad es necesario que permanezca en equilibrio lo más estático posible en las condiciones que se le solicite. Se le recalcará que para que los resultados sean VÁLIDOS, es necesario que cumpla dichas premisas. Además, se le indicará con claridad el número de posiciones estáticas que debe adoptar, la duración de cada posición, sus condiciones, y el descanso entre ellas. Estas pruebas de valoración del rendimiento sensorial y el grado de estabilidad se basan en la ejecución de

diferentes test de Romberg definidos en la bibliografía [313,337,338]. Las pruebas incluidas son:

- Romberg con ojos abiertos (ROA).
- Romberg con ojos cerrados (ROC).
- Romberg sobre colchón de gomaespuma y ojos abiertos (RGA).
- Romberg sobre colchón de gomaespuma y ojos cerrados (RGC).

D) REPETIBILIDAD.

Existen estudios que cuantifican la CCI intraclase e interclase de la medición de la posición del CG mediante plataformas dinamométricas [339-341]. Los resultados obtenidos difieren en función del tipo de plataforma empleada (plataforma de presión, plataforma de fuerza…), la posición de los pies, el tiempo del protocolo de medida, y otros factores, pero en cualquier caso los valores de CCI encontrados tanto interclase como intraclase superan siempre valores de 0,68, y presentan generalmente valores del 0,80, por lo que se postulan como un método fiable en la valoración del equilibrio y la estabilidad.

- Según tipo de test: CCI interclase ROA > 0,68
  CCI interclase ROC > 0,77
  CCI interclase RGA > 0,70
  CCI interclase RGC > 0,88
  La repetibilidad aumenta con la dificultad de la prueba realizada.
- Según tipo de CCI: CCI intraclase = 0,70
  CCI interclase = 0,72

E) VALIDEZ (MÉTODO SOE).

Puesto que el equilibrio se valora en forma de ejercicio activo (ejecutado libremente por el paciente sin ayudas exteriores de ningún tipo) cabe la posibilidad de que el paciente no sea sincero y/o no colabore durante la realización de la prueba, minorando pues su capacidad de estabilización. Por ello es necesaria la utilización de algún método SOE que determine el nivel de colaboración del paciente en la prueba, y nos permita diferenciar entre anomalías sinceras y fingidas. Existen 2 criterios SOE fundamentales en los test de equilibrio: falta de repetibilidad (CV o regularidad) y patrones afisiológicos.

**1. Métodos SOE basados en repetibilidad.**

Existe un parámetro estadístico, coeficiente de variación (CV), ampliamente utilizado para la clasificación de pruebas máximas y sub-máximas, tanto de movilidad como de fuerza. El coeficiente de variación se calcula como el cociente porcentual de la desviación estándar de una serie de 3 medidas, y la media de las mismas. Es obviamente una medida de la dispersión de los valores registrados durante una prueba repetitiva de motricidad.

En ocasiones se extrapola su validez a las pruebas de equilibrio estático, bajo el concepto de regularidad. En los test de equilibrio se ha verificado que los pacientes no colaboradores con algún tipo de interés secundario presentan mayor variabilidad en la repetición de test idénticos [342-345]. Sin embargo, el criterio se vuelve poco consistente si consideramos que:

- No se trata de movimientos máximos, perdiendo la ventaja de contracciones *"high order task"*, que garantizan una mayor repetibilidad de los registros.
- El CV aumenta con la ansiedad o el miedo a la pérdida de estabilidad (lo cual afecta a la especificidad de la prueba, pudiendo clasificar como no colaboradores a pacientes con afectación del equilibrio real).
- El CV varía con el valor absoluto de la medida, lo que provoca que los puntos de corte que optimizan la VALIDEZ de las pruebas son diferentes para cada parámetro.

**2. Métodos SOE basados en patrones afisiológicos.**

La bibliografía biomecánica repite consistentemente el concepto de patrón afisiológico o no-órgánico, para referirse a aquellos patrones biomecánicos de disfunción de la estabilidad que, no siendo normales, tampoco se ajustan a un comportamiento fisiológico claro o reconocible. Son patrones

anómalos biomecánicamente incoherentes, y por ello incompatibles con afectación real [342,344,346-350]. Sin embargo, la Posturografía Dinámica tiene sus limitaciones, y es necesario destacar que la existencia de un resultado normal o mejor dicho, compensado, en todas las pruebas (ROA, ROC, RGA y RGC) no quiere decir que no exista patología, sino que ésta es insuficiente para alterar el comportamiento postural del paciente o que la influencia de ésta ha sido eliminada por los mecanismos centrales de compensación en los cuales juegan un papel importante tanto la visión como el sistema propioceptivo.

Se han realizado diversos estudios de validez de los métodos SOE de test de equilibrio (repetibilidad y patrones afisiológicos) para la detección de pacientes no colaboradores.

- Cevette et al. realizan un estudio con 3 grupos de sujetos (normales, pacientes, no colaboradores) en ROA, RCG y RVG, y aplicando 3 fórmulas consiguen discriminar 95,5% de no colaboradores.

- Morgan SS, Beck WG & Dobie R.A. realizan un estudio empleando las técnicas de Cervette et al. y clasifican 34% de los fingidos como normales (16%) o vestibulares (18%), es decir el 66% de los fingidos como afisiológicos, demostrando además que la información adicional previa al test no incremente el % de fingidos clasificados como vestibulares.

- Francisco Larrosa et al. realizan un estudio de discriminación de pacientes no colaboradores mediante el método propuesto por Cervette, y encuentran una clasificación errónea del 31% (pacientes reales clasificados como no colaboradores) en lugar del 25% propuesto por Mallison et al., por lo que apunta que los patrones afisiológicos deben emplearse con cautela.

- Jaap Vonk, Corinne G.C. Horlings & John H.J. Allum evalúan las diferencias del COF (trayectoria de baricentros de pisada) en tareas estáticas (equilibrio) y dinámicas (marcha) en 18 pacientes no colaboradores (afisiológicos), 20 pacientes con afectación vestibular unilateral, 20 pacientes con latigazo cervical, y 34 sujetos sanos sin antecendentes de pérdidas de estabilidad, obteniendo valores discriminatorios entre 72-96%.

- Gianoli, McWilliams, Soileau, & Belafsky encontraron patrones afisiológicos en el 76% de los pacientes con intereses secundarios, y solo en el 8% de pacientes sin intereses secundarios.

En resumen, de forma general es posible aceptar para los test de equilibrio estático mediante CDP unos valores de sensibilidad > 66-96%, y especificadad > 69-92%.

F) REFERENCIA DE CÁLCULO.

**1. Grados de estabilidad.**

Se establecen 5 grados de estabilidad (ROA, ROC, RGA, RGC y global) en sentido antero-posterior y medio-lateral. Cada uno de ellos se calcula como el porcentaje del ángulo máximo de balanceo durante la prueba respecto del ángulo máximo que define el límite de estabilidad[334,336].

**2. Rendimiento sensorial.**

Se establecen 3 rendimientos sensoriales (propioceptivo, visual y vestibular) a partir de los diferentes grados de estabilidad (GE), en sentido antero-posterior y medio-lateral. Cada uno de ellos se calcula como la relación entre el grado de establidad de los tests con conflicto visual y/o oscilatorio, y el grado de estabilidad del test ROA[334,336].

G) CRITERIOS DE VALORACIÓN MÉDICA.

La función del equilibrio analizada a través de las plataformas dinamométicas resulta caracterizada por un conjunto de parámetros biomecánicos con los que es posible

determinar: el % de pérdida funcional de equilibrio respecto de la referencia, y el nivel de colaboración del paciente. Para adultos menores de 50 años, se propone el siguiente criterio de corte para la existencia y objetivación de la limitación funcional:

- Grado de estabilidad global ≥ 90%
  No existe limitación funcional.
- Grado de estabilidad global<90% & (SOE=positiva)
  Existe limitación funcional.
- Grado de estabilidad global<90%& (SOE=negativa)
  La limitación funcional no es objetivable.

Para pacientes mayores a 50 años, se propone corregir este punto de corte, disminuyéndolo un 3% por cada 10 años de edad.

## 6. CONCLUSIONES.

Fundamentalmente existen 4 grandes tipos de equipos de medida de parámetros biomecánicos:

1. Tecnologías de medida del movimiento articular y corporal (electrogoniómetros, inclinómetros digitales, y sistemas de fotogrametría, optoeléctricos, magnéticos y también de ultrasonidos).

2. Tecnologías de medida de fuerza y potencia (dinamómetros JAMAR, dinamómetros HHD, pinchmeter, y equipos isocinéticos, isotónicos e isométricos).

3. Tecnologías de medida de actividad muscular (sEMG)

4 Tecnologías de medida de patrones de pisada y bipedestación (plataformas dinamométricas).

En las últimas décadas, y en base a estas tecnologías, se ha producido un enorme avance en:

1. El desarrollo de protocolos clínicos de análisis biomecánico (en los que uno o varios examinadores evalúan la motricidad global y/o la capacidad funcional de un sujeto mientras este realiza una acción).

2. En la determinación de parámetros de sinceridad de esfuerzo que permiten garantizar que el paciente efectúa la prueba de manera válida (y que la capacidad funcional y/o motricidad medida es máxima y real) o, en caso contrario, que el sujeto no efectúa la prueba de manera satisfactoria (un hecho a veces vinculado a una falta voluntaria de colaboración relacionada con intereses secundarios).

Actualmente existen 4 grandes clases de pruebas médicas de biomecánica clínica:

1. Pruebas de Balance Articular-Muscular (que objetivan los valores de % de movilidad, % de fuerza y % de resistencia a fatiga en cualquier articulación de MMSS, MMII y columna vertebral).

2. Pruebas de Valoración Funcional de Algia Vertebral (que objetivan la existencia y la intensidad de algia vertebral cervical y lumbar).

3. Pruebas de Valoración Funcional de la Marcha (que objetivan el % de capacidad dinámica para la marcha).

4. Pruebas de Valoración Funcional del Equilibrio (que objetivan el % de capacidad de equilibrio).

La repetibilidad (interclase e intraclase) y la validez (sensibilidad y especificidad) de estas pruebas médicas de biomecánica clínica depende fundamentalmente de 3 factores:

1. La tecnología empleada.

2. El protocolo clínico de medida establecido.

3. Los parámetros biomecánicos analizados.

La bibliografía evidencia valores generales de fiabilidad buenos-excelentes (>0,75 y generalmente rondando el 0,9) para las mejores pruebas de biomecánica clínica desarrolladas hasta la fecha.

Y, por último, cabe destacar que la aplicación de las pruebas médicas de biomecánica clínica resulta un elemento clave en:

1. La fase de diagnóstico (para la valoración objetiva de la existencia e intensidad de lesiones musculoesqueléticas).

2. La fase de tratamiento y rehabilitación (para el seguimiento de la evolución de las lesiones).

3. La finalización del proceso (para la certificación objetiva de las secuelas en caso de estabilidad lesional).

**BIBLIOGRAFÍA.**


1. PORTNEY LG, WATKINS MP. Foundations of clinical research: Applications to practice. Upper Saddle River, NJ: Pearson Education. 2008

2. DVIR Z, WERNER V, PERETZ C. The effect of measurement protocols on cervical range of motion. Physiother Res Int. 2002;7:136-45.

3. DVIR Z, PENSO-ZABLUDOWSKI E. The effects of protocol and test situation on maximal vs. submaximal cervical motion: medicolegal implications. Int J Legal Med. 2003;117:350-5.

4. DVIR Z, GAL-ESHEL N, SHAMIR B, PEVZNER E, PERETZ C, KNOLLER N. Simulated pain and cervical motion in patients with chronic disorders of the cervical spine. Pain Res Manag. 2004;9:131-136.

5. MENADUE C, RAYMOND J, KILBREATH SL, REFSHAUGE KM, ADAMS R. Reliability of two goniometric methods of measuring active inversion and eversion range of motion at the ankle. BMC Musculoskelet Disord. 2006;7:60.

6. TABOADELA CH. Goniometría: una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales. 1a ed. Buenos Aires. Asociart ART. 2007; ISBN 978-987-9274-04-0

7. PRUSHANSKY T, DVIR Z. La prueba de la movilidad cervical: metodología e implicaciones clínicas. PhD Departamento de Fisioterapia. Facultad de Medicina Sackler. Universidad de Tel Aviv. Tel Aviv. Israel. Osteopatía Cientifica. 2008;3:108-14 - DOI: 10.1016/S1886-9297(08)75759-X

8. PIRIYAPRASARTH P, MORRIS ME, WINTER A, BIALOCERKOWSKI AE. The reliability of knee joint position testing using electrogoniometry. BMC Musculoskelet Disord. 2008;9:6. Medline

9. INMAN BT, RALSTON HJ, SAUNDERS J, et al. Relation of human electromyogram to muscular tension. Electroencephalogr Clin Neuro- physiol. 1952;4:187-194.

10. KROLL W. Reliability variations of strength in test-retest situations. Res. Q. 1963;34:50.

11. DOSS W, KARPOVICH P. A comparison of concentric, eccentric and isometric strength of elbow flexors. 1965 J. Appl. Physiol. 20(2):351-353.

12. SINGH M, KARPOVICH P. Isotonic and isometric forces of forearm flexors and extensors. 1966 J. Appl. Physiol. 21(4):1435-1437

13. GRIMBY L, HANNERZ J. Recruitment order of motor units on voluntary contraction: changes induced by proprioceptive afferent activity. J Neurol Neurosurg Psychiatry. Dec. 1968;31(6):565-573.

14. KOMI, PV. Relationship between muscle tension, EMG and velocity of contraction under concentric and eccentric work. 1973 New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology, ed. J.E Desmedt, Karger, Basel. 1: 596-606.

15. PRYCE JC. Wrist position between neutral and ulnar desviation that facilitates maximum power grip strength. J. Biomechanics. 1980;13:505:511.

16. MATHIOWETZ V, WEBER K, VOLLAND G, KASHMAN N. Reliability and validity of grip and pinch strength evaluations. J. Hand Surg. 1984;9A:222-226.

17. NIEBUHR BR, MARION R, FIKE ML. Reliability of grip strength assessment with the computerized Jamar dynamometer. Occup. Ther. J. Research. 1984;14(1):3-18.

18. MC GARVEY SR, MONEY BF, ASKEW LJ, AN K. Reliability of isometric strength testing: temporal factors and strength variation. Clin. Orthop. 1984;185:301-305.

19. MATHIOWETZ V, RENNELLS C, DONAHOE L. Effect of elbow position on grip and key pinch strength. J. Hand Surg. 1985;10A:694-697.

20. REDDON JR, SETFANYK WO, GILL DM, RENNEY C. Hand dynamometer: effects of trials and sessions. Percept. Motor Skills. 1985;61:1195-1198.

21. AMIS AA. Variation of finger forces in maximal isometric grasp test on a range on cylinder diameters. J Biomedical Engineering. 1987;9:313-320.

22. BYL NN, RICHARDS S, ASTURIAS J. Intra-rater and interrater reliability of strength measurements of the

biceps and deltoid using a hand-held dynamometer. J Orthop Sports Phys Ther. 1988;9:399-405.

23. YOUNG VL, PIN P, KRAEMER BA, GOULD RB, NEMERGUT L, PELLOWSKI M. Fluctuation in grip and pinch strength among normal subjects. J Hand Surg [Am]. Jan 1989;14(1):125-129.

24. MATHIOWETZ V. Effects of three trials on grip and pinch strength measurements. J. Hand Ther. 1990;3:195-198.

25. BOHANNON RW. Hand-held compared with isokinetic dynamometry for measurement of static knee extension torque (parallel reliability of dynamometers). Clin Phys Physiol Meas. 1990;11(3):217-222.

26. BALOGUN JA, AKOMOLAFE CT, AMUSA LO. Grip strength: effects of testing posture and elbow position. Arch. Phys. Med. Rehabil. 1991;72:280-283.

27. MATHIOWETZ V. Reliability and validity of grip and pinch strength measurements. Physical and Rehab Medicine 1991;2(4):201-212.

28. KUZALA EA, VARGO MC. The relatioship between elbow position and grip strrength. Am. J. Occup. Ther. 1992;46(6):509-512.

29. REED RL, DEN HARTOG R, YOCHUM K, PEARLMUTTER L, RUTTINGER AC, MOORADIAN AD. A comparison of hand-held isometric strength measurement with isokinetic muscle strength measurement in the elderly. J Am Geriatr Soc. 1993;41(1):53-56.

30. SU CY, LIN JH, CHIEN TH, CHENG KF, SUNG YT. Grip strength in different positions of elbow and shoulder. Arch. Phys. Med. Rehabil. 1994;75:812-815.

31. HAMILTON A, BALNAVE R, ADAMS R. Grip strength testing reliability. J Han Ther 7 1994;163-170.

32. LAMOREAUX L, HOFFER MM. The effect of wrist deviation on grip and pinch strength. Clin. Orthop. 1995;314:152-155.

33. DE SMET L, FABRY G. Grip strength in patients with tennis elbow. Influence of elbow position. Acta Orthop. Belg. 1996;62(1):26-29.

34. RICHARDS LG, OLSON B, PALMITER-THOMAS P. How forearm position affects grip strength. Am. J. Occup. Ther. 1996 50(2):133-138.

35. LAGERSTRÖM CH, NORDGREN B. Methods for measuring maximal isometric grip strength during short and sustained contractions, including intra-rater reliability. Upsala J. Med. Sci. 1996;101:273286.

36. MADSEN, O. Torque, total work, power, torque acceleration energy and acceleration time assessed on a dynamometer: reliability of knee and elbow extensor and flexor strength measurements. 1996; Eur. J Appl. Physiol. 74: 206-210.

37. DE SMET L, FABRY G. Grip force reduction in patients with tennis elbow: influence of elbow position. J. Hand Ther. 1997;JulSep;10(3):229-31.

38. RICHARDS LG. Posture effects on grip strength. Arch. Phys. Med. Rehabil . 1997;78(10):1154-1156.

39. BOHANNON RW. Reference values for extremity muscle strength obtained by hand-held dynamometry from adults aged 20 to 79 years. Arch Phys Med Rehabil. 1997;78:26-32.

40. DELUCA CJ. The use of surface electromyography in biomechanic. 1997; Journal of Applied Biomechanics 13:135-163.

41. DE SMET L, TIREZ B, STAPPAERTS K. Effect of forearm rotation on grip strength. Acta Orthop. Belg. 1998;64(4):360-362.

42. MATHESON L, BOHR P, HART D. Use of maximum voluntary effort grip strength testing to identify symptom magnification syndrome in persons with low back pain. 1998; Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation, 10,125-135.

43. HANTEN WP, CHEN WY, AUSTIN AA, BROOKS RE, CARTER HC, LAW CA, et al. Maximun grip strenght in normal subjects from 20 to 64 years of age. J Hand Ther. 1999;12:193-200.

44. SCHWID SR, THORNTON CA, PANDYA S, et al. Quantitative assessment of motor fatigue and strength. MS. Neurology. Sep 11 1999;53(4):743-750.

45. BENAGLIA PG, FRANCHIGNONI F, FERRIERO G, ZEBELLIN G, SARTORIO F. Reliability and validity of the analysis of hand grip and pinch force in isometric and isokinetic conditions. G. Ital. Med. Lav. Ergon. 1999;21(1):20-24.

46. KAMIMURA T, IKUTA Y. Evaluation of grip strength with a sustained maximal isometric contraction for 6 and 10 seconds. J. Rehabil. Med. 2001;Sep;33(5):225-9.

47. PINCIVERO DM, CAMPY RM, SALFETNIKOV Y, BRIGHT A, COELHO AJ. Influence of contraction intensity muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. 2001 J Appl Physiol 90:804-810.

48. RAINOLDI A, MELCHIORRI G, CARUSO I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. 2003; Journal of Neuroscience Methods, 15, 37-43.

49. LUNA E, MARTIN G, RUIZ J. Valores normales y limites de la normlidad de la fuerza de la mano determinados con dinamometria. Nutricion Hospitalaria. 2004; Vol XIX. Supl. 80.

50. ANDERS C, BRETSCHNEIDER S, BERNSDORF A, SCHNEIDER W. Activation characteristics of shoulder muscles during maximal and submaximal efforts. 2005; European Journal of Applied Physiology 93(5): 540-546.

51. NETTO KJ, BURNETT AF. Reliability of normalisation methods for EMG analysis of neck muscles. Work, 2006;26:123 130

52. CARPENTER MR, CARPENTER RL, PEEL J, ZUKLEY LM, ANGELOPOULOU KM, FISCHER I, et al. The reliability of isokinetic and isometric leg strength measures among individuals with symptoms of mild osteoarthritis. J Sports Med Phys Fitness. 2006;46(4):585-9.

53. COLDHAM F, LEWIS J. LEE H. The reliability of one vs. three grip trials in symptomatic and asymptomatic subjects. J. Hand Ther. 2006; 19(3):318-326.

54. LORENZO-AGUDO MA, SANTOS-GARCÍA P, SÁNCHEZ-BELIZÓN D. Determinación de los valores normales de fuerza muscular de puño y pinza en una población laboral. 2007 Departamento de Biomecánica de IBERMUTUAMUR. Madrid. Rehabilitación (Madr). 2007;41(5):220-7

55. BRENTANO MA, SILVA EM, CADORE EL, KRUEL LFM. Electromiographic signal reliability analysis during maximum and submaximum knee isometric actions. 2007 Exercise Laboratory Research Physical Education School Federal University of Rio Grande do Sul Brazil. Rev Port Cien Desp 7(3) 308-312

56. DOHENY EP, LOWERY MM, FITZPATRICK DP, O'MALLEY MJ. Effect of Elbow Joint Angle on Force-EMG Relationships in Human Elbow Flexor and Extensor Muscles. 2008 Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol.18, No.5, pp. 760-770, ISSN 1050-6411

57. SHECHTMAN O, GOODALL SK. The administration and interpretation of the rapid exchange grip test: a national survey. J Hand Ther 21 (2008);18-27.

58. HANNA CM, FULCHER ML, ELLEY CR, MOYES SA. Normative values of hip strength in adult male association football players assessed by handheld dynamometry. 2010; Journal of Science and Medicine in Sport 13(3): 299-303.

59. MIRANDA MAYORDOMO M, RODRÍGUEZ RODRÍGUEZ LP. Análisis dinamométrico de la mano: Valores Normativos en la Población española. 2011 Universidad Compplutense de Madrid. Facultad de Medicina. Departamento de Medicina Física y Rehabilitación - Madrid, 2011; ISBN: 978-84-694-2683-8

60. KELLN BM, MCKEON PO, GONTKOF LM, HERTEL J. Hand-Held Dynamometry: Reliability of Lower Extremity Muscle Testing in Healthy, Physically Active, Young Adults. Journal of Sport Rehabilitation, 2008;17,160-170

61. CLARKE DH. Strength recovery from static and dynamic muscular fatigue. 1962; The Research quarterly, 33(3),349-355.

62. PETROFSKY JS, LIND AR. Frequency Analysis of the Surface Electromyogram during Sustained Isometric Contractions. 1980; European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, Vol.43, No.2, pp. 173-182, ISSN 0301-5548

63. ROY S, DELUCA C, SCHNEIDER J. Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. 1986; J. Appl. Physiol. 61(4):1510-1517.

64. SEIDEL H, BEYER H, BRAUER D. Electromyographic evaluation of back muscle fatigue with repeated sustained contractions of different strengths. Eur J Appl Physiol. 1987;56:592-602.

65. JORGENSEN K, FALLENTIN N, KROGH-LUND C, JENSEN B. Electromyography and fatigue during prolonged, low-level static contractions. 1988; European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology 57:316-321.

66. ROY SH, DELUCA CJ, CASAVANT DA. Lumbar muscle fatigue and chronic low back pain. Spine. 1989;14:992-1001.

67. MATON B, GAMET D. The fatigability of two agonistic muscles in human isometric voluntary submaximal contraction: an EMG study. II.Motor unit firing rate and recruitment. 1989; European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology 58:369-374.

68. MERLETTI R, KNAFLITZ M, DE LUCA C. Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. Journal of Applied Physiology. Vol. 69, No. 5(1990), p.1810-1820.

69. KROGH-LUND C. Myo-electric fatigue and force failure from submaximal static elbow flexion sustained to exhaustion. 1993; Eur J Appl Physiol, 67,389-401.

70. GOGIA PP, SABBAHI MA. Electromyographic analysis of neck muscle fatigue in patients with osteoarthritis of the cervical spine. Spine. 1994 Mar 1;19(5):502-6.

71. MANNION AF, DOLAN P. Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. Spine. 1994;19(11):1223-9.

72. DAVIES M, REISMAN SS. Time frequency analysis of the electromyogram during fatigue. 1994; Proceedings of the 20th annual northeast bioengineering conference, pp. 93-95.

73. CHRISTENSEN H, SOGAARD K, JENSEN BR, FINSEN L, SJOGAARD G. Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contraction. 1995 Journal of Electromyography and Kinesiology, 5(1), 27-36.

74. ROY SH, DELUCA CJ, EMLEY M, BUIJS RJC. Spectral electromyographic assessment of back muscles in patients with low back pain undergoing rehabilitation. Spine 1995;20(1):38-48.

75. MERLETTI R, ROY S. Myoelectric and Mechanical Manifestations of Muscle Fatigue in Voluntary Contractions. 1996; Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, Vol.24, No.6, pp. 342-353, ISSN 0190-6011

76. MANNION AF, DOLAN P. Relationship between Myoelectric and Mechanical Manifestations of Fatigue in the Quadriceps Femoris Muscle Group. 1996; European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, Vol.74, No., pp. 411-419, ISSN 0301-5548

77. NG JK, RICHARDSON CA. Reliability of electromyographic power spectral analysis of back muscle endurance in healthy subjects. Arch Phys Med Rehabil 1996; 77(3):259-64.

78. ROY SH, DE LUCA CJ, EMLEY M, ODDSSON LI, BUIJS RJ, LEVINS JA, NEWCOMBE DS, JABRE JF. Classification of back muscle impairment based on the surface electromyographic signal. Journal of Rehabilitation Research and Development, 1997;34,405-414.

79. VIITASALO JT, KOMI PV. Signal characteristics of EMG during fatigue. Eur J Appl Physiol 1977;37:111-121.

80. SPARTO PJ et al. Spectral and temporal responses of trunk extensor electromyography to an isometric endurance test. Spine. 1997;22(4):418-26.

81. MANNION AF, CONNOLLY B, WOOD K, DOLAN P. The use of surface ENIG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function. Journal of Rehabilitation Research and Development Vol. 34 No. 4, October 1997 Pages 427-439 Comparative Orthopaedic Research Unit, Dept of Anatomy, University of Bristol, Bristol BS2 8EJ, UK.

82. KANKAANPAA M, LAAKSONEN D, TAIMELA S, KOKKO SM, AIRAKSINEN O, HANNINEN O. Age, sex, and body mass index as determinants of back and hip extensor fatigue in the Isometric Sorensen back endurance test. 1998; Arch Phys Med Rehabil, 79, 1069-1075.

83. KRIVICKAS LS, TAYLOR A, MANIAR RM, MASCHA E, REISMAN SS. Is spectral analysis of the surface electromyographic signal a clinically useful tool for evaluation of skeletal muscle fatigue? J Clin Neurophysiol. Mar 1998;15(2):138-145.

84. PEACH JP, GUNNING J, MCGILL SM. Reliability of spectral EMG parameters of healthy back extensors during submaximum isometric fatiguing contractions and recovery. J Electromyogr Kinesiol 1998; 8: 403-10.

85. POTVIN JR, O'BRIEN PR. Trunk muscle co-contraction increases during fatiguing, isometric, lateral bend exertions. Spine. 1998;23(7),774-781.

86. MASUDA K, MASUDA T, SADOYAMA T, INAKI M, KATSUTA S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. 1999; Journal of Electromyography and Kinesiology 9:39-46.

87. DEDERING A, NEMETH G, HARMS-RINGDAHL K. Correlation between electromyographic spectral changes and subjective assessment of lumbar muscle fatigue in subjects without pain from the lower back. 1999; Clinical Biomechanics, 14(2),103-111.

88. ELFVING B, NEMETH G, ARVIDSSON I, LAMONTAGNE M. Reliability of EMG spectral parameters in repeated measurements of back muscle fatigue. 1999; Journal of Electromyography and Kinesiology, 9,235-243.

89. YAMADA H, OKADA M, NEMOTO S, SHIOZAKI T, KIZUKA T, KUNO S, et al. Effects of aging on EMG variables during fatiguing isometric contractions. 2000; J. Human Ergol, 29,7-14.

90. WALLSTROM A, NORDENSKIÖLD U. Assessing hand grip endurance with repetitive maximal isometric contractions. J. Hand Ther. 2001;14(4):279-285.

91. HICKS AL, KENT-BRAUN JA, DITOR DS. Sex differences in human skeletal muscle fatigue. 2001; Exercise and Sport Sciences Review, 29(3),109-112.

92. ARNALL FA, KOUMANTAKIS GA, OLDHAM JA, COOPER RG. Between-days Reliability of Electromyographic Measures of Paraspinal Muscle Fatigue at 40, 50 and 60% Levels of Maximal Voluntary Contractile Force. 2002; Clinical Rehabilitation, Vol.16, No.7, pp. 761-771, ISSN 0269-2155

93. MAISETTI O, GUEVEL A, LEGROS P, HOGREL JY. Prediction of endurance capacity of quadriceps muscles in humans using surface electromyogram spectrum analysis during submaximal voluntary isometric contractions. 2002; Eur J Appl Physiol,87,509-519.

94. FARINA D, MADELEINE P, GRAVEN-NIELSEN T, MERLETTI R, ARENDT-NIELSEN L. Standardising surface electromyogram recordings for assessment of activity and fatigue in the human upper trapezius muscle 2002 Eur. J. Appl. Physiol., 2002, 86, 469-478.

95. YAMAJI S, DEMURA S, NAGASAWA Y, NAKADA M, KITABAYASHI T. The effect of measurement time when evaluating static muscle endurance during sustained static maximal gripping. J Physiol Anthropol Appl Human Sci. May. 2002;21(3):151-158.

96. ALLISON GT, FUJIWARA T. The relationship between EMG median frequency and low frequency band amplitude changes at different levels of muscle capacity. 2002; Clinical Biomechanics, 17,464-469.

97. CLARK BC, MANINI TM, PLOUTZ-SNYDER LL. Derecruitment of the lumbar musculature with fatiguing trunk extension exercise. Spine. 2003;28:282--287.

98. CLARK BC, MANINI TM, THE DJ, DOLDO NA, PLOUTZ-SNYDER LL. Gender differences in skeletal muscle fatigability are related to contraction type and

EMG spectral compression. 2003; J. Appl. Physiol., 94, 2263-2272.

99. ELFVING B, DEDERING A, NEMETH G. Lumbar muscle fatigue and recovery in patients with long-term low-back trouble--electromyography and health-related factors. Clin Biomech 2003;18(7):619-30.

100. FALLA D, RAINOLDI A, MERLETTI R, JULL G. Myoelectric manifestations of sternocleidomastoid and anterior scalene muscle fatigue in chronic neck pain patients. Clin Neurophysiol. 2003 Mar;114(3):488-95.

101. NG JK, PARNIANPOUR M, KIPPERS V, RICHARDSON CA. Reliability of electromyographic and torque measures during isometric axial rotation exertions of the trunk. 2003 Clin Neurophysiol. 2003 Dec;114(12):2355-61.

102. FALLA D, RAINOLDI A, JULL G, STAVROU G, TSAO H. Lack of correlation between sternocleidomastoid and scalene muscle fatigability and duration of symptoms in chronic neck pain patients. 2004; Neurophysiol Clin 34:159-165.

103. FALLA D, JULL G, RAINOLDI A, MERLETTI R. Neck flexor muscle fatigue is side specific in patients with unilateral neck pain. 2004; Eur J Pain 8:71-77.

104. CIUBOTARIU A, ARENDT-NIELSEN L, GRAVEN-NIELSEN T. The influence of muscle pain and fatigue on the activity of synergistic muscles of the leg. Eur J Appl Physiol. May 2004;91(5-6):604-614.

105. YAMAJI S, DEMURA S, NAKADA M. Sex differences and properties of the decreasing force during sustained static grip at various target forces. 2006, Percept Mot Skills. Aug 2006;103(1):29-39.

106. YAMAJI S, DEMURA S, NAGASAWA Y, NAKADA M. The influence of different target values and measurement times on the decreasing force curve during sustained static gripping work. J Physiol Anthropol. Jan 2006;25(1):23-28.

107. O'LEARY S, JULL G, KIM M, VICENZINO B. Cranio-cervical flexor muscle impairment at maximal, moderate, and low loads is a feature of neck pain. 2007; Man Ther 12: 34-39.

108. KAPLANIS PA, PATTICHIS CS, HADJILEONTIADIS LJ, ROBERTS VC. Surface EMG Analysis on Normal Subjects Based on Isometric Voluntary Contraction. 2009; Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol.19, No.1, pp. 157-171, ISSN 1050-6411

109. CARDOZO AC & GONÇALVES M. Effect of load level on the EMG spectra of longissimus thoracis muscle during isometric fatiguing contractions.Electromyogr Clin Neurophysiol. 2010;50(2):75-85.

110. SOLNIK SA, DEVITA P, GRZEGORCZYK K, KOZIATEK A, BOBER T.EMG frequency during isometric, submaximal activity: a statistical model for biceps brachii. 2010; Acta of bioengineering and biomechanics / Wrocław University of Technology 12(3):21.

111. CARDOZO AC, GONÇALVES M, DOLAN P. Back extensor muscle fatigue at submaximal work loads assessed using frequency banding of the electromyographic signal. Clin Biomech 2011;20.

112. BOUILLARD K, GUÉVEL A, HUG F. The electromyographic fatigue threshold is not a valid tool to assess muscle function. J Electromyogr Kinesiol 2011;21:229-3.5

113. SOLNIK S, DEVITA P, GRZEGORCZYK K, KOZIATEK A, BOBER T. EMG frequency during isometric, submaximal activity: a statistical model for biceps brachii. Bioengineering and Biomechanics. 2010;12(3):21-8.

114. BIEDERMANN HJ, SHANK, GL, INGLIS J. Median frequency estimates of paraspinal muscle: reliability analysis. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 1990;30:83-88.

115. AL-MULLA MR, SEPULVEDA F, COLLEY M. sEMG Techniques to Detect and Predict Localised Muscle Fatigue. In: EMG Methods for Evaluating Muscle and Nerve Function. Edited by Mark Schwartz, 2012; ISBN 978-953-307-793-2

116. ROTHSTEIN JM, MILLER PJ, ROETTGER RF. Goniometric reliability in a clinical setting. Elbow and knee measurements. Phys Ther. 1983;63:1611-5.

117. GAJDOSIK RL, BOHANNON RW. Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity. Phys Ther. 1987;67:1867-72.

118. GOGIA PP, BRAATZ JH, ROSE SJ, NORTON BJ. Realiability and validity of goniometric measurements at the knee. Phys Ther. 1987;67:192-5.

119. HORGER MM. Thre reliability of goniometric measurements of active and passive wrist motions. Am J Occup Ther. 1990;58:1355-60.

120. WATKINS MA, RIDDLE DL, LAMB RL, PERSONIUS WJ. Reliability of goniometric measurements and visual estimates of knee range of motion obtained in a clinical setting. Phys Ther. 1991;71:90-6.

121. 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 univsersal goniometers for active knee flexion in healthy subjects. Physiother Res Int. 1997;2:150-66.

122. BROSSEAU L, BALMER S, TOUSIGNANT M, ÓSULLIVAN 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. 2001;82:396-402.

123. JAKOBSEN TL, CHRISTENSEN M, CHRISTENSEN SS, OLSEN M, BANDHOLM T. Reliability of knee joint range of motion and circumference measurements after total knee arthroplasty: does tester experience matter. Physiother Res Int. 2010;15:126-34.

124. CONTRERAS J, GIL D, DE DIOS ERRÁZURIZ J, RUIZ P, DÍAZ C, ÁGUILA P, et al. Valores de referencia del ángulo de balance escapular en población sana. Departamento Científico-Docente, Instituto Traumatológico «Dr. Teodoro Gebauer Weisser», Universidad de Chile. Rev Esp Cir Ortop Traumatol 2014;58:24-30 - DOI:10.1016/j.recot.2013.09.009

125. CLAPIS PA, DAVIS SM, DAVIS RO. Reliability of inclinometer and goniometric measurements of hip extension flexibility using the modified Thomas test. Physiother Theory Pract. 2008;24:135-41.

126. GIL FERNÁNDEZ M, ZUIL ESCOBAR JC. Fiabilidad y correlación en la evaluación de la movilidad de rodilla mediante goniómetro e inclinómetro. Departamento de Fisioterapia, Facultad de Medicina, Universidad CEU-San Pablo, Madrid, España Fisioterapia 2012;34:73-8 - DOI:10.1016/j.ft.2011.12.004

127. KROLL W. Reliability variations of a selected measure of human strength. Res. Q. 1962;33:410.

128. BURNETT AF. Neck flexor muscle strength, efficiency, and relaxation times in normal subjects and subjects with unilateral neck pain and headache. Arch Phys Med Rehabil. 1996 Jul;77(7):680-7.

129. BELLACE JV, HEALY D, BESSER MP, BYRON T, HOHMAN L. Validity of the Dexter Evaluation System´s Jamar dynamometer attachment for assessment of hand grip strength in a normal population. J. Hand Ther. 2000; Jan-Mar;13(1):46-51.

130. PEOLSSON A, HEDLUND R, ÖBERG B. Intra- and inter-tester reliability and reference values for hand strength. J. Rehab. Med. 2001;33:3641.

131. SCHREUDERS TA, ROEBROECK ME, GOUMANS J, VAN NIEUWENHUIJZEN JF, STIJNEN TH. Measurement error in grip and pinch force measurements in patients with hand injuries. Phys. Ther. 2003;83(9):806-815.

132. DEMURA S, YAMAJI S, NAGASAWA Y, SATO S, MINAMI M, YOSHIMURA Y. Reliability and gender differences of static explosive grip parameters based on force-time curves. J Sports Med Phys Fitness. Mar 2003;43(1):28-35.

133. CLERKE AM, CLERKE JP, ADAMS RD. Effects of hand shape on maximal isometric grip strength and its reliability in teenagers. J. Hand Ther. 2005;18(1):19-29.

134. BOHANNON RW. Parallel comparison of grip strength measures obtained with a MicroFET 4 an a Jamar dynamometer. Percept. Mot. Skills. 2005;100(3 Pt 1):795-798.

135. BOHANNON RW, SCHAUBERT KL. Tests-retest reliability of gripstrength measures obtained over a 12-week interval from communityduelling elders. J. Hand Ther. 2005;18(4):426-427.

136. BOHANNON RW. Test-retest reliability of hand-held dynamometry during a single session of strength assessment. Phys Ther. 1986;66(2):206-209.

137. BOHANNON RW, ANDREWS AW. Interrater reliability of hand-held dynamometry. Phys Ther. 1987;67(6):931-933.

138. WADSWORTH CT, KRISHNAN R, SEAR M, HARROLD J, NIELSEN DH. Intra-rater reliability of manual muscle testing and hand-held dynamometric muscle testing. Phys Ther. 1987;67:1342-7.

139. AGRE JC, MAGNESSJ L, HULL SZ, et al. Strength testing with a portable dynamometer: reliability for upper and lower extremities. Arch Phys Med Rehabil. 1987;68:454-458.

140. BOHANNON RW, WIKHOLM JB. Measurements of knee extension force obtained by two examiners of substantially different experience with a hand-held dynamometer. Isokinet Exerc Sci. 1992;2(1):5-8.

141. HAYES KW, FALCONER J. Reliability of hand-held dynamometry and its relationship with manual muscle testing in patients with osteoarthritis in the knee. J Orthop Sports Phys Ther. 1992;16(3):145-9.

142. KWOH CK, PETRICK MA, MUNIN MC. Inter-rater reliability for function and strength measurements in the acute care hospital after elective hip and knee arthroplasty. Arthritis Care Res. 1997;10(2):128-134.

143. BOHANNON RW. Intertester reliability of hand-held dynamometry: a concise summary of published research. Percept Mot Skills. Jun 1999;88(3 Pt 1):899-902.

144. MERLINI L, MAZZONE ES, SOLARI A, MORANDI L. Reliability of hand-held dynamometry in spinal muscular atrophy. Muscle Nerve. 2002;26:64-70.

145. FORD-SMITH CD, WYMAN JF, ELSWICK RK JR, FERNÁNDEZ T. Reliability of stationary dynamometer muscle strength testing in community-dwelling older adults. Arch Phys Med Rehabil. 2002;83:811-5.

146. WANG CY, OLSON SL, PROTAS EJ. Test-retest strength reliability: hand-held dynamometry in community-dwelling elderly fallers. Arch Phys Med Rehabil. 2002;83(6):811- 815.

147. YLINEN J, SALO P, NYKÄNEN M, KAUTIAINEN H, HÄKKINEN A. Decreased isometric neck strength in women with chronic neck pain and the repeatability of neck strength measurements. 2004; Arch Phys Med Rehabil 85:1303-1308.

148. ROY MA, DOHERTY TJ. Reliability of hand-held dynamometry in assessment of knee extensor strength after hip fracture. Am J Phys Med Rehabil. 2004;83(11):813-818.

149. TAYLOR NF, DODD KJ, GRAHAM HK. Test-retest reliability of hand-held dynamometric strength testing in young people with cerebral palsy. Arch Phys Med Rehabil. 2004;85(1):77-80.

150. LI RC, JASIEWICZ JM, MIDDLETON J, CONDIE P, BARRISKILL A, HEBNES H, et al. The development, validity, and reliability of a manual muscle testing device with integrated limb position sensors. 2006; Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 87(3):411-417.

151. CUTHBERT SC, GOODHEART GJ. On the reliability and validity of manual muscle testing: a literature review. 2007; Chiropractic & Osteopathy 15(1): 4.

152. JANSSEN JC, LE-NGOC L. Intratester reliability and validity of concentric measurements using a new Hand-Held dynamometer. 2009; Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 90(9): 1541-1547.

153. BELMONTE MARTÍNEZ R, SAMITIER PASTOR CB, MUNIESA PORTOLÉS JM, MARCO NAVARRO E, ESCALADA RECTO F, DUARTE OLLER E. Reproducibilidad de la medida de la fuerza muscular de la rodilla mediante dinamometría manual en pacientes con gonartrosis grave. Servicio de Medicina Física y Rehabilitación. Hospital del Mar-Hospital de l'Esperança. Instituto Municipal de Asistencia Sanitaria (IMAS). Barcelona. España. Rehabilitacion 2009;43:218-22 - DOI:10.1016/S0048-7120(09)72530-7

154. SOLE G, WRIGHT L, WASSINGER C, HIGGS C, HANSSON M, JOHANSSON S, et al. Reliability of hand held dynamometric strength testing in people with diabetes/chronic conditions. 2010; New Zealand Journal of Physiotherapy 38 (2): 52-55.

155. FULCHER ML, HANNA CM, RAINA ELLEY C. Reliability of handheld dynamometry in assessment of hip strength in adult male football players. 2010; Journal of Science and Medicine in Sport 13(1):80-84

156. LE L, JANSSEN J. Validity and Reliability of a Hand-Held Dynamometer for Dynamic Muscle Strength Assessment. 2012 Industrial Research Ltd, Christchurch 2Burwood Academy of Independent Living, Christchurch New Zealand "Rehabilitation Medicine", book edited by Chong-Tae Kim, ISBN 978-953-51-0683-8, Published: July 19, 2012

157. KILMER DD, MCCRORY MA, WRIGHT NC, ROSKO RA, KIM HR, AITKENS SG. Hand-held dynamometry reliability in persons with neuropathic weakness. Arch Phys Med Rehabil. 2000 Nov;81(11):1538-9.

158. HSIEH CY, PHILLIPS RB. Reliability of Manual Muscle Testing with a Computerized Dynamometer. 1990 Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics. 1990; 13:72-82.

159. JACOBSEN WC, GABEL RH, BRAND RA. Surface versus Fine wire electrode ensemble-averaged signals during gait. 1955; Journal of Electromyography and Kinesiology 5: 37-44.

160. SODERBERG GL. Selected Topics in SurJace Electmmyography for Use in the Occupational Setting: &pert Perspectives. Washington, DC: US Department of Health and Human Services, National Institute for Occupational Safety and Health; 1992.

161. BAMMAN M, INGRAM S, CARUSO J, GREENISEN M. Evaluation of surface electromyography during maximal voluntary contraction. 1997; J Strength Cond Res 11:68-72.

162. FINUCANE SD, RAFEEI T, KUES J, LAMB RL, MAYHEW TP. Reproducibility of electromyographic recordings of submaximal concentric and eccentric muscle contractions in humans. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1998; Aug;109(4):290-6.

163. PÖYHÖNEN T, KESKINEN KL, HAUTALA A, SAVOLAINEN J, MÄLKIÄ E. Human isometric 2force production and electromyogram activity of knee extensor muscles in water and on land. Europe J Appl Physiol, 1999;80:52-6.

164. SUNG MIN HA et al. Examination of EMG normalisation methods for the study of the posterior and posterolateral neck muscles in healthy controls. J Electromyogr Kinesiol, 2007;17:635 641.

165. NORCROSS MF, BLACKBURN JT, GOERGER BM. Reliability and interpretation of single leg stance and maximum voluntary isometric contraction methods of electromyography normalization. J Electromyogr Kinesiol, 2010;20(3):420-25. 271.

166. GROOTEN WJ, ANG BO. Reliability of measurements of wrist extension force obtained with a Nicholas Manual Muscle Tester (NMMT). Physiotherapy Theory and Practice May 2010;26(4):281-7.

167. SILVERS W, DOLNY D. Comparison and reproducibility of sEMG during manual muscle testing on land and in water. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2011;21;95-101.

168. CARDOZO AC, GONÇALVES M. Assessment of Low Back Muscle by Surface EMG.. In: Applications of EMG in Clinical and Sports Medicine. Edited by Catriona Steele, ISBN 978-953-307-798-7. São Paulo State University Brazil, 2012.

169. BARTON PM, HAYES KC. Neck flexor muscle strength, efficiency, and relaxation times in normal subjects and subjects with unilateral neck pain and headache. Arch Phys Med Rehabil. 1996 Jul;77(7):680-7.

170. ORTENGREN R, ANDERSSON G, BROMAN H, MAGNUSSON R, PETERSEN I. Vocational electromyography: studies of localized muscle fatigue at the assembly line. 1975; Ergonomics 18:157-174.

171. BALESTRA G, KNAFLITZ M, MERLETTI R. Comparison between Myoelectric Signal Mean and Median Frequency Estimated. Proceedings of EMBC 1988 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 1708-1709, ISBN 07803-0785-2, New Orleans, LA, USA, November 4-7, 1988

172. DAANEN H, MAZURE M, HOLEWIJN M, VAN DER VELDE E. Reproducibility of the mean power frequency of the surface electromyogram. 1990; Eur. J. Appl. Physiol. 61: 274-277.

173. DEDERING A, ROOS AF, HJELMSÄTER M, ELFVING B, HARMS-RINGDAHL K, NÉMETH G. Between-days reliability of subjective and objective assessments of back extensor muscle fatigue in subjects without lower-back pain. J Electromyogr Kinesiol 2000;10(3):151-8.

174. RAINOLDI A, BULLOCK-SAXTON JE, CAVARRETTA F, HOGAN N. Repeatability of maximal voluntary force and of surface EMG variables during voluntary isometric contraction of quadriceps muscles in healthy subjects. J Electromyogr Kinesiol, 2001;11:425-38. 275

175. LARIVIERE C, ARSENAULT AB, GRAVEL D, GAGNON D, LOISEL P. Evaluation of measurement strategies to increase the reliability of EMG indices to asses back muscle fatigue and recovery. 2002; Journal of Electromyography and Kinesiology, 12, 91-102.

176. PEASE WS, ELINSKI MA. Surface and wire electromyographic. Recording during fatiguing exercise. Electromyogr Clin Neurophysiol. 2003 Jul-Aug;43(5):267-71.

177. MINNING S, ELIOT CA, UHL TL, MALONE TR. EMG analysis of shoulder muscle fatigue during resisted isometric shoulder elevation. 2007; Journal of Electromyography and Kinesiology 17:153-159.

178. ROY SH, DE LUCA CJ. Evolving characteristics of the median frecency of the EMG signal. 1989 Computer-Aided electromiography and expert system. Chapter 16. Editetd by Elseiver Science Publishers (Biomedical Division).

179. DVIR Z, PRUSHANSKY T, PERETZ C. Maximal versus feigned active cervical motion in healthy patients: the coefficient of variation as an indicator for sincerity of effort. Spine. 2001;26:1680-1688.

180. PRUSHANSKY T, PEVZNER Y, GORDON C, DVIR Z. Performance of cervical motion in chronic whiplash patients and healthy subjects: the case of atypical patients. Spine. 2006;31:37-43.

181. WOODHOUSE A, VASSELJEN O. Altered motor control patterns in whiplash and chronic neck pain. 2008 BMC Musculoskeletal Disorders 2008 9:90. DOI:10.1186/1471-2474-9-90

182. BECHTOL CO. Grip test: use of dynamometer with adjustable handle spacings. J Bone Joint Surg Am. 1954;36A:820-4.

183. BOHANNON RW, SMITH MB. Differentiation of maximal from submaximal static elbow flexor effortsby measurement variability. Am. J. Phys. Med. Rehabil. 1987;66:213-218.

184. SMITH GA, NELSON RC, SADOFF SJ, SADOFF AM. Assessing sincerity of effort in maximal grip strength tests. Am J Phys Med Rehabil 68 (1989),73-80.

185. CHENGULAR SN, SMITH GA, NELSON RC, SADOFF AM. Assessing sincerity of effort in maximal grip strength tests. Am J Phys Med Rehabil 69 (1990),148-153.

186. LECHNER DE, BRADBURY SF, BRADLEY LA. Detecting sincerity of effort: a summary of methods and approaches. Phys Ther 78 (1998),867-888.

187. SCHAPMIRE D, ST. JAMES JD, TOWNSEND R, et al. Simultaneous bilateral testing: validation of a new protocol to detect insincere effort during grip and pinch strength testing. J Hand Ther 15 (2002),242-250.

188. CUNNINGHAM M. New Methods of AssessingSincerity of Effort in our FCE's. 2010; Advanced Physica Therapy

189. SCHAPMIREA DW, ST. JAMES JD, FEELER L, KLEINKORT J. Simultaneous bilateral hand strength testing in a client population, Part I: Diagnostic, observational and subjective complaint correlates to consistency of effort. Work 37 (2010) 309-320 309 DOI 10.3233/WOR-2010-1083 IOS Press.

190. KIRKPATRICK JE. Evaluation of grip loss: a factor of permanent partial disability in California. Ind. Med. Surg. 1957;26:285-289.

191. VANSWEARINGEN JM. Measuring wrist muscle strength. J. Orthop Sports Phys. Ther. 1983;4:217-228.

192. BOHANNON RW. Biomedical applications of hand-held force gauges: a bibliography. Percept. Mot. Skills. 1993;77:235-242

193. BEATON DE, O¨DRISCOLL SW, RICHARDS RR. Grip strength testing using the BTE work simulator and the Jamar dynamometer: a comparative study. J. Hand Surg (Am). 1995;20(2):293-298.

194. MILNER-BROWN HS, STEIN RB. The relation between the surface electromyogram and muscular force. J Phsiol (Lond). 1975;246:549-569.

195. KOMI PV, VIITASALO J. Signal charasteristics of EMG at different levels of muscle tension. 1976; Acta Physiol. Scand. 96:267-276.

196. MORITANI T, DE VRIES HA. Reexamination of the relationship between the surface IEMG and force of isometric contraction. 1978; Am J Phys Med 57:263-277.

197. WOODS JJ, BIGLAND-RITCHIE B. Linear and non-linear surface electromyography/force relationships in

228. BARRY, B. K. & ENOKA, R. M. The neurobiology of muscle fatigue: 15 years later. 2007; Integrative and Comparative Biology 47(4):465-473.

229. KALRA, C.; KUMAR, D. K. & ARJUNAN, S. Age and Gender Related Differences on Surface Electromyogram During Various Levels of Contraction. 2012; Journal of Medical and Biological Engineering, in press, ISSN 1609-0985

230. COBB CR, DEVRIES HA, URBAN RT, LUEKENS CA, BAGG RJ:Electrical activity in muscle pain. 1975; Am J Phys Med 54:80-87.

231. VEIERSTED KB, WESTGAARD RH, ANDERSEN P. Pattern of muscle activity during stereotyped work and its relation to muscle pain. 1990; Int Arch Ocup Environ Health. 62:31-41.

232. ARENA JG, SHERMAN RA, BRUNO GM, YOUNG TR. Electromyographic recordings of low back pain subjects and non pain controls in six different positions: effect of pain levels. 1991; Pain 45:23-28.

233. LUND JP, DONGA R, WIDMER CG, STOHLER CS. The pain adaptation model: a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. J Physiol Pharmacol, 1991;69: 683 694

234. SHIRADO O, ITO T, KANEDA K, STRAX T. Flexion-relaxation phenomenon in the back muscles: a comparative study between healthy subjects and patients with chronic low back pain. 1995; Am J Phys Med Rehabil 74:139-144.

235. EDGERTON VR, WOLF SL, LEVENDOWSKI DJ, JENNRICH RI, ROY RR. EMG Activity in Neck and Back Muscles During Selected static postures in males and females. 1997; Physiotherapy Theory And Practice Vol. 13 , Iss. 3.

236. CHIOU WK, LEE YH, CHEN WJ.Use of the surface EMG coactivational pattern for functional evaluation of trunk muscles in subjects with and without low-back pain. 1999; Int J Ind Ergon 23:51-60.

237. PULLMAN SL, GOODIN DS, MARQUINEZ AI, TABBAL S, RUBIN M. Clinical utility of surface EMG. 2000; Report of theTherapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology. Neurol 55:171-177.

238. RADEBOLD A, CHOLEWICKI J, PANJABI M, PATEL T. Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. Spine. 2000;25:947-954.

239. LISIN´SKI P. Surface EMG in chronic low back pain. Eur Spine J 2000;9:559-562.

240. LU WW, LU KD, CHEUNG KM, WONG YW, LEONG JC: Back muscle contraction patterns of patients with low back pain before and after rehabilitation treatment: an electromyographic evaluation. J Spinal Disord 2001;14:277-282

241. NEWCOMER KL, JACOBSON TD, GABRIELDA, LARSONDR, BREY RH, AN K. Muscle activation patterns in subjects with and without low back pain. 2002; Arch Phys Med Rehabil 83:816-821.

242. STERLING M, JULL G, VICENZINO B, KENARDY J, DARNELL R. Development of motor system dysfunction following whiplash injury. Pain. 2003 May;103(1-2):65-73.

243. SOLOMONOW M, BARATTA RV, BANKS A, FREUDENBERGER C, ZHOU BH. Flexion-relaxation response to static lumbar flexion in males and females. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2003 May;18(4):273-9.

244. FALLA D, JULL G, HODGES PW. Feedforward activity of the cervical flexor muscles during voluntary arm movements is delayed in chronic neck pain. 2004; Exp Brain Res 157: 43-48.

245. JULL G, KRISTJANSSON E, DALL'ALBA P. Impairment in the cervical flexors: a comparison of whiplash and insidious onset neck pain patients. 2004; Man Ther 9: 89-94.

246. FALLA D, BILENKIJ G, JULL G. Patients with chronic neck pain demonstrate altered patterns of muscle activation during performance of a functional upper limb task. Spine. 2004 Jul 1;29(13):1436-40.

247. LEACH RA. The Chiropractic Theories: A Textbook of Scientific Research. 4a Ed. Philadelphia: Lippincott. Williams & Wilkins; 2004.

248. FALLA D. Unravelling the complexity of muscle impairment in chronic neck pain. 2004; Man Ther 9: 125-133.

249. SZETO GP, STRAKER LM, O'SULLIVAN PB. A comparison of symptomatic and asymptomatic office workers performing monotonous keyboard work-1: neck and shoulder muscle recruitment patterns. 2005; Man Ther 10: 270-280.

250. FABIAN S, HESSE H, GRASSME R, BRADL I, BERNSDORF A. Muscular activation patterns of healthy persons and low back pain patients performing a functional capacity evaluation test. 2005; Pathophysiology : the official journal of the International Society for Pathophysiology / ISP 12(4): 281-287.

251. FERNÁNDEZ-DE-LAS-PEÑAS, FALLA D, ARENDT-NIELSEN L, FARINA D. Cervical muscle co-activation in isometric contractions is enhanced in chronic tension-type headache patients. Cephalalgia. 2008 Jul;28(7):744-51

252. FALLA D, FARINA D. Neuromuscular adaptation in experimental and clinical neck pain. 2008; J Electromyogr Kinesiol 18: 255-261.

253. O'LEARY S, FALLA D, ELLIOTT JM, JULL G. Muscle dysfunction in cervical spine pain: implications for assessment and management. 2009; J Orthop Sports Phys Ther 39: 324-333.

254. CHENG CH, WANG JL, LIN JJ, WANG SF, LIN KH. Position accuracy and electromyographic responses during head reposition in young adults with chronic neck pain. 2010; J Electromyogr Kinesiol 20: 1014-1020.

255. FALLA D, O'LEARY S, FARINA D, JULL G. Association between intensity of pain and impairment in onset and activation of the deep cervical flexors in patients with persistent neck pain. 2011; Clin J Pain 27: 309-314.

256. LINDSTRØM R, SCHOMACHER J, FARINA D, RECHTER L, FALLA D. Association between neck muscle coactivation, pain, and strength in women with neck pain. Man Ther. 2011 Feb;16(1):80-6

257. WYTRAZEK M, HUBER J, LISINSKI P. Changes in muscle activity determines progression of clinical symptoms in patients with chronic spinerelated muscle pain. A complex clinical and neurophysiological approach. 2011; Funct Neurol 26:141-149.

258. CAGNIE B, DIRKS R, SCHOUTEN M, PARLEVLIET T, CAMBIER D, et al. Functional reorganization of cervical flexor activity because of induced muscle pain evaluated by muscle functional magnetic resonance imaging. 2011; Man Ther 16:470-475.

259. O'LEARY S, FALLA D, JULL G. The relationship between superficial muscle activity during the cranio-cervical flexion test and clinical features in patients with chronic neck pain. 2011; Man Ther 16:452-455.

260. KUMAR S, NARAYAN Y, PRASAD N, SHUAIB A, SIDDIQI ZA. Cervical electromyogram profile differences between patients of neck pain and control. Disabil Rehabil. 2010;32(25):2078-87.

261. VORRO J, JOHNSTON W. Clinical biomechanical correlates for cervical function: Part II. A myoelectric study. J Am Osteopath Assoc 1987;87:353-367

262. NORAXON. CLINICAL SEQUENCE ASSESSMENTS And SEMG FEEDBACK. ISBN 0-9771622-4-9 Copyright © 2011 by Noraxon U.S.A., Inc

263. NEDERHAND MJ, HERMENS HJ, IJZERMAN MJ, TURK DC, ZILVOLD G. Chronic neck pain disability due to an acute whiplash injury. Pain. 2003 Mar;102(1-2):63-71.

264. CHENG CH, CHENG HY, CHEN CP, LIN KH, LIU WY, et al. Altered Cocontraction of Cervical Muscles in Young Adults with Chronic Neck Pain during Voluntary Neck Motions. 2014; J Phys Ther Sci 26: 587-590.

265. AHERN DK, FOLLICK MJ, COUNCIL JR, LASER-WOLSTON N. Reliability of lumbar paravertebral EMG assessment in chronic low back pain. Arch Phys Med Rehab. 1986;76:762-765.

266. ARENA JG, SHERMAN RA, BRUNO GM, YOUNG TR. Temporal stability of paraspinal electromyographic recordings in low backn pain and non-pain subjects. 1990; Int J Psychophysiol 9:31-37.

267. CRAM JR, LLOYD J, CAHN TS. The reliability of EMG muscle scanning. Int J Psychosom. 1994;41(1-4):41-5.

268. WATSON PJ, BOOKER CK, MAIN CJ, CHEN AC. Surface electromyography in the identification of chronic low back pain patients: the development of the flexion relaxation ratio. 1997; Clin Biomech (Bristol, Avon). 3:165-171.

269. MCCOY M, BLANKS R, CAMPBELL I, STONE P, FEDORCHUK C, GEORGE I, et al. Inter-examiner and Intra-examiner Reliability of Static Paraspinal Surface Electromyography. Proceedings of the Association of Chiropractic Colleges Research Agenda Conference. March 15-18, 2007; Journal of Chiropractic Education. Spring 2007.

270. EDGERTON VR, WOLF SL, LEVENDOWSKI DJ, et al. Evaluating patterns of EMG amplitudes for trunk and neck muscles of patients and control. 1996; Int J Rehab Health (1996) 2: 1. doi:10.1007/BF02213560

271. GEISSER ME, RANAVAYA M, HAIG AJ, ROTH RS, ZUCKER R, AMBROZ C, et al. A metaanalytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls. 2005; The journal of pain : official journal of the American Pain Society 6(11): 711-726.

272. ANDERSSON G, JONSSON B, ORTENGREN R. Myoelectric activity in individual lumbar erector spinae muscles in sitting. A study with surface and wire electrodes. J Rehab Med 1974;Suppl;3:91.

273. TRIANO J, SCHULTZ AB. Correlation of objective measurement of trunk motion and muscle function with low back disability ratings. Spine. 1987;12:561-565.

274. AHERN DK, FOLLICK MJ, COUNCIL JR, LASER-WOLSTONN, LITCHMAN H. Comparison of lumbar paravertebral EMG patterns on chronic low back pain patients and non-patient controls. 1988; Pain. 34:153-160.

275. KUMAR S, NARAYAN Y & ZEDKA M. An eletromyographic study of unresisted trunk rotation with normal velocity among healthy subjects. Spine. 1996;21(13):1500-12.

276. AMBROZ C, SCOTT A, AMBROZ A, TALBOTT EO. Chronic low back pain assessment using surface electromyography. J Occup Environ Med. 2000 Jun;42(6):660-9.

277. KURIYAMA N, ITO H. J NIPPON. Electromyographic functional analysis of the lumbar spinal muscles with low back pain. Med Sch. 2005 Jun;72(3):165-73.

278. JOHNSTON V, JULL G, DARNELL R, JIMMIESON NL, SOUVLIS T. Alterations in cervical muscle activity in functional and stressful tasks in female office workers with neck pain. 2008; Eur J Appl Physiol 103: 253-264.

279. JOHNSTON V, JULL G, SOUVLIS T, JIMMIESON NL. Neck movement and muscle activity characteristics in

female office workers with neck pain. Spine. 2008 Mar;1;33(5):555-63.

280. FALLA D, LINDSTRØM R, RECHTER L, FARINA D. Effect of pain on the modulation in discharge rate of sternocleidomastoid motor units with force direction. 2010; Clin Neurophysiol 121:744-753.

281. LEONARD JH, KOK KS, AYIESHA R, DAS S, ROSLIZAWATI N, et al. Prolonged writing task: comparison of electromyographic analysis of upper trapezius muscle in subjects with or without neck pain. 2010; Clin Ter 161:29-33.

282. SCHOMACHER J, FARINA D, LINDSTROEM R, FALLA D. Chronic traumainduced neck pain impairs the neural control of the deep semispinalis cervicis muscle. 2012; Clin Neurophysiol 123: 1403-1408.

283. JUN I, KIM K. A Comparison of the Deep Cervical Flexor Muscle Thicknesses in Subjects with and without Neck Pain during Craniocervical Flexion Exercises. 2013; J Phys Ther Sci 25: 1373-1375.

284. TSANG SM, SZETO GP, LEE RY. Altered spinal kinematics and muscle recruitment pattern of the cervical and thoracic spine in people with chronic neck pain during functional task. 2014; J Electromyogr Kinesiol 24:104-113.

285. DE MARCO MARIO, VANTI CARLA, PILLASTRINI PAOLO, ROMEO ANTONIO. Structural and Functional Changes of Cervical Neuromuscular System Associated with Insidious Onset Mechanical Neck Pain: A literature Review. Int J Phys Ther Rehab 2015;1:103

286. FALLA DL, JULL GA, HODGES PW. Patients with neck pain demonstrate reduced electromyographic activity of the deep cervical flexor muscles during performance of the craniocervical flexion test. Spine. 2004 Oct 1;29(19):2108-14.

287. VAUGHAN CL, DAVIS BL, O'CONNOR JC. Dynamics of Human Gait. Human Kinetics Publishers, Illinois, 1992.

288. BROWN M, RUDICEL S, ESQUENAZI A. Measurement of dynamic pressures at the shoe-foot interface during normal walking with various foot orthoses using the F-Scan system. 1996; Foot Ankle, 17 (3): 152-156.

289. STEINWENDER G, SARAPH V, SCHEIBER S, ZWICK EB, UITZ C, HACKL K. Intrasubject repeatability of gait analysis data in normal and spastic children. 2000; Clin Biomech (Bristol, Avon). 15(2):134-139.

290. MCCRORY JL, WHITE SC, LIFESO RM. Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty. Gait & Posture. 2001; 14,104-109.

291. WATT JR, FRANZ JR, JACKSON K, DICHARRY J, RILEY PO, KERRIGAN DC. A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. Clinical biomechanics 2010;25:444-9.

292. YALCIN N, ESEN E, KANATLI U, YETKIN H. Evaluation of the medial longitudinal arch: a comparison between the dynamic plantar pressure measurement system and radiographic analysis. Acta Orthop Traumatol Turc 2010;44:241-245.

293. WREN TA, GORTON 3RD GE, OUNPUU S, TUCKER CA. Efficacy of clinical gait analysis: A systematic review. Gait Posture. 2011;34(2):149-53.

294. MUNRO CF, MILLER DI, FUGLEVAND AJ. Ground reaction forces in running: A re-examination. J Biomech. 1987;20(2):147-155.

295. HERZOG W, NIGG BM, READ LJ, OLSSON E. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. Med Sci Sports Exerc. 1989;21(1):110-4.

296. DOMINGO CEBOLLADA LJ, HERRERA RODRÍGUEZ A, MARTÍNEZ MARTÍN A, OLAVARRÍA LÓPEZ DE ARÓSTEGUI I, PÉREZ GARCÍA JM. Contribución y límites de la baropodometría electrónica. REVISTA DE ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGÍA Volumen 42, pp 189-192 © 1996 EDITORIAL GARSI

297. WHITE R, AGOURIS I, SELBIE RD, KIRKPATRICK M. The variability of force platform data in normal and cerebral palsy gait. 1999; Clin Biomech (Bristol, Avon) 14(3):185-192.

298. SEELEY M, UMBERGER B, SHAPIRO R. A test of the functional asymmetry hypothesis in walking. 2008; Gait & posture; 28(1):24-28.

299. GURNEY JK, KERSTING UG, ROSENBAUM D. Between-day reliability of repeated plantar pressure distribution measurements in a normal population. 2008; Gait and Posture, vol.27, no.4, pp.706-709.

300. JONELY H, BRISMEE JM, SIZER PS, JAMES CR. Relationships between clinical measures of static foot posture and plantar pressure during static standing and walking. (Bristol, Avon). 2011 Oct;26(8):873-9. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2011.04.008.

301. VEILLEUXA LN, BALLAZB L, ROBERTB M, LEMAY M, RAUCHA F. Analysing gait using a force-measuring walkway: intrasession repeatability in healthy children and adolescentsComput Methods Biomech Biomed Engin. 2014;17(13):1447-51.

302. VEILLEUX LN, ROBERT M, BALLAZ L, LEMAY M, RAUCH F. Gait analysis using a force-measuring gangway: intrasession repeatability in healthy adults. 2011; J Musculoskelet Neuronal Interact. 11(1):27-33.

303. DE CASTRO MP, MEUCCI M, SOARES DP, FONSECA P, et al. Accuracy and Repeatability of the Gait Analysis by the WalkinSense System. BioMed Research International Volume 2014, Article ID 348659.

304. Cavanagh PR Rodgers MM. The arch index: a useful measure from footprints. J Biomechanics. 1987;20(5):547-51

305. BLANKE DJ, HAGEMAN PA. Comparison of gait of young men and elderly men. Phys Ther. 1989;69(2):14448.

306. WILLIAMS DS, MCCLAY IS, HAMILL J. Arch structure and injury patterns in runners. Clin Biomech. 2001; 16:341-347.

307. DIOP M, RAHMANI A, BELLI A, GAUTHERON V, GEYSSANT A, COTTALORDA J. Influence of speed variation and age on ground reaction forces and stride parameters of children's normal gait. 2005; Int J Sports Med. 26(8):682-687.

308. WINIARSKI S, RUTKOWSKA-KUCHARSKA A. Estimated ground reaction force in normal and pathological gait. Acta of Bioengineering and Biomechanics Vol. 11, No. 1. 2009; Biomechanics Department, University School of Physical Education, Wrocław, Poland.

309. PUTTI AB, ARNOLD GP, ABBOUD RJ. Foot pressure differences in men and women 2010; Foot and Ankle Surgery, vol. 16,no.1,pp.21-24.

310. BARELA AMF, DE FREITAS PB, CELESTINO ML, CAMARGO MR, BARELA JA. Ground reaction forces during level ground walking with body weight unloading. Braz. J. Phys. Ther. vol.18 no.6 São Carlos Nov./Dec. 2014; Epub Jan 09, 2015 - ISSN 1413-3555.

311. MENZ HB, FOTOOHABADI MR, WEE E, SPINK MJ. Visual categorisation of the arch index: a simplified measure of foot posture in older people. Journal of Foot and Ankle Research 2012;5:10

312. GUSKIEWICZ K, PERRIN D. Research and clinical applications of assessing balance. J. Sport Rehabil. 1996;5:45-63

313. BARONA DE GUZMÁN R. Interés clínico del sistema NedSVE/IBV en el diagnóstico y valoración de las alteraciones del equilibrio. 2003; Revista de Biomecánica. Posturografía: algo se mueve. IBV.

314. BLACK FO, WALL C, O'LEARY DP. Computerized screening of the human vestibulospinal system. Ann Otol Rhinol Laryngol. 1978;87(6 Pt 1):853-860

315. HENRIKSSON NG, JOHANSSON G, OLSSON LG Y ÖSTLUND H. Electrical analysis of the Romberg test. Acta Otolaryng. (Suppl.)1967;224:272-279.

316. EBERHART HD, INMAN VT. Evaluation of experimental procedures used in fundamental study of human locomotion. Ann NY Acad Sci. 1951;51:1213-1228

317. BARON JB, BOBOT J, BESSINETON JC. Statokinesimetrie. 1956; Presse Med. 64,36:863

318. BARON JB: Presentation d'un appareil pour mettre en evidence les desplacements du centre de gravité du corps dans le polygone de sustentation. Applications pratiques. 1964; Arch Malad Profes., 25,1-2:41-49.

319. BONIVER R: Posture et posturographie. 1994; Rev Med Liege. May 1;49(5):285-90

320. BARIGANT P, MERLET P, ORFAIT J Y TETAR C. New design of E.L.A. Statokinesemeter. 1972; Agressol;13 (C):69-74

321. NORRÉ ME. Posture in Otoneurology. Acta Otorhinolaryngol Belg, 44:55-364

322. SCHIEPPATI M, TACCHINI E, NARDONE A, TARANTOLA J, CORNA S. Subjective perception of body sway. J Neurol Neurosurg Psychiatry. 1999;66:313-322

323. BOVE M, MARINELLI L, AVANZINO L, MARCHESE R, ABBRUZZESE G. 2006 Posturographic analysis of balance control in patients with essential tremor. Mov Disord 21:192-198

324. KARST GM, VENEMA DM, ROEHRS TG, TYLER AE. Center of pressure measures during standing tasks in minimally impaired persons with multiple sclerosis. J Neurol Phys Ther. 2005;29:170-180.

325. APRILE I, PADUA L, IOSA M, GILARDI A, BORDIERI C, FRUSCIANTE R, et al. Balance and walking in facioscapulohumeral muscular dystrophy: multiperspective assessment. Eur J Phys Rehabil Med. 2012;48:393-402.

326. DONKER SF, LEDEBT A, ROERDINK M, SAVELSBERGH GJ, BEEK PJ. Children with cerebral palsy exhibit greater and more regular postural sway than typically developing children. 2008; Exp Brain Res;184:363-370

327. MORTON SM, BASTIAN AJ. Relative contributions of balance and voluntary leg-ccordination deficits cerebellar gait ataxia. 2003; Journal of Neurophysiology 89:1844-1856

328. NARDONE A, GODI M, GRASSO M, GUGLIELMETTI S, SCHIEPPATI M. Stabilometry is a predictor of gait performance in chronic hemiparetic stroke patients. 2009; Gait Posture; 30:5-10

329. COCCHIARELLA L, ANDERSSON GBJ. Guides to the Evaluation of Permanent Impairment. 5th ed. Chicago, Illinois: AMA Press, 2001.

330. BLACK FO. Clinical Status of Computerized Dynamic Posturography in Neurotology. Current Opinion in Otolaryngol Head Neck Surg 2001;9:314-318

331. EL-KASHLAN HK, SHEPARD NT, ASHER AM, SMITH-WHEELOCK M, TELIAN SA. Evaluation of clinical measures of equilibrium. Laryngoscope. 1998;108: 311-319

332. BERG K, WOOD-DAUPHINEE S, WILLIAMS JI. The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. 1995; Scand. J. Rehabil. Med. 27, 27-36

333. BLACK FO, ANGEL CR, PESZNECKER SC, GIANNA C. Outcome analysis of individualized vestibular rehabilitation protocols. Am J Otol. 2000;21(4):543-551

334. ERIN MCGUIRK T. The Use of Computerized Dynamic Posturography to Assess the Balance in Individuals with Parkinson's Disease (Thesis, Virginia Commonwealth University). 2005; Part of the Biomedical Engineering and Bioengineering Commons.

335. SOLER GRACIA C, BAYDAL BERTOMEU JM, GUERRERO ALONSO A, PRAT J. Un nuevo sistema para el análisis del equilibrio NedSVE/IBV. 2003; Revista de Biomecánica. Posturografía: algo se mueve. IBV.

336. MARTÍN SANZ E, BARONA DE GUZMÁN R, QUINZÁ VALERO V. Posturografía Dinámica. 2003; Revista de Biomecánica. Posturografía: algo se mueve. IBV.

337. SCOPPA F, CAPRAA R, GALLAMINIA M, SHIFFERA R. Clinical stabilometry standardization: basic definitions—acquisition interval—sampling frequency. Gait Posture. 2013;37(2):290-292

338. YOON JJ, YOON TS, SHIN BM, NA EH. Factors affecting test results and standardized method in quiet standing balance evaluation. Ann Rehabil Med. 2012;36:112-118

339. RUGELJ D, HRASTNIK A, SEVŠEK F. Reliability of modified sensory interaction test as measured with force platform. 2015; Med Biol Eng Comput 53:525-534

340. NAYLOR ME, ROMANI WA. Test-Retest Reliability of Three Dynamic Tests Obtained From Active Females Using the Neurocom Balance Master. 2006; J Sport Rehabil. 215,326-337

341. BALDINI A, NOTA A, ASSI V, BALLANTI F, COZZA P. Intersession reliability of a posturo stabilometric test, using a force platform. 2013; Journal of Electromyography and Kinesiology, 23 (6)

342. CEVETTE MJ, PUETZ B, MARION MS, WERTZ ML, MUENTER MD. A physiologic performance on dynamic posturography. Otolaryngol Head Neck Surg. 1995;112:676-688

343. HAMID MA: New tests of vestibular function. Meyers EN, et al (eds): Advances in Otolaryngology-Head and Neck Surgery. Chicago,Year Book Medical Publishers. 1990; vol 5, pp 15-38.

344. MALLISON AI, LONGRIDGE NS. A new set of criteria for evaluating malingering in work-related vestibular injury. 2005; Otol Neurotol;26: 686-690

345. ENDO K, SUZUKI H, YAMAMOTO K. Consciously postural sway and cervical vertigo after whiplash injury. Spine. 2008;33:539-542

346. GIANOLI G, MCWILLIAMS S, SOILEAU J, BELAFSKY P. Posturographic performance in patients with the potential for secondary gain. 2000; Otolaryngology-Head and Neck Surgery, 122, 11-18.

347. GOEBEL JA, SATALOFF RT, HANSON JM, NASHNER LM, HIRSHOUT DS, SOKOLOW CC. Posturographic evidence of nonorganic sway patterns in normal subjects, patients, and suspected malingerers. 1997; Otolaryngology- Head and Neck Surgery, 117, 293-302

348. VONK J, HORLINGS CG, ALLUM JH. Differentiating Malingering Balance Disorder Patients from Healthy Controls, Compensated Unilateral Vestibular Loss, and Whiplash Patients Using Stance and Gait Posturography. Audiol Neurotol. 2010;15:261-272

349. ALLUM JH, CARPENTER MG. A speedy solution for balance and gait analysis: angular velocity measured at the centre of body mass. Curr Opin Neurol. 2005;18:15-21

350. ALLUM JH, ADKIN AL. Improvements in trunk sway observed for stance and gait tasks during recovery from an acute unilateral peripheral vestibular déficit. Audiol Neurootol. 2003 Sep-Oct;8(5):286-302.

**OTRA BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA.**

351. EDWARDS RG, LIPPOLD OC. The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle. J Physiol. Jun 28 1956;132(3):677-681.

352. DEVRIES HA. Method for evaluation of muscle fatigue and endurance from electromyography fatigue curves. 1968; Am. J. Physiol. Med. 47, 125-135.

353. CLARKE DH, STULL GA. Strength recovery patterns following isometric and isotonic exercise.Journal of Motor Behaviour. 1969;1(3):233-243.

354. KETTELKAMP DB, JOHNSON RJ, SMIDT GL, CHAO EY, WALKER M. An electrogoniometric study of knee motion in normal gait. J Bone Joint Surg Am. 1970;52:775-90.

355. MORTIMER J, MAGNUSSON R, PETERSEN I. Conduction velocity in ischemic muscle: effect on EMG power spectrum. Am: J. Physiol. 1970;219:1324-1329.

356. VCHAFIN DB. Localized muscle fatigue-definiton and measurement. Journal of Occupational and Environmental Medicine. 1973;15:346-354.

357. EDWARDS RH, MCDONNELL M. Hand-held dynamometer for evaluating voluntary-muscle function. Lancet. 1974;2(7883):757-758.

358. KOMI PV, TESCH P. EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology. 1979;42:41-50.

359. DE LUCA C. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in human. Critical Reviews in Biomedical Engineering. 1984; Vol. 11; p. 251-279.

360. DELUCA CJ. Myoelectric manifestations of localized fatigue in humans. Crit Rev Biomed Eng. 1985;11:251-279.

361. BOHANNON RW. Manual muscle test scores and dynamometer test scores of knee extension strength. Arch Phys Med Rehabil. 1986;67(6):390-392.

362. CZITROM AA, LISTER GD. Measurement of grip strength in the diagnosis of wrist pain. J. Hand Surg (Am). 1988;13:16-19.

363. HASSON SM, WILLIAMS JH, SIGNORILE JF. Fatigue-induced changes in myoelectric signal characteristics and perceived exertion. Can J Sport Sci. 1989; Vol 14; 99102.

364. ALUND M, LARSSON SE. Three dimensional analysis of neck motion, a clinical method. Spine. 1990;15:87-91.

365. KLEIN AB, SNYDER-MACKLER L, ROY SH, DE LUCA CJ. Comparison of spinal mobility and isometric trunk extensor forces with Electromyographic spectral analysis in identifying low back pain. Phys Ther. 1991;71:445-453.

366. MERLETTI R, LO CONTE LR, ORIZIO C. Indices of muscle fatigue. Journal of Electromyography and Kinesiology. 1991;1(1):20-33.

367. GOLDMAN S, CAHALAN TD, AN KN. The injured upper extremity and the Jamar five-handle position grip test. Am. J. Phys. Med. Rehabil. 1991;70:306-309.

368. MERLETTI R, LO CONTE LR, CISARI C, ACTIS MV. Age related changes in surface myoelectric signals. Scand J. Rehab Med. 1992;24:25-36.

369. THOMPSON DA, BIEDERMANN H. STEVENSON JM, MACLEAN AW. Changes in paraspinal electromyographic spectral analysis with exercise: two studies. J Electromyogr Kinesiol. 1992;2(3):179-86.

370. ROBINSON ME, CASSISI JE, O'CONNER PD, MACMILLAN M. Lumbar iEMG during isotonic exercise, chronic back pain patients versus controls. J Spinal Disord. 1992;5:8-15.

371. COOPER RG, STOKES MJ, SWEET C, TAYLOR RJ, JAYSON MIV. Increased central drive during fatiguing contractions of the paraspinal muscles in patients with chronic low back pain. Spine. 1993;18(5):610-6.

372. HARKONEN R, HARJU R, ALARANTA H. The accuracy of the Jamar dynamometer. J. Hand Ther. 1993;6:259-262.

373. VAN DIEËN JH, VRIELINK HHEO, HOUSHEER AF, LOTTERS FBJ, TOUSSAINT HM. Trunk extensor endurance and its relationship to electromyogram parameters. Eur. J. App. Phys. 1993;66:388-396.

374. ALEXIEV AR. Some differences of the electromyographic erector spinae activity between normal subjects and low back pain patients during the generation of isometric trunk torque. Electromyogr Clin Neurophysiol. 1994;34:495-499.

375. HOUSH TJ, DEVRIES HA, JOHNSON GO, HOUSH DJ, EVANS SA, STOUT JR, et al. Electromyographic fatigue thresholds of the superficial muscles of the quadriceps femoris. Eur J Appl Physiol Occup Physiol. 1995;71(2-3):131-6.

376. TORRES M, GONZÁLEZ DEL PINO J, YÁÑEZ J, BARTOLOMÉ DEL VALLE E. Estudio dinamométrico de la mano y el pulgar. Rev Ortop Traumatol. 1999;5:321-6.

377. DOLAN P, MANNION AF, ADAMS MA. Fatigue of the erector spinae muscles. A quantitative assessment using "frequency banding" of the surface electromyography signal. J Biomech. 1995;20(2):149-59.

378. ANDREWS AW, THOMAS MW, BOHANNON RW. Normative values for isometric muscle force measurements obtained with hand-held dynamometers. Phys Ther. 1996;76(3):248-59.

379. VAN DIEËN JH, HEIJBLOM P. Reproducibility of isometric trunk extension torque, trunk extensor endurance, and related electromyographic parameters in the context of their clinical applicability. J Orthop Res. 1996;14(1):139-43.

380. NG JK, RICHARDSON CA, JULL GA. Electromyographic amplitude and frequency changes in the iliocostalis lumborum and multifidus muscles during a trunk holding test. Phys Ther. 1997;77(9):954-61.

381. MOONEY V, GULICK J, PERLMAN M, LEVY D, POZOS R, LEGGETT S, et al. Relationships between myoelectric activity, strength, and MRI of lumbar extensor muscles in back pain patients and normal subjects. J Spinal Disord. 1997;10:348-356.

382. MERLETTI R, LOCONTE LR. Surface EMG signal processing during isometric contraction. Journal of Electromyography and Kinesiology. 1997; 7(4):241-250.

383. KANKAANPÄÄ M, TAIMELA S, LAAKSONEN D, HANNIEN O, AIRKSINEN O. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. Arch Phys Med Rehabil. 1998;79:412-417.

384. ROY SH, ODDSSON LI. Classification of paraspinal muscle impairments by Surface electromyography. Phys Ther. 1998;78:838-851.

385. UMEZU Y, KAWAZU T, TAJIMA F, OGATA H. Spectral Electromyographic fatigue analysis of back muscles in healthy adult women compared with men. Arch Phys

Med Rehabil. 1998;79:536-538.

386. FEIPEL V, RODELET B, LE PALLEC JP, ROOZE M. Normal global motion of cervical spine: an electrogoniometric study. Clin Biomech (Bristol, Avon). 1999;Aug:14(7) 462-70.

387. TOUSIGANT M, BELLEFEUILLE L, O'DONOUGHUE S, GRAHOVAC S. Criterion validity of the cervical range of motion (CROM) goniometer for cervical flexion and extension. Spine. 2000;25:324-30.

388. PÄÄSUKE M, JOHANSON E, PROOSA M, ERELINE J, GAPEYEVA H. Back extensor muscle fatigability in chronic low back pain patients and controls: Relationship between electromyogram power spectrum changes and body mass index. J Back Musculoskeletal Rehabil. 2002;16:17-24.

389. LOWERY M, NOLAN P, O'MALLEY M. Electromyogram median frequency, spectral compression and muscle fibre conduction velocity during sustained sub-maximal contraction of the brachioradialis muscle. J. Electromyogr. Kinesiol. 2002;12:111-118.

390. LINNAMO V. Motor Unit Activation and Force Production during Eccentric, Concentric and Isometric Actions. UNIVERSITY OF JYVÄSKYLÄ; March 2002.

391. MARSON RA, GONÇALVES M. Electromyographic behavior of the biceps femoris (caput longum) and semitendinosus muscles in the isometric contraction test. Biomechanics Laboratory, Department of Physical Education, Institute of Biosciences, Paulista State University (UNESP), Rio Claro, SP, Brazil. Braz. J. morphol. Sci. 2003;20(1):55-58.

392. BILODEAU M, SCHINDLER-IVENS S, WILLIAMS DM, CHANDRAN R, SHARMA SS. EMG Frequency Content Changes with Increasing Force and during Fatigue in the Quadriceps Femoris Muscle of Men and Women. 2003; Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol.13, No.1, pp. 83-92, ISSN 1050-6411.

393. VAN WILGEN CP, AKKERMAN L, WIERINGA J, DIJKSTRA PU. Muscle strength in patients with chronic pain. Clin Rehabil. 2003;17(8):885-889.

394. MERLETTI R, PARKER P. Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications. USA. IEEE Press. Wiley-Interscience. 2004; p. 233-258.

395. DVIR Z, GAL-ESHEL N, SHAMIR B, PRUSHANSKY T, PEVZNER E, PERETZ C. Cervical motion in patients with chronic disorders of the cervical spine: a reproducibility study. Spine. 2006;31:394-399.

396. MARTIN H, YULE V, SYDDALL H, DENNISON E, COOPER C, AIHIE SAYER, A. Is Hand-Held dynamometry useful for the measurement of quadriceps strength in older people? a comparison with the gold standard biodex dynamometry. Gerontology. 2006;52(3):154-159.

397. ROJAS M, MANANAS MA, MULLER B, CHALER J. Activation of forearm muscles for wrist extension in patients affected by lateral epicondylitis. 2007; Proc. 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp 4858-4861.

398. FERNÁNDEZ JM, ACEVEDO RC, TABERNIG CB. Influencia de la fatiga muscular en la señal electromiográfica de los músculos estimulados eléctricamente. Revista EIA, 2007 Jun; ISSN 1794-1237 Número 7, p. 111-119.

399. DE LOOSE V, VAN DEN OORD M, BURNOTTE F, VAN TIGGELEN D, STEVENS V, et al. Functional assessment of the cervical spine in F-16 pilots with and without neck pain. Aviat Space Environ Med. 2009;80:477-481.

400. CIFREK M, MEDVED V, TONKOVI S, OSTOJI S. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. Clinical Biomechanics. 2009; 24:327-340.

401. BALASUBRAMANIAN V, DUTT A, RAI S. Analysis of Muscle Fatigue in Helicopter Pilots. 2011; Applied Ergonomics, Vol.42, No.6, pp. 913-918, ISSN 0003-6870.

402. COLEMAN JL, STRAKER LM, CAMPBELL A, IZUMI H, SMITH A. Biering-Sorensen test performance of Japanese young males: comparison with other ethnicities and relationship to electromyography, near-infrared spectroscopy and exertion ratings. Ergonomics. 2011;54(7):636-55.

403. STARK T, WALKER B, PHILLIPS J, FEJER R, BECK R. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: A systematic review. Physical Medicine and Rehabilitation. 2011;3(5):472-479.

404. THONGPANJA S, PHINYOMARK A, PHUKPATTARANONT P, LIMSAKUL CA. Feasibility Study of Fatigue and Muscle Contraction Indices Based on EMG Time-dependent Spectral Analysis. 2012; Procedia Engineering, Vol.32, pp. 239-245, ISSN 1877-7058.

405. CARLO J, DE LUCA A. Practicum on the Use of Surface EMG Signals in Movement Sciences. ©2008 Delsys Inc. ISBN: 978-0-9798644-0-7.

406. GONZÁLEZ-IZAL M, MALANDA A, GOROSTIAGA E, IZQUIERDO M. Electromyographic models to assess muscle fatigue. J Electromyogr Kinesiol. 2012 Aug;22(4):501-12. doi: 10.1016/j.jelekin.2012.02.019.

407. DELGADO BUENO S, PÉREZ MALLADA N, BONILLA IZAGUIRRE M, PIQUERAS C. La biomecáncia en la valoración médico-legal de las lesiones. La cervicalgia como modelo. 2011, © Biomecánica en la Valración Médico Legal de las Lesiones. ISBN 978-84-937689-4-2.

408. YLINEN JJ, SAVOLAINEN S, AIRAKSINEN O, KAUTIAINEN H, SALO P, HÄKKINEN A. Decreased strength and mobility in patients after anterior cervical diskectomy compared with healthy subjects". Arch Phys Med Rehabil. 2003;84(7):1043-7.

409. BARONA DE GUZMÁN R. Interés de la Posturografía en el diagnóstico y tratamiento del vértigo y el desequilibrio en Especialidades quirúrgicas. 2003; Revista de Biomecánica. Posturografía: algo se mueve. IBV.

410. QUINZÁ VALERO V, BARONA DE GUZMÁN R. Posturografía: Antecedentes históricos. Técnicas actuales para el registro de la postura. 2003; Revista de Biomecánica. Posturografía: algo se mueve. IBV.

411. BAYDAL BERTOMEU JM, CASTELLI A, GARRIDO JAÉN JD, BERMEJO I, BOSH, VIVAS BROSETA MJ, et al. NedSVE/IBV v.5. A new system for postural control assessment in patients with visual conflict. IBV. Revista de biomecánica. 61-64.

412. ZATTERSTOM R, FRIDEN T, LINDSTRAND A, MORITZ U. The effect of physiotherapy on standing balance in chronic anterior cruciate ligament insufficiency. Am J Sports Med. 1994;22(4):531-537.

413. NASHNER L. Adaptation of human movement to altered environments. TINS. 1982;358-361.

414. TROPP H, EKSTRAND J, GILLQUIST J. Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. Med Sci Sports Exerc. 1984;16(1):64-66.

415. LEPHART S, PINCIVERO D, GIRALDO J, FU F. The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. Am J Sports Med. 1997;25(1):130-137.

416. HOFFMAN M, SCHRADER J, KOCEJA D. An investigation of postural control on postoperative anterior cruciate ligament reconstruction patients. J Athl Train. 1999;34(2):130-136.

417. GAUFFI NH, TROPP H, ODENRICK P. Effect of ankle disk training on postural control in patients with functional instability of the ankle joint. Int J Sports Med. Apr. 1988;9(2):141-144.

418. GOLDIE P, BACH T, EVANS O. Force platform measures for evaluating postural control: Reliability and validity. Arch Phys Med Rehabili. 1989;70:510-517.

419. NASHNER L, PETERS J. Dynamic posturography in the diagnosis and management of dizziness and balance disorders. Diagn Neurotol. 1990;2:331-339.

420. BAUER C, GRÖGER I, RUPPRECHT R, GASSMANN KG. Intrasession reliability of force platform parameters in community-dwelling older adults. 2008; Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 89, 10. 1977-1982.

421. BAUER C, GROEGER I, RUPPRECHT R. Reliability analysis of time series force plate data of community dwelling older adults. Arch Gerontol Geriatr. 2010 Nov-Dec;51(3):e100-5. DOI: 10.1016/j.archger.2010.01.009.

422. BROWER B, CULHAM EG, LISTON RAL, GRANT T. Normal variability of postural measures: implications for the reliability of the relative balance performance outcomes. Scand J Rehabil Med. 1998 Sep;30(3):131-7.

423. GRANACHER U, GRUBER M, GOLLHOFER A. The impact of sensorimotor training on postural control in elderly men. Dtsch Z Sportmed 2007;58(12):446–451.

424. GRANACHER U, MUEHLBAUER T, ZAHNER L, et al. Comparison of traditional and recent approaches in the promotion of balance and strength in older adults. Sports Medicine 2011;41(5):377–400.

425. HARRINGE ML, HALVORSEN K, RENSTROM P, WERNER S. Postural control measured as the center of pressure excursion in young female gymnasts with low back pain or lower extremity injury. Gait Posture 2008 Jul;28(1):38-45.

426. LEE JY, PARK J, LEE D, et al. The effects of exercising on unstable surfaces on the balance ability of stroke patients. Journal of Physical Therapy Science 2011; Vol. 23, No.5, P 789-792

427. LIN D, SEOL H, NUSSBAUM AM, MADIGAN LM. Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. Gait Posture. 2008 Aug;28(2):337-42. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.01.005

428. MAGHADAM M, ASHAYERI H, SALAVATI M, SARAVZADEH J, TAGHIPOOR KD, SAEEDI A, et al. Reliability of center of pressure measures of postural stability in healthy older adults: effects of postural task difficulty and cognitive load. Gait Posture. 2011 Apr;33(4):651-5. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.02.016.

429. OLIVEIRA L, SIMPSON DM, NADAL J. Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. Physiol Meas. 1996 Nov;17(4):305-12.

430. PATEL M, FRANSSON PA, LUSH D, GOMEZ S. The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. Gait Posture. 2008 Nov;28(4):649-56. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.04.018

431. PETERKA RJ. Sensomotor integration in human postural control. J Neurophysiol. 2002 Sep;88(3):1097-118.

432. PINSAULT N, VUILLERME N. Test-retest reliability of centre of foot pressure measures to assess postural control during unperturbed stance. Med Eng Phys. 2009 Mar;31(2):276-86. doi: 10.1016/j.medengphy.2008.08.003

433. PRIETO TE, MYKLEBUST JB, HOFFMAN RG, MYKLEBUST BM. Measures of postural steadiness:

differences between healthy young and elderly adults. IEEE Trans Biomed Eng. 1996 Sep;43(9):956-66.

434. RAYMAKERS JA, SAMSON MM, VERHAAR HJJ. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). Gait Posture. 2005 Jan;21(1):48-58.

435. ROCCHI L, CHIARI L, CAPPELLO A. Feature selection of stabilometric parameters based on principal component analysis. Med Biol Eng Comput. 2004 Jan;42(1):71-9.

436. RUGELJ D, SEVSEK F. Postural sway area of elderly subjects. WSEAS Trans Signal Process 3:213-219.

437. RUGELJ D, TOMŠIC˘ M, SEVŠEK F. Do fallers and nonfallers equally benefit from balance specific exercise program? A pilot study. Biomed Res Int. 2013;2013:753298. doi: 10.1155/2013/753298.

438. RUGELJ D, GOMIŠC˘EK G, SEVŠEK F. The influence of very low illumination on the postural sway of young and elderly adults. PLoS One. 2014; 9(8): e103903. doi: 10.1371/journal.pone.0103903

439. SALAVATI M, HADIAN MR, MAZAHERI M, NEGAHBAN H, EBRAHIMI I, TALEBIAN S, et al. Test-retest reliability of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle instability. Gait Posture. 2009 Apr;29(3):460-4. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.11.016

440. SANTOS BR, DELISLE A, LARIVIÈRE C, PLAMONDON A, IMBEAU D. Reliability of centre of pressure summary measures of postural steadiness in healthy young adults. Gait Posture. 2008 Apr;27(3):408-15.

441. SCHILLING BK, FALVO MJ, KARLAGE RE. Effects of unstable surface training on measures of balance in older adults. J Strength Cond Res. 2009 Jul;23(4):1211-6. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181918a83.

442. STRANG AJ, HAWORTH J, HIERONYMUS M, WALSH M, SMART J. Structural changes in postural sway lend insight into effects of balance training, vision, and support surface on postural control in a healthy population. Eur J Appl Physiol. 2011 Jul;111(7):1485-95. doi: 10.1007/s00421-010-1770-6.

443. SWANENBURG J, DE BRUIN ED, FAVERO K, UEBELHART D, MULDER T. The reliability of postural balance measures in single and dual tasking in elderly fallers and non-fallers. BMC Musculoskelet Disord. 2008; 9: 162. doi: 10.1186/1471-2474-9-162.

444. WINTER DA, PATLA AE, PRINCE F, ISHAC M, GIELO-PERCZAK K. Stiffness control of balance in quiet standing. J Neurophysiol. 1998;80:1211-1221.

445. WINTER DA, PRINCE F, FRANK JS, POWELL C, ZABJEK KF. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. J Neurophysiol. 1996;75:2334-2343.

446. CARPENTER MG, MURNAGHAN CD, INGLIS JT. Shifting the balance: evidence of an exploratory role for postural sway. Neuroscience. 2010;171:196-204.

447. RUHE A, FEJER R, WALKER B. The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions-a systematic review of the literature. Gait Posture. 2010;32:436-445.

448. POKORNA K. Use of stabilometric platform and visual feedback in rehabilitation of patients after the brain injury. Prague Med Rep. 2006;107:433-442.

449. MOGHADAM M, ASHAYERI H, SALAVATI M, SARAFZADEH J, TAGHIPOOR KD, SAEEDI A, et al. Reliability of center of pressure measures of postural stability in healthy older adults: effects of postural task difficulty and cognitive load. Gait Posture. 2011;33:651-655.

450. ROCCHI L, CHIARI L, CAPPELLO A, HORAK FB. Identification of distinct characteristics of postural sway in Parkinson's disease: a feature selection procedure based on principal component analysis. Neurosci Lett. 2006;394:140-145.

451. ISABLEU B, FOURRE B, VUILLERME N, GIRAUDET G, AMORIM MA. Differential integration of visual and kinaesthetic signals to upright stance. Exp Brain Res. 2011;212:33-46.

452. GIOVANNI A, AKL L, OUAKNINE M. Postural dynamics and vocal effort: preliminary experimental analysis. Folia Phoniatr Logop. 2008;60:80-85.

453. ZOK M, MAZZA C, CAPPOZZO A. Should the instructions issued to the subject in traditional static posturography be standardised? Med Eng Phys. 2008;30:913-916.

454. STEFFEN T, SENEY M. Test-retest reliability and minimal detectable change on balance and ambulation tests, the 36-item short-form health survey, and the unified Parkinson disease rating scale in people with parkinsonism. Phys Ther. 2008;88:733-746.

455. HAGEMAN PA, LEIBOWITZ JM, BLANKE D. Age and gender effects on postural control measures. Arch Phys Med Rehabil. 1995;76:961-965.

456. HUE O, SIMONEAU M, MARCOTTE J, BERRIGAN F, DORE J, MARCEAU P, et al. Body weight is a strong predictor of postural stability. Gait Posture. 2007;26:32-38.

457. DEMURA S, KITABAYASHI T, NODA M, AOKI H. Age-stage differences in body sway during a static upright posture based on sway factors and relative accumulation of power frequency. Percept Mot Skills. 2008;107:89-98.

458. SCHMID M, CONFORTO S, CAMOMILLA V, CAPPOZZO A, D'ALESSIO T. The sensitivity of

posturographic parameters to acquisition settings. Med Eng Phys. 2002;24:623-631.

459. LE CK, RIACH C. Postural stability measures: what to measure and for how long. Clin Biomech (Bristol, Avon). 1996;11:176-178.

460. HENRY SM, FUNG J, HORAK FB. Effect of stance width on multidirectional postural responses. J Neurophysiol. 2001;85:559-570.

461. SENTHIL NS, KUMAR, BAHARUDIN O, HTWE O, LEONARD HJ, KRISHNAN J, et al. Reliability, agreement, and validity of digital weighing scale with MatScan in limb load measurement. J Rehabil Res Dev. 2014;51(4):591-8. doi: 10.1682/JRRD.2013.07.0166.

462. BLASZCZYK JW, PRINCE F, RAICHE M, HÉBERT R. Effect of ageing and vision on limb load asymmetry during quiet stance. J Biomech. 2000;33(10):1243-48.

463. REDFERN MS, YARDLEY L, BRONSTEIN AM. Visual influences on balance. J Anxiety Disord. 2001;15(1-2):81-94.

464. GENTHON N, GISSOT AS, FROGER J, ROUGIER P, PÉRENNOU D. Posturography in patients with stroke: Estimating the percentage of body weight on each foot from a single force platform. Stroke. 2008;39(2):489.

465. SKJÆRET N. Weight-bearing characteristics during standing in adults with cerebral palsy [Ph.D. dissertation] Trondheim, Norway: dissertation, Norwegian University of Science and Technology; 2011.

466. CHIARI L, ROCCHI L, CAPPELLO A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2002 Nov-Dec;17(9-10):666-77.

467. MCCLISH DK. Analyzing a portion of the ROC curve. Med Decis Making. 1989;9(3):190-95.

468. GOLRIZ S, HEBERT JJ, FOREMAN KB, WALKER BF. The validity of a portable clinical force plate in assessment of static postural control: concurrent validity study. Chiropr Man Therap. 2012 May 23;20(1):15. doi: 10.1186/2045-709X-20-15.

469. WESTCOTT SL, LOWES LP, RICHARDSON PK. Evaluation of postural stability in children: Current theories and assessment tools. Phys Ther. 1997,77(6):629-645.

470. ROGIND H, et al. Comparison of Kistler 9861A force platform and Chattecx Balance SystemÂW for measurement of postural sway: Correlation and test-retest reliability. Scand J Med Sci Sports. 2003,13(2):106-114.

471. GOLRIZ S, et al. Assessment of the reliability of the Midot posture scale analyser for evaluation of the postural stability parameters. Chiropractic and Manual Therapies, 2012 May; 20:14.

472. ERA P, et al. Postural balance in a random sample of 7,979 subjects aged 30 years and over. Gerontology. 2006,52(4):204-213.

473. WINTER DA. Biomechanics and motor control of human movement. 4th edition. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons INC; 2009.

474. ROMBERG MH. Manual of the Nervous Disease of Man. London: Syndenham Society, 395-401,1853.

475. STOCKWELL CW. Posturography. Otolaryngol Head Neck Surg. 1981;89:333-335.

476. GOEBEL JA. Contemporary diagnostic update: Clinical utility of computerized oculomotor and posture testing. Am J Otol. 1992 Nov;13(6):591-7.

477. UEMURA T, SUZUKI JI, HOZAWA J, HIGHSTEIN STM. Examen otoneurológico. Ed. Panamericana, 1976.

478. BALOH RW, FURMAN JM. Modern vestibular function testing. West J Med. 1989;150:59-67.

479. MILES G. Static equilibrium as a useful test of motor control. J. Indust. Hyg. 1922;3:316-331.

480. KAPTEYN TS, BLES W, NJIOKIKTJIEN CHJ, KODDE L, MASSEN CH, MOL JMF. Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. Agressologie. 1983;24(7):321-326.

481. ANDRES RO, ANDERSON DJ. Designing a better postural measurement system. American Journal of Otolaryngology Volume 1, Issue 3, May 1980, Pages 197-206.

482. FEARING FS. The factors influencing static equilibrium. An experimental study of the influence of height, weight and position of the feet on amount of sway, together with an analysis of the variability in the records of one reagent over a long period of time. J Comp Psych. 1924;4:91-121.

483. BOMAN K, JALAVISTO E. Standing Steadiness in Old and Young Persons. Ann Med Exxp Biol. 1953;31:447-453.

484. KAPTEYN TS, DE WIT G. Posturography as an auxiliary in vestibular investigation. Acta Otolaryngol Stockh. 1972;73:104-111.

485. KELSO LEA, HELLEBRANDT FA. Devices for the study of two plane shifts in the center of gravity of a swaying body. Science. 1937;86:451-452.

486. WALL C III, BLACK FO. Postural stability and rotational test: their effectiveness for screening dizzy patients. Acta Otolaryngol. 1983 Mar-Apr;95(3-4):235-46.

487. BLACK FO. Vestibulospinal function assesment by moving platform posturography. Am J Otol. 1985;6:39-46.

488. FURMAN JM. Role of posturography in the manegement of vestibular patients. Otolaryngol Head Neck Surg. 1995;112:8-15.

489. AMERICAN ACADEMY OF NEUROLOGY. Assessment: Posturography. Neurology. 1993;43(6):1261-1264.

490. NORRÉ ME, FORREZ G. Vestibulospinal function in otoneurology. ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec. 1986;48:37-44.

491. NORRÉ ME. Head extension effect in static posturography. Acta Otol Rhinol Laryngol. 1995;104:570-573.

492. SHUMWAY-COOK A, HORAK FB. Assesing the influence of sensory interaction on balance: suggestion from the field. Phys Ther. 1986;66:1548-1550.

493. BLACK FO, NASHNER LM. Postural disturbance in patients with benign paroxysmal positional nystagmus. Ann Otol Rhinol Laryngol. 1984;93:595-599.

494. BLACK FO, NASHNER LM. Vestibulo-spinal control differs in patients with reduced versus distorted vestibular function. Acta Otolaryngol Suppl. 1984;406:110-4.

495. BLACK FO, NASHNER LM. Postural control in four classes of vestibular abnormalities. Vestibular and Visual Control on Posture and Locomotor Equilibrium. M Igarashi y FO Black (Eds) Karger Publications, New York, pp 271-281, 1985.

496. BOWMAN C, MANGHAM C. Clinical use of moving platform posturography. Seminars in Hearing. 1989;10(2):161-171.

497. BARONA R. Programa de rehabilitación vestibular: indicaciones y posibilidades terapéuticas. Rehabilitación. 1994;28:257-263.

498. DENIA A, ANTOLI-CANDELA F, ALONSO A. Posturografía dinámica: Nuevo método de estudio de la función vestibular. En: Libro del año de Otorrinolaringología. Saned SA, Madrid, 1992; 249-266.

499. DOBIE RA. Does computerized dinamic posturography help us care for our patients. Am J Otol. 1997;18:108-112.

500. DI FABIO RP. Sensitivity and specificity of platform posturography for identifying patients with vestibular dysfunction. Phys Ther. 1995;75:290-305.

501. HAMID MA, HUGUES GB, KINNEY SE. Specificity and Sensitivity of Dynamic Posturography. Acta Otolaryngol Suppl. 1991;481:596-600.

502. HENRICKSSON NG, JOHANSSON G, OLSSON L, OSLUND H. Electric analysis of the Romberg test. Acta Otolaryngol (Stockh) suppl 224: 272- 279, 1967.

503. KEIM RJ. Clinical comparosons of posturography and electronystagmography. Laryngoscope. 1993;103:713-716.

504. NASHNER LM. Computerized Dinamic Posturography: clinical applications. In: Handbook of balance function testing, Jacobson GP, Newman GW y Kartush JM (ed). cap 13 308-334, Mosby-Year Book, 1993.

505. NORRE ME. Contribution of a posturographic six-test-set to the evaluation of patients with peripheral vestibular disorders. J Vest Resch. 1992;2:159-166.

506. SANZ R.Test vestibular de autorrotación: VAT y posturografía Dinámica. Vértere. 1997;25:5-15.

507. WEBER PC, CASSS SP. Clinical assessment of postural stabilitiy. Am J Otol. 1993;14:566-569.

508. NASHER LM. Computerized dynamic posturography. JA Goebel, ed. Practical management of the dizzy patient. Philadelphia, PA: Lippincott, Williams & Wilkins, 2001; 143-170.

509. NASHER LM. Computerized dynamic posturography clinical applications. Jacobson gp, Newman CW, Kartush, eds. Handbook of Balance Function Testing. St. Louis, MO: Mosby Year Book, 2003; 308-334.

510. ALLUM JHJ, SHEPARD NT. An overview of the clinical use of dynamic posturography in the differential diagnosis of balance disorders. Journal of Vestibular Research. 1999;9:223-252.

511. DICKINS JRE, CYR DG, GRAHAM SS, WINSTON ME, SANFORD M. Clinical significance of type 5 patterns in platform posturography. Otolaryngol Head Neck Surg. 1992;107:1-6.

512. DI FABIO R. Meta-analysis of the sensitivity and specificity of platform posturography. Arch Otolaryngol Head-Neck Surg. 1996;122:150-156.

513. LIPP M, LONGRIDGE NS. Computerized dynamic posturography: its place in the evaluation of patients with dizziness and imbalance. Journal of Otolaryngology. 1994;23:177-183.

514. VOORHEES RL. The role of dynamic posturography in neurotologic diagnosis. Laryngoscope. 1989;99:995-1001.

515. DETTMANN MA, LINDER MT, SEPIC SB. Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. Amer J Physical Med. 1987;66:77-90.

516. LEDIN T, ODKVIST LM, VRETHEM M, MOLLER C. Dynamic posturography in assessment of polyneuropathic disease. J Vest Res. 1999;1:123-128.

517. NELSON SR, DIFABIO RP, ANDERSON JH. Vestibular and sensory interaction deficits assessed by dynamic platform posturography in patients with multiple sclerosis. Ann Otol Rhinol Laryngol. 1995;104:62-68.

518. RUBIN AM, WOOLLEY SM, DAILY VM, GOEBEL JA. Postural stability following mild head or whiplash injuries. Amer J Otol. 1995;16:216-221.

519. BORELLO-FRANCE DF, WHITNEY SL, HERDMAN SJ. Assessment of Vestibular Hypofunction. Herdman SJ, ed. Vestibular Rehabilitation. Philadelphia, PA: FA Davis Company 1994; 247-286.

520. LISTON RA, BROUWER BJ. Reliability and validity of measures obtained from stroke patients using Balance Master. Arch Physical Med Rehabil. 1996;77:425-430.

521. MOORE S, WOOLLACOTT MH. The use of feedback devices to improve postural instability. Herdman SJ, Clendaniel RA, eds. Physical Therapy Practice. 1993;2(2):1-19.

522. PEREZ N, ALEMÁN O. Compensación vestibular. Bases de la rehabilitación vestibular. Bartual J y Perez N eds. El sistema vestibular y sus alteraciones. Masson. Barcelona. 1999;40:475-488.

523. SHEPARD NT, TELIAN SA, SMITH-WHEELOCK M, RAJ A. Vestibular and balance rehabilitation therapy. Annals of Otology, Rhinology and Laryngology. 1993;102:198-205.

524. SHUMWAY-COOK A, ANSON D, HALLER S. Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. Arch Phys Med Rehabil. 1998;69:395-400.

525. ALEXANDER NB. Postural control in older adults. J Amer Geriatrics Soc. 1994;42:93-108.

526. CLARK S, ROSE DJ, FUJIMOTO K. Generalizability of the limits of stability test in the evaluation of dynamic balance among older adults. Arch Physical Med Rehabil. 1997;78:1078-1084.

527. KESHNER EA, ALLUM JHJ, HONEGGER F. The relationship between postural control system impairments and disabilities in older adults. Allison L, Rose DJ. Physical Therapy. 1998;78(5):S69.

528. KESHNER EA, ALLUM JHJ, HONEGGER. Predictors of less stable postural responses to support surface rotations in healthy elderly. J Vest Res. 1993;3:419-429.

529. MATHESON AJ, DARLINGTON CL, SMITH PF. Further evidence for age-related deficits in human postural function. Journal of Vestibular Research. 1999; 9:261-264.

530. SHUPERT CL, HORAK FB. Adaptation of postural control in normal and pathologic aging: implications for fall prevention programs. Human Kinetics Journal 1999; Volume: 15 Issue: 1 Pages: 64-74, doi.org/10.1123/jab.15.1.64

531. TANG PF, MOOR S, WOOLLACOTT MH. Correlation between two clinical balance measures in older adults: Functional mobility and sensory organization test. J Gerontology: Medical Sciences. 1998;53:140-146.

532. WHIPPLE R, WOLFSON L, DERBY C, DEVENDER S, TOBIN J. Altered sensory function and balance in older persons. J Gerontology. 1993;48:71-76.

533. WOLFSON L, WHIPPLE R, DERBY C, AMERMAN P, NASHNER LM. Gender differences in the balance of healthy elderly as demonstrated by dynamic posturography. J Gerontology: Medical Sci. 1994;49(4):160-167.

534. HART CW, RUBIN AG. Medico-legal aspects of neurotology. Otolaryngologic Clinics of North America. 1996;29(3):503-516.

535. KREMPL GA, DOBIE RA. Evaluation of posturography in the detection of malingering subjects. American Journal of Otology. 1998;19:619-627.

536. MALLINSON AI, LONGRIDGE NS. Dizziness from whiplash and head injury: Differences between whiplash and head injury. American Journal of Otology. 1998;19:814-818.

537. NORRÉ ME. Sensory interaction testing in pataform posturography. J Laryngol Otol. 1993;107:496-501.

538. VIITASALO J, KOMI P. Signal characteristics of EMG with special reference to reproducibility of measurements. Acta Physiol Scand. 1975;93:531-539.

539. DE LUCA CJ, MERLETTI R. Surface myoelectric signal cross-talk among muscles of the leg. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1988;69:568-575.

540. GIROUX B, LAMONTAGNE M. Comparisons between surface electrodes and intramuscular wire electrodes in isometric and dynamic conditions. Electromyogr Cin Neurophysiol. 1990;30:397-405.

541. TÜRKER KS. Electromyography: Some Methodological Problems and Issues. Physical Therapy. 1993;73:57-67.

542. HERMENS H, FRERIKS B. SENIAM. The state of the art on sensors and sensor placement procedures for surface electromyography, a proposal for sensor placement procedures. Deliverable of the SENIAM Project, 1997. Roessingh Research and Development b.v. ISBN 90-75452-09-8.

543. KOLLMITZER J, EBENBICHLER GR, KOPF A. Reliability of surface electromyographic measurements. Clinical Neurophysiology. 1999;110:725-734.

544. HERMENS HJ, FRERIKS B, DISSELHORST-KLUG C, RAU G. Development of recommendation for SEMG sensors and sensor placement procedures. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2000;10,361-374.

545. SOMMERICH CM, JOINES SMB, HERMANS V, MOON SD. Use of surface electromyography to estimate neck muscle activity. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2000;10:377-398.

546. KENDELL ELERT J, LARSSON B, MANSSON B, GERDLE B. Chronic pain and difficulty relaxing postural muscles in patients with fibromyalgia and chronic whiplash associated disorders. J Rheumatol. 2001;28:1361-1368.

547. HUMPHREY AR, NARGOL AV, JONES AP, RATCLIFFE AA, GREENOUGH CG. The value of electromyography of the lumbar paraspinal muscles in discriminating between chronic-lowback-pain sufferers and normal subjects. Eur Spine J. 2005;14(2):175-84.

548. GATCHEL RJ, RICARD MD, DOUGALL A, JAIN M, GHOSH S. The Comprehensive Muscular Activity Profile (CMAP): Its Clinical Utility in Objectively Differentiating Between Low Back Pain Patients and Normals. Journal of Applied Biobehavioral Research. 2010;15(4):175-186.

# VALOR DE LAS PRUEBAS BIOMECÁNICAS EN LA GESTIÓN DE LAS PRESTACIONES DE LA SEGURIDAD SOCIAL Y EN LOS PROCESOS JUDICIALES DE SEGURIDAD SOCIAL.

## *THE IMPORTANCE OF BIOMECHANICAL TESTS IN MANAGING SOCIAL SECURITY BENEFITS AND LEGAL PROCESSES.*

MORENO LUGRÍS A.M.[1], LEYENDA MARTÍNEZ L.E.[2]

**RESUMEN.**
Nuestra experiencia profesional, ligada al sector de las Mutuas de Accidentes de trabajo, hoy legalmente denominadas Mutuas Colaboradoras con la Seguridad Social, nos permite efectuar una valoración de las pruebas médicas de biomecánica clínica como una herramienta eficaz en la gestión de las prestaciones de la Seguridad Social, siendo utilizadas por los Servicios Médicos, como guía útil para medir la evolución del trabajador desde el momento mismo de la lesion, en los estados de incapacidad temporal y permanente. De igual manera, estas pruebas son habitualmente utilizadas, entre otras, como pruebas en los procesos judiciales en materia de Seguridad Social, procedimientos de impugnación de altas y de incapacidad permanente, así como los procesos de revisión de grado de incapacidad..

**PALABRAS CLAVE:** Biomecánica clínica, incapacidad temporal, incapacidad permanente.

**ABSTRACT.**
Our professional experience, linked to the Occupational Accidents Insurance sector, now legally known as Mutual Partners with Social Security, allows us to develop an assessment of medical evidence for Clinical Biomechanics as an effective tool in the management of the Social Security benefits, being used by Medical Services, as a useful guideline to measure the employee's evolution. Similarly, these tests are usually used, among others, as an evidence in legal proceedings in terms of Social Security, challenge procedures of registrations and permanent disability, as well as the reviewing processes for the degree of disability.

**KEY WORDS:** Clinical Biomechanics, temporary disability, permanent disability.

**CONTACTO:** Ana M. Moreno Lugrís y Luis E. Leyenda Martínez, Mutua Gallega, Avenida García Barbón 12, 1º, 36201 Vigo (España)
ana-maria.moreno@mutuagallega.com y luis-esteban.leyenda@mutuagallega.com

## 1. INTRODUCCIÓN: UTILIDAD DE LAS PRUEBAS MÉDICAS DE BIOMECÁNICA CLÍNICA.

Desde el momento inicial del acceso a la situación de incapacidad temporal, bien derivada de contingencia común o profesional, el trabajador tiene garantizada la asistencia sanitaria y el abono de la prestación, ello hasta el momento de su incorporación al trabajo. Sin olvidar aquellas situaciones en las que el estancamiento de su patología y el carácter de las secuelas hagan al sujeto afectado tributario de una prestación de incapacidad permanente.

Así, para una adecuada gestión de la prestación de asistencia sanitaria, y comenzando por las situaciones de incapacidad temporal, las pruebas médicas de biomecánica clínica son requeridas como una herramienta de apoyo en el control de la evolución sanitaria del trabajador. Finalizado el tratamiento médico, colaboran en los razonamientos que conducen al facultativo a extender el alta médica, y también son instrumento para delimitar de forma objetiva el porcentaje de pérdida o merma de la capacidad funcional del sujeto afectado. Y como correlato, la repercusión de las secuelas en su rendimiento laboral a efectos de iniciar un expediente de incapacidad permanente.

Estas pruebas biomecánicas contribuyen a establecer de forma imparcial el porcentaje real de pérdida funcional de marcha, de equilibrio, de

1 Licenciada en Derecho. Servicios Jurídicos Mutua Gallega. Pontevedra.
2 Licenciado en Derecho. Servicios Jurídicos Mutua Gallega. Pontevedra.

espalda, articulaciones y grupos musculares, en orden a determinar con precisión los niveles de movilidad, fuerza y resistencia bien mermados o bien reestablecidos después del tratamiento pautado. Siendo así instrumento útil para certificar jurídicamente el alcance real de las secuelas, a los efectos de ubicar la situación del trabajador, en los grados de incapacidad permanente tal y como son definidos por la Ley General de la Seguridad Social.

La doctrina acerca de cómo debe realizarse la valoración de las dolencias del trabajador, siendo objetivables y previsiblemente definitivas a efectos de un procedimiento de incapacidad permanente, debe de acomodarse a las concretas particularidades del caso a enjuiciar, lo que conduce a la casi imposibilidad de poder llegar a la generalización de situaciones homogéneas en materia de incapacidad permanente. No obstante, la fiabilidad de las pruebas mécias de biomecánica clínica nos acerca a verificar la teórica capacidad laboral que puede desarrollar un trabajador en condiciones normales de habitualidad, a efectos de que pueda obtener un rendimiento razonablemente exigible.

Una vez finalizada la fase administrativa de tramitación, es decir, comunicada el alta al trabajador o bien resuelto un expediente de incapacidad permanente por el Instituto Nacional de la Seguridad Social, el trabajador o la entidad aseguradora pueden mostrar su desacuerdo con el resultado, acudiendo a la vía judicial para su impugnación.

## 2. VALOR PROBATORIO DE LAS PRUEBAS MÉDICAS DE BIOMECÁNICA CLÍNICA.

Nos interesa por tanto abordar brevemente en qué medida son utilizadas las pruebas de biomecánica clínica como prueba en acto de juicio, y qué valor les otorgan nuestros Tribunales, conjuntamente con otros medios de prueba que se aportan al proceso, respecto a la metodología utilizada, grado de fiabilidad y resultados.

Seguimos insistiendo en que los resultados de las pruebas médicas de biomecánica clínica, van indefectiblemente ligados a la totalidad de los informes y pruebas médicas que engrosan el expediente administrativo previo, y se aportan conjuntamente con el resto de las pruebas que interese hacer valer la parte demandante o demandada en el proceso.

Ni que decir tiene que nuestros Tribunales otorgan a estos informes valor probatorio, y por tanto dotado de criterios de especialidad y objetividad asimilables en muchas ocasiones incluso a los informes de valoración médica del Equipo de Valoración de Incapacidades del INSS (EVI), sirviendo como ejemplo el contenido en extracto de las siguientes Sentencias del Tribunal Superior de Justicia de Galicia:

- **Tribunal Superior de Justicia de Galicia, (Sala de lo Social, Sección 1ª), Sentencia núm. 759/2015 de 6 febrero de 2015 (JUR 2015\69452):** "El juzgador de instancia sí ha valorado la totalidad de las pruebas obrantes en las actuaciones, y no solo así lo expresa en la fundamentación jurídica de la sentencia de instancia donde se afirma que "las (secuelas) acreditadas en autos proceden del informe del EVI **y la prueba biomecánica aportada por la mutua" -lo que, dicho sea de paso, supone acoger una prueba médica objetiva que, precisamente, se proyecta sobre el hombro afectado**, con lo cual su acogimiento se deriva de un evidente fundamento tácito-del trabajador codemandado" [1].

En otras ocasiones, se asume su contenido y sus conclusiones a la hora de establecer el alcance y la repercusión funcional de las lesiones padecidas por los trabajadores, así:

- **Tribunal Superior de Justicia de Galicia, (Sala de lo Social, Sección 1ª), Sentencia de 12 julio de 2017 (JUR 2017\204077):** "*El Magistrado de instancia, haciendo uso de la facultad de libre apreciación de la prueba, tuvo en cuenta la prueba biomecánica realizada en fecha 30 de octubre de 2012, cuyo resultado es el siguiente: Movilidad de rodilla derecha al 91% de la normalidad. Fuerza en rodilla derecha al 62% de la normalidad. Resistencia muscular en grupos*

*que comandan la rodilla al 100% respecto de la normalidad. Patrones dinámicos de pisada y marcha dentro de la normalidad. Conclusiones que han sido ratificadas por la prueba pericial, ratificada en sede judicial. De lo que se colige que la patología descrita no impide al actor, con carácter permanente, el desempeño de todas o de las fundamentales tareas de su profesión habitual, dado el escaso menoscabo funcional de dichos padecimientos, hasta el punto de considerar que aquellos no le limitan en un porcentaje no inferior al 33% para el desarrollo de la misma*" [2].

Esta línea ratifica que nuestros Juzgados y Tribunales convalidan la fiabilidad y eficacia de los estudios biomecánicos, en orden a la determinación objetiva de las secuelas.

Para finalizar, y respecto a los procedimientos de revisión de grado de incapacidad, es Jurisprudencia consolidada, -entre otras la Sentencia del Tribunal Supremo , Sala de lo Social de 14 de febrero de 2006, rec. núm. 4480/2004- la que sostiene que en materia de revisión de incapacidades, cuando se contempla la posibilidad de revisión de la incapacidad por mejoría o por agravación, no se alude a «las lesiones», sino a la eventual alteración «del estado invalidante», de lo que se desprende que tal expresión «estado» hace referencia a la situación completa y global del incapacitado, no sólo a las concretas dolencias en que se basó el reconocimiento anterior del grado inferior de invalidez" [3].

Si lo que se plantea es un expediente de revision de grado, bien por mejoría o agravamiento, el recurso a las pruebas biomecánicas se perfila una vez más como punto de apoyo para certificar en qué medida el afectado ha experimentado una mejoría de su capacidad laboral o una merma superior de su capacidad laboral que justifique la concesión de un mayor grado invalidante.

## 3. CONCLUSIONES.

En definitiva, las pruebas médicas de biomecánica clínica son un instrumento eficaz para la gestión de las prestaciones de la Seguridad Social, ya que ofrecen a los Servicios Médicos una guía útil para medir la evolución del trabajador desde el momento de la lesión, en los estados de incapacidad temporal y permanente. Además, las pruebas médicas de biomecánica clínica poseen valor probarotio en los Tribunales, y son de elevado interés y utlidad en los procedimientos de impugnación de altas y de incapacidad permanente, así como los procesos de revisión de grado de incapacidad.

**BIBLIOGRAFÍA.**

1. SENTENCIA Nº. 759/2015 de 6 febrero (JUR 2015\69452), Tribunal Superior de Justicia de Galicia (Sala de lo Social, Sección 1ª)

2. SENTENCIA de 12 de julio de 2017 (JUR 2017\204077), Tribunal Superior de Justicia de Galicia (Sala de lo Social, Sección 1ª)

3. SENTENCIA DEL TRIBUNAL SUPREMO (Sala de lo Social) de 14 de febrero de 2006, rec. núm. 4480/2004.

# TRAUMATISMO CERVICAL LEVE. APORTACIÓN DE LA BIOMECÁNICA CLÍNICA EN EL DIAGNÓSTICO MÉDICO-LEGAL.

## *MINOR CERVICAL TRAUMA: CONTRIBUTION OF CLINICAL BIOMECHANICS TO MEDICO-LEGAL DIAGNOSTICS.*

REPRESAS VÁZQUEZ C.[1]

**RESUMEN.**
La Valoración Biomecánica se postula como una valiosa herramienta diagnóstica en la valoración médico-legal de los traumatismos cervicales leves, que se caracterizan por una paradójica complejidad diagnóstica dada la inespecificidad de los síntomas y el desconocimiento fisiopatológico. La Academia Internacional de Medicina Legal ha recomendado recientemente introducir, en la medida de lo posible, las exploraciones instrumentales en la valoración médico-legal de esta patología.

**PALABRAS CLAVE:** Biomecánica, Traumatismo Cervical Leve, Diagnóstico médico-legal.

**ABSTRACT.**
Biomechanical assessments are a valuable diagnostic tool pertaining the medicolegal assessment of minor cervical traumas, which feature a paradoxical diagnostic complexity given the non-specific nature of its symptoms and the lack of physiopathological knowledge. The International Academy of Legal Medicine has recently recommended to implement, to the extent possible, instrumental exploration in the medicolegal assessment of this pathology.

**KEY WORDS:** Biomechanics, minor cervical trauma, medicolegal diagnostics.

**CONTACTO:** Carlos Represas Vázquez, Estrada&Represas Asociados S.L. (Asesoría Medicina Legal y Forense), Calle Fernando González 7, 1°G, 15004 A Coruña (España) carlos@carlosrepresas.es

## 1. INTRODUCCIÓN: EL TRAUMATISMO CERVICAL LEVE.

Probablemente la mayor paradoja del traumatismo cervical leve (habitualmente denominado esguince cervical) es su complejidad diagnóstica y la inexistencia de una prueba objetiva de lesión, motivado por el desconocimiento hasta la fecha de la causa de los síntomas y las lesiones estructurales subyacentes. Si bien se han postulado múltiples causas que expliquen los síntomas asociados a los traumatismos cervicales, cuentan en la actualidad con mayor difusión las relacionadas con lesiones de las articulaciones interapofisarias y alteraciones en la sensibilización central del dolor.

El diagnóstico clínico se basa en las manifestaciones del paciente, y como citan Morris y Thomas [1] es una patología que tiende más a ser manifestada que a ser diagnosticada. Los síntomas son comunes a múltiples patologías con alta prevalencia. Los signos exploratorios habituales (contractura, limitación de movilidad, puntos gatillo, tono muscular, etc.) en general no superan los test estadísticos de consistencia interobservador [2,3]. No se han identificado signos específicos de lesión en las pruebas de imagen actuales (radiografía, TC, RNM, etc.). Ni siquiera la conocida rectificación de la lordosis fisiológica es diagnóstica en este caso [4,5,6].

No obstante estos síntomas y signos inespecíficos son suficientes para alcanzar un diagnóstico clínico de sospecha de patología cervical e iniciar un proceso asistencial. Por distintas razones estos mismos hechos deben ser analizados en la práctica médico-legal bajo otro prisma, porque puede no ser suficiente el diagnóstico clínico para alcanzar la certeza

1 Doctor en Medicina y Cirugía. Especialista en Medicina Legal y Forense. Estrada&Represas Asociados S.L. A Coruña

médico-legal, no en la realidad del daño, sino en su relación causal con un hecho determinado.

## 2. APORTACIÓN DE LA BIOMECÁNICA EN EL DIAGNÓSTICO MÉDICO LEGAL.

En este escenario médico-legal tan complejo, además de muy frecuente, se están introduciendo nuevas tecnologías para el diagnóstico médico-legal. Entre ellas debemos destacar el auxilio de la BIOMECÁNICA. Lo primero que debemos conocer es que existen diferentes aplicaciones que deben distinguirse, ya que habitualmente se confunden. La biomecánica consiste en la aplicación de los principios de la mecánica sobre los sistemas biológicos [7,8]. Dentro de esta ciencia multidisciplinar y además de otras, debemos diferenciar entre la **Biomecánica clínica** o diagnóstica y la **Biomecánica del impacto** (de las lesiones, del trauma) o Biomecánica Forense. Aunque ambas tienen en común los conocimientos físicos aplicados sobre los tejidos biológicos, la primera estudia el movimiento y la objetivación de limitaciones en la función, mientras que la Biomecánica del impacto estudia los efectos de las fuerzas sobre los tejidos biológicos, en particular el cuerpo humano, centrándose en los tejidos dañados [2,8].

Ambas disciplinas están hoy en día en auge en la escena médico-legal, en la medida en la que aportan más objetividad sobre los hechos que analizan que las exploraciones clínicas clásicas (Biomecánica Clínica) o las manifestaciones subjetivas acerca de la violencia de la colisión (Biomecánica del impacto). Recientemente la Academia Internacional de Medicina Legal recomienda recurrir, en la medida de lo posible, a la exploración instrumental complementaria de la exploración clínica, en la valoración médico-legal de los traumatismos cervicales [9].

**BIBLIOGRAFÍA.**


1. MORRIS A, THOMAS P. Neck Injuries in the UK Co-operative crash study. In: Pike J, editor. Neck injury biomechanics. Warrendale:SAE International; 2009. p. 253-65.

2. REPRESAS C, LUNA A, MUÑOZ JI. Importancia de la biomecánica del impacto en la valoración pericial del síndrome del latigazo cervical. Rev Esp Med Legal. 2016;42(2):72-80.

3. HALDEMAN S, CARROL L, CASSIDY D. A best evidence synthesis on neck pain: Findings, from the bone and Joint decade 2000-2010: Task Force on Neck Pain and its associated disorders. Spine. 2008;33(4Suppl):S1-S220.

4. BELTSIOS M, SAVVIDOU O, MITSIOKAPA EA, MAVROGENIS AF, KASPIRIS A, EFSTATHOPOULOS N, et al. Sagittal alignament of the cervical spine after neck injury. Eur J Orthop Surg Traumatol. 2013.Jul;23(1):S47-51.

5. MEJADDAM AY, KAAFARANI HM, RAMLY EP, AVERY LL, YEH DD, KING DR et al. The clinical significance of isolated loss of lordosis on cervical spine computed tomography in blunt trauma patients: a prospective evaluation of 1,007 patients. Am J Surg. 2015 Nov;210(5):822-6.

6. LINSENMAIER U, DEAK Z, KRTAKOVSKA A, RUSCHI F, KAMMER N, WIRTH S et al. Emergency radiology: straightening of the cervical spine in MDCT after trauma--a sign of injury or normal variant?. Br J Radiol. 2016;89(1061).

7. YOGANANDAN N., NAHUM A., MELVIN J. Accidental injury. Biomechanics and prevention. 3ª ed. Springer, New York 2015.

8. ARREGUI C., TEIJEIRA R., REBOLLO MC., KERRIGAN J., CRANDALL J. La biomecánica del impacto: una herramienta para la medicina legal y forense en la investigación del accidente de tráfico. Rev Esp Med Legal. 2011;37(3):97-104

9. FERRARA SD, ANANIAN V, BACCINO E, BANCZEROWSKI P, BORDIGNON D(5), BOSCOLO-BERTO R et al. Whiplash-Associated Disorders: Clinical and medico-legal guidelines on the methods of ascertainment. Int J. Legal Med. 2016 Jan;130(1):13-22.

# PRUEBAS BIOMECANICAS Y NEXO CAUSAL.
## *BOMECHANICAL TESTS AND CAUSAL LINK.*

RIAL SUÁREZ C.[1]

**RESUMEN.**
El rechazo de siniestros por falta de nexo causal por parte del sector asegurador, en accidentes de daños materiales de escasa cuantía se ha convertido en uno de los principales puntos de conflicto entre aseguradoras y víctimas de accidentes de tráfico desde la entrada en vigor de la ley 35/2015. El presente artículo realizado desde la experiencia de la práctica profesional, trata de abordar tanto el contenido de las pruebas biomecánicas, como la repercusión judicial que están teniendo.

**PALABRAS CLAVE:** biomecánica clínica, biomecánica de impacto, nexo causal, valor probatorio, secuelas, incapacidad, invalidez.

**ABSTRACT.**
Since the enforcement of the law 35/2015, denial of claim due to lack of causal link has been the main reason for disagreement between insurance companies and victims of traffic accidents, in situations where material damage was limited. This article, written through the experience of professional practice, intends to address the content of the biomechanical tests presented in court, as well as their legal repercussion.

**KEY WORDS:** clinical biomechanics, impact biomechanics, causal link, evidential value, sequelae, disability, invalidity.

**CONTACTO:** Carlos Rial Suárez, Eurosiniestro, Rúa Lalín 5, 2ºD, 36209 Vigo (España) crial@eurosiniestro.es

## 1. CONTENIDO DE LAS PRUEBAS PERICIALES BIOMECANICAS APORTADAS A LOS PROCESOS JUDICIALES.

Resulta frecuente que las aseguradoras para fundamentar la alegación de falta de nexo causal de las lesiones por accidente de circulación aporten en los procesos judiciales, pruebas periciales que denominan como “Biomecánicas” cuando en realidad solo son Biomecánicas de impacto entre vehículos. Las citadas pruebas Biomecánicas de impacto adolecen de la parte “BIO”, de modo que no interviene en la misma ningún médico que haya reconocido a los lesionados y que firme el informe de forma conjunta con el perito de automóviles de la aseguradora. De tal modo, el informe pericial biomecánico de impacto, en la práctica totalidad de las veces, llega a la conclusión de que los ocupantes de un vehículo no han podido tener las lesiones que reclaman sin tener en cuenta las circunstancia físicas y personales de las víctimas, a las que el autor del informe desconoce por completo.

El método más comúnmente utilizado para realizar estos informes consiste en que entre las aseguradoras, se faciliten fotografías y valoraciones de los daños de los vehículos, para que la aseguradora que pretende defenderse de la reclamación de los lesionados, elabore un informe negando la relación de causalidad entre los daños en los vehículos y las lesiones de las personas que han intervenido en el mismo. Con esta información, sin reconocer a los lesionados y en la mayoría de los casos sin tampoco revisar los vehículos que han sufrido los daños por parte del perito que elabora la pericial Biomecánica de impacto, se elabora un informe obtenido a base de introducir los datos que se le facilitan en alguna aplicación informática, del tipo CZ Balms, que a su vez emite unos datos sobre la variación de la velocidad del vehículo o del Delta V, que supuestamente se produjo en el accidente. Con los datos del Delta V así obtenidos el perito de la aseguradora llega a la conclusión de si los lesionados han podido tener lesiones a consecuencia del accidente o si estas son descartables.

1 Licenciado en Derecho. Director Jurídico de Eurosiniestro. Pontevedra.

En todo este proceso el principal protagonista del informe, el lesionado, casi nunca tiene participación. Desconoce en la mayor parte de los casos que el informe se está realizando a sus espaldas, sin poder comunicarse con el autor del mismo, ni poder aportarle ningún tipo de información sobre el accidente.

Ante la situación descrita anteriormente, nuestra experiencia nos ha enseñado que la mejor forma de combatir esta práctica de las aseguradoras, es la realización temprana, nada más conocer el rechazo del siniestro, de pruebas diagnosticas que demuestren las patologías que presentan los lesionados. Con ellos nos referimos a pruebas biomecánicas clínicas que con técnicas avanzadas de diagnostico nos acrediten de forma fehaciente tanto la intensidad del daño, como las limitaciones, evolución y posibles secuelas que resten al lesionado tras su periodo de curación. Paralelamente también sería deseable que los lesionados tuviesen un mayor control sobre la valoración y reparación de los daños materiales, puesto que no siempre se hace una evaluación correcta de los mismos, dejando sin reparar daños ocultos que justificarían por una parte las lesiones padecidas y por otro facilitarían la aparición de otras nuevas en caso de un nuevo accidente.

## 2. VALORACIÓN JUDICIAL DE LAS PRUEBAS BIOMECANICAS DE IMPACTO ENTRE VEHÍCULOS Y BIOMECÁNICAS CLÍNICAS.

Vaya por delante que en esta cuestión como en la mayoría de las que se abordan en los juzgados no hay un criterio único, de modo que en ocasiones las pruebas aportadas por las aseguradoras han convencido a los Jueces de que no había nexo causal en las lesiones reclamadas y en otras muchas tales informes no han servido a tal fin. Nuestra impresión es que a lo largo y ancho de la geografía española, el rechazo a las pruebas Biomecánicas de impacto es el criterio que se está imponiendo debido al escaso rigor con el que las mismas se vienen realizando tal y como antes hemos comentado.

Así por citar algunos ejemplos:

- **AUTO: 00178/2016 Audiencia Provincial de Pontevedra:** *Ciertamente la valoración de los daños de los vehículos no es elevada, 424,08 euros y 205,01 euros, pero este dato no es definitivo para determinar la existencia o no de lesiones derivadas del accidente, ya que influyen factores como la masa de los vehículos, la posición de los ocupantes, su edad, etc* [1].

- **Audiencia Provincial de Asturias (Sección 4ª) Sentencia núm. 195/2015 de 9 julio:** *El perito elabora sus conclusiones sin recabar información de las personas implicadas en el accidente sobre las circunstancias de éste, sin examinar ninguno de los dos vehículos, (…)* [2].

- **Sentencia de la Audiencia Provincial de Granada (Sección 3ª) nº 12/2015, de 23 de enero:** *"(..) y otras por no objetivarse suficientemente esa relación causal o minimizarse el riego desde informes periciales de biomecánica que como decíamos en nuestra sentencia de 21 de julio de 2014, alcanzan en algunas ocasiones, conclusiones aventuradas al partir de datos incompletos incorporados a este tipo de informes que tratan de reconstruir la dinámica de la colisión sin datos concluyentes u objetivos"* [3].

- **Auto de la Audiencia Provincial de La Coruña de fecha 26 de febrero de 2.015:** Dicho Auto dispone que *"No se trata ya de que una colisión con mínimos desperfectos en los automóviles origine daños corporales (de hecho, el ponente de esta resolución tiene un antecedente histórico familiar de personas fallecida por desnucamiento sin concurrir daño material). Es un conocimiento de física elemental que la fuerza viva aplicada en el impacto puede transformarse en deformación o en desplazamiento…o en ambas. POR ESO NO APORTA NINGUNA SEGURIDAD EXTRAER CONCLUSIONES SOBRE VELOCIDAD BASADAS EN LA AUSENCIA O ESCASA ENTIDAD DE LOS DAÑOS, SIN CONSIDERACIÓN DE NINGUNA OTRA CIRCUNSTANCIA, Y CON*

*REAL DESCONOCIMIENTO DE COMO SUCEDIÓ EL PERCANCE…" para concluir diciendo que "…ES SABIDO QUE DEMOSTRAR DEMASIADO NO DEMUESTRA NADA…".*

- **Sección 11ª de Barcelona de 9 de julio de 2014, cuando dice, en relación a un estudio similar, que:** "*viene referido a consideraciones generales que no tienen porque haberse reproducido en el supuesto de autos, de forma que el resultado lesivo no deriva exclusivamente de la velocidad de lo móviles implicados en la colisión sino de otras diversas circunstancias tales como la edad, postura, relajación o no muscular en el momento del impacto, etc., lo que determina que no siendo sus confeccionantes testigos directos del hecho no puede aceptarse aquel , de forma indubitada, para negar la existencia de las lesiones*".

- **Sentencia nº 244/2016 de AP Vizcaya, Sección 5ª, 22 de Septiembre de 2016:** "*el informe de biomecánica aportado por la parte demandada, elaborado un año después del siniestro a partir de las fotografías enviadas por el asegurado de su vehículo Peugeot 307 y la valoración de los daños en el Renault Clío por importe de 266,36 euros, sin que el autor del informe haya inspeccionado los vehículos y sus daños, ni el lugar del siniestro, sin haber tenido en cuenta ciertos parámetros tan esenciales como el estado de salud de la demandante, su edad, posición en el vehículo, reposacabezas, pesos de los vehículos, si había o no más ocupantes, etc, habiendo reconocido el perito en el juicio su carencia de conocimientos médicos no teniendo tampoco ningún valor probatorio la pericial medica del Dr. Damaso, ya que se fundamenta en las conclusiones del informe biomecánico, debiendo valorarse que dicho doctor supervisó a la paciente en tres ocasiones, lo que evidencia que algún tipo de lesión presentaba*" [4].

- **Sentencia nº 522/2016 de AP Pontevedra, Sección 1ª, 10 de Noviembre de 2016:** *Así, pues, la intensidad de la colisión, por si misma, no puede erigirse en criterio definitorio, como tampoco lo es el informe de biomecánica evacuado al respecto. Mucho más, si tenemos en cuenta que de ordinario se construyen a partir de meras hipótesis sobre las circunstancias del siniestro y-o sobre datos que no han sido debidamente introducidos en el proceso a través de medios que permitan su contradicción, como serían los interrogatorios de partes y testigos*" [5].

Tras el rechazo prácticamente generalizado de las pruebas Biomecánicas de impacto que se aportan por las aseguradoras, falta por analizar que valoración se hace de las pruebas médicas diagnósticas y biomecánicas clínicas que se aportan a los procedimientos para demostrar las lesiones de los accidentados de tráfico. Como antes se ha dicho no hay una interpretación unánime del valor que deben darse a las citadas pruebas, pero si una tendencia clara a hacer prevalecer el resultado de estas pruebas sobre las que aportan las aseguradoras basados en datos estadísticos cuestionables y sin la intervención de los propios lesionados. Así la **Sentencia nº 522/2016 de AP Pontevedra, Sección 1ª, 10 de Noviembre de 2016 dice que** "*Por su parte, en la jurisprudencia de nuestras A. Provinciales, no sin vaivenes y contradicciones, quizás explicables por el casuismo propio de la materia y por la justicia del caso concreto, se va abriendo una línea proclive a relativizar el valor de los informes de biomecánica, al menos en el aspecto que nos ocupa...".*

Es por lo anterior que en las sentencias anteriormente citadas y en otras muchas lo que realmente prevalece es el resultad de las pruebas e informes médicos.

Así nos decía ya en el año **2012 la Audiencia Provincial de Asturias sentencia 10 de diciembre:** "*…para cuya resolución cobran especial relevancia los informes médicos obrantes en autos al respecto, dado que son estos profesionales los que tienen los conocimientos específicos e idóneos para resolver esa relación causal entre lesiones y un determinado traumatismo. Es por ello que frente a esa especial idoneidad de tales informes médicos no puede prevalecer los informes biomecánicos, como el adjuntado en este caso a*

*la contestación elaborado por cuatro ingenieros técnicos en la materia".*

En el mismo sentido la **audiencia provincial de Pontevedra en sentencia de 4 de febrero de 2014:** *"La parte apelante se sustenta en un informe pericial que pretende quitar relevancia a la colisión considerando que fue de escasa intensidad y valorando que la velocidad era de unos 5,5 Kms/h, informe sobre el que a su vez un perito médico considera que no se pueden sufrir las lesiones demandadas. Sin embargo tales pericias pretenden desvirtuar una realidad que se impone sobre las mismas como es la existencia de la colisión, que nadie niega, y la constatación de unas lesiones al día siguiente de la colisión por personal médico, procediendo al diagnóstico y tratamiento de lesiones propias de un mecanismo accidental como es la colisión por alcance y que provoca cervicalgia postraumática, esguince cervical o de tobillos, lesiones que dependerán no solo de la intensidad del impacto sino también de la posición de las afectadas y su falta de previsión del impacto, no pudiendo adoptar medidas de protección frente a una inminente colisión que no perciben hasta que se produce. Lesiones que, se reitera, son constatadas por el médico que asistió a las lesionadas en el Servicio de Urgencias, y que en el acto de la vista consideró compatibles con el mecanismo accidental efectivamente ocurrido"* [6].

Más contundente se muestras la **audiencia provincial de León cuando afirma en sentencias Sección 1ª, de fecha 23 de junio de 2014** y de fecha 21 de julio de 2014 "*son los médicos y no los ingenieros quienes han de determinar la concurrencia de una lesión, porque aquellos, además de carecer de conocimientos sobre la salud de las personas, emiten sus dictámenes sobre la base de lo que pudiera haber sucedido (reconstrucción del accidente) y se sustentan en hipótesis más o menos contrastadas con estudios meramente estadísticos sobre la incidencia que pudieran tener impactos a determinadas velocidades en la salud de las personas".*

En relación a la fiabilidad de las pruebas biomecánicas, realizadas con avanzados sistemas de diagnostico, que acreditan tanto la existencia de lesiones como la intensidad y repercusión en las actividades de la victima resulta especialmente relevante la buena aceptación de tales pruebas en la jurisdicción social donde, las conclusiones de estas periciales vienen siendo acogidas por la practica generalidad de los Tribunales Superiores de Justicia, en reclamaciones relacionadas con declaraciones de incapacidad o invalidez.

Muestra de lo anterior serian:

- **Sentencia nº 82/2016 de TSJ Asturias, Sala de lo Social, 22 de Enero de 2016** a cuyas referencias implícitas a la prueba Biomecánica nos remitimos, para no transcribir extensos párrafos de la misma [7].

- **Sentencia nº 5587/2016 de TSJ Cataluña, Sala de lo Social, 4 de Octubre de 2016** *"lo que desprende del folio 98, así como que determina "pèrdua de força", lo que desprende del informe pericial, biomecánica e informe ICAM"* [8].

- **Sentencia nº 480/2016 de TSJ País Vasco, Sala de lo Social, 15 de Marzo de 2016** *"Pero tampoco debemos olvidar que en los informes médicos y documentados administrativos, se contiene también una prueba biomecánica que el EVI solicitó ante la divergencia específica, que rechaza las conclusiones tajantes de la información privada y obtiene resultados diferenciados que se contienen en las descripciones, evolución, tratamiento y, sobre todo, en las limitaciones que recoge la Juzgadora de instancia y a las que debemos estar, por cuanto entendemos que los resultados de la prueba biomecánica recogen la versión de los déficits concluyentes*" [9].

- **Sentencia nº 3521/2011 de TSJ Galicia (A Coruña), Sala de lo Social, 12 de Julio de 2011** "*No admitimos la solicitud revisoria, porque su apoyo se reduce a pericial médica practicadas en fechas muy próximas a la IQ de la que fue objeto, por lo que el IMS - alejado en meses de ésa y corroborado con la prueba biomecánica y la ENMG- nos ofrece una mayor credibilidad que los informes médicos"* [10].

## 3. CONCLUSIONES.

A la vista de las resoluciones transcritas y de otras muchas analizadas para este artículo, la conclusión a la que se llega es que las pruebas Biomecánicas de impacto entre vehículos, a las que les falta la parte Biométrica, son de escaso valor probatorio siempre y cuando estas sean confrontadas con informes médicos, diagnósticos y pruebas de Biomecánica Clínica que acrediten las lesiones padecidas por los accidentados de tráfico. En estos casos la tendencia mayoritaria de las Audiencias provinciales es la de hacer prevalecer el resultado de tales pruebas e informes sobre las que se realizan con total ausencia del lesionado.

**BIBLIOGRAFÍA.**


1. AUTO:00178/2016, de 16 de mayo, AP de Pontevedra.
2. SENTENCIA N.º 195/2015 de 9 julio, AP de Asturias (Sección 4ª).
3. SENTENCIA N.º 12/2015, de 23 de enero, AP de Granada (Sección 3ª).
4. SENTENCIA N.º 244/2016, de 22 de septiembre, AP de Vizcaya (Sección 5ª).
5. SENTENCIA N.º 522/2016 de 10 de noviembre, AP de Pontevedra (Sección 1ª).
6. SENTENCIA N.º 039/2014 de 4 de febrero, AP de Pontevedra.
7. SENTENCIA N.º 82/2016 de 22 de enero, TSJ Asturias, Sala de lo Social.
8. SENTENCIA N.º 5587/2016 de 4 de octubre, TSJ Cataluña, Sala de lo Social.
9. SENTENCIA N.º 480/2016 de 15 de marzo, TSJ País Vasco, Sala de lo Social.
10. SENTENCIA N.º 3521/2011 de 12 de julio, TSJ Galicia, Sala de lo Social.
11. LARROSA AMANTE, Colisiones por alcance. Especial referencia a la pericial biomecánica, 2015. Revista de Responsabilidad Civil, Derecho de la Circulación, año 51/nº 5, mayo.

# ESTUDIO DE LA BIOMECÁNICA EN LA PRÁCTICA CLÍNICA.
## *STUDY OF BIOMECHANICS IN CLINICAL PRACTICE.*

LÓPEZ VÁZQUEZ MIGUEL A.[1]

**RESUMEN.**
El médico rehabilitador es un especialista que, a diferencia de otras especialidades que también tratan la patología osteoarticular, se caracteriza por tratar específicamente la repercusión en la funcionalidad que conllevan muchas de estas lesiones. El desarrollo de nuestra especialidad demanda herramientas que nos permitan medir ese grado de limitación funcional, para seleccionar a los pacientes que se benefician de tratamiento rehabilitador, para monitorizar la evolución de un paciente o para determinar unas secuelas. Son las *valoraciones biomecánicas* las que han llegado, sobre todo en este campo de la patología osteoarticular, para tratar de asumir la objetivación de la repercusión funcional de una patología concreta. La biomecánica clínica cumple todos los requisitos para convertirse en una nueva subespecialidad dentro de la rehabilitación y donde los bioingenieros deberán integrarse dentro de los servicios de rehabilitación.

**PALABRAS CLAVE:** test biomecánico y funcional, rehabilitación, dinamometría, posturografía

**ABSTRACT.**
A rehabilitation physician is a specialist who, unlike in other specialties that also treat osteoarticular pathology, specifically focuses on treating the effect such injuries have on functionality. Developing this speciality demands tools that allows measuring a degree of functional limitation, thus enabling doctors to monitor a patient, select which patients should benefit from rehabilitation treatment, or determine any potential physical sequelae. Particularly in osteoarticular pathology, the functional effects of a given pathology can be determined more objectively through biomechanical assessments. Clinical biomechanics meets all the requirements to become a new subspeciality within rehabilitation, involving bioengineers in the rehabilitation processes.

**KEY WORDS:** functional and biomechanical test, rehabilitation, dinamometry, posturography

**CONTACTO:** Miguel A. López Vázquez, Hospital POVISA de Vigo, Rúa de Salamanca 5, 36211 Vigo (España) mlopvaz@povisa.es

## 1. INTRODUCCIÓN: DIAGNÓSTICO Y PRUEBAS COMPLEMENTARIAS.

Es indudable que la medicina es una ciencia en continuo desarrollo que es capaz de incorporar los avances más tecnológicos a muchas de sus disciplinas y que ha contribuido a que nuestra calidad y esperanza de vida hayan mejorado de manera muy significativa. A pesar de estas mejoras, dentro de la doctrina médica hay aspectos que no han variado en absoluto; conceptos que se transmiten de forma sistemática e invariable a lo largo de los años y para todas las generaciones de médicos. La historia clínica es el documento donde el médico recoge la información que le permite alcanzar un diagnóstico de una determinada patología. Se estructura en varias partes: una **anamnesis**, donde a través de una entrevista al paciente se recogen los datos más relevantes (motivo de consulta, antecedentes personales y familiares de enfermedades, edad, profesión, medicación actual,...), una **exploración física** (habitualmente por aparatos), que tratará de detectar signos clínicos patológicos y **pruebas complementarias,** necesarias en muchos casos para certificar la sospecha diagnóstica tras realizar una anamnesis y una exploración física adecuadas. Analíticas de sangre, orina, radiografías, ecografías, TAC, electrocardiogramas, resonancias,... son pruebas complementarias que prácticamente todos conocemos. Además vivimos en la era tecnológica y la medicina también se está beneficiando mucho de ella. Las pruebas de imagen en conjunción con ordenadores ofrecen una calidad tan grande que hoy día podemos reconstruir en 3 dimensiones cualquier parte del cuerpo, lo que facilita no sólo alcanzar un diagnóstico sino tomar decisiones para programar cirugías minimizando los efectos colaterales.

El desarrollo de estos métodos de exploración posiblemente haya provocado que los dos pilares sobre los que clásicamente se ha

1 Médico Especialista en Medicina Física y Rehabilitación. Jefe de Servicio del Hospital POVISA de Vigo. Pontevedra

asentado el diagnóstico clínico, la anamnesis y exploración física, se hayan visto algo degradados. Es cierto que la presión asistencial y los tiempos de consulta por un lado, y la mejora en la calidad de las pruebas complementarias por otro, hayan mermado la entrevista y la óptima exploración de los pacientes, pero ceder todo el protagonismo a la prueba complementaria para alcanzar un diagnóstico es un tremendo error, pues no solo supone un consumo de recursos enorme sino que además puede dar lugar a diagnósticos erróneos (falsos positivos), pues a pesar de las virtudes de estas clásicas pruebas complementarias modernizadas encontramos limitaciones, derivadas fundamentalmente de la actitud pasiva que debe mostrar el paciente al ser explorado.

Imaginemos un paciente que presenta dolor de espalda al agacharse y que se irradia al pie derecho. Nuestra primera impresión diagnóstica será que presenta una hernia discal. Para confirmarlo realizamos una *resonancia magnética*, donde el paciente debe permanecer acostado unos 30 minutos sin moverse, y no encontramos ninguna anomalía discal. Sin embargo muchos pensamos que si tuviésemos la posibilidad de realizar una resonancia a la vez que el paciente realiza el gesto que desencadena el dolor, es probable que pudiésemos observar como un disco protruye una raíz nerviosa cuando flexiona la columna. Y a veces puede ocurrir lo contrario, pues el 30% de la población puede tener protrusiones o hernias discales en las pruebas de imagen pero no experimentan ningún tipo de sintomatología. Por lo tanto hay ocasiones, en la praxis clínica actual, en las que no somos capaces de correlacionar hallazgos radiológicos con la sintomatología que presenta un paciente.

Otras pruebas complementarias no presentan la limitación de la resonancia pues permiten un estudio dinámico y el paciente tiene un papel más activo, como la *ecografía*, que permite valorar tendinopatías con los movimientos articulares, un *electromiograma* que valora patologías nerviosas y musculares o una *espirometría* para valorar la función respiratoria. Todas ellas nos aportan parámetros cuantitativos y objetivos pero también presentan limitaciones para correlacionar sus resultados con la repercusión funcional que refiere y presenta un paciente. Por tanto es necesario buscar nuevos test que permitan correlacionar los resultados de las pruebas más clásicas con la sintomatología y el grado de limitación o discapacidad que pueda presentar un paciente. Y son las *valoraciones biomecánicas* las que han llegado, sobre todo en el campo de la patología osteoarticular, para tratar de asumir la objetivación de la repercusión funcional de una patología concreta.

El médico rehabilitador es un especialista que, a diferencia de otras especialidades que también tratan la patología osteoarticular, se caracteriza por tratar específicamente la repercusión en la funcionalidad que conllevan muchas de estas lesiones. El desarrollo de nuestra especialidad demanda herramientas que nos permitan medir con objetividad ese grado de limitación funcional, para seleccionar a los pacientes que se benefician de tratamiento rehabilitador, para monitorizar la evolución de un paciente o para determinar unas secuelas. Se entiende por lo tanto por prueba biomecánica a aquella que evalúa aspectos mecánicos y fisiológicos de la motricidad humana como son la fuerza muscular, el movimiento y/o coordinación, el equilibrio y patrones de activación muscular dinámicas. La biomecánica clínica cumple todos los requisitos para convertirse en una nueva subespecialidad dentro de la rehabilitación y donde los bioingenieros deberán integrarse dentro de los servicios de rehabilitación[1]. De hecho, en el año 2017 se ha presentado la Sociedad Ibérica de Biomecánica en Rehabilitación (SIBRehab) [2].

## 2. APLICACIONES CLÍNICAS DE LA BIOMECÁNICA.

La utilización de sistemas biomecánicos se ha venido extendiendo en la práctica de la rehabilitación médica a lo largo de los últimos años en nuestro país. El médico rehabilitador, dentro de su praxis médica, pone a disposición del paciente una serie de opciones terapéuticas que tratarán de cumplir con dos objetivos básicamente: eliminar el dolor y alcanzar la

mayor recuperación funcional posible. Los procedimientos se planifican habitualmente en 3 fases.

La *primera fase*, ya sea una lumbalgia incapacitante o un fractura articular, se basará en respetar los tiempos de recuperación tisular fisiológicas, recuperar los recorridos articulares, disminuir los espasmos musculares y desinflamar partes blandas básicamente. La participación del fisioterapeuta es fundamental y asume un papel preponderante en esta primera fase.

Una *segunda fase*, donde tratamos de recuperar la fuerza muscular y el equilibrio y propiocepción básicamente. La participación del paciente es mucho más activa. Las *valoraciones dinamométricas* (con dinamómetros isométricos, isocinéticos o isoinerciales) de fuerza nos aportan información muy válida para conocer el estado de forma muscular (desequilibrios agonistas/antagonistas, desequilibrios lado sano/lado enfermo) y permite establecer específicamente programas de ejercicios [3,5]. Los *posturógrafos* nos permiten valorar de forma objetiva los diferentes sistemas que participan en el equilibrio (visual, vestibular y somatosensorial) [6,8].

Una vez recuperados los movimientos articulares y la fuerza, sería recomendable certificar que los movimientos y esfuerzos se realizan con patrones normales. Se trata de una *tercera fase* de fisioterapia donde encaminamos al paciente a reintegrarse en el ámbito laboral o en la actividad deportiva y donde trataremos de evitar recaídas. Equipos de *análisis en vídeo en 3D* nos permiten analizar la calidad de movimientos específicos o de la marcha[9]; la *electromiografía multicanal de superficie* nos permite comprobar si la activación de los diferentes grupos musculares para un gesto determinado es la adecuada o si hay sinergismos y contracciones musculares indeseables o fatiga muscular [10]; y la *baropodometría* permite analizar las presiones en las plantas de los pies durante un ciclo de marcha [11]. Todas estas pruebas biomecánicas nos posibilitan de manera objetiva garantizar que la recuperación funcional de un paciente es completa o en su defecto, nos identifican el estancamiento en la evolución de una lesión y permiten cuantificar el grado de discapacidad residual (secuelas).

Las mutuas de accidentes de trabajo han contribuido de manera significativa en el desarrollo de esta tecnología. La Ley de Prevención de Riesgos Laborales obliga en su artículo 22 a que los reconocimientos médicos se lleven a cabo mediante la aplicación de unos protocolos de vigilancia específica de la salud, en relación a los riesgos concretos a los que esté expuesto el trabajador, por ejemplo la lumbalgia, donde se deben aplicar protocolos de vigilancia específica relativos a riesgos ergonómicos como: el protocolo de manejo manual de cargas, el de movimientos repetitivos, posturas forzadas, usuarios de PVD, de vibraciones, etc. [12,13]. Existen dispositivos biomecánicos que permiten analizar movimientos, valorar la discapacidad, la ergonomía del puesto de trabajo, diseño funcional de calzado…

La medicina deportiva es otro campo donde las valoraciones biomecánicas nos permiten decidir de forma objetiva el momento adecuado para la reincorporación de un deportista tras un periodo de lesión o realizar una programación de entrenamientos específicos para la prevención de lesiones. Para ello empiezan a definirse *algoritmos de valoración funcional* 14, que el clínico debe seguir y donde se obtienen parámetros cuantitativos a través de la *dinamometría muscular* en una fase dos de rehabilitación y datos cualitativos sobre la función de varias estructuras en una fase tres, realizando test de saltos para rodilla o lanzamientos para hombro, por ejemplo.

Otro ámbito donde se está aplicando el estudio de la biomecánica es en la medicina legal porque diferentes dispositivos han permitido obtener parámetros que nos sugieren el nivel de colaboración de un paciente: la *diferencia excéntrico concéntrico (DEC)* para evaluar la maximalidad del esfuerzo en las pruebas isocinéticas, el *coeficiente de variación* y el *test de intercambio rápido para las pruebas isométricas de fuerza de garra*, la *relación del coeficiente de variación* con el recorrido articular para el análisis de movimiento de la columna cervical y la *repetibilidad* o *detección de*

*patrones afisiológicos* en la posturografía. Estas valoraciones nos permiten detectar signos de falta de colaboración y ello implica una consecuencia crucial: la prueba no es fiable y por tanto, la valoración del paciente no es válida. [1,15].

## 3. CONCLUSIONES.

La introducción de dispositivos de valoración biomecánica en el momento actual en hospitales generales está limitado a escasos centros. Considerando la presión asistencial, el coste de recursos materiales y humanos, la formación requerida…, hacen que la implantación generalizada en los servicios de rehabilitación sea complicada. Expertos en biomecánica en nuestro país nos sugieren dotar un laboratorio de forma equilibrada con pruebas cuantitativas como dinamómetros y electrogoniómetros y cualitativas, donde ya no existe demasiado consenso. Requiere una formación específica y la implicación activa de ingenieros [1].

Una valoración biomecánica, en general, consume por sí misma más tiempo que una consulta médica ordinaria y además existe una dependencia de la colaboración y esfuerzo del paciente que, en ocasiones, por diferentes motivos, no es la más adecuada y retrasan las pruebas. Quizás el desarrollo de la biomecánica en los próximos años pasa más por la implantación de centros independientes de valoración biomecánica donde hospitales generales, federaciones o sociedades deportivas, mutuas laborales y equipos de valoración de incapacidades (EVI) de la Seguridad Social puedan derivar a pacientes determinados.

## BIBLIOGRAFIA.


1. Chaler J, Garreta R. Aplicaciones clínicas de las pruebas biomecánicas: mitos y realidades (Editorial). Rehabilitación (Madr). 2010;44(3):195–198.

2. Chaler J, Jacinto J, Aguiar C, Garreta R. La importancia de los tests biomecánicos y funcionales en la rehabilitación del siglo xxi. Presentación de la Sociedad Ibérica de Biomecánica en Rehabilitación (SIBRehab). Editorial. Rehabilitación (Madr). 2017;**51(2)**:71-72.

3. Guide to physical therapist practice, Phys Ther, 2001. **81**: p. S13-S95.

4. Ottenbacher, K.J., et al., *The reliability of upper- and lower-extremity strength testing in a community survey of older adults*. Archives of Physical Medicine & Rehabilitation, 2002. **83**: p. 1423-7.

5. Kannus P. Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation. Int J Sports Med. 1994;15(Suppl 1):S11–8.

6. Asai M, Watanabe Y, Ohashi N, & Mizukoshi K 1993. Evaluation of vestibular function by dynamic posturography and other equilibrium examinations. Acta Oto-laryngologica Supplementum, 504, 120-124.

7. Black FO, Wall C, Nashner LM 1983. Effects of visual and support surface orientation references upon postural control in vestibular deficient subjects. Acta Oto-laryngologica Supplementum, 95(3-4), 199-201.

8. Loughran S, Tennant N, Kishore A, Swan IR. Interobserver reliability in evaluating postural stability between clinicians and posturography. Clin Otolaryngol. 2005;30:255–7.

9. McGinley JL, Baker R, Wolfe R, Morris ME. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. Gait Posture. 2009;29:360–9 [Epub 2008 Nov 13].

10. Rojas, M.; Mañanas, M.A. Electromiografía de superficie multicanal como herramienta no invasiva en la rehabilitación neuromuscular. A: Simposio CEA de Bioingeniería. "4o Simposio CEA Bioingeniería 2012". Valladolid: Universidad de Valladolid, 2012, p. 73-79.

11. Murphy DF, Beynnon BD, Michelson JD, Vacek PM. Efficacy of plantar loading parameters during gait in terms of reliability, variability, effect of gender and relationship between contact area and plantar pressure. Foot Ankle Int. 2005;26: 171–9.

12. Ley 31/1995, de 8 de noviembre, de prevención de Riesgos Laborales. «BOE» núm. 269, de 10/11/1995, pag. 32598. En: http://www.boe.es/buscar/pdf/1995/BOE-A-1995-24292-consolidado.pdf

13. Vicente MT, Terradillos MJ, Capdevila LM, Ramírez MV y López González AA. Lumbalgias y biomecánica en Medicina del Trabajo. Biomecánica en Medicina Laboral. 2011. Ed. ADEMAS Comunicación: 9- 52.

14. Davies G, Wilk K, Ellenbecker T. Assessment of strength. En: Malone TR, McPoil TG, Nitz AJ, editores. Orthopedic and sports physical therapy, 3rd ed. St. Louis (MO): Mosby; 1997. p. 231.

15. Chaler J. Pruebas biomecánicas en la patología musculoesquelética en el entorno laboral . Medicina del Trabajo. Biomecánica en Medicina Laboral. 2011. Ed. ADEMAS Comunicación: 77-96.

# VALOR PERICIAL DE LAS PRUEBAS BIOMECÁNICAS CLINICAS PARA EL MÉDICO FORENSE.

## *THE EXPERT VALUE OF CLINICAL BIOMECHANICAL TESTS FOR FORENSIC DOCTORS.*

MORTE TAMAYO N.[1]

**RESUMEN.**
Las pruebas biomecánicas clínicas tienen una larga trayectoria en nuestro país, incluso en el ámbito judicial, pero es en los últimos años cuando han irrumpido con mayor frecuencia en las valoraciones médico forenses en relación sobre todo con el cambio legislativo introducido por la Ley 35/2015 respecto a las lesiones producidas en los accidentes de tráfico. Es por ello, y con la finalidad de realizar nuestro trabajo con el mayor rigor y claridad científica que nos corresponde conocerlas, determinar su necesidad y utilidad, fundamentalmente como pruebas complementarias en el contexto de casos concretos, con la finalidad de que nos ayuden en la toma de decisiones periciales aumentando la objetividad y de que seamos capaces de hacer comprender estas decisiones y trasladarlas en el ámbito de la justicia a aquellos para los que los Médicos Forenses realizamos labor de técnicos en nuestra materia, como son Jueces, Fiscales, Tribunales y demás profesionales del Derecho.

**PALABRAS CLAVE:** pruebas biomecánicas clínicas, lesiones, decisiones periciales, Médicos Forenses

**ABSTRACT.**
Clinical biomechanical tests have a long history in our country even in the legal field, but is in the last few years when they have erupted more frequently in forensic doctor assessments in connection with legislative change introduced by Law 35/2015 in relation to injuries in traffic accidents. Therefore, and in order to do our work with greater scientific precision, we have to know them, determine their necessity and usefulness, primarily as complementary tests in the context of specific cases, with the aim of this information assist us with decisions making expert increasing objectivity and that we are able to help to understand these decisions and transfer in the field of Justice to those to which medical examiners performed work of technicians in our area, such as Judges, Prosecutors, Courts and other professionals of the Law.

**KEY WORDS:** Clinical biomechanical tests, injuries, expert decisions, medical examiner.

**CONTACTO:** Noemi Morte Tamayo, Instituto de Medicina Legal de Galicia Subdirección de Vigo, Rúa Lalín, 4, 36209 Vigo, noemi.morte.tamayo@xunta.es, 986817358.

## 1. INTRODUCCIÓN.

Uno de los campos de actuación del Médico Forense en el desarrollo de su trabajo como perito técnico al servicio de la Administración de Justicia es la valoración de las lesiones provocadas en eventos de los que se pueda derivar no sólo responsabilidad penal sino también la subsidiaria responsabilidad civil, ampliándose progresivamente en algunos casos incluso al campo de la Jurisdicción Social, Responsabilidad Profesional Sanitaria, etc... Esto implica que de esa valoración se derivan cuestiones de importante trascendencia para todas las partes implicadas por lo que la objetividad y el rigor científico deben de primar a la hora de tomar y emitir decisiones periciales.

En el ámbito clínico, la aparición de nuevas tecnologías, desde hace años ha hecho progresar la objetividad del diagnóstico, disminuyendo así los parámetros observador-dependientes. Esto no quiere decir que la exploración física (inspección, palpación…) y el aparataje clásico (fonendoscopios, goniómetros, cintas métricas…) deban quedar relegados, sino que estos deben de servir para orientar la solicitud de pruebas complementarias y así corroborar objetivamente la sospecha diagnóstica inicial.

En el ámbito pericial, esta objetivación resulta trascendental, pues supone sustentar la toma de decisiones con menor margen de discusión médico legal, lo que jurídicamente puede traducirse en una mayor agilidad del

1 Médico Forense. Instituto de Medicina Legal de Galicia. Subdirección de Vigo

sistema.

Así han llegado a nuestras valoraciones las pruebas de imagen, desde las simples radiografías, hasta las Resonancias (RMN) en tres dimensiones, las espirometrías, ergometrías, etc…y en los últimos años se han introducido las pruebas biomecánicas clínicas. A diferencia de las pruebas biomecánicas que reproducen la dinámica del accidente y valoran los daños en los vehículos, aportan información sobre el resultado de la lesión en la región corporal afectada, su evolución y/o el estado residual tras agotar las posibilidades terapéuticas [1].

Estas pruebas tienen una trayectoria prolongada en nuestro país. Su uso y desarrollo progresivos se han producido en el campo de la Medicina del Trabajo y la Medicina Deportiva. En el primer caso, han trascendido a los tribunales con el paso de los años, sin embargo, por la escasa intervención de los Médicos Forenses en la jurisdicción Social, ha sido más recientemente cuando nos hemos ido encontrando con ellas.

La entrada en vigor de la Ley 35/2015 [2] acompañada de la novedad legislativa que establece el Real Decreto 1148/2015 [3], con la intervención de los Institutos de Medicina Legal (IML en adelante) y por tanto de los Médicos Forenses, en la valoración extrajudicial de las lesiones, al contemplar la posibilidad de que solicitemos pruebas diagnósticas, ha hecho que adquieran protagonismo en nuestra práctica pericial.

Las pruebas biomecánicas hoy miden, registran e incluso graban los movimientos corporales, de modo que se pueden valorar rangos articulares, patrones de movimiento, fuerza, resistencia, etc… que objetivan exploraciones y/o impresiones periciales con mayor seriedad y claridad en la valoración médico legal [1].

Conocer pues estas pruebas y su valor pericial es deber del perito, siempre teniendo en cuenta que se trata de herramientas que entran a formar parte de un conjunto de elementos, todos ellos útiles en la valoración final de los lesionados.

## 2. BIOMECANICA CLINICA: CONCEPTO Y DESARROLLO HASTA EL MOMENTO ACTUAL.

A diferencia de la biomecánica aplicada al desarrollo del accidente, concepto este último de amplia implantación en nuestros tribunales, la biomecánica clínica es el conjunto de conocimientos interdisciplinares generados a partir de utilizar, con el apoyo de otras ciencias biomédicas, los conocimientos de la mecánica y distintas tecnologías, primero, en el estudio del comportamiento de los sistemas biológicos y en particular del cuerpo humano, y, segundo, en resolver los problemas que le provocan las distintas condiciones a las que este puede verse sometido, según la definición establecida por el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV, 2005).

Por tanto, los protocolos biomecánicos pretenden valorar la funcionalidad a través de la exploración detallada de todos y cada uno de los movimientos [4], desarrollando una serie de metodologías que permiten objetivar las capacidades funcionales de las personas a partir de protocolos sencillos [5].

Aunque no es el motivo de este artículo hacer una revisión histórica del desarrollo, sin embargo se considera útil recordar que desde la aparición, de los primeros inclinómetros y electrogoniómetros, pasando por los sistemas de video-fotogrametría mediante análisis cinemático de la imagen que permite estudiar diferentes parámetros biomecánicos a partir de un movimiento real realizado, se ha llegado hoy a sistemas más sofisticados de captura de movimientos [6].

En la actualidad, se trata de sistemas portátiles compuestos por un conjunto de sensores de movimiento que se colocan en puntos determinados del cuerpo del lesionado a estudio, con un software de captura y análisis del movimiento. Los sensores ya integran acelerómetros, giroscopios, sensores inerciales y magnéticos. La información generada por cada sensor es enviada mediante una conexión inalámbrica a un ordenador que almacena los datos capturados y los analiza comparándolos con valores de la normalidad para la población

general y/o con la articulación contralateral del propio sujeto a estudio.

Finalmente, el reconocimiento de la utilidad de este tipo de pruebas por parte de las instituciones públicas iniciado el 14 de diciembre de 2007 con la firma de un acuerdo entre la Dirección de Ordenación de la Seguridad Social y AMAT (Convenio: 29 DE ENERO DE 2007 y posteriormente en 2010 con las diferentes Mutuas y con prórroga de efectos), se materializa con la inclusión de las pruebas de valoración biomecánica dentro del catálogo de pruebas médicas y exploraciones complementarias para la valoración, revisión y calificación de las incapacidades laborales. De hecho, otras instituciones como el Instituto Social de la Marina se han ido adhiriendo a este convenio [5].

## 3. UTILIDAD MEDICO LEGAL DE LAS PRUEBAS BIOMECANICAS.

La primera cuestión a abordar es la procedencia de la prueba. Nos la puede aportar el lesionado porque se la haya costeado él mismo o bien porque se la hayan realizado durante la fase diagnóstica/ terapéutica.

En caso de que no la aporte, remitiéndonos a lo anteriormente mencionado respecto a lo establecido en el RD 1148/2015 [3], habrá que valorar la posible utilidad para el informe Médico Forense, de modo que nos planteemos solicitarla.

En ambos casos y para realizar una adecuada ponderación en la toma de decisiones, deberemos de conocer este tipo de pruebas y saber interpretarlas, de lo contrario el hecho de tenerla a priori o haberla solicitado será algo indiferente. Sin embargo, de tenerla y no saber interpretarla supondrá realizar nuestro trabajo sin el suficiente rigor ni seriedad científica. Por otro lado, conviene señalar que este tipo de pruebas deben de contextualizarse en el caso en concreto que valoramos, deben de ser congruentes con el mismo y si no lo son, deberemos de valorar el porqué.

Podemos estar ante un sujeto poco o nada colaborador, lo que no significa estrictamente que nos encontremos ante un simulador. Según Rogers, podemos clasificar en diferentes grados los “estilos de respuesta no fidedignos” o ERNOF, de modo que podemos estar ante una respuesta a la prueba:

- de escasa verosimilitud o fiabilidad,
- anormal o distorsionada o, finalmente
- la simulación verdadera [1].

De ahí la necesidad de valorar las pruebas biomecánicas como pruebas complementarias al resto de la exploración, junto con la información adicional obtenida de la entrevista clínica, las pruebas de imagen, datos del atestado, etc…

La valoración en exclusiva de una prueba biomecánica sesgará nuestra visión y por tanto impedirá una valoración pericial objetiva y adecuada. Sin embargo, si para el caso concreto es útil, puede tener diferente uso en dependencia del periodo de gestión del lesionado en que nos encontremos. Tras la primera consulta de valoración de daño corporal en el IML, es decir, en la emisión del parte de esencia, tendrá valor como prueba médica complementaria, aportando información al caso.

En consultas sucesivas, para la emisión de los partes de continuidad: nos informará sobre la objetivación diagnóstica, la evolución terapéutica y finalmente podrá ser útil en la determinación de la sanidad o de la estabilización lesional.

Finalmente, en la emisión del Informe de sanidad puede objetivar, cuantificar y permite contextualizar la toma de decisiones periciales más rigurosas y menos sensibles a la discusión judicial por las partes, tanto en:

- La consideración de una sanidad sin secuelas, permitiendo la valoración de una posible prueba no congruente con las premisas que anteriormente hemos mencionado al respecto.
- Como en la determinación de la estabilización lesional, y con ello de secuelas, justificando la sintomatología residual referida por los lesionados mediante

la medición de ángulos, objetivación indirecta del dolor, los trastornos del equilibrio…, que a continuación se mencionarán.

## 4. PRUEBAS ACTUALES Y SU TRASCENDENCIA EN RELACION A LA TABLA 2 A1 DEL BAREMO LEY 35/2015.

### A) CAPÍTULO I-SISTEMA NERVIOSO. APARTADO A: NEUROLOGÍA.

La posturografía: permite realizar una valoración del estado funcional de los sistemas somatosensorial, vestibular y visual para el mantenimiento del equilibrio, la estabilidad durante la marcha y el control y habilidad del paciente.

### B) CAPÍTULO II-ÓRGANOS DE LOS SENTIDOS. APARTADO B: ORL

Los acelerómetros, son sistemas de escasas dimensiones (pocos cm cuadrados), que se adaptan a las estructuras corporales de modo similar a los dispositivos de los electromiogramas. Aportan datos sobre las vibraciones que se producen en la extremidad a valorar, así como las oscilaciones que estas poseen, siendo útiles en la valoración de pacientes neurológicos [1].

### C) CAPÍTULO III: SISTEMA MUSCULO-ESQUELÉTICO:

Es en el que mayor desarrollo e implicación tienen este tipo de pruebas. Cualquier cuestión pericial de este capítulo puede tener relación con el resultado de una prueba biomecánica, desde objetivar rangos de movilidad estableciendo específicamente el ángulo a partir del cual se produce la limitación hasta objetivar de forma indirecta atrofias musculares por síndromes postalgodistrofia o articulaciones dolorosas por aparecer disminución de la fuerza, resistencia muscular…

Como ejemplos específicos podemos tener:

- La prueba que valora el empuñamiento y pinza que permite la valoración de la capacidad muscular e índice de pérdida de fuerza de la mano asociada a las acciones de garra, puño, pinza lateral y pinza distal.
- El uso de goniómetros electrónicos para la valoración del rango articular de las diversas articulaciones de los miembros superior e inferior.
- Hay que referirse aquí a los algómetros, por ser sistemas que, aunque se consideran menores, pueden ayudar a valorar algo tan importante y que aparece de forma tan habitual en nuestras valoraciones como es el dolor, en este caso osteomuscular. Se trata de dispositivos que presentan un pequeño dinamómetro que termina en un aplicador puntual. Sirven para recoger a que presiones aparece dolor en puntos determinados en los pacientes (músculos, tendones, ligamentos, fascias…), y de este modo saber las presiones a ejercer en la valoración del dolor y en su tratamiento [1].
- La valoración funcional de la marcha, donde se analizan los patrones de pisada, midiendo y registrando las fuerzas verticales y horizontales que un sujeto realiza sobre el suelo al andar comparándolos con los patrones de la normalidad, segmentados por edad, sexo, calzado y velocidad de marcha siendo posible obtener un porcentaje de capacidad dinámica para la marcha en cada miembro inferior por separado. [7]
- Las plantillas instrumentadas, que mediante la determinación objetiva de presiones plantares y su localización exacta en la planta del pie durante la fase de apoyo del ciclo de marcha permite realizar un seguimiento del tratamiento aplicado y asistir a la diagnosis analizando los patrones de carga registrados. Descubrir el efecto real producido por diferentes complementos plantares. Comprobar el efecto de las soluciones elegidas comparando el antes y/o el después de su uso.

A lo largo de los años además, se han desarrollado sistemas específicos de regiones

anatómicas más frecuentemente lesionadas: columna cervical [8] y lumbar [9], hombro [10], que integran diferentes pruebas o que utilizan pruebas específicas.

D) MENCIÓN ESPECIAL AL CAPÍTULO X: APARTADO SEGUNDO: CAPÍTULO ESPECIAL PERJUICIO ESTÉTICO

En relación al perjuicio estético dinámico, en aquellos casos en los que se percibe una cojera, se podrá utilizar el análisis funcional de la marcha para objetivarlo.

## 5. LIMITACIONES MEDICO LEGALES.

Como todas las pruebas complementarias, las pruebas biomecánicas clínicas presentan una serie de limitaciones para la práctica médico legal a tener en cuenta.

- Exposición de resultados: Una de las cuestiones a destacar es que pretendemos hacer útiles estas pruebas en un ámbito multidisciplinar. Combinan conocimientos de ingeniería, medicina y derecho, todos ellos con lenguajes muy diferentes y es el Médico Forense el encargado de, una vez comprendidas las pruebas realizadas por los ingenieros, traducir los resultados para hacerlos comprensibles a Jueces, Magistrados, Fiscales y Abogados.

  Si traducir el lenguaje médico clínico al lenguaje jurídico pericial ya resulta complicado a veces, introducir nuevos términos supone un sobreesfuerzo, pero está en nuestra responsabilidad como técnicos asumirlo e intentar superarlo de modo que seamos capaces de hacer comprender el porqué de una decisión médico legal tras la valoración de estas pruebas.

- Sesgo tecnológico: la tecnología en la realización de las pruebas debe de evitar sesgos, es decir, evitar que pueda haber elementos que interfieran en las mediciones, superposición de imágenes,…por lo que siempre deben de realizarse en centros especializados, dotados y autorizados para que los resultados tengan validez.

- Determinación de secuelas objetivas [11]: Otra de las limitaciones que presentan es que no se aplican a todos los tipos lesionales. Con escasas excepciones, como ya hemos mencionado en otro apartado, están relacionadas fundamentalmente con lesiones del sistema osteomuscular.

  Así mismo, para su interpretación deben de contar con tablas de referencia de la población general, ya sean en estudios realizados por el personal que desarrolla las pruebas y/o su software o tablas más amplias de uso habitual en los tribunales, como las tablas AMA ampliamente utilizadas en este tipo de pruebas debido al uso que de ellas se hace en el RD 1971/1999, donde se recoge el baremo de discapacidad [4]. En todo caso, los datos deben de estar contrastados sobre la normalidad, considerando esta como lo estadísticamente más frecuente, para que las conclusiones tengan valor.

  Por otro lado, si existe un estado anterior, y no tenemos un elemento contralateral que permita comparar un patrón de normalidad del propio paciente, como otra extremidad por ejemplo, existe una dificultad para determinar la etiología inequívoca (me duele el cuello pero tengo artrosis) y por tanto para la objetivación de algunos estados incongruentes (componente de somatización, fibromialgias…)

- Determinación de la ausencia de secuelas: esto se refiere a aquellos casos que, como ya hemos mencionado, nos encontramos con una ausencia de congruencia. En este sentido, las pruebas deben de contar también con escalas o parámetros que permitan establecer la colaboración del paciente y por tanto, detectar aquellos casos en los que existe una ganancia secundaria, no médica, tras las limitaciones que expone el paciente, difíciles de objetivar con la simple exploración física. Los patrones de repetición, la reproductibilidad de la prueba, los adecuados registros mediante la tecnología adecuada, y la comparación con las tablas de población general permiten sospechar las posibles

magnificaciones o simulaciones según se aleje del 100% [4].

## 6. CONCLUSIONES.

Como Gisbert Calabuig definiera [12], la objetividad y la veracidad deben ser principios vertebradores en el desempeño de nuestras funciones como Médicos Forenses, así pues, en aquellos casos de aplicación, las pruebas de biomecánica clínica permiten un informe más detallado y congruente con el estado del paciente.

Es más que previsible que con el paso del tiempo terminarán siendo introducidas en la valoración Médico Forense habitual, directa o indirectamente, es decir, a solicitud de estos profesionales o aportadas por las partes. Por ello, es necesario conocerlas para darles un uso adecuado en su aplicación tanto clínica, durante el seguimiento, como pericial en la toma de decisiones y emisión de informes, puesto que formando parte de un protocolo completo de valoración médico legal del lesionado, junto a los datos obtenidos de la entrevista clínica, la exploración física y resto de pruebas diagnósticas clásicas, permiten contextualizar las lesiones al caso concreto que analizamos.

Las pruebas biomecánicas clínicas tienen una reconocida utilidad en la valoración de lesiones ya que aportan objetividad. Sin olvidar que se trata de pruebas complementarias, en el conjunto de cada caso, incorporan rigor y objetividad, superando la subjetividad de muchos síntomas y afinando lo más posible en la detección de simuladores/disimuladores, disminuyendo además la discusión jurídica que esto supone.

Finalmente, recordar siempre que los Médicos Forenses somos técnicos al servicio de la Administración de Justicia y forma parte de nuestras funciones hacer comprensible el uso que de estas pruebas hacemos en la toma de decisiones periciales, a aquellos que solicitan nuestra labor, tanto Jueces, Fiscales y Tribunales, como para las partes intervinientes en los procedimientos y sus representantes legales, con rigor y objetividad científica.

**BIBLIOGRAFIA.**


1. DELGADO BUENO, S. La valoración médico legal de las lesiones. Aportación de la biomecánica. Revista de Responsabilidad Civil y Seguro. Available from: http://www.asociacionabogadosrcs.org 41-52.

2. Ley 35/2015, de 22 de septiembre, de reforma del sistema para la valoración de los daños y perjuicios causados a las personas en accidentes de circulación [BOE n.º 228, de 23-IX-2015.]

3. Real Decreto 1148/2015, de 18 de diciembre, por el que se regula la realización de pericias a solicitud de particulares por los Institutos de Medicina Legal y Ciencias Forenses, en las reclamaciones extrajudiciales por hechos relativos a la circulación de vehículos a motor [BOE nº 303, de 19-XII-2015].

4. PEDRO DE MOYA, MF, VIVAS BROSETA MJ; GARRIDO JAEN D. y GARCIA MAS M.A. El laboratorio biomecánico de valoración funcional. Aplicación clínica. Cuadernos de Valoración. 2008;(8): 51-69.

5. BERMEJO BOSCH I, GARRIDO JAEN D, MONTERO VILELA J, et al. Tras 30 años de investigación, el IBV ha implantado sus metodologías de valoración funcional en más de 280 centros. Biomecánica. 55: 47-50.

6. HUESO CALVO R, MARIN ZURDO J. Valoración de una nueva herramienta, para el estudio del movimiento, en la valoración del daño corporal. Trauma Fund Mapfre. 2011; 22(4):219-225.

7. LAFUENTE R, DOÑATE JJ, POVEDA R, GARCIA A, SOLER C, BELDA JM et al. Valoración evolutiva de fracturas de calcáneo mediante el análisis biomecánico de la marcha. Análisis de resultados. Mapfre Medicina, 2002; 13 (4): 275-283.

8. BAYDAL BERTOMEU JM, GARRIDO JAEN D. NedCerv/IBV: Nuevo sistema para la Valoración Cervical. Cuadernos de Valoración. 2008;(8): 17-22.

9. VERA VICUÑA A, MEDINA MACIAS SM. Análisis retrospectivo sobre la utilidad de las herramientas de valoración funcional, en las dolencias lumbares a nivel del ámbito laboral (Regional Canarias de Fremap, 2012). Med Segur Trab [serial on the Internet] 2014; Suplemento extraordinario nº 1: 254-263

10. LOPEZ PASCUAL J, PITARCH CORRESA S, BERMEJO BOSCH I, et al. Desarrollo de un sistema para la Valoración Funcional del Hombro. Biomecánica 53: 47-49

11. MORTE TAMAYO, N. Manual para la aplicación del baremo de la Ley 35/2015. La Ley. Wolters Kluwer; 2016

12. GISBERT CALABOUG JA. Medicina Legal y Toxicología. Masson 5º edición;1998.

# UTILIDAD DE LAS PRUEBAS BIOMECANICAS EN LAS MUTUAS COLABORADORAS CON LA SEGURIDAD SOCIAL.

## *UTILITY OF BIOMECHANICAL TESTS FOR MUTUAL INSURANCE COMPANIES WORKING WITH THE SOCIAL SECURITY SYSTEM.*

SASTRE-DIVASSÓN P[1].

**RESUMEN.**
En el ámbito laboral de una Mutua colaboradora con la Seguridad Social los médicos nos encontramos frecuentemente con dificultades a la hora de tomar una decisión sobre el estado de un paciente en el que se aprecian discrepancias entre la sintomatología que refiere, la exploración física que realiza el equipo médico, y las pruebas complementarias realizadas previamente, que, al ser meramente descriptivas, no permiten certificar la afectación funcional, con el riesgo de que se puedan dar casos de magnificación o conductas rentistas de cara a lograr una mayor compensación económica. En estos casos solemos recurrir a la realización de pruebas biomecánicas, cuya utilidad se demostró tras llevar a cabo un estudio en el que analizamos los resultados de pruebas biomecánicas tanto en el ámbito de la contingencia profesional (CP) como en el de la contingencia común (CC). Este análisis demostró su efectividad a la hora de determinar la afectación funcional de un paciente, y, por tanto, de decidir un alta médica, apoyar una propuesta de incapacidad permanente; o, en el caso de establecimiento de secuelas, determinar el grado de las mismas, en caso de que existan discrepancias entre la opinión del paciente y el criterio médico. Tanto los resultados de dicho estudio como mi experiencia profesional, ratifican mi convicción de que las pruebas biomecánicas son efectivas para apoyar el criterio en base al que se solicitan en nuestro ámbito laboral (alta médica, propuesta de incapacidad permanente, establecimiento de grado de secuelas, o poner de manifiesto conductas rentistas).

**PALABRAS CLAVE:** pruebas biomecánicas, incapacidad permanente, trámite de secuelas

**ABSTRACT.**
Working within the social security system, doctors face difficult decision-making situations when issuing patient assessments for mutual insurance companies. Inconsistencies between the symptomatology, medical exploration of the patient, and additional tests carried out previously for descriptive purposes that do not allow to ascertain functional damage, can lead to situations of magnified injuries or fraud in search of a bigger compensation. In such situations, and based on results from a biomechanical study carried out in both work-related and non-work related scenarios, biochemical tests have shown to be useful. Biomechanical analyses were effectively used to ascertain the functional extent of the sustained injuries, and thus enabling the medical team to either discharge the patient, support a permanent disability claim, or determine the severity of any physical sequelae that might occur should discrepancies arise between the patient and the medical team. Based on professional experience and on this study's results, biomechanical testing can convincingly help doctors' judgment in their work environment in order to establish grounds for a medical discharge, a permanent disability claim, an assessment of physical sequelae, or for uncovering fraud.

**KEY WORDS:** biomechanical tests, permanent disability, physical sequelae assessment

**CONTACTO:** María de la Paloma Sastre Divasson, Licenciada en Medicina y Cirugía, Médico Supervisor de Contingencia Común en MC-Mutual Vigo, Calle Urzaiz 37, 36201 Vigo (España)
msastre@mc-mutual.com

## 1. INTRODUCCIÓN.

Las Mutuas colaboradoras con la Seguridad Social son entidades privadas, formadas por la asociación voluntaria de empresarios que, sin ánimo de lucro y debidamente autorizadas por el Ministerio de Empleo y Seguridad Social, bajo su dirección y tutela, colaboran con la Seguridad Social dando cobertura a todas las contingencias derivadas de Accidentes de Trabajo y Enfermedades Profesionales, y, a diferencia de otras entidades sanitarias privadas, en la gestión de prestaciones económicas por Incapacidad Temporal derivada de las contingencias comunes que los trabajadores de las empresas asociadas puedan padecer.

En el ámbito laboral de una Mutua colaboradora con la Seguridad Social, los médicos nos encontramos en numerosas ocasiones con dificultades para poder evaluar correctamente el grado de afectación funcional de un trabajador que presenta una exploración

1 Medico Supervisor de Contingencia Común en MCMUTUAL (Vigo, Pontevedra).

física poco concluyente, o incluso discordante con la sintomatología que refiere, y en el que las pruebas diagnósticas realizadas, al ser meramente descriptivas, no nos permiten certificar dicha afectación funcional con el riesgo de que se puedan dar casos de magnificación o conductas rentistas de cara a lograr una mayor compensación económica. En estos casos solemos recurrir a la realización de pruebas biomecánicas que consideramos una herramienta útil para la determinación, junto a las pruebas diagnósticas convencionales, de la existencia en el trabajador una alteración funcional que desaconseje su reincorporación laboral; o para argumentar la procedencia de un alta emitida con la que el trabajador no está de acuerdo y/o valorar el grado de Incapacidad/Secuelas que presente tras haber sufrido un accidente de trabajo o enfermedad profesional, en caso de que las hubiera.

## 2. ESTUDIO.

Debido a que a lo largo de mi experiencia profesional siempre había considerado la utilidad de estas pruebas, en el año 2016 participé en la realización de un estudio en el que se analizaban los resultados de 49 pruebas biomecánicas llevadas a cabo en el período comprendido entre los años 2012 y 2016 por la empresa UMANA INNOVA tanto en el ámbito de la contingencia profesional (CP) como en el de la contingencia común (CC) [1], cuyo objetivo era certificar la utilidad de las pruebas biomecánicas a la hora de tomar una decisión sobre el estado de un paciente en el que se aprecian discrepancias entre la sintomatología que refiere, la exploración física que realiza el equipo médico, y las pruebas complementarias realizadas previamente, con el fin de evitar tanto conductas rentistas por parte de los pacientes como situaciones de infravaloración de dicha limitación funcional por nuestra parte. Los resultados obtenidos tras la realización de dicho estudio permitieron concluir que las pruebas biomecánicas resultan útiles, tanto en el ámbito de la CP como de la CC, para apoyar un criterio médico a la hora de decidir un alta médica, apoyar una propuesta de incapacidad permanente; o, en el caso de establecimiento de secuelas, determinar el grado de las mismas, en caso de que existan discrepancias entre la opinión del paciente y el criterio médico.

En relación a la simulación o magnificación que se puede evidenciar cuando se lleva a cabo una prueba biomecánica, resultó llamativo en nuestro estudio que en los once casos en los que la exploración física se calificó como “no concluyente”, en nueve de ellos (81,8%) el resultado de las pruebas biomecánicas fuera “normal” o “no colabora”. Esto demuestra que este tipo de pruebas son una herramienta útil para poner de manifiesto la capacidad funcional de un paciente sobre el cual existía una sospecha de falta de colaboración. Estos resultados coincidirían con los obtenidos en un estudio anterior sobre la utilidad de las pruebas biomecánicas para el análisis objetivo de las lumbalgias [2], en el que se concluyó que en el 88% de los casos considerados “no concluyentes”, los resultados de las pruebas biomecánicas fueron “no colaboración” o “normales”.

## 3. CONCLUSIONES.

Por tanto, los resultados de este estudio y mi experiencia profesional ratifican mi convicción de que las pruebas biomecánicas son efectivas para apoyar el criterio en base al que se solicitan en nuestro caso concreto (apoyo a un alta médica, apoyo a una propuesta de incapacidad permanente, establecer el grado de secuelas, o poner de manifiesto conductas rentistas).

### BIBLIOGRAFÍA.


1. SASTRE-DIVASSÓN P, SOBRAL-SECO A. Utilidad de las pruebas biomecánicas en la valoración de la incapacidad en las Mutuas colaboradoras con la Seguridad Social. Trabajo Fin de Máster. Noviembre 2016. Máster en Medicina Evaluadora de la Universidad de Barcelona. Edición 2015-2016.

2. LÓPEZ-PASCUAL J, SANZ-PASTOR MINGOT JM, GARCÍA-BARREIRO A, GARRIDO-JAÉN JD, BERMEJO-BOSCH I, MORENO-SARRIÓN L. La biomecánica contribuye al análisis objetivo de las lumbalgias. Biomecánica. 2011; 57:45-48.

3. CHALER-VILASECA, J; GARRETA-FIGUEROA, R. 2010. Aplicaciones clínicas de las pruebas biomecánicas: mitos y realidades. Rehabilitación, 44: 195-198.

4. COLEY, B; JOLLES, BM; FARRON, A; BOURGEOIS, A; NUSSBAUMER, F; PICHONNAZ, C. 2007. Outcome evaluation in choulder surgery using 3D kinematics sensors. Gait & Posture, 25: 523-532.

5. DELGADO-BUENO, S; PÉREZ-MALLADA, N; BONILLA-IZAGUIRRE, M; PIQUERAS, C. 2011. La biomecánica en la valoración médico-legal de las lesiones. La cervicalgia como modelo. En: Biomecánica en la valoración médico-legal de las lesiones. Delgado-Bueno, S; Montes de Oca-Hernández, D; Pérez-Mallada, N eds. ADEMAS Comunicación SL. pp 43-81.

6. DVIR, Z. 2004. Isokinetics: Muscle testing, interpretation and clinical applications. Churchill Livingstone.

7. DVIR, Z; GAL-ESHEL, N; SHAMIR, B; PRUSHANSKY, T; PEVZNER, E; PERETZ, C. 2006. Cervical motion in patients with chronic disorders of the cervical spine: a reproducibility study. Spine (Phila Pa 1976), 31: 394-399.

8. FRIGO, C; CRENNA, P. 2009. Multichannel SEMG in clinical gait analysis: a review and state-of-the-art. Clin Biomech, 24:236-245.

9. HUESA-JIMÉNEZ, F; GARCÍA-DIAZ, J; VARGAS-MONTES, J. 2005. Técnicas instrumentales de diagnóstico y evaluación en rehabilitación. Dinamometría Isocinética: 47.

10. KANNUS, P. 1994. Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation. Int J Sports Med, 15: S11-S18.

11. LÓPEZ-PASCUAL, J; SANZ-PASTOR MINGOT, JM; GARCÍA-BARREIRO, A; GARRIDO-JAÉN, JD; BERMEJO-BOSCH, I; MORENO-SARRIÓN, L. 2011. La biomecánica contribuye al análisis objetivo de las lumbalgias. Biomecánica, 57: 45-48.

12. LOUGHRAN, S; TENNANT, N; KISHORE, A; SWAN, IR. 2005. Interobserver reliability in evaluating postural stability between clinicians and posturography. Clin Otolaryngol, 30: 255-257.

13. MCGINLEY, JL; BAKER, R; WOLFE, R; MORRIS, ME. 2009. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. Gait & Posture, 29: 360-369.

14. MURPHY, DF; BEYNNON, BD; MICHELSON, JD; VACEK, PM. 2005. Efficacy of plantar loading parameters during gait in terms of reliability, variability, effect of gender and relationship between contact area and plantar pressure. Foot Ankle Int, 26: 171-179.

15. PEYDRO DE MOYA, MF; GARRIDO-JAÉN, D; LÓPEZ-PASCUAL, J. 2006. Valoración instrumental de la movilidad raquídea. En: Manual SERMEF de Rehabilitación y Medicina Física. ed. Sánchez-Blanco, I. Panamericana, pp 95-96.

16. WATSON, PJ; BOOKER, CK; MAIN, CJ; CHEN, ACN. 1997. Surface electromyography in the identification of chronic low back pain patients: the development of the flexion relaxation ratio. Clin Biomech, 12: 165-171.

# LAS PRUEBAS BIOMECÁNICAS EN MEDICINA. APLICACIÓN A LA VALORACIÓN DEL DAÑO CORPORAL.

## *BIOMECHANICAL TESTS IN MEDICINE: APPLICATIONS TO BODILY INJURY ASSESSMENT.*

LATORRE MORAGA R.[1]

**RESUMEN.**
Las pruebas médicas de biomecánica clínica se han convertido, en muy poco tiempo, en una herramienta fundamental en Rehabilitación, Medicina Laboral, Medicina Deportiva y en la Valoración del Daño Corporal. Aportan tres aspectos muy importantes aplicables a los procesos clínicos como son: fiabilidad, precisión y objetividad. Concretamente, en el ámbito de la valoración de secuelas tras accidentes, estos tres parámetros las han convertido en pieza clave de los informes periciales para llegar lo mas cerca posible de la justicia total en la determinación de indemnizaciones, así como para detectar fraudes.

**PALABRAS CLAVE:** Biomecánica Clínica, Valoración del Daño Corporal, Secuelas, Indemnización, Fraude.

**ABSTRACT.**
Over a short period, medical tests in clinical biomechanics have become an instrumental tool in Rehabilitation, Occupational Medicine, Sports Medicine, and in Bodily Injury Assessment. The tests provide reliability, accuracy and objectivity, all three very important aspects to clinical processes. Specifically, when ascertaining the extent of physical sequelae after an accident, these three parameters have become key in expert reports used in court, as they enable to determine compensation more accurately or to uncover fraud.

**KEY WORDS:** Clinical Biomechanics, Bodily Injury Assessment, Physical Sequelae, Compensation, Fraud.

**CONTACTO:** Rafael Latorre Moraga, Valorar-T (Valoración de Daño Corporal), Rúa do Bardo 5, Bajo, info@valorar-t.es, 986869760

## 1. CARACTERÍSTICAS.

Las pruebas médicas de biomecánica clínica utilizan fundamentalmente sistemas de captura 3D del movimiento corporal, aparatos de medición de fuerza y potencia y electromiografía de superficie para detectar las alteraciones musculares de distintas regiones corporales [1]. Los datos obtenidos son procesados informáticamente dando lugar a unos determinados resultados. Dichos resultados se contrastan con un Banco de Datos que define los patrones normales de funcionalidad, comportamiento y respuesta musculares. Como se puede deducir, se trata de resultados objetivos que no dependen de una valoración subjetiva por parte del examinador, siempre presente en mayor o menor medida por experto que sea este, o de la habilidad del sujeto examinado en realizar una simulación. Si bien existen otras pruebas complementarias que pueden ayudar, EMG, RNM, TAC, ECO, la realidad es que no aportan datos sobre el estado funcional, ya que se trata de pruebas estáticas que valoran alteraciones anatómicas y no estados funcionales [2,3,4] y su negatividad no excluye que existan síntomas incluso intensos. Las pruebas médicas de biomecánica clínica proporcionan fiabilidad, objetividad y exactitud sobre el estado funcional de una determinada región corporal (rango de movimiento articular, existencia de dolor, fuerza y potencia articulares y resistencia a la fatiga) y revelan simulaciones y magnificaciones de lesiones mediante el estudio de patrones de movimientos repetitivos [5] y otros parámetros de sinceridad de esfuerzo. Por todo lo cual, son aplicables a un elevado número de apartados de la medicina del sistema músculo-esquelético.

## 2. APLICACIONES.

Las aplicaciones de las pruebas de biomecánica clínica abarcan múltiples aspectos.

1 Médico Especialista en Cirugía Ortopédica y Traumatología. Especialista en Valoración del Daño Corporal.

- Valoración del daño y secuelas. En el presente artículo nos centraremos en este aspecto. Tienen probada utilidad en el reconocimiento de una lesión, eliminando los casos de simulación pura, el seguimiento de la misma, eliminación de prolongaciones no justificadas del tratamiento y días de incapacidad y la valoración exacta de secuelas.

- Rehabilitación. Permite orientar la misma hacia el aspecto o aspectos mas adecuados para lograr la máxima eficacia. Es posible que el rango de movilidad sea bueno, pero en cambio existe un déficit de fuerza. Es posible que la fuerza sea la adecuada pero el problema principal se encuentre en la potencia o la resistencia a la fatiga musculares. El conocimiento de estos datos permitirá al rehabilitador trazar el plan de recuperación mas correcto para cada caso.

- Medicina deportiva. Proporcionan datos para optimizar el rendimiento del deportista y, sobre todo, para evitar lesiones derivadas de una actividad incorrecta [6].

- Medicina laboral. Permiten estudiar con detalle las repercusiones músculo-esqueléticas de las distintas actividades para minimizar su impacto sobre el trabajador[7,8,9]. Hasta tal punto se consideran importantes las pruebas biomecánicas que es de uso recomendado a las Mutuas Laborales por Ley [10].

## 3. VALORACION DEL DAÑO Y SECUELAS.

Antes de la generalización de las pruebas de biomecánica clínica, yo mismo escribía *"…. esguince cervical, cajón de sastre que incluye desde síndromes dolorosos de importante intensidad hasta simulaciones interesadas…. Carecemos, en la mayoría de los casos, de datos objetivos que permitan evaluar la intensidad (e incluso la existencia real)…"*[11].

Concretamente, el caso de "esguince cervical" o "esguince lumbar" se presta especialmente al fraude, bien por inexistencia de lesiones o, más frecuente, por alargamiento injustificado de los días de tratamiento, e incluso por reclamación de "secuelas", en algunas ocasiones inexistentes o exageradas. Las pruebas de biomecánica clínica permiten eliminar dudas al demostrar la presencia o ausencia de alteraciones y/o secuelas y su grado de forma objetiva [12,13], reduciendo el fraude. Y, no menos importante, por otra parte, permiten hacer justicia e indemnizar de forma adecuada a los lesionados que sí tienen problemas reales, la mayoría, y que actualmente están bajo sospecha y en ocasiones padecen serios trastornos para que se reconozca su problema por la actuación de algunos desaprensivos.

En bastantes casos, las compañías aseguradoras niegan la existencia de un nexo causal si los daños del vehículo son escasos, pero esto es inexacto, lo mismo que considerar que los daños relativamente importantes del vehículo implican necesariamente lesiones. Yo mismo sufrí hace años un impacto posterior de considerable violencia con rotura de la defensa y deformidad discreta en la parte trasera del vehículo y salí, afortunadamente, completamente ileso. No sufrí ninguna alteración cervical, no se me practicó ninguna prueba diagnóstica ni precisé tratamiento alguno. Pero es bien sabido que, aunque los daños del vehículo sean escasos, pueden existir cuadros sintomáticos mas o menos intensos [14,15]. Las repercusiones del impacto. tienen dependencia con la posición del sujeto en el momento de producirse [16,17,18,19], patología cervical previa y/o traumatismos cervicales previos, que son factores de mal pronóstico [20,21], estado muscular (los individuos con una musculatura bien desarrollada son menos susceptibles a presentar lesiones, su recuperación es mas rápida y el porcentaje e intensidad de las secuelas menor), sexo (mayor incidencia en mujeres, con mas lenta recuperación y mayor porcentaje de secuelas) [22,23], edad del lesionado, otras patologías. También el uso del cinturón de seguridad [24,25,26,27] y el diseño actual de los vehículos para minimizar los daños en la carrocería por impactos a baja velocidad incrementa la repercusión de dichos impactos a nivel cervical [28,29]. Ante tal cúmulo de factores, se hace muy dificultoso evaluar en su exacta medida las

repercusiones de un impacto.

Hay articulaciones, como el hombro, de compleja evaluación desde el punto de vista puramente clínico. Por otra parte, pueden darse casos de movilidad mas o menos completa en los que, en cambio, existe dolor con la misma, casos de movilidad mas restringida en los que el dolor está ausente o es escaso, afectación de la fuerza, potencia y resistencia en la fatiga en diversos grados, etc.

Otros niveles articulares (codo, muñeca, cadera, rodilla, tobillo) plantean, generalmente, menos problemas, pero aun así, la exactitud de las pruebas de biomecánica clínica es de fundamental importancia a la hora de valorar de forma cabal una posible secuela. Por otra parte, como ya hemos dicho anteriormente, el rango articular puede ser aceptable pero la fuerza o la potencia o la resistencia a la fatiga pueden ser acusadas y el único modo objetivo de ponderar estos parámetros con exactitud es la Biomecánica Clínica.

También es relevante la Biomecánica Clínica en la evaluación de alteraciones de la marcha provocadas, por ejemplo, por una asimetría de miembros inferiores o para la valoración, siempre muy dificultosa de realizar de forma exacta, de las metatarsalgias, talalgias, repercusión funcional del pie plano o excavado, secuelas de fracturas tarsianas y/o del metatarso, etc. En este sentido, es evidente que la utilidad de las pruebas se extiende a otros aspectos no necesariamente relacionados con un traumatismo, como dolor de pie de origen indeterminado, contracturas lumbares y de cadera, dolor de rodilla, provocadas por una marcha defectuosa. Todo ello puede ser valorado de forma objetiva, fiable y exacta por medio de una Prueba Biomecánica de Marcha, a lo que habría que añadir su utilidad para el diseño exacto de plantillas correctoras cuando fueran necesarias.

No obstante, las pruebas médicas de biomecánica clínica no pueden determinar la causa de una alteración determinada (por ejemplo, una artrosis en fase aguda a subaguda de un traumatismo reciente), y debe ser el médico quien, empleando todo el historial clínico del paciente, pueda valorar el origen de las lesiones y secuelas objetivadas por las pruebas de biomecánica clínica.

## 4. CONCLUSIONES.

Las pruebas médicas de biomecánica clínica constituyen una herramienta del máximo valor en múltiples campos de la medicina por su objetividad, fiabilidad y exactitud. Permiten reconocer las simulaciones y magnificaciones, y valorar en su exacta medida los menoscabos músculo-esqueléticos.

### BIBLIOGRAFIA.


1. BASMAJIAN J V, DE LUCA C. J. Muscles alive. Their functions revealed by Electromyography. Williams $ Williams. Baltimore; 1985. 5th edition.

2. PETTERSSON K, HILDINGSSON C, TOOLANEN G, FAGERLAND M, BJÖRNEBRINK KJ. Disc pathology after whiplash injury. A prospective magnetic resonance.

3. VAN GEOTHEM JW, BILTJES IG, VAN DEN HAUWE L, PARIZEL PM, DE SCHEPPER AM. Whiplash injuries: is there a role for imaging? Eur J Radiol 1996;22:30-37.

4. PETTERSSON K, KARRHOLM J, TOOLANEN G, HILDINGSSON C. Decreased width of the spinal canal in patients with chronic symptoms after whiplash injury. Spine 1995; 20:1664-1667.

5. VIVAS M J, GARRIDO J D, SOLER C. Valoración Biomecánica de la Simulación. Instituto de Biomecánica de Valencia: 1-24; 2008

6. GUTIÉRREZ DÁVILA M. Biomecánica Deportiva. Madrid: Síntesis; 1999. Watkins J. An introduction to biomechanics of sport and exercise. Edinburgh: Elsevier; 2007.

7. CHALER J. Pruebas biomecánicas en la patología musculoesquelética en el entorno laboral. Editorial Además. Biomecánica en Medicina Laboral,; 2011.

8 JOHNSSON B. Measurement of local muscular straing in the shoulder during contrained work. J. Hum Ergol 11: 73; 1982.

9. KLEINE B U Y OTROS. Surface EMG of shoulder and back muscles in secretaries typing at visual display units. Int. Arch. environ health. 72: 387; 1999.

10. LEY 31/1995, 8 nov. Prevención de Riesgos Laborales. «BOE» núm. 269, 10/11/1995, pag. 32598

11. LATORRE MORAGA R. Valoración de la incapacidad laboral en Traumatología. Guia de valoración del

menoscabo permanente: T 1: 98, Instituto Nacional de Medicina del Trabajo; 1998.

12. NEDERHAND M J Y OTROS. Cervical muscle dysfunction in the cronic whiplahs: evidence of a lenghtening muscle contraction. Clin Biomech 15: 426; 2000.

13. STERLING M Y OTROS. Development of motor system disfunction following whiplash injury. Pain, May 103: 65; 2003.

14. GARCÍA FJJ. Síndrome asociado a latigazo cervical Rev Clin Esp, 2004

15. FREEMAN M D Y OTROS. Significant spinal injury resulting from low-level accelerations: a case series of roller coaster injuries. Arch Phys Med Rehabil..Nov, 86, 2126; 2005.

16. ALLEN MJ, BARNES MR, BODIWALA GG. The effect of seat belt legislation on injuries sustained by car occupants. Injury. 1985;16:471–476. doi: 10.1016/0020-1383(85)90169-X.

17. GALASKO CSB, MURRAY PM, PITCHER M, et al. Neck sprains after road traffic accidents: a modern epidemic. Injury. 1993;24:155–157. doi: 10.1016/0020-1383(93)90279-F.

18. OLNEY DB, MARSDEN AK. The effect of head restraints and seat belts on the incidence of neck injury in car accidents. Injury. 1986;17:365–367. doi: 10.1016/0020-1383(86)90070-7.

19. OTREMSKI I, MARSH JL, WILDE BR, et al. Soft tissue cervical spinal injuries in motor vehicle accidents. Injury. 1989;20:349–351. doi: 10.1016/0020-1383(89)90011-9.

20. DOLINIS J. Risk factors for 'whiplash' in drivers: a cohort study of rear-end traffic crashes. Injury. 1997;28:173–179. doi: 10.1016/S0020-1383(96)00186-6.

21. KHAN S, BANNISTER G, GARGAN M, et al. Prognosis following a second whiplash injury. Injury. 2000; 31:249–251. doi: 10.1016/S0020-1383(99)00291-0.

22. OTREMSKI I, MARSH JL, WILDE BR, et al. Soft tissue cervical spinal injuries in motor vehicle accidents. Injury. 1989;20:349–351. doi: 10.1016/0020-1383(89)90011-9.

23. SCHUTT CH, DOHAN FC. Neck injury to women in auto accidents. JAMA. 1968;206:2689–2692. doi: 10.1001/jama.206.12.2689.

24. ALLEN MJ, BARNES MR, BODIWALA GG. The effect of seat belt legislation on injuries sustained by car occupants. Injury. 1985;16:471–476. doi: 10.1016/0020-1383(85)90169-X.

25. GALASKO CSB, MURRAY PM, PITCHER M, et al. Neck sprains after road traffic accidents: a modern epidemic. Injury. 1993;24:155–157. doi: 10.1016/0020-1383(93)90279-F.

26 OLNEY DB, MARSDEN AK. The effect of head restraints and seat belts on the incidence of neck injury in car accidents. Injury. 1986;17:365–367. doi: 10.1016/0020-1383(86)90070-7.

27. OTREMSKI I, MARSH JL, WILDE BR, et al. Soft tissue cervical spinal injuries in motor vehicle accidents. Injury. 1989;20:349–351. doi: 10.1016/0020-1383(89)90011-9.

28. JUVENCEL MR. Latigazo Cervical y colisiones a baja velocidad. Edit. Díaz de Santos, 2003.

29. ARREGUI-DALMASES, C Y OTROS. La biomecánica del impacto: una herramienta para la medicina legal y forense en la investigación del accidente de tráfico. Rev Esp Med Legal.2011; 37 :97 - vol.37 núm 03