

Valoración de una nueva herramienta, para el estudio del movimiento, en la valoración del daño corporal

Assessment of a new tool to study movement in damage assessment

Hueso Calvo R¹, Marín Zurdo J²

¹ Médico especialista en Medicina Física y Rehabilitación. Instituto de Ergonomía MAPFRE (INERMAP). ² Profesor Titular de Ingeniería de Proyectos, Universidad de Zaragoza.

Resumen

Objetivo: Presentar un nuevo equipo para la valoración de la capacidad funcional del movimiento, comparando sus prestaciones y fiabilidad con otras técnicas instrumentales. Se presentan las ventajas de un sistema comercializado.

Palabras clave:

Movimiento. sensores inerciales de movimiento. postura.

Abstract

Objective: To present a new system for assessment of functional capacity of movement, comparing its performance and reliability with other instrumental techniques. The advantages of a marketed system are presented.

Key words:

Movement, movement inertial sensors, posture.

Introducción

Frente a una limitación funcional, el especialista se enfrenta con realizar evaluación objetiva que le permita ajustar mejor el diagnóstico y prescribir tratamientos más precisos, así como hacer el seguimiento de su evolución. La evaluación de esta limitación se consigue a través de la historia clínica, la exploración y las pruebas complementarias. Es fácil determinar el déficit funcional de la movilidad articular de las extremidades y columna, mediante un goniómetro manual, comparando los resultados con tablas de valores normales [1] [2]. La determinación visual directa de la postura, asumiendo las imprecisiones que esta técnica conlleva una variabilidad inter e intraobservacional [3] y es factible en aquellos casos en los que la medición se realiza de forma estática, sin movimientos apreciables; en cambio,

no lo es en operaciones predominantemente dinámicas [4]. Tampoco la determinación visual será la técnica de elección para conocer la pauta de repetición de una tarea o gesto determinado. Para evaluar estas situaciones se preconiza el empleo de otras técnicas de medición directa.

La discapacidad o el daño corporal relacionado con la movilidad se puede valorar con distintas técnicas de registro que, además de tener mayor fiabilidad que la observación directa o la medición con un goniómetro manual, ahorran tiempo al profesional sanitario al generar un informe de los mismos.

Técnicas de Registro de Movimiento:

La inclinometría es una técnica instrumental para registrar de forma continua la posición adoptada por los diferentes segmentos corporales. El sistema es aplicable a la medida de inclinación de los segmentos corporales que se mueven con baja velocidad, debido a que los captadores de inclinación utilizados son sensibles a la aceleración [4]. Es una técnica que permite conocer el grado de elevación de los brazos, de flexión de la espalda y en los movimientos de

Correspondencia

R. Hueso Calvo
Instituto de Ergonomía MAPFRE, S.A.
Polígono Entrerrios s/n – General Motors España, edificio 55
50639 Figueruelas (Zaragoza)
rhueso@inermap.com

flexo-extensión o inclinación del cuello [5][6]; pero no detecta los movimientos de las piernas, los antebrazos o las manos, a menos que presenten movimientos lentos.

La ventaja de este sistema es que proporciona una gráfica lineal entre el tiempo y la aceleración, al ser de pequeño tamaño; realiza una alta frecuencia de muestreo y aporta su mejor resolución en un rango de más o menos 60° sobre la horizontal. Sin embargo, no distingue la dirección de la desviación; hay que instrumentar y graduar al paciente, lo que supone tiempo y que algunos sistemas ofrezcan una moderada reproductividad por la dificultad en encontrar los puntos de referencia [7], además de muy poca fiabilidad en los movimientos rápidos o bruscos.

El electrogoniómetro es un transductor de ángulos, es decir, un instrumento que transforma el ángulo medido en impulso eléctrico. En general, son potenciómetros lineales que proporcionan un registro continuo de la posición que adoptan los segmentos corporales. Se sitúa sobre el eje de rotación de la articulación y la resistencia del potenciómetro varía en función del ángulo [8][9]. Los goniómetros pueden ser de eje simple o de dos ejes. Los primeros miden los ángulos en un plano, diseñados específicamente para la medición de movimientos sobre el eje X-X (flexión y extensión). Los segundos permiten la medición de ángulos en dos planos (frontal y sagital).

Aunque esta técnica de medida cuenta con una gran precisión [5][7][10] y carece de problemas de obstrucciones visuales, presenta como desventaja que antes de realizar el registro de datos, es necesario calibrar los goniómetros. Para ello se deben establecer uno o dos puntos de referencia una vez situado el goniómetro en la articulación a estudio. La mayoría de los equipos sólo analizan lo sucedido en dos planos del espacio. La colocación de los marcadores debe ser cuidadosa y necesita personal entrenado. Por último, se debe filtrar la señal en aquellas situaciones en las que existe ruido electromagnético que puede distorsionar la señal del goniómetro.

La video-fotogrametría son técnicas posturales muy utilizadas en biomecánica [4][11]. El análisis cinemático de la imagen permite, a partir de un movimiento real, estudiar diferentes parámetros del movimiento realizado. Los «modelos virtuales» que parecen imitar los movimientos y los gestos de los seres humanos se han desarrollado con la captura de movimiento, lo que se conoce como *motion capture* (MoCap) [12]. En la actualidad se disponen de distintas tecnologías y sistemas MoCap, pero quizás las más ampliamente utilizadas se basan en métodos ópticos, que utilizan marcadores esféricos reflexivos y cámaras con luz infrarroja capaces de recoger la reflexión de los marcadores. Son

sistemas muy avanzados que permiten incluso la captura de movimientos faciales.

Las partes del cuerpo humano se consideran como estructuras o cuerpos rígidos para facilitar el estudio del movimiento. Los movimientos se miden en tres dimensiones con relación a los planos anatómicos estándar: sagital, frontal y transversal. Fijados a esta referencia, se usan sistemas de ejes cartesianos (x, y, z) [13].

La captura del movimiento se basa en el seguimiento del desplazamiento de unos marcadores, que pueden ser activos, cuando emiten algún tipo de señal, o pasivos, marcadores reflexivos, por las distintas cámaras. Si no se utiliza un número suficiente de cámaras para el tipo de movimiento que se desea capturar, tienen el problema derivado de la oclusión o superposición de estos marcadores, errores en falsas reflexiones o pérdida. En general, para lograr el correcto seguimiento del movimiento de los marcadores colocados en las articulaciones del cuerpo del actor, se requieren como mínimo 2 cámaras sincronizadas cuando interesa capturar zonas parciales del cuerpo [14] o de 4 a 16 cámaras para la captura del cuerpo completo.

Para valorar el daño corporal se utilizan modelos biomecánicos sencillos para el estudio de la columna cervical, lumbar, los miembros superiores y la marcha, por lo que se precisa colocar un pequeño número de marcadores.

Los equipos de MoCap proporcionan el cálculo automático de todos los parámetros biomecánicos y ofrecen alta reproductibilidad, también calculan, para los ejercicios de repetición, desviaciones estándar y coeficientes de variación. La gran mayoría de los equipos existentes en el mercado ofrecen una precisión de $\pm 0,5^\circ$, a una distancia de tres metros [14]. Como principales limitaciones de esta tecnología destaca que son, en general, equipos caros, están pensados más para estudios de laboratorio que para trabajos de campo, ya que requieren condiciones especiales de iluminación y son de dudosa portabilidad. Además, es necesario calibrar los aparatos y si no dispone de 4 o más cámaras se producen problemas de visibilidad de los marcadores, por lo que se debe dedicar mayor tiempo para la reconstrucción de las imágenes.

Un sistema de captura de movimiento

El equipo MoveHuman-Sensors® aplicado a la valoración de la capacidad funcional es un sistema portátil, compuesto por un conjunto de sensores de movimiento que se colocan en puntos determinados del sujeto, con una interferencia mínima, y un *software* para captura y análisis de movimiento. Utiliza sensores de movimiento que integran sensores inerciales, acelerómetros y giroscopios, y magnéticos que

proporcionan básicamente 3 grados de libertad, en concreto las 3 rotaciones en el espacio. Esta elección ha facilitado la gestión de los datos recopilados, ya que no se requieren unidades de procesamiento del tamaño de un PC de sobremesa. La información generada por cada sensor es enviada mediante una conexión inalámbrica *bluetooth* a una PDA o un mini-PC que almacena los datos capturados. Para el cálculo de las variables, se puede optar por una configuración que incluye 1 ó 2 cámaras calibradas que, con un software de fotogrametría específico permite, reconstruir con precisión los detalles de la simulación. Una vez importado el movimiento y trasladado al modelo virtual, se puede sincronizar automáticamente el movimiento con el vídeo de las imágenes de fondo. Si bien estas imágenes ayudan al usuario del equipo a integrar en el contexto real los datos que el equipo proporcionará como resultado de la medición, la toma de imágenes en vídeo es más una cuestión relacionada con la estética o maquillaje del estudio que con la fiabilidad del resultado.

A diferencia de los sistemas convencionales para captura de movimientos, el sistema a estudio es un equipo portátil que provoca una mínima interferencia en el sujeto valorado. El sistema está precalibrado, por lo que no se precisa realizar un procedimiento de calibración previo ni posterior a la captura del movimiento. Además, permite asumir la no visibilidad frecuente de determinados zonas del cuerpo, desde una o las dos cámaras, debida a obstáculos, limitaciones de espacio u otras causas. El sistema no se encuentra influenciado por el entorno, ya que no utiliza marcadores de infrarrojos u otros sistemas de fácil contaminación. Tampoco existen limitaciones con respecto a la velocidad de ejecución del movimiento, siendo capaz de captar hasta los gestos realizados por deportistas profesionales.

Para la realización del estudio se precisa una configuración mínima de tan solo 3 sensores. Cada sensor se ubica en posiciones predefinidas en el cuerpo para permitir la posición espacial de cada articulación en tiempo real (Figura 1). El sistema analiza los movimientos realizados por:

- Columna cervical, dorsal y lumbar: flexión y extensión, rotaciones e inclinaciones hacia los lados
- En los miembros superiores: flexión y extensión del hombro, el movimiento de abducción-aducción y las rotaciones de hombro; la flexión-extensión y la pronosupinación del codo; en las muñecas, la flexo-extensión y las desviaciones hacia los lados.
- En miembros inferiores se valora: la flexión-extensión, la abducción-aducción y las rotaciones de cadera; la flexión y extensión de rodilla; en el tobillo-pie, la flexión dorsal-plantar, la inversión-eversión y el varo-valgo del pie.

La posición de partida varía en función de la articulación a estudio [15]. El sujeto permanecerá de pie para el análisis de los gestos de la columna, del miembro superior (Figura 2) y en los movimientos realizados con la cadera y la rodilla; en cambio, es necesario que el individuo permanezca sentado durante la captura de los movimientos del tobillo-pie (fig. 3). Una vez se ha reconstruido el movimiento y ajustado la antropometría del modelo virtual convenientemente, lo que se hace de forma casi automática, se puede acceder al módulo de análisis del movimiento, con el cual

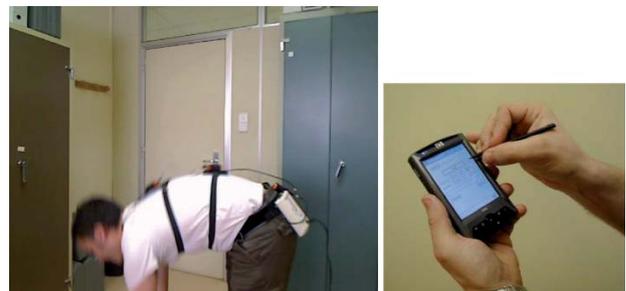


Fig. 1. Colocación de los sensores y PDA para registrar los datos en una prueba de columna lumbar.

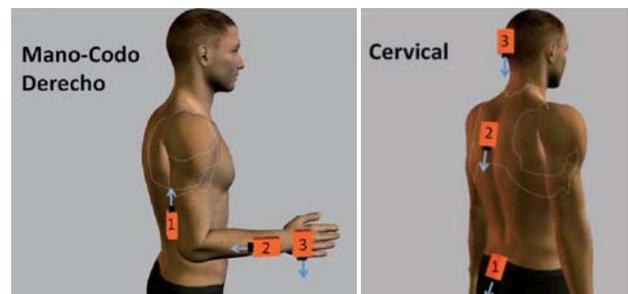


Fig. 2. Disposición de sensores y posición de partida en miembro superior y columna cervical.



Fig. 3. Disposición de sensores y posición de partida para el estudio de tobillo-pie.

se obtiene la cinemática del movimiento del sujeto. De cada segmento corporal del modelo virtual se podrá visualizar gráficamente la variación de ciertos parámetros a lo largo de los distintos fotogramas de la filmación realizada (fig. 4). En concreto, se podrá observar, dentro del rango de imágenes que se desee, la variación de los siguientes parámetros:

- Ángulos de las articulaciones en relación con los planos biomecánicos y ángulos de rotación propia de cada segmento.
- Aceleraciones, velocidades y posiciones.
- Desplazamientos del centro de gravedad del cuerpo y de los extremos de brazos y piernas.
- Velocidades y aceleraciones de dichos desplazamientos. Si se ajusta la antropometría del modelo virtual a las dimensiones de la persona observada, los desplazamientos que se pueden medir corresponderán a valores reales y, haciendo uso del módulo de análisis de movimiento, se puede estimar las aceleraciones de ciertas partes del cuerpo, tales como las manos o la cabeza.

Registrando varias repeticiones de un mismo movimiento se puede medir de una forma precisa y objetiva la amplitud máxima alcanzada; es decir, la capacidad residual del sujeto. En aquellos casos en los que exista una limitación de movilidad, el valor de amplitud conseguido se puede comparar gráficamente con los obtenidos en la articulación contralateral, con los valores teóricos máximos esta-

blecidos para el equipo y con los baremos articulares establecidos en el R.D. 1971/1999 (guías AMA). De esta forma se sabrá el grado exacto de reducción de la movilidad de la articulación con mayor precisión y objetividad que en las mediciones clásicas con un goniómetro de mano [7][16][17].

Por otra parte, se ha comprobado que al repetir un mismo gesto, ejecutado siempre hasta su máxima capacidad o hasta que aparezca dolor, no se deben encontrar variaciones significativas en las amplitudes obtenidas en dos series de movimientos separadas por un lapso de tiempo no inferior a 15-20 minutos. Usando distintas pruebas estadísticas, basadas en las mediciones obtenidas con el sistema, en concreto, la desviación estándar y el coeficiente de variación (CV), se puede llegar a determinar de forma objetiva si un individuo está simulando o no el gesto analizado y, por ende, su lesión [18][19].

El sistema de captura de movimiento genera un informe automático en formato MS Word. En el mismo se incluyen todos los datos del estudio (fecha del estudio de campo, número de frames grabados, etc.). Además, el usuario puede seleccionar las posturas y los datos (resultados obtenidos, gráficas, resumen estadístico de resultados, etc.) que desea trasladar a cada informe.

De cada movimiento articular estudiado se recoge un gráfico del ángulo analizado de cada serie y el referido CV correspondiente a las máximas amplitudes alcanzadas duran-

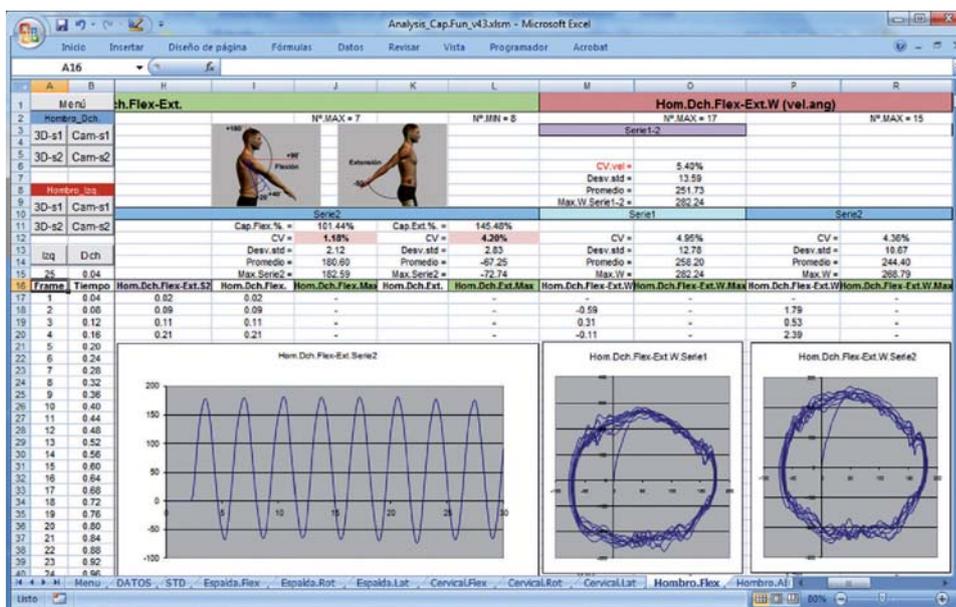


Fig. 4. Ejemplo de análisis biomecánico

te la repetición del movimiento (Figura 5). Se ha completado con un gráfico de velocidades angulares que permite observar la regularidad del movimiento del sujeto en cada ángulo articular, que también se considera un indicador indirecto de la colaboración del sujeto.

Finalmente se incluyen gráficos estadísticos para facilitar la comparación entre los máximos alcanzados de la primera y segunda serie en cada movimiento (Figura 6). Esto facilita la labor del técnico valorador, ya que lo único que tiene que redactar son las conclusiones y recomendaciones que estime oportunas, mientras que todos los datos «mecánicos» del estudio se generan de forma automática.

El equipo MoveHuman-Sensors® de valoración de capacidad funcional es un sistema portátil de bajo peso, altas prestaciones y fácil utilización. Para la captura del movimiento se precisa únicamente de la colocación de unos pocos sensores, una PDA o un mini-PC que recopila la información suministrada por los mismos y, opcionalmente, una cámara de video que puede colocarse sobre un trípode o ser portada por el técnico evaluador durante la filmación; aun-

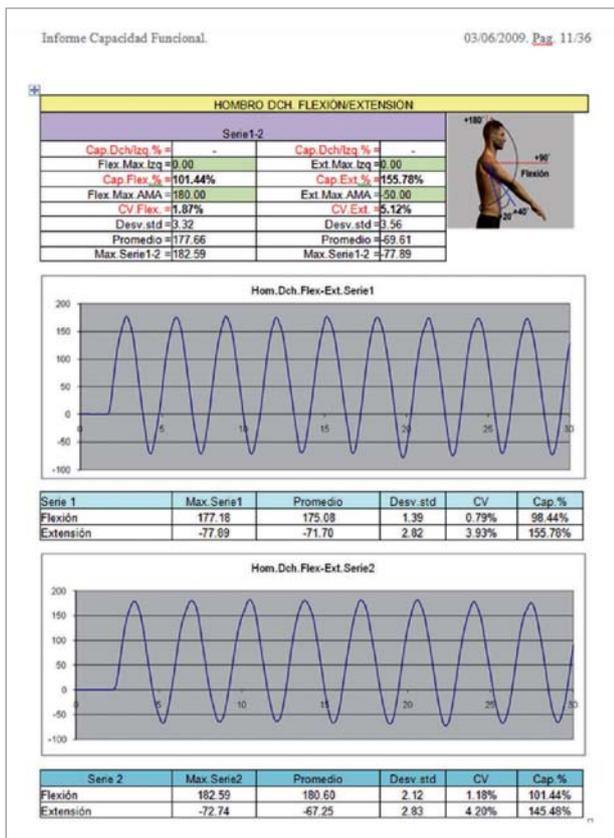


Fig. 5. Ejemplo de informe automatizado.

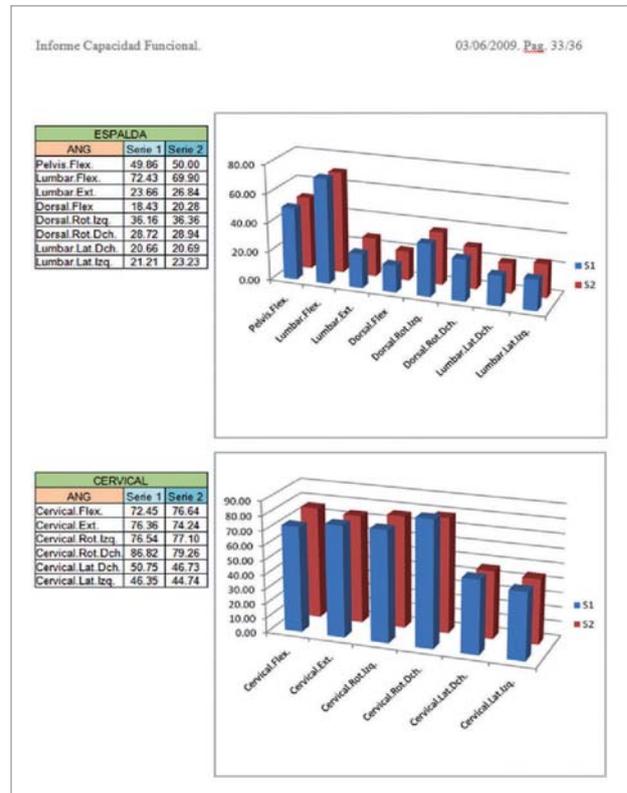


Fig. 6. Comparación de movilidad máxima registrada en las dos series de movimiento.

que, como ya se ha dicho, las imágenes de vídeo ofrecen una información más estética que funcional para el estudio.

El equipo analiza la práctica totalidad de los movimientos de columna y extremidades y no sólo los que se hacen a baja velocidad, como sucede con la inclinometría. Además, no es necesario realizar ningún tipo de calibración previo o posterior al estudio, como sí ocurre con los electrogoniómetros o los sistemas tradicionales de fotogrametría.

El sistema MoveHuman-Sensors®, basado en sensores inerciales de movimiento, ha logrado superar en gran medida las limitaciones de los sistemas basados en la visión, lo que permite la toma de información en campo en tiempo real y no basada en la simulación de las tareas. Si bien los sistemas ópticos de captura del movimiento tienen rendimientos excelentes en condiciones controladas de laboratorio, los problemas de oclusiones de los marcadores por obstáculos que, en función del tipo gestual, en muchas ocasiones no se pueden evitar, con frecuencia lo hacen inviables de utilizar; sin contar su alto coste, la dudosa porta-

bilidad, las interferencias con focos o puntos de luz y los problemas inherentes a que el sujeto tenga que llevar una ropa especial o que requiera la colocación muy precisa de numerosos marcadores que permite «ver y medir» incluso lo que el observador no ve en el proceso de campo.

Dado el conjunto de funcionalidades descritas, el sistema facilita la labor del valorador médico ya que proporciona información relevante y fiable sobre las posturas y movimientos del sujeto en las mediciones realizadas. Para su validación, se han realizado un conjunto de ensayos en el laboratorio de Biomecánica del Instituto de Investigación I3A de la Universidad de Zaragoza. En dichos ensayos se han realizado medidas del movimiento articular en una población de 25 individuos jóvenes de hombres y mujeres haciendo uso de este nuevo sistema y simultáneamente con un sistema convencional de captura de movimiento basado en marcadores (VICON® Motion System) de referencia internacional, aplicando en cada caso un protocolo exhaustivo de medida. El resultado ha sido la generación de las tablas de normalización específicas de este sistema para medir y evaluar los rangos articulares de un individuo en comparación una población de referencia.

Durante las pruebas realizadas en el laboratorio se ha comprobado que, por ejemplo, durante el reconocimiento posicional del brazo, se obtiene una alta sensibilidad (rango 80%-100%) y especificidad (rango 96%-98%). Esta alta tasa de repetitividad y sensibilidad de la prueba ha sido corroborada por otros autores [20-22].

En el análisis comparativo realizado en el laboratorio se encuentra que, en condiciones estáticas, existe una diferencia de $\leq 1^\circ$ entre las mediciones efectuadas con el sistema MoveHuman-Sensors® y las de fotogrametría; y la variación es de $\leq 5^\circ$ cuando se trata de mediciones dinámicas. Por tanto, se puede considerar que las discrepancias de medición entre ambos sistemas son muy pequeñas. Estos resultados son similares a los publicados por otros autores que también han utilizado sensores inerciales del movimiento [23,24].

Una vez captado y recreado el movimiento en tres dimensiones se dispone de toda la información relativa a alturas, alcances, posición de los diferentes segmentos corporales, etc. Los ángulos de los diferentes segmentos corporales pueden compararse gráficamente con los registrados en el lado contralateral y con los baremos articulares establecidos, lo que permite la discriminación de la capacidad del sujeto sano-lesionado. Además, usando distintas pruebas estadísticas, basadas en las mediciones obtenidas, se puede llegar a determinar de forma objetiva si un paciente está simulando o no su lesión. ■

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Valoración de las Situaciones de Minusvalía. 1ª edición. Madrid: Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales. Madrid: Instituto Nacional de Migraciones y Servicios Sociales (IM-SERSO); 2000.
2. Ley 34/2003 de 4 de noviembre de modificación y adaptación a la normativa comunitaria de la legislación de seguros privados. BOE 5-11-2003.
3. Pool JJ, Hoving JL, de Vet HC, van Mameren H, Bouter LM. The interexaminer reproducibility of physical examination of the cervical spine. *J Manipulative Physiol Ther* 2004; 27:84-90.
4. Li G, Buckle P. Current techniques for assessing physical exposure to work-related musculoskeletal risks, with emphasis on posture-based methods. *Ergonomics* 1999; 42: 661-95.
5. de Koning CH, van den Heuvel SP, Staal JB, Smits-Engelsman BC, Hendriks EJ. Clinimetric evaluation of active range of motion measures in patients with non-specific neck pain: a systematic review. *Eur Spine J* 2008; 17:905-21.
6. Williams MA, McCarthy CJ, Chorti A, Cooke MW, Gates S. A Systematic review of reliability and validity studies of methods for measuring active and passive cervical range of motion. *Manipulative Physiol. Ther* 2010; 33:138-55.
7. Antonaci F, Ghirmai S, Bono G, Nappi G. Current methods for cervical spine movement evaluation: a review. *Clin Exp Rheumat* 2000; 18(Suppl 19):S45-52.
8. Ojima H, Miyake S, Kumashiro M, Togami H, Suzuki K. Ranges of dynamic motion of the wrist in healthy young and middle-aged men. *Ergonomics* 1992; 35:1467-77.
9. Buchholz B, Wellman H. Practical operation of a biaxial goniometer at the wrist joint. *Human Factors* 1997; 39: 119-29.
10. Balogh I, Ohlsson K, Nordander C, Skerfving S, Hansson G Å. Precision of measurements of physical workload during standardized manual handling part III: Goniometry of the wrists. *J Electr Kinesiol* 2009; 19:1005-12.
11. García-Alsina J, García Almazan C, Moranta Mesquida J, Pleguezuelos Cobo E. Angular position, range of motion and velocity of arm elevation: A study of consistency of performance. *Clinical Biomech (Avon)* 2005; 20:932-8.
12. Badler N, Phillips C, Webber B. *Simulating Humans. Computer Graphics Animation and Control*. Oxford University Press; 1993.
13. Stewart TD, May RM. Basic biomechanics of human joints: Hips, knees and the spine. *Curr Orthopaed* 2006; 20:23-31.
14. Richards JG. The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems. *Hum Mov Sci* 1999; 18, 589-602.

15. Wu G, van der Helm FC, Veeger HE, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech* 2005; 38:981-92.
16. Dillard J, Trafimow J, Andersson G, Cronin K. Motion of the lumbar spine: reliability of two measurement techniques. *Spine* 1991, 16: 321-4.
17. Arsuaga L. Evaluación tridimensional informatizada de la funcionalidad de columna lumbar. En: Miranda JL, Florez MT (eds). *Dolor Lumbar*. Madrid: Aula Médica; 1996. pág: 233-261.
18. Lechner DE, Bradbury SF, Bradley LA. Detecting sincerity of effort: A summary of methods and approaches. *Phys Ther* 1998; 78:867-88.
19. Dvir Z, Prushansky T, Peretz C. Maximal versus feigned active cervical motion in healthy patients: T coefficient of variation as an indicator for sincerity of effort. *Spine* 2001; 26:1680-8.
20. Lee RY, Laprade J, Fung EH. A real-time gyroscopic system for three-dimensional measurement of lumbar spine motion. *Med Eng Phys* 2003; 25:817-24.
21. Coley B, Jolles BM, Farron A, Aminian K. Arm position during daily activity. *Gait Posture* 2008; 28:581-7.
22. Gelalis ID, DeFrate LE, Stafilas KS, Pakos EE, Kang JD, Gilbertson LG. Three-dimensional analysis of cervical spine motion: reliability of a computer assisted magnetic tracking device compared to inclinometer. *Eur Spine J* 2009; 18:276-81.
23. Cutti AG, Andrea Giovanardi G, Laura Rocchi L, Angelo Davalli A, Sacchetti R. Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors. *Med Biol Eng Comp* 2008; 46:169-78.
24. Wong WY, Wong MS. Trunk posture monitoring with inertial sensors. *Eur Spine J* 2008; 17:743-53.

Conflicto de intereses

Los autores no hemos recibido ayuda económica alguna para la realización de este trabajo. Tampoco hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial. Ninguna entidad comercial ha pagado, ni pagará, a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que estamos afiliados.