



Revista Andaluza de Medicina del Deporte

ISSN: 1888-7546

ramd.ccd@juntadeandalucia.es

Centro Andaluz de Medicina del Deporte  
España

Caballero, C.; Barbado, D.; Moreno, F. J.

El procesado del desplazamiento del centro de presiones para el estudio de la relación  
complejidad/rendimiento observada en el control postural en bipedestación

Revista Andaluza de Medicina del Deporte, vol. 6, núm. 3, septiembre, 2013, pp. 101-107

Centro Andaluz de Medicina del Deporte  
Sevilla, España

Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=323327675003>

- Cómo citar el artículo
- Número completo
- Más información del artículo
- Página de la revista en redalyc.org

redalyc.org

Sistema de Información Científica

Red de Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal

Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso abierto



## Revista Andaluza de Medicina del Deporte

Rev Andal Med Deporte. 2013;6(3):101-107

[www.elsevier.es/ramd](http://www.elsevier.es/ramd)



Original

# El procesado del desplazamiento del centro de presiones para el estudio de la relación complejidad/rendimiento observada en el control postural en bipedestación

C. Caballero, D. Barbado y F. J. Moreno

Psicología de la Salud. Centro de Investigación del Deporte. Universidad Miguel Hernández. Elche. Alicante. España.

### Historia del artículo:

Recibido el 22 de octubre de 2012

Aceptado el 12 de junio de 2013

### Palabras clave:

Rendimiento.  
Dinámica no lineal.  
Control postural.  
SampEn.  
DFA.  
COP.

### Key words:

Task performance.  
Nonlinear Dynamics.  
Postural Balance.  
SampEn.  
DFA.  
COP.

### Correspondencia:

C. Caballero.  
Psicología de la Salud.  
Centro de Investigación del Deporte.  
Universidad Miguel Hernández.  
Av. de la Universidad s/n.  
CP: 03202. Elche, Alicante, España  
Correo electrónico: [ccaballero@umh.es](mailto:ccaballero@umh.es)

## RESUMEN

**Objetivo.** Este estudio evalúa la relación entre complejidad y dispersión del centro de presiones (COP) en una tarea de equilibrio en bipedestación, observando cómo la frecuencia de registro, las características estacionarias y el uso de distintos análisis afectan a la misma.

**Método.** Se registró el desplazamiento del COP de 21 voluntarios que se mantuvieron de pie durante 30 segundos sobre una superficie estable. Se analizó la desviación típica (DT) y la complejidad de las fluctuaciones del COP mediante *SampleEntropy* (SampEn) y *Detrended Fluctuation Analysis* (DFA), a diferentes frecuencias (1000,100 y 20 Hz) y en función de la eliminación de la tendencia de la señal.

**Resultados.** La frecuencia de registro afecta a los valores de SampEn y DFA, disminuyendo y aumentando, respectivamente, al aumentar la frecuencia de registro. Sin embargo, el tratamiento del COP no muestra ninguna influencia. Existe una correlación negativa entre la DT y el SampEn en ambos ejes. No obstante, la relación entre la DT y el DFA se modifica en función del eje, siendo negativa en el eje AP y positiva en el ML.

**Conclusión.** La frecuencia de registro no influye de manera determinante en las variables no lineales, pero las frecuencias cercanas a las de la dinámica del COP maximizan las diferencias existentes en el DFA. Por otro lado, se recomienda la eliminación de la tendencia de la señal para mejorar el análisis de la estructura de la variabilidad del desplazamiento del COP. Los resultados obtenidos respaldan la existencia de la relación entre el rendimiento y la complejidad del COP.

© 2013 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

## ABSTRACT

### Center of pressure preprocessing methods to analyze complexity/performance relation in quiet standing

**Objective.** The aim of this study is to analyze the relationship between the complexity and postural balance in a standing balance task. In this way, this study assesses the effect of the sample frequency, the stationarity of center of pressure (COP) and the used of different analysis.

**Method.** Twenty-one volunteers were asked to stand still for 30 s on a stable surface. Displacement of COP was measured. The performance was assessed through the standard deviation (SD) of COP. Complexity of COP was measured through Sample Entropy (SampEn) and Detrended Fluctuation Analysis (DFA). All variables were analyzed on three different frequencies (20,100 and 1000 Hz) and on two signal treatment (the original and detrended signal).

**Results.** The sample frequency influences the values of SampEn and DFA. However, these values keep the trend shown between experimental conditions. SD values are negatively related with SampEn of COP data in both axes. Nevertheless, the relationship between SD and DFA varies by axis; this relationship is negative in the AP axis and positive in the ML axis.

**Conclusion.** The sample frequency has a significant influence in the results, but frequencies close to the dynamics of COP enhance the differences. On the other hand, we suggest to detrend the signal to improve the analysis of dynamics of COP. The results support the direct relationship between performance and complexity of COP.

© 2013 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

## INTRODUCCIÓN

La dinámica del centro de presiones (*center of pressure*, COP) en el mantenimiento de la postura en bipedestación es considerada una variable colectiva<sup>1,2</sup> que refleja la actividad conjunta de muchos componentes del sistema neuromuscular para mantener el centro de gravedad dentro de la base de sustentación<sup>2,3</sup>. En este sentido, se ha analizado la dispersión de las fluctuaciones del COP para evaluar el grado de control postural. Para ello se han utilizado variables tales como la raíz media cuadrática<sup>4</sup>, la distancia resultante<sup>5,6</sup>, medidas de tendencia central<sup>7</sup>, la velocidad, el área del recorrido del COP<sup>3</sup>, etc. De entre todas ellas destaca la desviación típica<sup>8</sup>, siendo también utilizada como indicador de la cantidad de variabilidad presentada por el sistema<sup>9</sup>.

Recientemente se ha analizado la complejidad de las fluctuaciones del COP con objeto de evaluar las interacciones de los componentes del sistema neuromuscular implicados en el control postural en bipedestación<sup>3,10,11</sup>. Muchos estudios sugieren que la complejidad mostrada en las señales biológicas puede estar relacionada con la capacidad del sistema para generar respuestas adaptativas ante perturbaciones<sup>12-14</sup>. Así, una menor complejidad en la dinámica del COP estaría asociada con un peor rendimiento y una menor capacidad de adaptación<sup>3,15-20</sup>. Estos resultados están en consonancia con la hipótesis general que indica que una mayor complejidad de las señales biológicas está asociada a sistemas saludables, mientras que una pérdida de complejidad está relacionada con la edad y la enfermedad<sup>21,22</sup>.

Sin embargo, existen estudios en tareas de estabilidad que no apoyan esta hipótesis, encontrando una mayor complejidad de la dinámica del COP y un peor rendimiento en muestras de ancianos frente a jóvenes<sup>8,23,24</sup>. Estos resultados sugieren que una alta complejidad conlleva una reducción en la capacidad de adaptación<sup>8,24</sup>. Autores como Vaillancourt y Newell<sup>23</sup> sugieren que la tendencia al incremento o decremento de la complejidad en relación al envejecimiento, la enfermedad y el rendimiento no es universal y que depende de la naturaleza intrínseca del sistema y las demandas requeridas. Otros autores, sin embargo, creen que la controversia en los resultados es debida a las variables utilizadas para analizar la complejidad<sup>22</sup>. Así, tanto la entropía aproximada (*Aproximate Entropy*, ApEn)<sup>25</sup> como sus evoluciones, la entropía muestral (*Sample Entropy*, SampEn)<sup>26</sup> y la entropía difusa (*Fuzzy Entropy*, FuzzyEn)<sup>27</sup>, como el análisis de cuantificación de recurrencia<sup>28</sup>, serían medidas de regularidad de la señal y no de complejidad. Goldberger et al.<sup>22</sup> proponen el uso de medidas fractales para analizar la complejidad fisiológica tales como el análisis de fluctuaciones sin tendencia (*Detrended Fluctuation Analysis*, DFA).

Estos resultados contradictorios pueden estar también influenciados por el tratamiento de la señal. Así, la frecuencia de registro es una variable que no se mantiene constante entre estudios, encontrándonos análisis del COP realizados a frecuencias de 500<sup>29</sup>, a 200<sup>8</sup>, 100 Hz<sup>9,30</sup> y 10 Hz<sup>8,30</sup>. Borg y Laxaback<sup>8</sup> sugieren que para analizar el COP en bipedestación es suficiente utilizar una frecuencia de registro de 10 Hz, debido a que hay poca importancia fisiológica por encima de dicha frecuencia, evitando analizar frecuencias que no corresponden con el comportamiento que queremos evaluar. Sin embargo, otros autores<sup>29</sup> indican que la frecuencia de muestreo debe ser superior a 20 Hz, pues el movimiento humano involuntario más rápido ocurre a 8-10 Hz. Además, al realizar mediciones a baja frecuencia, se necesitan registros de larga duración debido a que las variables no lineales requieren de un número suficiente para alcanzar la fiabilidad<sup>31</sup>. Para las herramientas de cálculo de entropía, como el ApEn y el SampEn, los autores<sup>26</sup> sugieren un mínimo entre 10<sup>m</sup>-20<sup>m</sup>, y para el cálculo del DFA un mínimo de 256 datos<sup>32</sup>.

Otra de las características a tener en cuenta para realizar el análisis de la estructura de una señal biológica es su estado estacionario. Si la señal no es estacionaria puede provocar un “falso” aumento de la irregularidad<sup>33</sup>. Las señales de la dinámica del COP son no estacionarias<sup>34-37</sup> y para conseguir que la señal sea estacionaria se realiza un tratamiento para eliminar la tendencia<sup>33</sup>.

Dada la controversia de los resultados, y valorando sus posibles causas, el objetivo de este estudio fue evaluar la relación entre complejidad y dispersión del COP en una tarea de equilibrio en bipedestación, observando cómo la frecuencia de registro, las características estacionarias y el uso de distintos análisis afectan a la misma.

## MÉTODO

### Participantes

La muestra de este estudio estuvo formada por 21 participantes (edad 27,8 ± 7,0 años; altura 1,71 ± 0,09 m; peso 67,58 ± 10,33 Kg). Todos los participantes firmaron un consentimiento informado previo al estudio, donde se daban a conocer los objetivos de la investigación. El procedimiento experimental usado en este estudio se encuentra acorde con el Comité de ética de la Universidad Miguel Hernández.

### Instrumental

Para evaluar la estabilidad postural, se usó una plataforma de fuerzas (Kistler 9287BA, Zurich, Switzerland). Las fuerzas de reacción del suelo fueron registradas a 1000 Hz, de modo que se calculó el recorrido del COP.

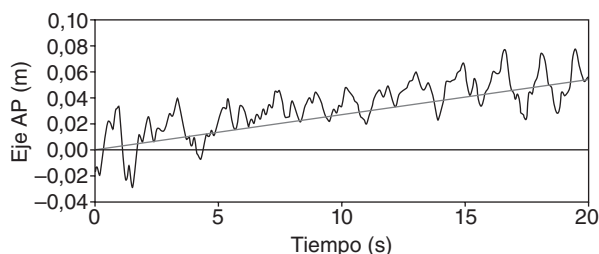
### Procedimiento

Los participantes realizaron una tarea de equilibrio con ojos abiertos, en bipedestación, directamente sobre la plataforma de fuerzas, durante 30 s<sup>8,29,33</sup> y con la consigna de “mantenerse lo más quieto posible”<sup>24,38</sup>. La tarea se realizó a una distancia de 3,80 m respecto a una pared blanca en la cual no había ningún tipo de referencia visual. Durante la realización de la tarea, los participantes se situaron con los pies separados a una anchura de 30 cm (distancia entre los talones), permitiéndoseles una apertura externa del eje longitudinal entre 30 y 35°. La orientación de los pies fue tal que el vector formado por los talones quedase paralelo al eje medio-lateral de la plataforma. Las manos se situaron a ambos lados de la cadera.

### Tratamiento y análisis de datos

Con el objeto de realizar un análisis de fluctuaciones del COP debido a los mecanismos reguladores que operan en escalas de tiempo corto (<1s)<sup>33,39</sup> y comprobar si existen diferencias en función de si la señal es estacionaria o no, todas las variables fueron analizadas sobre dos series de datos: la serie temporal original y esta misma serie, habiendo realizado sobre ella un tratamiento para eliminar la tendencia siguiendo las pautas de Costa et al.<sup>33</sup> Para observar la influencia de registro sobre la dinámica del COP ambas se analizaron a frecuencias de 1000,100 y 20 Hz.

El rendimiento del control postural fue evaluado mediante la variabilidad del COP, a través de la desviación estándar (DT). Autores como Gerbino et al.<sup>40</sup> indican que esta variable posee una buena fiabi-



**Fig. 1.** Ejemplo de la deriva en el eje antero-posterior de uno de los ensayos registrados. AP: anteroposterior.

lidad para valorar la “capacidad de permanecer quieto”, premisa que se les indica a los participantes de este estudio al realizar la tarea. Fue medida tanto en el eje antero-posterior (AP) como medio-lateral (ML). Además del cálculo de la DT total de la serie temporal, para tratar de tener en cuenta el hecho de no ser estacionario, lo cual provoca un efecto deriva de los datos (fig. 1), se optó por aplicar dos procedimientos complementarios para el cálculo de la variabilidad del COP a través de la desviación típica. El primero de ellos consistió en el cálculo de la DT total de la señal una vez eliminada la tendencia. El segundo procedimiento aplicado se basa en el cálculo de la desviación típica en ventanas temporales no solapadas de la serie de datos original (DT móvil)<sup>41</sup>. Se realizaron cálculos en ventanas de 5 s y se obtuvo el promedio de los valores obtenidos para tener una estimación de la variabilidad total. La siguiente ecuación muestra la fórmula para calcular la desviación típica móvil.

$$DTM = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^{\frac{N}{K}} \sqrt{\frac{1}{K} \sum_{i=(j-1) \cdot K + 1}^{j \cdot K} \left[ x_i - \frac{1}{K} \sum_{i=(j-1) \cdot K + 1}^{j \cdot K} x_i \right]^2}$$

Para la valoración de la complejidad del COP se utilizaron diferentes herramientas de análisis no lineal: SampEn<sup>26</sup> y DFA<sup>22</sup>.

SampEn es una herramienta de análisis que mide la regularidad de las series temporales de datos. Altos valores de SampEn conllevan altos valores de irregularidad de la señal<sup>26</sup>. Para su cálculo, se han utilizado los siguientes parámetros:  $m = 2$  y  $r = 0,2^8$ .

DFA es una herramienta que evalúa la presencia de autocorrelación a largo plazo dentro de la serie temporal<sup>42,43</sup>. “ $\alpha$ ” es el parámetro de autosimilitud o autocorrelación, a mayor valor de  $\alpha$ , mayor autocorrelación de la señal. Este procedimiento ha sido usado para la descripción de la complejidad<sup>22</sup>. Se aplicó acorde a Peng et al.<sup>43</sup>.

### Análisis estadístico

La normalización de las variables fue evaluada a través del test Kolmogorov-Smirnov, con la corrección de Lilliefors. Para evaluar la influencia de la frecuencia y la existencia o no de carácter estacionario del COP sobre las distintas variables de complejidad y rendimiento se realizó un ANOVA de medidas repetidas con dos factores: la frecuencia de registro y la realización o no del tratamiento previo para eliminar la tendencia de la señal. Para realizar las comparaciones múltiples se efectuó un análisis *post hoc* con el ajuste de Bonferroni. Por último, el coeficiente de correlación de Pearson fue calculado para determinar la relación entre la complejidad y el rendimiento del control postural tanto en el eje ML como en el AP.

**Tabla 1**

Resumen de los valores medios de cada uno de los tipos de desviación típica y las diferencias entre las mismas en las diferentes frecuencias tanto en el eje antero-posterior como el medio-lateral

	DT total (Media $\pm$ DT [cm])	DT total sin tendencia (Media $\pm$ DT [cm])	DT móvil (Media $\pm$ DT [cm])	F <sub>2,19</sub>	Sig.
AP	0,27 $\pm$ 089	0,15 $\pm$ 036	0,06 $\pm$ 019	121.127	< 0,001
ML	0,15 $\pm$ 092	0,09 $\pm$ 035	0,05 $\pm$ 014	26.212	< 0,001

DT: desviación típica; AP: antero-posterior; ML: medio-lateral.

**Tabla 2**

Resumen de las correlaciones entre los tipos de desviación típica en eje antero-posterior y medio-lateral

		DT total	DT total sin tendencia	DT móvil
AP	DT total			
	DT sin tendencia	0,663*		
	DT móvil	0,709*	0,739*	
ML	DT global			
	DT sin tendencia	0,700*		
	DT móvil	0,557*	0,831*	

DT: desviación típica; AP: antero-posterior; ML: medio-lateral.

\* $p < 0,001$

## RESULTADOS

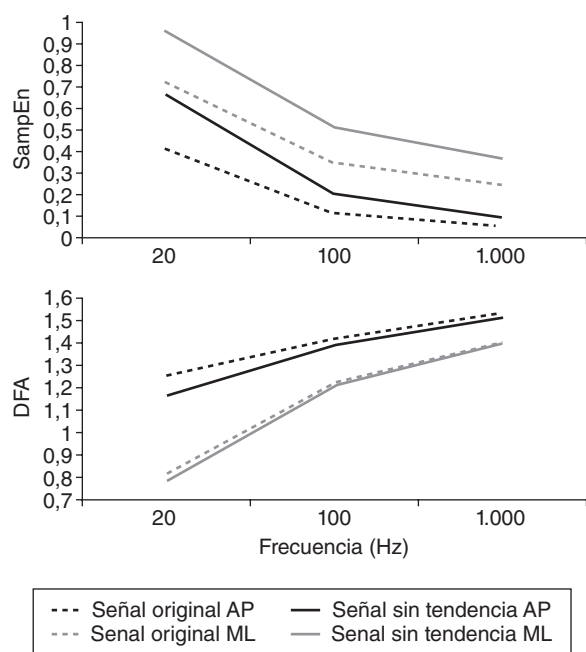
En la tabla 1 se presentan los resultados de la comparación entre los distintos procedimientos para el cálculo de la dispersión del COP mediante los tres procedimientos explicados en el método para el cálculo de la DT. Se observa que si bien existen diferencias significativas entre los tres procedimientos de cálculo de la DT, la frecuencia de registro no afecta a sus valores.

El análisis de las correlaciones entre los tres procedimientos para calcular la DT muestra que todas presentan una relación positiva entre sí (tabla 2). Los procedimientos que presentan una mayor correlación son el cálculo de DT total sin tendencia y la DT móvil, en ambos ejes.

En relación con la fluctuación del COP en la tarea de estabilidad, se observa que las variaciones del COP se producen sobre todo en el eje antero-posterior. Los desplazamientos en este eje son significativamente mayores que los del eje medio-lateral ( $p > 0,01$ ), sin influir el tipo de DT calculada (DT total,  $F_{2,19} = 25.367$ ; DT móvil,  $F_{2,19} = 24.516$ ).

Para comprobar si aquellos participantes cuyos datos fluctuaban en mayor medida lo hacían tanto en el eje AP como en el ML, se analizó la correlación de las DT de ambos ejes. Existe una relación positiva entre las DT de los ejes, pero sólo se muestra en la DT total sin tendencia ( $r = 0,615$ ;  $p < 0,01$ ) y la DT móvil ( $r = 0,774$ ;  $p < 0,001$ ), pero no en la DT total de la señal original.

A continuación, se exponen los resultados de los análisis realizados con las diferentes herramientas no lineales, que dan a conocer la estructura de la variabilidad del desplazamiento del COP. Atendiendo a la SampEn y al DFA, se observa que a medida que se aumenta la frecuencia de registro, la SampEn disminuye, mientras que el DFA aumenta (fig. 2). Estos cambios en función de la frecuencia son significativos en todas las herramientas utilizadas (tabla 3). Aunque las diferencias entre ejes y entre tratamientos de la señal muestran la misma tendencia en las distintas frecuencias, el análisis de varianza indica un efecto de interacción entre las diferentes frecuencias de registro y los ejes analizados (SampEn,  $F_{2,19} = 5.000$ ,  $p < 0,05$ ; DFA,  $F_{2,19} = 69.994$ ,  $p < 0,001$ ) y entre las frecuencias y el



**Fig. 2.** Representación gráfica del valor de cada una de las herramientas no lineales en cada una de las frecuencias analizadas y en función de si la señal es original o se le ha eliminado la tendencia, tanto en el eje antero-posterior, como medio-lateral. AP: anteroposterior; ML: medio-lateral.

tratamiento de la señal (SampEn,  $F_{2,19} = 81.323$ ,  $p < 0,001$ ; DFA,  $F_{2,19} = 67.007$ ,  $p < 0,001$ ).

Un análisis detallado de las diferencias entre ejes y entre tratamientos de la señal presentan distintos tamaños del efecto a distintas frecuencias de registro (tabla 4 y 5). Los resultados muestran mayores diferencias en DFA para la frecuencia de 20 Hz, mientras que las mayores diferencias en SampEn no se observan en una única frecuencia.

Al analizar las diferencias y posibles relaciones entre el SampEn y el DFA entre ejes se observa que independientemente de la frecuencia de registro y el tratamiento de la señal utilizado, ambas muestran diferencias significativas entre los ejes de desplazamiento. El eje AP presenta mayor predictibilidad y autocorrelación ( $p < 0,001$ ). A su vez, no existe correlación entre ambos con ninguna de las herramientas no lineales.

Por último, se analizó la relación entre la dispersión del COP y la dinámica del COP. Este análisis se realizó utilizando todas las DT calculadas y las herramientas no lineales con las que analizamos la estructura del COP (tabla 6). Los resultados muestran que la relación es negativa con el SampEn, tanto con el eje AP como el ML. Sin embargo, las correlaciones

realizadas con el DFA presentan diferente dirección en función del eje de desplazamiento. En el eje AP la relación es negativa, mientras que en el eje ML es positiva.

## DISCUSIÓN

Los estudios que han analizado la relación entre la complejidad y el rendimiento en el control postural han mostrado cierta controversia en sus resultados en los últimos años<sup>22</sup>. La investigación realizada trata de aportar información metodológica sobre el análisis de la complejidad y las fluctuaciones del COP que pueden estar relacionados con el origen de esta controversia.

Lo primero que se debe destacar es que los cambios de la frecuencia de registro no conllevan diferencias en los resultados de las diferentes DT. Eso era de esperar, dado que el submuestreo es mayor al rango de frecuencias en el que se encuentra la señal del COP, evitando así el efecto *aliasing*, el cual provocaría pérdida de información.

De acuerdo con la bibliografía, los resultados muestran que la dispersión del COP en situaciones estables de equilibrio en bipedestación se muestra mayoritariamente en el eje AP<sup>8,9</sup>. Estos resultados son independientes de la frecuencia de muestreo y del procedimiento seguido para el cálculo de la DT. De hecho, estos procedimientos muestran una alta correlación entre sí, indicando que son instrumentos útiles para el estudio de la dispersión del COP durante una tarea de estabilidad en bipedestación.

En trabajos anteriores se ha encontrado una correlación entre las fluctuaciones observadas entre los ejes ML y AP<sup>8</sup>. En este estudio se ha observado que mayores fluctuaciones en un eje no conllevan mayores fluctuaciones en el otro. Sin embargo, una vez eliminadas las frecuencias bajas de las fluctuaciones del COP mediante la DT móvil o la DT total sin tendencia sí aparece esta relación. Estos resultados pueden indicar que, en el control del COP, los ajustes efectuados a bajas frecuencias tienen una mayor magnitud en uno de los ejes, predominando en ese eje las estrategias de control de movimientos más amplios y mayor duración, mientras que las correcciones a frecuencias altas, de menor amplitud, sean comunes a ambos ejes. Estos procesos de control postural han sido identificados como *rambling* y *trembling* respectivamente<sup>44,45</sup>.

Respecto a la estructura de las fluctuaciones del COP, estudiada mediante el SampEn y el DFA, hay que indicar que el eje AP es el más predecible<sup>46</sup> y más autocorrelacionado respectivamente. Además, no se encontraron correlaciones entre ambos ejes. Autores como Winter et al.<sup>47</sup> indican que el control postural de cada uno de los ejes es independiente. Las estructuras (músculos) responsables del control de cada uno de los ejes son diferentes, siendo en el control del eje AP más relevantes las

**Tabla 3**

Resumen de los valores medios de cada una de las herramientas de análisis no lineal y los resultados de las diferencias entre frecuencias obtenidos a través de un ANOVA de medidas repetidas, en el eje antero-posterior y medio-lateral

		20 Hz	100 Hz	1000 Hz	$F_{2,19}$	Sig.
AP	SampEn	0,4101 ± 0,1289	0,1036 ± 0,0427	0,0447 ± 0,0297	192.593	< 0,001
	SampEn sin tendencia	0,6614 ± 0,1687	0,2005 ± 0,0995	0,0854 ± 0,0764	292.736	< 0,001
	DFA	0,1255 ± 0,1790	0,1414 ± 0,1110	0,1531 ± 0,0802	84.790	< 0,001
	DFA sin tendencia	0,1170 ± 0,1802	0,1389 ± 0,1087	0,1514 ± 0,0795	135.193	< 0,001
ML	SampEn	0,7212 ± 0,2885	0,3475 ± 0,2262	0,2420 ± 0,2025	176.441	< 0,001
	SampEn sin tendencia	0,9593 ± 0,2420	0,5109 ± 0,2210	0,3641 ± 0,2140	244.239	< 0,001
	DFA	0,8239 ± 0,2202	0,1225 ± 0,1581	0,1404 ± 0,1186	505.370	< 0,001
	DFA sin tendencia	0,7883 ± 0,2145	0,1216 ± 0,1536	0,1397 ± 0,1159	585.009	< 0,001

AP: antero-posterior; ML: medio-lateral.



**Tabla 4**

Resumen de los valores medios de SampEn y los resultados de las diferencias entre el eje antero-posterior y medio-lateral y tratamiento en función de la frecuencia de registro obtenidos a través de un ANOVA de medidas repetidas

SampEn					
	AP	ML	F <sub>2,19</sub>	Sig.	$\eta p^2$
<b>20 Hz</b>					
Señal original	0,4101 ± 0,1289	0,7212 ± 0,2885	23.290	< 0,001	0,538
Señal sin tendencia	0,6614 ± 0,1687	0,9593 ± 0,2420	26.599	< 0,001	0,571
F <sub>2,19</sub>	78.655	40.715			
Sig.	< 0,001	< 0,001			
$\eta p^2$	0,797	0,671			
<b>100 Hz</b>					
Señal original	0,1036 ± 0,0427	0,8239 ± 0,2202	26.334	< 0,001	0,568
Señal sin tendencia	0,2005 ± 0,0995	0,5109 ± 0,2210	46.114	< 0,001	0,697
F <sub>2,19</sub>	40.802	56.264			
Sig.	< 0,001	< 0,001			
$\eta p^2$	0,671	0,738			
<b>1000 Hz</b>					
Señal original	0,0447 ± 0,0297	0,2420 ± 0,2025	21.772	< 0,001	0,521
Señal sin tendencia	0,0854 ± 0,0764	0,3641 ± 0,2140	43.528	< 0,001	0,685
F <sub>2,19</sub>	14.233	61.821			
Sig.	0,001	< 0,001			
$\eta p^2$	0,416	0,756			

AP: antero-posterior; ML: medio-lateral.

**Tabla 5**

Resumen de los valores medios de DFA y los resultados de las diferencias entre el eje antero-posterior y medio-lateral y tratamiento en función de la frecuencia de registro obtenidos a través de un ANOVA de medidas repetidas

DFA					
	AP	ML	F <sub>2,19</sub>	Sig.	$\eta p^2$
<b>20 Hz</b>					
Señal original	1.255 ± 0,1790	0,8239 ± 0,2202	60.157	< 0,001	0,750
Señal sin tendencia	1.170 ± 0,1802	0,7883 ± 0,2145	47.937	< 0,001	0,706
F <sub>2,19</sub>	58.368	10.654			
Sig.	< 0,001	0,004			
$\eta p^2$	0,745	0,348			
<b>100 Hz</b>					
Señal original	1.415 ± 0,1110	1.225 ± 0,1581	22.730	< 0,001	0,532
Señal sin tendencia	1.389 ± 0,1087	1.216 ± 0,1536	20.374	< 0,001	0,505
F <sub>2,19</sub>	15.068	6.491			
Sig.	0,001	0,019			
$\eta p^2$	0,430	0,245			
<b>1000 Hz</b>					
Señal original	1.531 ± 0,0802	1.404 ± 0,1186	18.224	< 0,001	0,477
Señal sin tendencia	1.514 ± 0,0795	1.397 ± 0,1159	16.196	< 0,001	0,447
F <sub>2,19</sub>	14.185	7.603			
Sig.	0,001	0,012			
$\eta p^2$	0,415	0,275			

AP: antero-posterior; ML: medio-lateral.

acciones de los flexores y extensores del tobillo y en el eje ML los abductores y aductores de la cadera<sup>9</sup>. Por lo tanto, se puede tratar de manifestaciones o componentes diferentes del control postural, que juntos, permiten un control del COP.

Las medidas de análisis no lineal (SampEn y DFA) se han mostrado robustas frente a las frecuencias de muestreo mostrando las mismas diferencias significativas entre ejes y tratamientos en las distintas frecuencias. No obstante, a medida que se aumenta la frecuencia de registro, la fluctuación del COP se vuelve más predecible y más autocorrelacionada.

**Tabla 6**

Correlaciones entre las diferentes desviaciones típicas y las herramientas no lineales en función de la frecuencia de registro y el tratamiento de la señal, tanto del eje antero-posterior como del medio-lateral

	AP			ML		
	DT total	DT total sin tendencia	DT móvil	DT total	DT total sin tendencia	DT móvil
Señal original						
20 Hz						
SampEn	-0,568**	-0,265	0,098	-0,779**	-0,646**	-0,464*
DFA	-0,372	-0,429	-0,552*	0,395	0,508*	0,013
100 Hz						
SampEn	-0,603**	-0,458*	-0,168	-0,710**	-0,679**	-0,598**
DFA	-0,468*	-0,368	-0,741**	0,287	0,344	-0,164
1000 Hz						
SampEn	-0,572**	-0,525*	-0,434*	-0,644**	-0,682**	-0,677**
DFA	-0,463*	-0,294	-0,733**	0,329	0,385	-0,121
Señal sin tendencia						
20 Hz						
SampEn	-0,101	-0,426	0,198	-0,576**	-0,796**	-0,485*
DFA	-0,418	-0,321	-0,484*	0,348	0,449*	-0,044
100 Hz						
SampEn	-0,203	-0,496*	-0,094	-0,628**	-0,820**	-0,643**
DFA	-0,450*	-0,281	-0,661**	0,254	0,330	-0,180
1000 Hz						
SampEn	-0,572**	-0,525*	-0,434*	-0,619**	-0,801**	-0,754**
DFA	-0,432	-0,209	-0,656**	0,299	0,380	-0,128

\*p<0.05; \*\*p<0.01 DT: desviación típica; AP: antero-posterior; ML: medio-lateral.

Estos resultados concuerdan con los encontrados por Rhea et al.<sup>29</sup>, quien indica que la SampEn es más sensible a las colinealidades que están presentes en una señal con sobremuestreo. Estas colinealidades se producen cuando un movimiento de baja frecuencia (como por ejemplo COP) es registrado a una frecuencia por encima del teorema de Nyquist. En este sentido, las diferencias del DFA entre ejes y tratamientos muestran un mayor tamaño del efecto a la frecuencia de 20 Hz, indicando que los registros a frecuencias próximas a la frecuencia de la dinámica del COP<sup>48</sup> maximizarían las posibles diferencias entre situaciones.

Estos resultados están en consonancia con lo indicado por algunos autores<sup>24</sup> que afirman que aumentar la frecuencia de registro por encima del doble del espectro de frecuencia natural del COP no conlleva una ganancia de información adicional. Además, dada la fiabilidad mostrada por la SampEn<sup>26</sup> y el DFA<sup>32</sup> en el análisis de series de corta duración, el utilizar frecuencias bajas de registro tiene como ventaja un análisis más económico.

En relación con el tratamiento de la señal, la eliminación de la tendencia afecta de manera significativa al cálculo de la estructura del COP, presentando una mayor irregularidad y una menor autocorrelación<sup>32</sup>. Hay que señalar que el procedimiento de eliminación de la tendencia de una señal no necesariamente implica un incremento de la complejidad tal y como indican Costa et al.<sup>33</sup>, quienes recomiendan este tratamiento previo de la señal, puesto que el no ser estacionaria puede también provocar un “falso” aumento de la irregularidad a corto término.

Finalmente, se analizó la relación entre la estructura del COP y su dispersión. Tal y como se ha comentando a lo largo de la discusión, la frecuencia no parece influir de manera determinante en los resultados tanto en lo referente a la dispersión del COP como a su estructura, exceptuando el hecho de que tanto el SampEn como el DFA muestran una mayor sensibilidad en las frecuencias próximas a la frecuencia natural de la dinámica del COP<sup>49</sup>.

Respecto al tratamiento de eliminación de la tendencia, se observan resultados diferentes, de modo que la relación entre DT y predictibilidad

o autocorrelación aumenta cuando se relacionan las variables con el mismo tratamiento.

Los resultados indican una relación negativa entre la dispersión del COP y su irregularidad en ambos ejes. En general, los participantes que presentan menor dispersión del COP en una condición estable en bipedestación tienen una dinámica de movimiento más irregular. Sin embargo, cuando se analiza la relación entre la dispersión del COP y su autocorrelación los resultados son diferentes en función del eje. El eje AP presenta una correlación negativa. Al igual que con la SampEn, los participantes con menos dispersión del COP poseen una dinámica de la señal más autocorrelacionada. Sin embargo, al igual que el estudio de Amoud et al.<sup>49</sup> donde se realiza este mismo análisis, pero con una referencia visual durante la tarea de equilibrio, en el eje ML la relación es inversa. Los participantes con más dispersión del COP tienen más autocorrelación de la señal. Tal y como se ha comentado anteriormente, el hecho de que las fluctuaciones en los ejes no presenten una misma estructura puede reflejar que son manifestaciones diferentes del control postural<sup>47</sup>, y por tanto la relación entre dispersión y estructura del COP difiera en función del eje analizado en el test bipodal realizado.

En conclusión, todos los procedimientos utilizados en este estudio para el cálculo de la desviación típica del centro de presiones son instrumentos útiles para el análisis de su dispersión durante una tarea de estabilidad en bipedestación. Sin embargo, para la elección de uno u otro debe tenerse en cuenta qué tipo de comportamiento se quiere analizar. Para analizar las características del control mostrado en frecuencias altas podrían ser utilizados registros de corta duración utilizando procedimientos de eliminación de la tendencia o mediante la desviación típica móvil. Pero si lo que se quiere es realizar un análisis del control expresado en fluctuaciones a más baja frecuencia, el uso de la desviación típica total de la señal original puede ser una herramienta útil.

En cuanto al efecto de la frecuencia de registro sobre la relación complejidad/rendimiento, en este estudio no se muestran modificaciones contradictorias. No obstante, se ha comprobado que el análisis no lineal a frecuencias de muestreo cercanas a la frecuencia natural de la dinámica del sistema puede permitir maximizar las posibles diferencias existentes entre situaciones.

Respecto al tratamiento de la señal se recomienda la eliminación de su tendencia para mejorar el análisis de la estructura del centro de presiones en series de corta duración. De este modo, se evita el posible enmascaramiento de la dinámica del centro de presiones provocado por el carácter no estacionario de los datos.

Los resultados obtenidos en este estudio respaldan la existencia de la relación entre el rendimiento y la complejidad del centro de presiones. No obstante, las diferencias encontradas entre los ejes sugieren la necesidad de profundizar en análisis que recojan la dinámica global del centro de presiones.

## AGRADECIMIENTOS

Agradecemos al Ministerio de Ciencia e Innovación de España y al Programa Val+d predoctoral de la Generalitat Valenciana el apoyo recibido.

## CONFLICTO DE INTERESES

Los autores declaran que no tienen ningún conflicto de intereses.

## Financiación

Este estudio ha sido posible gracias a la financiación del proyecto con código DEP2010-19420, subvencionado por el Ministerio de Ciencia e Innovación de España. Gobierno de España. Además del apoyo del programa Val+d predoctoral de la Generalitat Valenciana.

## Bibliografía

1. Winter D. Balance and posture during quiet standing. En: Winter D, editor. A.B.C. of balance during standing and walking. Waterloo: Biomechanics Waterloo; 1995. p. 5-24.
2. Riley MA, Turvey MT. Variability and determinism in motor behaviour. *J Mot Behav*. 2002;34:99-125.
3. Manor B, Costa MD, Hu K, Newton E, Starobinets O, Kang HG, et al. Physiological complexity and system adaptability: evidence from postural control dynamics of older adults. *J Appl Physiol*. 2010;109:1786-91.
4. Haran FJ, Emily MS, Keshner A. Sensory reweighting as a method of balance training for labyrinthine loss. *J Neurol Phys Ther*. 2008;32(4):186-91.
5. Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, Myklebust BM. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1996;43:956-66.
6. Roerdink M, Hlavackova P, Vuillerme N. Center-of-pressure regularity as a marker for attentional investment in postural control: A comparison between sitting and standing postures. *Hum Mov Sci*. 2011;30:203-12.
7. Ramdani S, Seigle B, Varoqui D, Bouchara F, Blain H, Bernard PL. Characterizing the dynamics of postural sway in humans using smoothness and regularity measures. *Ann Biomed Eng*. 2010;39(1):161-71.
8. Borg FG, Laxaback G. Entropy of balance – some recent results. *J Neuroeng Rehabil*. 2010;7:38.
9. Svendsen JH, Svarrer H, Vollenbroek-Hutten M, Madeleine P. Postural Variability during Pursuit Tracking in Low-Back Pain Patients. En: Dremstrup K, Rees S, Jensen MØ, editors. 15th NBC on Biomedical Engineering & Medical Physics, IFMBE Proceedings. 2011; 34:97-100.
10. Newell KM, Vaillancourt DE. Dimensional change in motor learning. *Hum Mov Sci*. 2001;20:695-715.
11. Mazaheri M, Salavati M, Negahban H, Sanjari MA, Parnianpour M. Postural sway in low back pain. Effects of dual tasks. *Gait Posture*. 2010;31:116-21.
12. Goldberger AL. Nonlinear dynamics for clinicians: chaos theory, fractals, and complexity at the bedside. *Lancet*. 1996;347:1312-4.
13. Goldberger AL, Amaral LA, Hausdorff JM, Ivanov PC, Peng C-K, Stanley HE. Fractal dynamics in physiology: alterations with disease and aging. *PNAS*. 2002; 99:2466-72.
14. Lipsitz LA. Dynamics of stability: the physiologic basis of functional health and frailty. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2002;57:115-25.
15. Roerdink M, De Haart M, Daffertshofer A, Donker SF, Geurts ACH, Beek PJ. Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke. *Exp Brain Res*. 2006;174:256-69.
16. Donker SF, Roerdink M, Grevén AJ, Beek PJ. Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *Exp Brain Res*. 2007;181:1-11.
17. Lamothe CJ, van Lummel RC, Beek PJ. Athletic skill level is reflected in body sway: a test case for accelerometry in combination with stochastic dynamics. *Gait Posture*. 2009;29:546-51.
18. Stins JF, Michielsen ME, Roerdink M, Beek PJ. Sway regularity reflects attentional involvement in postural control: Effects of expertise, vision and cognition. *Gait Posture*. 2009;30:106-9.
19. Kuczyński M, Szymańska M, Bięc E. Dual-task effect on postural control in high-level competitive dancers. *J Sports Sci*. 2011;29:539-45.
20. Barbado FD, Sabido R, Vera-García FJ, Gusi N, Moreno FJ. Effect of increasing difficulty in standing balance tasks on postural sway and EMG: complexity and performance. *Hum Mov Sci*. 2012;31(5):1224-37.
21. Goldberger AL, Rigney DR, West BJ. Chaos and fractals in human physiology. *Sci Am*. 1990;262:42-9.
22. Goldberger AL, Peng C-K, Lipsitz LA. What is physiologic complexity and how does it change with aging and disease? *Neurobiol Aging*. 2002;23:23-6.
23. Vaillancourt DE, Newell KM. Changing complexity in human behavior and physiology through aging and disease. *Neurobiol Aging*. 2002;23:1-11.
24. Duarte M, Sternad D. Complexity of human postural control in young and older adults during prolonged standing. *Exp Brain Res*. 2008;191:265-76.
25. Pincus SM. Approximate entropy as a measure of system complexity. *PNAS*. 1991;88:2297-301.
26. Richman JS, Moorman JR. Physiological time-series analysis using approximate and sample entropy. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*. 2000;278:2039-49.
27. Chen W, Wang Z, Xie H, Yu W. Characterization of surface EMG signal based on fuzzy entropy. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2007;15:266-72.
28. Webber CL, Zbilut JP. Recurrence Quantification Analysis of Nonlinear Dynamical Systems. En: Riley, MA, Van Orden, GC, editors. *Tutorials in con-*

- temporary nonlinear methods for the behavioral sciences. [20 de marzo del 2011]. 2005. p. 27 – 94. Disponible en: [www.nsf.gov/sbe/bcs/pac/nmbs/nmbs.jsp](http://www.nsf.gov/sbe/bcs/pac/nmbs/nmbs.jsp)
29. Rhea CK, Silver TA, Hong SL, Ryu JH, Studenka BE, Hughes CML, et al. Noise and Complexity in Human Postural Control: Interpreting the Different Estimations of Entropy. *PLoS ONE*. 2011;6(3): e17696.
  30. Chen W, Zhuang J, Yu W, Wang Z. Measuring complexity using FuzzyEn, ApEn, and SampEn. *Med Eng Phys*. 2009;31:61-8.
  31. Holden JG. Gauging the Fractal Dimension of Response Times from Cognitive Tasks. En: Riley MA, Van Orden GC, editors. *Tutorials in contemporary nonlinear methods for the behavioral sciences*. [13 de enero del 2011]. 2005. p. 268 – 318. Disponible en: [www.nsf.gov/sbe/bcs/pac/nmbs/nmbs.jsp](http://www.nsf.gov/sbe/bcs/pac/nmbs/nmbs.jsp)
  32. Delignières D, Ramdania S, Lemoine L, Torre K, Fortes M, Ninot G. Fractal analyses for 'short' time series: A re-assessment of classical methods. *J Math Psychol*. 2006;50:525-44.
  33. Costa M, Priplata AA, Lipsitz LA, Wu Z, Huang NE, Goldberger AL, et al. Noise and poise: Enhancement of postural complexity in the elderly with a stochastic-resonance-based therapy. *EPL*. 2007; 77.
  34. Carrol JP, Freedman W. Nonstationary properties of postural sway. *J Biomech*. 1993;26(4-5):409-16.
  35. Newell KM, Slobounov SM, Slobounova BS, Molenaar PCM. Short-term non-stationarity and the development of postural control. *Gait Posture*. 1997;6:56-62.
  36. Riley MA, Balasubramaniam R, Turvey MT. Recurrence quantification analysis of postural fluctuations. *Gait Posture*. 1999;9:65-78.
  37. Shumann T, Redfern MS, Furman JM, El-Jaroudi A, Chaparro LF. Time-frequency analysis of postural sway. *J Biomech*. 1995;28(5):603-7.
  38. Cavanaugh JT, Mercer VS, Stergiou N. Approximate entropy detects the effect of a secondary cognitive task on postural control in healthy young adults: a methodological report. *J Neuro Eng Rehabil*. 2007;4:42.
  39. Collins JJ, De Luca CJ. Random walking during quiet standing. *Phys Rev Lett*. 1994;73:764-7.
  40. Gerbino PG, Griffin ED, Zurakowski D. Comparison of standing balance between female collegiat players and soccer players. *Gait Posture*. 2007;26: 501-7.
  41. Jin S, Ning X, Mirka GA. An algorithm for defining the onset and cessation of the flexion-relaxation phenomenon in the low back musculature. *J Electromyogr Kinesiol*. 2012;22(3): 376-82.
  42. Hausdorff JM, Peng CK, Ladin Z, Wei JY, Goldberger AL. Is walking a random walk? Evidence for long-range correlations in stride interval of human gait. *J Appl Physiol*. 1995;78: 349-58.
  43. Peng CK, Halvin S, Stanley, HE, Goldberger AL. Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series. *Chaos*. 1995;5:82-7.
  44. Zatsiorsky VM, Duarte M. Instant equilibrium point and its migration in standing tasks: Rambling and trembling components of the stabilogram. *Mot Contr*. 1999;3:28-38.
  45. Zatsiorsky VM, Duarte M. Rambling and trembling in quiet standing. *Mot Contr*. 2000;4:185-200.
  46. Algaba del Castillo J, de la Cruz Torres B, Naranjo J, Centeno RA, Beas JD. Análisis del equilibrio estático en sujetos sanos mediante el cálculo de la entropía muestral. *Rev Andal Med Deporte*. 2008;1(3):98-101.
  47. 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;75:2334-43.
  48. Morrison S, Hong SL, Newell KM. Inverse relations in the patterns of muscle and center of pressure dynamics during standing still and movement postures. *Exp Brain Res*. 2007;181:347-58.
  49. Amoud H, Abadi M, Hewson DJ, Michel-Pellegrino V, Dousot M, Duchêne J. Fractal time series analysis of postural stability in elderly and control subjects. *J Neuro Eng Rehabil*. 2007;4:12.