

Análisis de la Señal del Centro de Presiones mediante Auto-Información Mutua: Test con Ojos Abiertos

B. Galicia Moreno¹, M. Vallverdú Ferrer^{1,2}, F. Peydro Moya³, A. Casals Gelpí^{1,4}

¹Dept. ESAIL, Centre de Recerca en Enginyeria Biomèdica, Universitat Politècnica de Catalunya {berenice.galicia@estudiant.upc.edu}

²Universitat Politècnica de Catalunya, ²CIBER de Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), Barcelona {montserrat.vallverdu@upc.edu}

³ Instituto de Biomecánica de Valencia. {paqui.peydra@ibv.upv.es}

⁴Institut de Bioenginyeria de Catalunya, Barcelona, Universitat Politècnica de Catalunya {alicia.casals@upc.edu}

Resumen

El control del equilibrio involucra un complejo mecanismo para mantener la postura en bipedestación. En este proceso están implicados el sistema vestibular, el visual y el somatosensorial. Algunos traumatismos y ciertas enfermedades vestibulares pueden desencadenar una alteración del control postural. En este sentido, el objetivo del presente estudio es caracterizar el centro de presiones (CP) mediante una metodología basada en la función de auto-información mutua, para mejor describir el comportamiento dinámico complejo o irregular del control postural. Se han estudiado dos grupos de sujetos, un grupo con desordenes posturales y un grupo de control (sujetos normales). Los resultados han mostrado un comportamiento dinámico no lineal del CP (p -valor <0.0005) con una mayor regularidad en el grupo con desordenes posturales, y con porcentajes mayores del 75% de sujetos correctamente clasificados.

1. Introducción

La postura en bipedestación es el resultado de un complejo mecanismo que involucra el sistema visual, somatosensorial y vestibular. Las entradas de estos sistemas son procesadas por el sistema nervioso central que da una respuesta después de ponderar cada una de ellas. Esta respuesta se traduce en la oscilación que realiza el cuerpo para conservar su equilibrio, describiendo la señal del centro de presiones (CP).

Para el registro del comportamiento del CP se emplean plataformas de fuerza instrumentadas [1]. Estas plataformas registran las fuerzas de reacción generadas por el cuerpo cuando el sujeto está descalzo sobre la plataforma. Esta plataforma de fuerzas mide las tres magnitudes cinéticas (M_x , M_y , F_z) que describen la señal del CP [2]. La evolución de la oscilación postural en función del tiempo se denomina estabilograma, y está representado por el desplazamiento del movimiento medio lateral (ML) o anteroposterior (AP) (figura 1a y 1b).

Clínicamente existen diferentes métodos para evaluar el control de la postura como el test de organización sensorial (TOS). El TOS comprende una serie de ejercicios basados en el test de Romberg. En este test se alteran y suprimen diferentes entradas sensoriales para determinar cuál de ellas tiene un funcionamiento anómalo

cuantificando la información mediante el uso de las plataformas instrumentadas antes mencionadas [3].

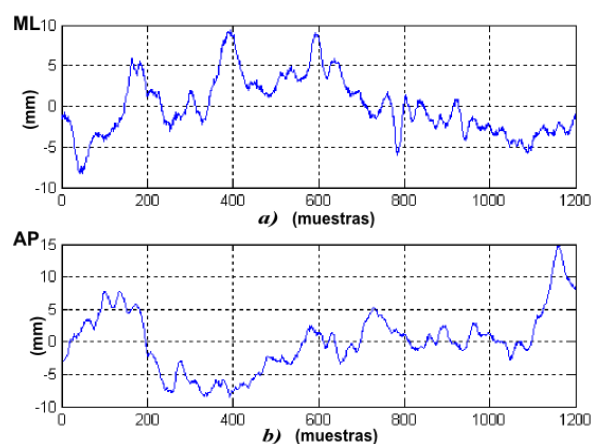


Figura 1. Representación de los movimientos del estabilograma: a) ML, medio-lateral; b) AP, antero-posterior

Tradicionalmente, la información de la señal del CP se ha obtenido calculando el área descrita por la señal del estatocinesigrama [4] (figura 2), por la trayectoria total del recorrido y por la velocidad de recorrido del CP. También la señal del CP es tradicionalmente caracterizada por la densidad espectral de potencia [5]. Las trayectorias ML y AP son el resultado de un sistema dinámico multidimensional subyacente del cuerpo humano en el que interaccionan otros sistemas como el gravitacional, el respiratorio, el muscular y el circulatorio [6]. Esto conlleva a que las técnicas lineales no puedan describir adecuadamente la respuesta a este sistema dinámico autónomo. En este sentido, se encuentran en la literatura trabajos que cuantifican la dinámica del CP mediante técnicas no lineales, entre otros la entropía muestral, el primer exponente de Lyapunov y la dimensión de correlación [7, 8]. Sin embargo, estos métodos precisan para su cálculo un número elevado de muestras de las señales ML y AP, que en general no poseen las señales del estabilograma, teniendo aproximadamente una duración de 30 s. En este sentido, la función de la Auto-Información Mutua (AMIF) es una técnica de la teoría de la información que permite analizar la complejidad de una señal a diferentes escalas de tiempo, describiendo mejor la dinámica no lineal implícita en la respuesta de un

sistema y además puede trabajar con señales de corta duración.

En el presente estudio se propone identificar variables susceptibles de caracterizar la señal del CP de dos grupos de sujetos, un grupo con problemas de equilibrio y otro sin patología empleando una metodología basada en la AMIF.

2. Metodología

2.1. Base de datos utilizada y pre-procesamiento de la señales

Para este estudio fueron analizados 94 pacientes con desordenes posturales (63 mujeres, 31 hombres) y un grupo control formado por 29 sujetos sanos (16 mujeres y 13 hombres). Todos los sujetos incluidos en el estudio dieron su consentimiento para la utilización de los datos.

Las señales de CP se registraron mediante el equipo Dinascan/IBV. Este sistema está formado por una plataforma dinamométrica instrumentada con cuatro sensores extensiométricos y equipada con una base de goma-espuma. En este trabajo se analizan dos pruebas del TOS con y sin goma-espuma y en las que el sujeto permanece con los ojos abiertos:

ROA: Romberg con ojos abiertos, sin goma-espuma. El sujeto cuenta con las tres entradas sensoriales inalteradas.

RGA: Romberg con ojos abiertos y goma-espuma. La entrada somatosensorial es alterada debido a la goma-espuma, siendo la entrada visual y la vestibular las encargadas de conservar el equilibrio.

Para la realización de estas pruebas, la posición adoptada por el sujeto es en bipedestación, con los talones ligeramente separados y descalzo.

Cada paciente repitió más de 2 veces cada prueba, dependiendo del criterio médico basado en el estado de salud del paciente en el momento del registro. De todas las repeticiones solo se consideran los registros repetibles para el análisis, entre 2 y 3 según el criterio médico. Los sujetos sanos, grupo de control, solo se consideran dos repeticiones por prueba.

Para cada repetición de una prueba, las señales (x,y) fueron registradas a una frecuencia de muestreo $f_s=40$ Hz durante 30 s, dejando intervalos de 1 min entre cada repetición.

Los registros contienen la evolución en el tiempo de las coordenadas (x, y) del CP. La componente x corresponde al desplazamiento ML y la componente y al desplazamiento AP (figura 1).

La etapa de pre-procesamiento consistió en eliminar las tendencias de las señales $x(i)$ e $y(i)$ generadas por el instrumento de medida.

2.2. Análisis mediante medidas tradicionales

Para evaluar el trazo del CP, se han considerado los movimientos ML y AP del establiograma y además se ha

construido el estatocinesigrama (figura 2) a partir de estos dos movimientos.

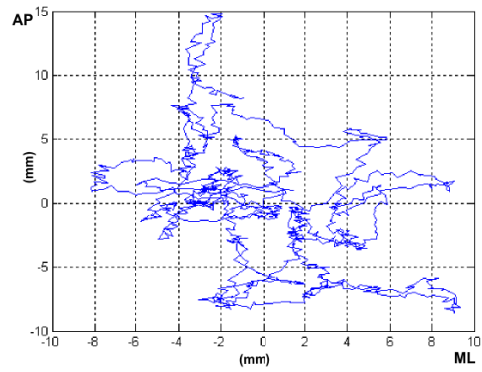


Figura 2. Representación del estatocinesigrama del CP

Las medidas tradicionales [9] consideradas en el presente estudio para evaluar el CP son las que describen su comportamiento geométrico y su comportamiento en el dominio frecuencial. Medidas geométricas: A_{tot} , área comprendida en el barrido del CP (1); T_{tot} , trayectoria del CP (2); V_{tot} , velocidad de desplazamiento del CP (3). Medidas frecuenciales: PSD, densidad espectral de potencia.

El área A_{tot} , se ha calculado como el área de la elipse que contiene el 95% de los puntos de la trayectoria del CP.

$$A_{tot} = \pi * Eje_{MAYOR} * Eje_{MENOR} \quad (1)$$

donde Eje_{MAYOR} y Eje_{MENOR} son función de la desviación estándar del desplazamiento del CP en los ejes AP y ML y de su covarianza.

La trayectoria T_{tot} se ha calculado como la suma de los módulos de las componentes del vector (x,y) .

$$T_{tot} = \sum_{i=1}^N \sqrt{x(i)^2 + y(i)^2} \quad (2)$$

donde N es el número total de muestras de las señales $x(i)$ e $y(i)$.

La velocidad V_{tot} se calcula como la media de la trayectoria por unidad de tiempo.

$$V_{tot} = \frac{T_{tot}}{N} f_s \quad (3)$$

Por otro lado, en el análisis del dominio de la frecuencia se ha considerado el 50% de la PSD acumulada ($PSD50$) desde las más bajas frecuencias y el 80% de la PSD acumulada ($PSD80$) también desde las frecuencias menores. Se han seleccionado estas bandas por ser las que mejor caracterizan las alteraciones del sistema de control de la postura [3]. Estas medidas se han obtenido para el desplazamiento ML y AP, respectivamente.

2.3. Análisis mediante auto-información mutua

La función de auto-información mutua (AMIF) considera la dependencia de relaciones complejas en diferentes escalas de tiempo. Estas funciones permiten interpretaciones del sistema dinámico autónomo humano en función de los mecanismos involucrados en el control de la postura. La AMIF es independiente de la amplitud

de la señal y describe la predictibilidad y regularidad de una señal. La pérdida de información a lo largo del horizonte de predicción (escala de tiempo) es una medida típica de complejidad (irregularidad) [10]. Por tanto, las medidas obtenidas de la AMIF son fundamentalmente diferentes de las medidas tradicionales del CP basadas en su geometría y en su análisis en frecuencia.

La AMIF como función del retardo temporal τ (escala de tiempo) puede ser calculada mediante la entropía de Shannon

$$H(z) = -\sum_{i=1}^M p_i \log_2 p_i \quad (4)$$

aplicada a la serie temporal original $z(n)$ obteniendo $H(z)$, mediante el retardo temporal τ retardar $\omega(n)$ obteniendo $H(\omega)$, y su presentación bivalente $H(z, \omega)$, obteniendo

$$AMIF(z, \omega) = H(z) + H(\omega) - H(z, \omega) \quad (5)$$

que describe la cantidad de información con la cantidad $\omega(n)$ retardada en el tiempo si la cantidad original $z(n)$ es conocida. En el caso de dos cantidades independientes estadísticamente, tal como ocurre en el caso de series temporales no predictibles, $AMIF(z, \omega)$ es 0, en caso contrario es positiva.

En el presente trabajo, la AMIF se ha aplicado independientemente a las series que describen los desplazamientos ML y AP, respectivamente. Además, se ha tomado $M=2^3=8$ clases equidistantes, y $\tau=\{0, \dots, 100\}$. Para la caracterización del CP, se han definido las siguientes variables a partir de la definición de la AMIF: A_p , área parcial entre dos τ consecutivas; PDI , diferencia entre el valor máximo de la AMIF ($\tau=0$) y AMIF ($\tau \neq 0$); $PEND$ valor de la pendiente de la AMIF entre dos τ consecutivas.

2.4. Análisis estadístico

Los grupos bajo estudio se han comparado utilizando la prueba estadística no paramétrica U de Mann-Whitney aplicada a las variables definidas en el presente trabajo. Se ha considerado un nivel de significación estadística p-valor<0.05. También se ha realizado un análisis discriminante basado en funciones lineales de las variables definidas, validando esta función utilizando el método *leaving one out*.

3. Resultados

La tabla 1 muestra los resultados de los valores del área, trayectoria y velocidad de la señal del CP obtenidos con la prueba ROA y RGA. Solamente la trayectoria (T_{tot}) y la velocidad (V_{tot}) de la prueba ROA clasificaron los sujetos sanos y patológicos con un nivel de significación estadística (p-valor=0.018). Como se puede observar en la tabla 1, el valor de T_{tot} es mayor en el grupo de sujetos sanos que en el grupo de sujetos patológicos, también la velocidad V_{tot} es mayor en el grupo de sujetos sanos que en los patológicos. El área total no ha presentado significación estadística ni en la prueba ROA ni en RGA. A diferencia de la prueba ROA, T_{tot} y V_{tot} en RGA no han presentado diferencias estadísticamente significativas.

Además, comparando las pruebas ROA y RGA se observa que los valores del A_{tot} , T_{tot} y V_{tot} son menores en ROA que en RGA. El análisis en el dominio de la frecuencia no ha presentado diferencias estadísticamente significativas entre el grupo de sanos y patológicos, en ninguno de los dos desplazamientos ML y AP.

Variables	Sanos (media±ds)	Patológicos (media±ds)	p-valor
ROA			
A_{tot}	29.7 ± 7.2	30.0 ± 18.3	n.s.
T_{tot}	4651.2 ± 1136.9	4455.8 ± 2513.6	0.018
V_{tot}	155.0 ± 37.9	148.5 ± 83.8	0.018
$PSD50 (ML)$	92.1 ± 51.1	115.2 ± 251.4	n.s.
$PSD80 (ML)$	129.8 ± 71.4	153.9 ± 309.5	n.s.
$PSD50 (AP)$	132.7 ± 78.6	201.8 ± 352.5	n.s.
$PSD80 (AP)$	172.1 ± 99.5	270.1 ± 446.7	n.s.
RGA			
A_{tot}	46.8 ± 13.6	54.0 ± 27.6	n.s.
T_{tot}	7349.1 ± 2138.6	8312.3 ± 4205.7	n.s.
V_{tot}	245.0 ± 71.3	277.1 ± 140.2	n.s.
$PSD50 (ML)$	228.1 ± 145.9	417.9 ± 645.1	n.s.
$PSD80 (ML)$	334.2 ± 205.1	587.8 ± 889.1	n.s.
$PSD50 (AP)$	293.2 ± 203.4	568.4 ± 771.3	n.s.
$PSD80 (AP)$	414.4 ± 262.2	781.6 ± 988.3	n.s.

Tabla 1. Resultados del análisis de las variables geométricas y de frecuencia. No significativo: n.s.

Los resultados de la AMIF en el movimiento AP se muestran en la tabla 2. Las variables que mejor han caracterizado al movimiento AP han sido $PEND$, PDI y A_p con p-valor<0.05 al diferenciar los grupos de sujetos sanos y patológicos. Se puede observar que tanto en la prueba ROA como RGA, la variable $PEND$ presenta una pendiente negativa de magnitud menor en los sujetos sanos que en los patológicos. Por el contrario las variables PDI y A_p presentan valores mayores en los sujetos sanos que en los patológicos. Todos estos resultados describen una mayor complejidad en la respuesta del control de la postura en los sujetos sanos. Cuando los sujetos realizan la prueba ROA la respuesta del control de la postura es más compleja que en RGA, ya que los valores de $PEND$, PDI y A_p son menores que en RGA.

Variables	Sanos (media±ds)	Patológicos (media±ds)	p-valor
ROA			
$PEND$	-0.020 ± 0.008	-0.026 ± 0.009	<0.0005
PDI	0.752 ± 0.140	0.627 ± 0.142	<0.0005
A_p	0.521 ± 0.152	0.421 ± 0.149	0.002
RGA			
$PEND$	-0.012 ± 0.007	-0.021 ± 0.009	<0.0005
PDI	0.645 ± 0.108	0.551 ± 0.115	0.001
A_p	0.443 ± 0.190	0.318 ± 0.103	0.0005

Tabla 2. Resultados de la AMIF del análisis del movimiento AP

En la tabla 3 se muestran los resultados del análisis del movimiento ML a partir de la AMIF. Se han obtenido valores estadísticamente significativos para las variables PDI y $PEND$ en la prueba ROA, y también para las mismas variables en la prueba RGA. La variable PDI presenta valores mayores en el grupo de sujetos sanos que en el grupo de patológicos y la variable $PEND$ una pendiente negativa de magnitud menor en los sujetos sanos que en los patológicos (p-valor<0.0005). Sin embargo, se puede observar que la variable A_p no puede describir al movimiento ML.

A partir de los resultados obtenidos de la media de las variables propuestas basadas en AMIF se puede observar que siguen una tendencia similar al comparar sujetos sanos y patológicos, tanto en el movimiento AP como en ML (ver tablas 2 y 3). Es decir, una mayor complejidad en el movimiento de los sujetos sanos que el de los patológicos.

VARIABLES	SANOS (media±ds)	PATOLÓGICOS (media±ds)	p-valor
ROA			
PEND	-0.022 ± 0.010	-0.029 ± 0.009	<0.0005
PDI	1.430 ± 0.183	1.281 ± 0.220	0.001
RGA			
PEND	-0.020 ± 0.010	-0.027 ± 0.010	<0.0005
PDI	0.801 ± 0.128	0.652 ± 0.146	<0.0005

Tabla 3. Resultados de la AMIF del análisis del movimiento ML

Los rangos del parámetro τ para el cálculo de las variables obtenidas de la función AMIF se presentan en la tabla 4. El movimiento AP está caracterizado en el mismo rango de τ tanto para la prueba ROA como RGA. También el movimiento ML está caracterizado en el mismo rango de τ para las dos pruebas.

VARIABLES	RANGOS DE τ (MUESTRAS)	
	Antero-posterior (AP)	Medio-lateral (ML)
PEND	20-30	17
PDI	1	0-25
A_p	30-90	--

Tabla 4. Valores del parámetro τ de la AMIF

El resultado del análisis discriminante ha mostrado que solo las variables obtenidas del análisis no lineal (AMIF) han permitido clasificar correctamente a los sujetos en cada uno de sus respectivos grupos con una especificidad y sensibilidad mayor al 75%. La mejor clasificación corresponde al movimiento AP y se ha obtenido con tres variables no lineales tanto para la prueba ROA como para RGA (ver tabla 5).

Funciones discriminantes	Esp (%)	Sen (%)
ROA: $f_{AP}(PEND, PDI, A_p)$	75.9	78.7
RGA: $f_{AP}(PEND, PDI, A_p)$	82.8	90.3

Tabla 5. Porcentaje de sujetos correctamente clasificados

4. Conclusiones

Se ha realizado un estudio del CP (centro de presiones) de dos grupos de sujetos, un grupo patológico con eventos de mareo o vértigo y un grupo de control sin patología. Se han considerado dos pruebas ROA (Romberg con ojos abiertos) y RGA (Romberg con goma-espuma y ojos abiertos) y en cada una de ellas el CP se ha estudiado según dos movimientos, AP (antero-posterior) y ML (medio-lateral).

El análisis del comportamiento del CP se ha realizado atendiendo a la respuesta de complejidad o regularidad del sistema de control de la postura. Para ello se ha desarrollado una metodología basada en AMIF (función de auto-información mutua) y a partir de éste se han propuesto las variables $PEND$, PDI y A_p . También se han

analizado las características morfológicas de la señal CP mediante las medidas clásicas, como su área, su velocidad de cambio y la trayectoria descrita.

Se ha realizado un análisis discriminante para diferenciar entre el grupo patológico y el grupo control. Los resultados han mostrado que solo las variables obtenidas del análisis no lineal pueden clasificar los sujetos en la prueba ROA con Esp=75.9% y Sen=78.7% y en la prueba RGA con Esp=82.8% y Sen=90.3%, ambos para el movimiento AP.

El trabajo presentado corresponde a un estudio preliminar. Será necesario analizar un mayor número de sujetos para caracterizar el comportamiento del CP en sujetos sanos y patológicos.

Agradecimientos

Agradecimiento al Instituto de Biomecánica de Valencia por proporcionar la base de datos empleada en este estudio.

Referencias

- [1] Monsell EM, Furman JM, Herdman SJ. Computerized dynamic platform posturography. *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, vol. 117, n. 10, pp. 394-398, 1997 (ISBN: 5998).
- [2] Baratto L, Morasso PG, Spada G. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. *Motor Control*, vol. 6, pp. 246-270, 2002 (ISBN:1087-1640).
- [3] Shumway-Cook A, Woollocott M. *Motor Control Theory and Practical Applications*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001 (ISBN:068330643X).
- [4] Fournier R, Delechelle E, Lemoine J. Stablogram phase estimation. *Symposium on Industrial Electronics, 2004 IEEE International*, vol. 1 pp. 357-363 2004
- [5] Alessandrini M, Lanciani R, E. Bruno, B. Posturography frequency analysis of sound-evoked body sway in normal subjects. *Eur. Arch. Otorhinolaryngol*, vol. 263, pp. 248-252, 2006. (ISBN: 0937-4477).
- [6] Ladislao L Fioretti S. Nonlinear analysis of posturographic data. *Med. Biol. Eng. Compu.*, vol. 45, pp. 679-688, 2007 (ISBN: 0140-0118).
- [7] Yamada N. Chaotic swaying of the upright posture. *Human Movement Science*, vol. 14, pp. 711-726, 12, 1995 (ISBN: 9457).
- [8] Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 43, pp. 956-966, 1996 (ISBN: 0018-9294).
- [9] Pascolo P, Barazza F, Carniel R. Considerations on the application of the chaos paradigm to describe the postural sway. *Chaos, Solitons & Fractals*, vol. 27, n. 3, pp. 1339-1346, 2006 (ISBN: 0779).
- [10] Palacios M, Friedrich H, Gotze C, Vallverdú M. Changes of autonomic information flow due to idiopathic dilated cardiomyopathy. *Physiological Measurement*, vol 28, n. 6, pp. 677-688 (ISBN: 10.1088/0967).