

Entropía del centro de presión como medida del equilibrio

R. Lloréns¹, V. Naranjo¹, M. Alcañiz¹, E. Noé², C. Alcaide¹

¹ Instituto Interuniversitario de Investigación en Bioingeniería y Tecnología Orientada al Ser Humano, Universitat Politècnica de València, Camino de Vera s/n, 46022 Valencia, España, rllorens@labhuman.i3bh.es

² Servicio de Neurorehabilitación de los Hospitales NISA Valencia al Mar y Sevilla Aljarafe, Fundación NISA, Río Tajo 1, 46011 Valencia, España

Resumen

La complejidad y regularidad de distintas señales fisiológicas se han considerado tradicionalmente predictores del funcionamiento de las variables medidas. El centro de presión es una señal temporal que representa la distribución del peso de una persona en el plano del suelo. La presencia de un importante factor subjetivo así como la precisión de las escalas clínicas tradicionales para valorar el equilibrio motivan la búsqueda de nuevos marcadores objetivos que proporcionen datos fehacientes del estado de los pacientes. La entropía del centro de presión ha sido analizada en estudios previos con muestras y resultados dispares. El objetivo del presente estudio es analizar la entropía del centro de presión de una muestra de población sana, así como otras medidas relativas al mismo, comúnmente utilizadas en estudios posturográficos.

1. Motivación

El equilibrio depende no sólo del funcionamiento de los sistemas sensoriales (visual, vestibular y somatosensorial) sino también de las estructuras del sistema nervioso que componen el sistema motor, los cuales interpretan los impulsos aferentes y planean las respuestas motoras para adaptarse a cambios del entorno [1]. Los déficits en cualquiera de estos sistemas puede traducirse en alteraciones posturales y por tanto, en una incorrecta gestión del equilibrio. Dado que estas alteraciones dificultan en gran medida la correcta ejecución de las actividades de la vida diaria, y con esto, empeoran la autonomía de los pacientes, desde el punto de vista clínico, es vital cuantificar el estado de los pacientes para poder establecer las intervenciones oportunas y medir su efectividad. La evaluación del equilibrio se ha realizado tradicionalmente mediante escalas y tests clínicos que miden la ejecución por parte de los pacientes de determinadas tareas que requieren gestionar distintas habilidades estáticas y dinámicas [2]. El resultado obtenido por los pacientes se compara con el obtenido por una muestra controlada de población sana, con lo que es posible establecer de manera comparativa el estado del paciente con respecto a la normalidad. Sin embargo, estos tests carecen, en muchas ocasiones, de precisión y objetividad en las medidas. Para salir al paso de estas limitaciones, se han ideado distintas técnicas que intentan cuantificar la respuesta de los pacientes de manera analítica. Así pues, las respuestas posturales pueden cuantificarse mediante una Posturografía Dinámica Computarizada. Mediante esta prueba se evalúa la capacidad del paciente de realizar determinadas tareas que

implican desplazamientos de su centro de presión (CDP) [3]. El CDP se calcula mediante plataformas de presión a partir de la distribución del peso del paciente sobre el plano del suelo. De esta manera el CDP mide de manera directa las fuerzas que actúan sobre dicha plataforma a través de las plantas de los pies, registrando, por consiguiente, la actividad muscular de los flexores y extensores plantares.

De manera similar a otras señales biológicas, tradicionalmente ha existido un interés en analizar el CDP en términos de complejidad, regularidad y caos, como posibles factores del estado del paciente. Estudios previos han realizado medidas de la entropía del CDP con este fin [4].

El presente artículo analiza la entropía del CDP, así como la velocidad del mismo, registrado mediante una plataforma de presión de bajo coste, de una muestra de población sana.

2. Métodos

2.1. Captura de datos

Como se ha comentado anteriormente, la captura del CDP se realiza mediante plataformas de presión. Sin embargo las plataformas comerciales no proporcionan el CDP sino resultados deducidos del procesamiento de los mismos. Para capturar el CDP se utilizó una plataforma de presión de bajo coste, la Nintendo® Wii Balance Board (WBB), que ha demostrado proporcionar datos fidedignos del CDP comparables a los obtenidos mediante plataformas de presión consideradas *gold-standard* de coste varios órdenes superior [5].

Para la captura de datos, la WBB se conectó a un PC de características convencionales mediante *Service Discovery Protocol* sobre *Bluetooth*. Y se diseñó una sencilla aplicación que guía mediante una GUI el proceso a seguir y registra los datos necesarios.

La WBB proporciona en cada instante de muestreo la presión detectada en cada uno de sus 4 sensores (TL, TR, BR, BL) y el peso del usuario (W) (Figura 1).

De esta manera es posible calcular el CDP en cada instante como

, siendo \dots , donde \dots s.

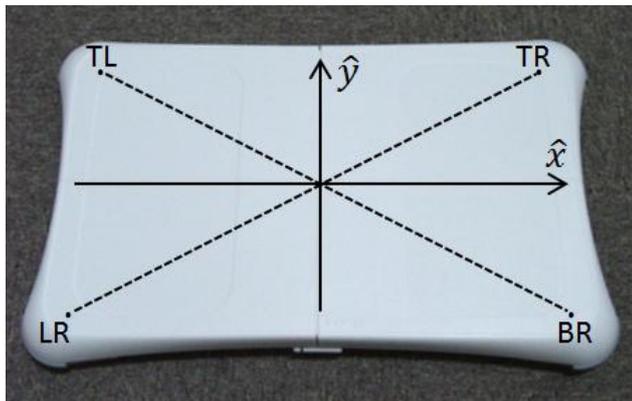


Figura 1. Sistema de coordenadas de la WBB

La WBB demostró ser capaz de muestrear a una frecuencia tal que permite capturar las señales. La respuesta más rápida de las señales aferentes es el reflejo miotático (), seguido de las respuestas automáticas aprendidas () y las respuestas voluntarias (), relacionadas con la nervio raquídeo, el cerebelo y el córtex cerebral, respectivamente. Por lo tanto, para capturar las señales voluntarias objetivo del estudio, la frecuencia mínima de muestreo debería ser según Nyquist, $f_s \geq 2 \cdot f_m$. Efectivamente, la frecuencia de muestreo de la WBB es superior a f_m .

2.2. Análisis de datos

Para el análisis de la entropía del CDP se utilizó la función Sample Entropy [6], que se define como el negativo del logaritmo natural de la probabilidad condicional de que un conjunto de m muestras que se ha repetido con una tolerancia r durante m puntos, se repita nuevamente para $m+1$ puntos. El cálculo de los parámetros m y r se calculó según de manera homóloga a [7]. Los resultados experimentales determinaron que los valores de dichos parámetros se fijaran a $m=2$ y $r=0.15$.

2.3. Definición de la muestra

Los criterios de inclusión en el estudio fueron: 1) Edad ≥ 10 y < 80 años; 2) Capacidad para mantener bipedestación erguida sin ayuda de elementos asistenciales u ortesis durante 30s tal como se especifica en la Brunel Balance Assessment [8], 3) Capacidad de seguir instrucciones. Los criterios de exclusión fueron: 1) Lesiones del sistema musculoesquelético que afecten al equilibrio; 2) Presencia de prótesis; 3) Afectaciones que pudieran interferir en el funcionamiento del sistema visual, auditivo y somatosensorial; 4) Demencia o afasia; 5) Déficits visuales o auditivos que imposibilitaran la realización de la actividad; 6) Ataxia o cualquier otro síntoma cerebeloso.

El estudio contó con una muestra definitiva de 132 participantes, que se categorizaron en 4 grupos según su edad (A: <20 ; B: 20-40; C:40-60; D: >60) (Tabla 1).

Rango de edad (años)	Hombres (n)	Mujeres (n)	Total (n)
<20	19 (55.9%)	15 (44.1%)	34
20-40	20 (54.0%)	17 (46.0%)	37
40-60	16 (48.5%)	17 (51.5%)	33
>60	12 (42.9%)	16 (57.1%)	28

Tabla 1. Características de la muestra

2.4. Experimento

Todos los participantes realizaron el mismo protocolo exploratorio, de 30s de duración, consistente en una única tarea. Los participantes se colocaron descalzos sobre la WBB con la planta de los pies en contacto con la superficie de la misma. Durante el experimento, los participantes mantuvieron los ojos abiertos fijando la vista en un punto situado a 2m de altura en una pared situada a 2m frente a la plataforma.

Para cada participante se registró: edad, peso, posición del CDP durante 30s y se calculó la velocidad media y máxima en dicho intervalo.

3. Resultados

Un análisis de medidas repetidas ANOVA reveló:

- Diferencias significativas en A-B y A-D en la componente x del CDP (Tabla 2).
- Ausencia de diferencias significativas para la componente y del CDP en ningún grupo.
- Diferencias significativas en A-B, A-C y A-D en la velocidad media del CDP (Tabla 3).
- Diferencias significativas en A-B, A-C y A-D en la velocidad máxima del CDP (Tabla 4).

	20-40	40-60	>60
<20	p=0.002	NS	p=0.010
20-40		NS	NS
40-60			NS

Tabla 2. Diferencias en la coordenada x del CDP

	20-40	40-60	>60
<20	p=0.000	p=0.002	p=0.004
20-40		NS	NS
40-60			NS

Tabla 3. Diferencias en la velocidad media del CDP

	20-40	40-60	>60
<20	p=0.000	p=0.016	p=0.003
20-40		NS	NS
40-60			NS

Tabla 4. Diferencias en la velocidad máxima del CDP

La relación entre las variables se analizó mediante el coeficiente de correlación de Pearson (Tabla 5).

	Entropía en x	Entropía en y	Velocidad media	Velocidad máxima
Entropía en x		0.613	0.707	0.544
Entropía en y			0.722	0.518
Vel media				0.858

Tabla 5. Correlación entre las variables

4. Discusión

El análisis de la entropía del CDP proporcionó resultados similares para todos los grupos, de los cuales es difícil extraer conclusiones, si bien en el grupo A se detectaron mayores valores para ambas componentes x e y . En el eje anteroposterior el grupo A y el D obtuvieron resultados más elevados que el resto de grupo pero similares, lo cual no sostiene el resultado de algunos estudios previos [9]. En fisiología, y también en el análisis del CDP, valores altos de entropía pueden entenderse de dos maneras: bien, como un signo de un sistema saludable en continua vigilia preparado para responder ante variaciones en el entorno, o bien, como un signo de que el sistema está perdiendo su estructura y su sostenibilidad, lo cual representa la interpretación más tradicional. Estudios previos de la entropía del CDP no sólo no son concluyentes, sino que a veces son contradictorios [4].

Los análisis estadísticos mostraron que el grupo A, de edades menores a 20 años, presenta diferencias significativas con el resto de grupos en las medidas de velocidad del CDP. En cuanto a la componente x del CDP, el grupo A también mostró diferencias significativas con los grupos B y D, si bien con el grupo C mostró una tendencia a la significación ($p=0.073$). El motivo de este efecto puede deberse a un automatismo del control postural [10], si bien cabe considerar las limitaciones del estudio, pues el tamaño muestral y sobre todo la heterogeneidad de la muestra podría haber influido en los resultados, y debe acotarse en futuros estudios.

El análisis del coeficiente de Pearson muestra una alta correlación entre las variables de velocidad, lo cual es obvio debido a la relación entre ellas, pero también una correlación remarcable entre la entropía en x e y y la velocidad media. Esto puede explicarse dado que si hay mayor variación, es decir, mayor desplazamiento del CDP, esto se traduce en un aumento de la velocidad del mismo. Cabe destacar también que las correlaciones entre la entropía del CDP en ambas componentes no es elevada, lo cual puede entenderse a partir de las distintas estrategias que repercuten en ambos ejes. Así pues, mientras que los desplazamientos en el eje x o mediolateral vienen determinados fundamentalmente por el uso de estrategias de cadera (estrategia coxal), el desplazamiento en el eje y o anteroposterior, viene determinado mayormente por el uso de estrategias de tobillo. Una disociación en el funcionamiento de estas estrategias podría provocar distinto comportamiento del CDP en ambos ejes.

Con todo ello, los resultados de nuestro estudio revelan diferencias del grupo más joven frente al resto de grupos

en la componente coxal del CDP y en consecuencia en la velocidad media y máxima que deben ser estudiados en futuros estudios.

Agradecimientos

Este estudio fue financiado por el Centro para el Desarrollo Tecnológico Industrial (proyecto TEREHA, IDI-20110844), y parcialmente financiado por el Ministerio de Educación y Ciencia de España, proyecto Game Teen (TIN2010-20187), proyectos Consolider-C (SEJ2006-14301/PSIC), “CIBER de Fisiopatología de la Obesidad y Nutrición, una iniciativa del ISCIII”, el Programa de Excelencia PROMETEO (Generalitat Valenciana. Conselleria de Educación, 2008-157).

Referencias

- [1] Nashner LM. Sensory, neuromuscular, and biomechanical contributions to human balance. *Balance: Proceedings of the APTA forum*. 1989.
- [2] Steffen TM and LA Mollinger. Age- and gender-related test performance in community-dwelling adults. *J Neurol Phys Ther*, vol 29, sup 4, 2005, pp 181-8 (ISSN:1557-0576).
- [3] Pickett TC, LS Radfar-Baublitz, SD McDonald, WC Walker, and DX Cifu. Objectively assessing balance deficits after TBI: Role of computerized posturography. *J Rehabil Res Dev*, vol 44, sup 7, 2007, pp 983-90 (ISSN: 1938-1352).
- [4] Borg FG and G Laxaback. Entropy of balance--some recent results. *J Neuroeng Rehabil*, vol 7, sup 2010, pp 38 (ISSN: 1743-0003)
- [5] Clark RA, AL Bryant, Y Pua, P McCrory, K Bennell, and M Hunt. Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. *Gait Posture*, vol 31, sup 3, 2010, pp 307-10 (ISSN: 1879-2219).
- [6] Richman JS and JR Moorman. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, vol 278, sup 6, 2000, pp H2039-49 (ISSN: 0363-6135).
- [7] Lake DE, JS Richman, MP Griffin, and JR Moorman. Sample entropy analysis of neonatal heart rate variability. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*, vol 283, sup 3, 2002, pp R789-97 (ISSN: 0363-6119).
- [8] Tyson SF and LH DeSouza. Development of the Brunel Balance Assessment: a new measure of balance disability post stroke. *Clin Rehabil*, vol 18, sup 7, 2004, pp 801-10 (ISSN: 0269-2155).
- [9] Duarte M and D Sternad. Complexity of human postural control in young and older adults during prolonged standing. *Exp Brain Res*, vol 191, sup 3, 2008, pp 265-76 (ISSN: 1432-1106).
- [10] Stins JF, ME Michielsen, M Roerdink, and PJ Beek. Sway regularity reflects attentional involvement in postural control: effects of expertise, vision and cognition. *Gait Posture*, vol 30, sup 1, 2009, pp 106-9 (ISSN: 1879-2219).