

# Validación de sistema de medición de capacidad funcional basado en sensores inerciales

J.J. Marín Zurdo<sup>1</sup>, I. García Muñoz<sup>2</sup>, C. Gil Benito<sup>1</sup>, M.J. Boné Pina<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Ingeniería de Diseño y Fabricación, Universidad de Zaragoza, España [jimarin@unizar.es](mailto:jimarin@unizar.es)

<sup>2</sup> Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón, Universidad de Zaragoza, España [igarciam@unizar.es](mailto:igarciam@unizar.es)

## Resumen

*Medir los ángulos articulares tiene una gran importancia clínica, especialmente en el campo de la rehabilitación. Los sistemas actuales de captura de movimiento basado en marcadores reflectantes como Vicon Motion System<sup>TM</sup>, permite indirectamente medir ángulos de forma precisa. Las desventajas de este sistema son su alto coste, su difícil portabilidad y las condiciones de laboratorio necesarias para su funcionamiento. A partir de un sistema de sensores inerciales se ha desarrollado una aplicación que permite medir estos ángulos con una fácil portabilidad. En este trabajo se ha evaluado la precisión de este sistema, comparándola con el sistema Vicon.*

## 1. Introducción.

Medir los límites de movimiento articular de un individuo nos permite conocer su capacidad funcional y consecuentemente, el cambio de cómo la persona puede llegar a realizar ciertas tareas o funciones en los distintos aspectos de la vida. La evaluación funcional surgió de la necesidad que tenía la rehabilitación de evaluar la efectividad del tratamiento y el progreso de sus pacientes. Para ello ha de medir los cambios en la función, ya que el objetivo final de cualquier programa de rehabilitación es lograr el nivel más alto posible de habilidad funcional (OMS 1969).

Mediante la captura de movimiento y la comparación con bases de datos de normalidad, en concreto, las tablas AMA, publicadas en la “Guía para la evaluación de las deficiencias permanentes” de la American Medical Association [1] y recogidas en varios Reales Decretos [2], o la Ley 34/2003 [3] es posible objetivar alteraciones de la movilidad articular, reduciendo además los tiempos necesarios para la exploración clínica del paciente.

Los sistemas de detección de movimiento basados en marcadores reflectantes, como Vicon Motion System [4], se usan para obtener la posición de los marcadores en cada instante y consecuentemente para medir los ángulos articulares. Vicon es un sistema de medición muy preciso, pero costoso y difícilmente portable.

La utilización de sensores inerciales [5] nos brinda la posibilidad de medir ángulos articulares y así asistir objetivamente al especialista en el proceso de evaluación de la capacidad de movimiento. La ventaja de usar sistemas inerciales es su portabilidad [6][7][8], que permite realizar las capturas en distintos entornos sin

requerir estrictas condiciones de laboratorio, como lo son en otros sistemas [9]. Sin embargo, es necesario determinar el nivel de precisión de estos sistemas de medida.

El objetivo de este trabajo es estudiar la precisión de los sensores inerciales de movimiento, Xsens [10], a la hora de medir los ángulos articulares de un sujeto, comparándola con las mismas mediciones realizadas con el sistema Vicon.

## 2. Metodología.

### 2.1. Descripción del dispositivo utilizado.

Para la realización de las pruebas se ha utilizado un trípode, en cuya cabeza se ha fijado una barra de aluminio (Barra 1) y sobre la cual se ha dispuesto una segunda barra (Barra 2) perpendicular tanto a la barra 1 como a la vertical del trípode (Barra vertical) (ver Figura 1). Sobre las barras se han colocado seis marcadores reflectantes del sistema Vicon: dos en la Barra vertical, dos sobre la Barra 1 y dos sobre la Barra 2 y dos sensores inerciales: uno en la Barra vertical y otro en la Barra 1.

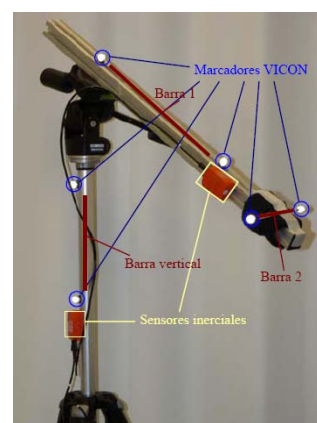


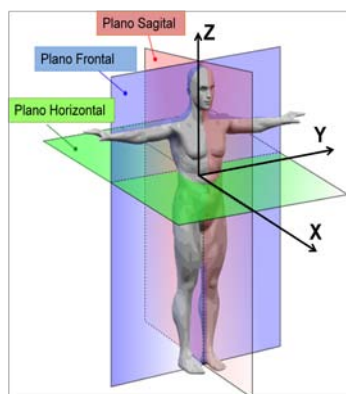
Figura 1. Trípode con sensores inerciales y marcadores

### 2.2. Ángulos articulares simulados con el trípode.

Se han estudiado los ángulos de la Barra 1 y Barra 2 respecto a la Barra vertical, pretendiendo simular el movimiento de un brazo humano.

Dichos ángulos corresponden a las proyecciones del movimiento de la Barra 1 y Barra 2 sobre planos ortogonales, denominados planos anatómicos (sagital, frontal y horizontal). Vienen detallados en la Figura 2 y los denominamos:

- *Flexión-Extensión*, proyección de la Barra 1 sobre el plano sagital.
- *Abducción*, proyección de la Barra 1 sobre el plano frontal.
- *Rotación Interna-Externa*, proyección de la Barra 2 sobre el plano frontal, manteniendo la Barra 1 orientada con el eje X.



**Figura 2.** Planos anatómicos y coordenadas del sistema global.

El ángulo máximo que puede alcanzar el trípole en cada eje es un valor fijo, en concreto: flexión-extensión 94° y -30°, abducción 124° y rotación interna-externa -31° y 92°.

Los movimientos descritos corresponden a ángulos que hemos denominado de rango amplio, como los relativos al hombro. Pero en el análisis de la capacidad funcional también es necesario registrar ángulos de rango más reducido, como los correspondientes a la mano o al pie. Para tal propósito, se han fijado unos topes en el trípole que han reducido el rango de movimiento del mismo, de cara a simular el movimiento de estas articulaciones.

### 2.3. Descripción de la prueba.

Las pruebas han consistido en capturar, simultáneamente con los dos sistemas, dos repeticiones de 30 segundos de duración, de movimientos repetitivos del giro de la cabeza del trípole sobre cada uno de los ejes anatómicos (manteniendo fijos los otros dos), desde el mínimo al máximo ángulo posible y tratando de mantener una velocidad de giro constante. De esta forma se consigue estudiar por separado los ángulos de flexión, abducción y rotación.

### 2.4. Método de cálculo con el sistema basado en marcadores.

El sistema Vicon nos da en cada instante las coordenadas de la posición de cada uno de los marcadores reflectantes. Para calcular el ángulo se han definido tres vectores, correspondientes a la barra vertical, barra1 y barra2, que llamamos u, v, w, respectivamente. Para el caso de la flexión y la abducción se ha calculado el ángulo entre los vectores u y v, mientras que para el caso de la rotación han sido entre u y w.

### 2.5. Bases del cálculo del sistema de Sensores Inerciales.

Los sensores inerciales dan en cada instante la orientación de su sistema de coordenadas local respecto a un sistema de coordenadas global. Cada sensor tiene su propio sistema de coordenadas global, que se establece al comienzo de cada captura, quedando fijo durante la misma y que se define de la siguiente manera: el eje Y, vertical al suelo y en dirección de la aceleración de la gravedad y el eje X en dirección y sentido del norte magnético que detecta el sensor al comenzar la captura.

La orientación del sensor en cada instante, se registra en un fichero que incluye la matriz de rotación, la cual define el cambio de coordenadas del sistema local respecto al global (orientación absoluta).

A partir de dicha orientación absoluta de cada sensor se ha calculado la orientación relativa entre ellos y consecuentemente los ángulos de flexión, abducción y rotación.

### 2.6. Sincronismo y comparación de datos.

Las grabaciones con ambos sistemas comienzan antes de que se produzca el movimiento y no están sincronizadas, en particular, el sistema de sensores inerciales necesita unos segundos de estabilización previo al movimiento. El método utilizado para sincronizar en tiempo ambas gráficas ha sido hacer coincidir el 1º máximo angular.

Además las frecuencias de captura de los sistemas son diferentes, mientras el sistema de sensores inerciales captura a 25 Hz, el sistema Vicon trabaja a 100 Hz. Se hace necesario entonces realizar un filtrado de los datos para igualar el número de valores y poder así comparar la precisión de las medidas con uno y otro sistema.

Una vez sincronizadas las gráficas, se calcula la recta de regresión lineal entre ellas,  $y=ax+b$  donde “x” son los ángulos obtenidos con los sensores e “y” los correspondientes a Vicon. El valor de “b” (Offset), se usa para modificar el nivel cero de los ángulos calculados con los sensores inerciales e igualarlos a los obtenidos con Vicon.

Finalmente, a efectos de valorar si la prueba proporciona datos fiables se han calculado:

a) **Coefficiente de Correlación de Pearson**  $r=\sigma_{xy}/(\sigma_x \sigma_y)$  entre las series de ángulos, donde  $\sigma_{xy}$  es la covarianza entre los conjuntos x, y, y  $\sigma_x, \sigma_y$  sus desviaciones típicas.

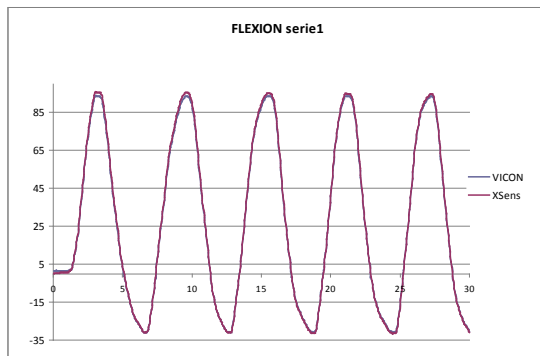
b) **Coefficiente de Variación**  $CV=\sigma/m_x$  de los valores máximos de los ángulos, inter e intra sistemas, donde  $\sigma$  es la desviación típica y  $m_x$  la media.

## 3. Resultados.

Se han diferenciado dos apartados, por un lado los ángulos medidos cuando el rango total alcanza niveles elevados y por otro los ángulos medidos cuando el rango es reducido. Asimismo, en cada uno de estos apartados se ha estudiado por separado los resultados obtenidos para cada uno de los ejes.

### 3.1. Ángulo de amplio rango.

La Figura 3 muestra la flexión-extensión para los dos sistemas, sin corregir el *offset*. Se puede apreciar que la diferencia del ángulo medido con ambos sistemas es muy pequeña comparado con el rango analizado.



**Figura 3.** Serie 1 del ángulo de abducción

En la Tabla 1 se muestran los resultados de la regresión lineal entre los ángulos obtenidos por los dos sistemas, para las tres proyecciones, en las dos series. Se puede apreciar que la pendiente es de  $1 \pm 0,02$  y el *offset* menor a 1 grado.

		Pendiente	OFFSET
Flexión	Serie1	1.01695	0.06724
	Serie2	1.01205	0.31429
Abducción	Serie1	0.99683	0.67942
	Serie2	1.00873	-0.10690
Rotación	Serie1	0.99094	-0.77379
	Serie2	0.99132	-0.66407

**Tabla 1.** Coef. de regresión lineal. Ángulo de rango amplio.

Los coeficientes de correlación se muestran en la Tabla 2 resultando valores de dependencia, prácticamente lineal, entre los datos de los dos sistemas.

Coeficiente Correlación		
	Serie1	Serie2
Flexión Rango amplio	0.999938242	0.999164109
Abducción Rango amplio	0.997509978	0.999730361
Rotación Rango amplio	0.999702168	0.999666700

**Tabla 2.** Coef. de correlación para ángulos de amplio rango.

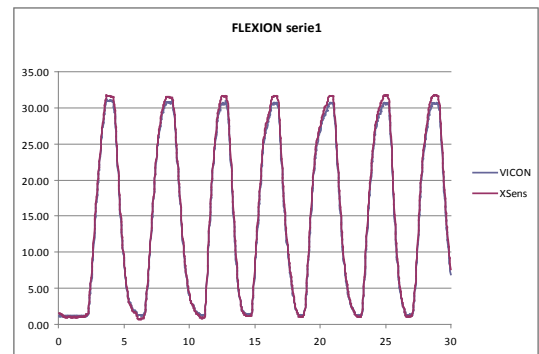
En la Tabla 3 se detallan los coeficientes de variación de los valores máximos para los ángulos de flexión-extensión, abducción y rotación interna – externa, en cada serie, entre las dos series, en cada sistema y entre los dos sistemas.

CV		Serie 1	Serie 2	Serie 1-2
FLEXION	Sistema Vicon	0.11 %	0.13 %	0.19 %
	Sistema Xsens	0.47 %	0.21 %	0.35 %
	Vicon-Xsens	0.95%	0.69%	0.81 %
EXTENSION	Sistema Vicon	0.76 %	0.10 %	0.53 %
	Sistema Xsens	0.98 %	0.42 %	0.69 %
	Vicon-Xsens	0.98 %	0.32 %	0.70 %
ABDUCCION	Sistema Vicon	0.01 %	0.01 %	0.50 %
	Sistema Xsens	0.18 %	0.19 %	0.39 %
	Vicon-Xsens	0.45%	0.44%	0.44 %
ROTACIÓN INTERNA	Sistema Vicon	0.37 %	0.12 %	0.31 %
	Sistema Xsens	0.21 %	0.14 %	0.18 %
	Vicon-Xsens	0.59 %	0.47 %	0.54 %
ROTACIÓN EXTERNA	Sistema Vicon	0.39 %	0.42 %	0.39 %
	Sistema Xsens	0.11 %	0.15 %	0.14 %
	Vicon-Xsens	0.28 %	0.37 %	0.32 %

**Tabla 3.** Coeficientes de variación de los máximos y mínimos para ángulos de rango amplio

### 3.2. Ángulo de rango reducido.

En el caso de los ángulos de rango reducido, se han estudiado únicamente los ángulos de flexión – extensión y de abducción.



**Figura 4.** Serie 1 del ángulo de flexión de rango reducido

En este caso, las rectas de regresión (ver Tabla 4) poseen una pendiente de  $1 \pm 0,03$  y *offset* de hasta 1,1 grado.

		Pendiente	Offset
Flexión	Serie1	1.02943	-0.73407
	Serie2	1.02469	-0.55936
Abducción	Serie1	1.02448	1.09995
	Serie2	1.02182	0.54994

**Tabla 4.** Coeficientes de la regresión lineal para ángulos de rango reducido

Los coeficientes de correlación para los dos ángulos (ver Tabla 5), muestran de nuevo una dependencia prácticamente lineal entre los datos de los dos sistemas.

Coeficiente Correlación		
	Serie1	Serie2
Flexión Rango reducido	0.999786142	0.996946864
Abducción Rango reducido	0.9995132	0.99916897

**Tabla 5.** Coef. de correlación. Ángulos de rango reducido.

Y por último, se han calculado también los coeficientes de variación de los máximos y mínimos, como muestra la Tabla 6, obteniendo en el peor de los casos, un CV de 1,72% cuando comparamos las dos series de abducción de rango reducido, debido en parte a que al ser el promedio un valor más bajo hace que el resultado de la división sea mayor.

FLEXION	Sistema Vicon	0.39 %	0.42 %	0.39 %
	Sistema XSens	0.11 %	0.15 %	0.14 %
	Sistemas Vicon-XSens	0.28 %	0.37 %	0.32 %
EXTENSION	Sistema Vicon	0.67 %	0.34 %	0.53 %
	Sistema XSens	0.29 %	0.80 %	0.60 %
	Sistemas Vicon-XSens	1.45%	1.28 %	1.36 %
ABDUCCION	Sistema Vicon	0.37 %	0.60 %	1.09 %
	Sistema XSens	0.61 %	0.42 %	1.18 %
	Sistemas Vicon-XSens	1.50%	1.40%	1.72 %

**Tabla 6.** Coef. de variación para ángulos de rango reducido.

#### 4. Conclusiones.

Los movimientos del brazo del trípode que se han medido durante las pruebas, han tratado de simular los movimientos articulares del brazo de un sujeto.

Los ensayos de laboratorio realizados han servido para analizar y evaluar la precisión de un sistema basado en sensores inerciales, a la hora de medir rangos articulares. El sistema de referencia utilizado para comprobar esta precisión ha sido el basado en marcadores reflectantes, Vicon Motion System, de referencia mundial.

En todas las pruebas realizadas se ha calculado la pendiente de la recta de regresión lineal entre ambos conjuntos de datos y se han obtenido valores de  $1 \pm 1\%$  para el caso de los ángulos de rango amplio y de  $1 \pm 2\%$  para los ángulos de rango reducido.

Se ha observado que existe un *Offset* en las mediciones con sensores, debido al ángulo inicial que toman como cero, que se manifiesta desplazando la gráfica, en ocasiones, alguna décima de ángulo en el eje de las ordenadas. Sin embargo, este *offset* no afecta al valor del rango total de movimiento y es corregible siempre que tengamos un sistema con el que comparar.

Del mismo modo, se han obtenido los coeficientes de correlación entre los ángulos medidos por los dos sistemas, con valores entre 0,997 y 0,999, que demuestran la dependencia lineal entre los ángulos medidos.

Por último, los coeficientes de variación obtenidos demuestran un alto nivel de consistencia en los valores de todos los ángulos calculados.

Según los resultados expuestos, se puede afirmar que un sistema basado en sensores inerciales como los utilizados en estos ensayos, sería adecuado para medir de forma fiable ángulos articulares y, consecuentemente, aplicarlo a la evaluación funcional de un sujeto. Adicionalmente, proporcionaría una sistema más portable y a un coste más reducido que los sistemas basados en marcadores reflectantes como el utilizado en este estudio.

#### Agradecimientos.

Los autores agradecen al Gobierno de Aragón (proyecto PTA19/09) su apoyo, que ha hecho posible la realización de esta comunicación y al Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón por prestar sus medios técnicos y humanos para el desarrollo del presente estudio.

#### Referencias.

- [1] American Medical Association (AMA) (1994) Guías para la evaluación de las deficiencias permanentes. Ministerio de Asuntos Sociales. Instituto Nacional de Servicios Sociales INSERSO.
- [2] Real Decreto 1971/1999, de 23 de diciembre, de procedimiento para el reconocimiento, declaración y calificación del grado de minusvalía.
- [3] 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.
- [4] Vicon Motion System. [www.vicon.com](http://www.vicon.com)
- [5] [www.isense.com](http://www.isense.com), [www.ascension-tech.com](http://www.ascension-tech.com), [www.polhemus.com](http://www.polhemus.com)
- [6] Cutti A. G., Giovanardi A., Rocchi L., Davalli A., Sacchetti R. Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors. Med Bio Eng Comput (2008) 46:169–178.
- [7] Cutti A. G., Ferrari A., Garofalo P., Raggi M., Cappello A., Ferrari A. 'Outwalk': a protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. Med Biol Eng Comput (2010) 48:17–25.
- [8] Gelalis I.D., DeFrate L.E., Stafilas K.S., Pakos E., Kang J.D., Gilbertson L.G. Three-dimensional analysis of cervical spine motion: reliability of a computer assisted magnetic tracking device compared to inclinometer. Eur Spine J (2009) 18:276–281.
- [9] Sistemas NED/IBV, NEDCerv y NEDLumb para la valoración de trastornos musculoesqueléticos. Instituto Biomecánica de Valencia.
- [10] Xsens Motion Technologies. [www.xsens.com](http://www.xsens.com)