

ANÁLISIS DE LA CALIDAD DEL CONTROL POSTURAL MEDIANTE ESTUDIOS ESTABILOMÉTRICOS EN PARALÍTICOS CEREBRALES

Gianikellis, K. ; Pulido Gil, José M^a.; Pantrigo Fernández, J.J*.

Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte - Universidad de Extremadura.

* Escuela Superior de CC. Experimentales y Tecnología - Universidad Rey Juan Carlos.

RESUMEN: El mantenimiento de la postura vertical es una de las características más interesantes de la naturaleza humana. La estabilometría como metodología de la biomecánica del movimiento humano permite analizar las deficiencias de los mecanismos de control postural en términos mecánicos. El objetivo de este estudio ha sido evaluar la calidad de control postural de personas con parálisis cerebral afectados por patologías como tetraparesia con ataxia, tetraparesia con atetosis, tetraparesia con espasticidad, diplegia y espasticidad, hemiplejía izquierda y derecha, y finalmente, hemiparesia izquierda y derecha. Para ello, han realizado el Test Romberg con ojos abiertos sobre una plataforma de fuerzas extensométrica, registrando el desplazamiento del centro de presión sobre la superficie de apoyo. Posteriormente, se ha aplicado la prueba t-Student ($p < .05$). En este sentido, se han observado diferencias significativas entre los sujetos afectados por hemiplejía y los afectados por tetraparesia respecto a la variación del centro de presión en la dirección anteroposterior, respecto a la distancia recorrida por el mismo, el “área media barrida”, así como su velocidad media de desplazamiento.

PALABRAS CLAVES: <análisis biomecánico>, <estabilometría>, <control postural>.

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS.

El mantenimiento de la postura vertical es una de las características más importantes de la naturaleza humana. Esto justifica que tanto su manifestación externa como los mecanismos de control que intervienen y son responsables de su regulación, hayan sido objetivo de muchos estudios científicos. Desde el punto de vista de la Biomecánica, el mantenimiento de la postura vertical puede considerarse como un problema de reducción del número de grados de libertad de movimiento en las articulaciones bajo la dirección del sistema nervioso central. Los movimientos oscilatorios de los segmentos corpóreos en la bipedestación, que dan lugar al “balanceo postural”, son de pequeña amplitud y baja frecuencia y, aunque siempre están presentes, no se perciben normalmente por el ojo humano. Sin embargo, se trata de una actividad dinámica del aparato locomotor humano que se puede registrar empleando instrumentos electrónicos como las plataformas de fuerzas.

La *estabilometría* consiste en una metodología que permite evaluar esta capacidad del hombre para estabilizar su postura a través de la medida de los desplazamientos del *centro de presión* sobre la superficie de apoyo, tomadas utilizando plataformas de fuerzas; entendiéndose como *centro de presión* (CP) el punto de aplicación de la resultante de las fuerzas ejercidas sobre la base de apoyo en cada instante del tiempo.

El comportamiento del cuerpo humano, tanto en condiciones cuasi – estáticas de bipedestación como en condiciones de pequeños desequilibrios controlados, introducidos durante la experimentación, se estudia asumiendo que se trata bien de un *péndulo invertido* (Fig. 1), con su masa concentrada en el extremo superior que

pivota respecto a la articulación del tobillo en un plano, o de un conjunto de barras y bisagras que componen un *modelo de sólidos rígidos articulados* que descansan uno sobre otro y oscilan respecto a una posición de equilibrio.

Para clarificar la dinámica del centro de presión (CP) y del centro de masas (CM) consideremos un sujeto en posición vertical oscilando en el plano sagital sobre una plataforma de fuerzas (Fig.1), donde en cada uno de los cinco instantes tiene lugar una situación diferente.

En el *instante (1)* el (CM) está por delante del (CP) y la velocidad angular (ω) tiene el sentido horario. El peso corporal (W) tiene el mismo módulo y sentido contrario a la fuerza de reacción (R). Estas fuerzas actúan a una distancia (g) y (p) de la articulación del tobillo respectivamente. Ambas fuerzas (W) y (R) permanecerán constantes en una posición de equilibrio. Al suponer que el cuerpo se comporta como un péndulo invertido pivotando respecto a la articulación del tobillo, se genera un momento de fuerza de módulo ($W \times g$) cuya dirección coincide con el sentido horario y otro momento de módulo ($R \times p$) en la dirección contraria. Cuando ($W \times g$) > ($R \times p$), el cuerpo experimentará una aceleración angular (α) hacia delante. Para contrarrestar este movimiento hacia delante el sujeto traslada el (CP) por delante del (CM) en el *instante (2)* activando los músculos extensores del pie (soleo, gemelos).

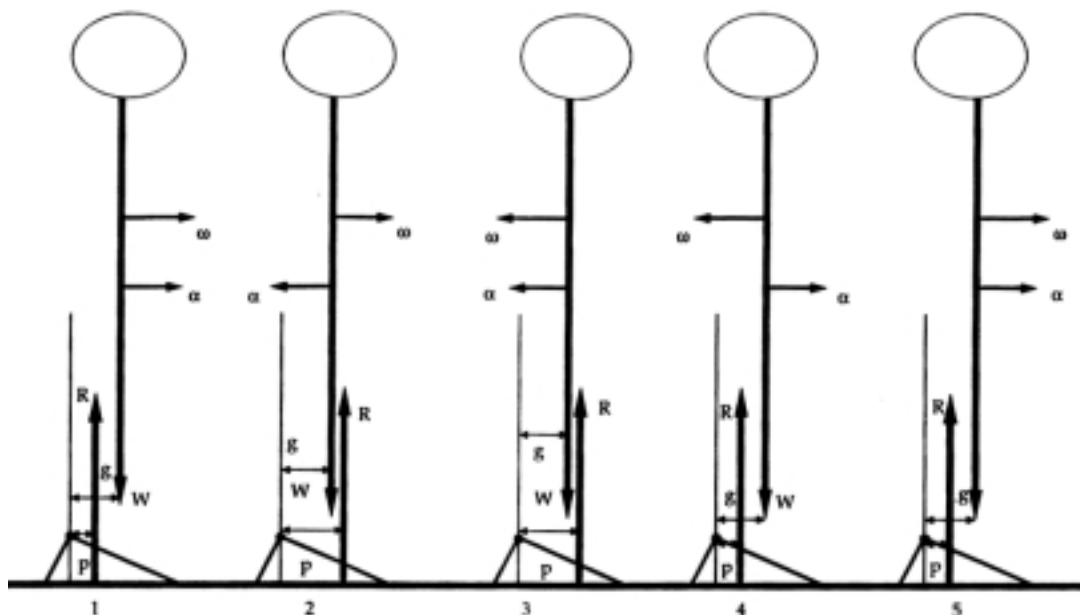


Fig. 1. Descripción del balanceo corporal de un sujeto en el plano sagital. Se distinguen cinco instantes en función de la localización del centro de masas (CM) y del centro de presión (CP) y la dirección de los vectores aceleración angular (α) y velocidad angular (ω).

Ahora y mientras ($R \times p$) > ($W \times g$), la aceleración angular (α) cambiará su dirección y (ω) empezará a decrecer hasta que el integral respecto al tiempo de la aceleración angular (α) llegue al valor opuesto de la velocidad angular (ω) en el *instante (3)*.

Ahora ambos vectores tienen la misma dirección en el sentido antihorario y el cuerpo se balancea hacia atrás. Cuando el SNC decida que es necesario corregir este desplazamiento hacia atrás del (CM), el sujeto con la contracción del tibial anterior (flexor del pie) traslada el (CP) por detrás del (CM) y la aceleración angular (α)

volverá a cambiar su dirección en el sentido horario en el *instante (4)* hasta que, después de un intervalo de tiempo, la velocidad angular (ω) decrecerá y cambiará su dirección y el cuerpo volverá a su posición y condiciones iniciales en el *instante (5)*. Esta secuencia de condiciones demuestra que la posición del (CM) se regula en función de la posición de (CP) a través de la intervención muscular.

En términos generales, el balanceo postural, que como hemos dicho, siempre está presente, se percibe a través de los sistemas sensoriales, visual, vestibular y propioceptivo y esta información se transmite a través de las vías aferentes a los centros de control del SNC, evocando la activación de los músculos, a través de las vías eferentes, para variar la distribución de las fuerzas de reacción sobre la superficie de apoyo con el objetivo de mantener la postura vertical.

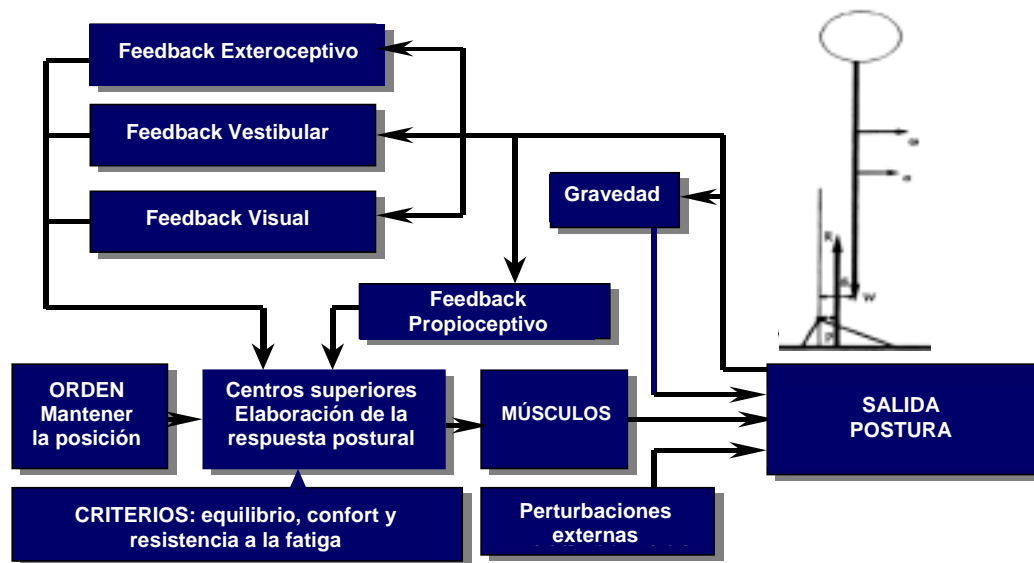


Fig. 2. Diagrama de flujo de la información en los mecanismos de control de la postura vertical.

En lo que se refiere al control postural en personas con discapacidad, Romberg descubrió, hace ya 140 años, que pacientes con problemas neurológicos mostraban un balanceo corporal anormal y estableció la prueba que lleva su nombre para valorar la capacidad de mantener la postura vertical. Utilizando este mismo protocolo, el objetivo de este estudio ha sido evaluar la calidad de control postural de personas con diferentes manifestaciones de parálisis cerebral, intentando detectar posibles diferencias entre los distintos grados de discapacidad.

MATERIAL Y MÉTODOS.

La estabilometría utiliza, como instrumento por excelencia, las plataformas de fuerzas para registrar los desplazamientos del centro de presiones sobre la superficie de apoyo. La plataforma de fuerzas consiste, básicamente en un soporte instrumentado mediante captadores de fuerza extensométricos o piezoeléctricos que permite medir las fuerzas de reacción que se desarrollan entre el sujeto y la superficie de apoyo. Concretamente se ha utilizado una plataforma de fuerzas extensométrica (DINASCAN 600M) cuyo uso está justificado dado el mejor comportamiento que este tipo de captadores han demostrado para aplicaciones en

gestos cuyos patrones de movimiento son cuasi – estáticos, como es el caso de la estabilometría, o cuando la variación de las cargas es lenta. La información obtenida a través de la plataforma se refiere a la evolución temporal de las componentes de las fuerzas de reacción, las componentes del impulso mecánico, las componentes de los momentos de fuerzas y las coordenadas $(x, y)^t$ del centro de presión.

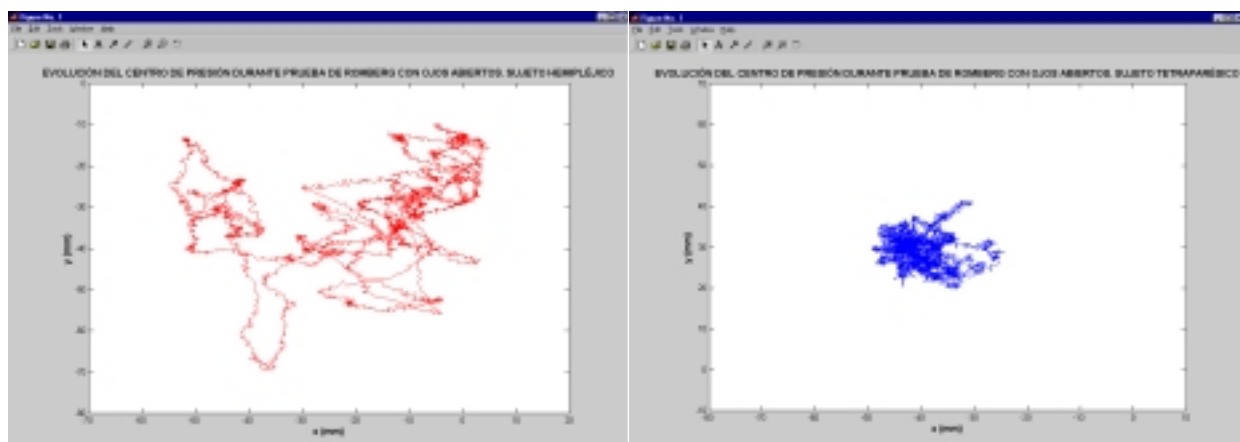
Sobre esta plataforma de fuerzas, veintidós sujetos afectados por parálisis cerebral de diversa consideración (Tabla 1) han realizado el Test de Romberg con ojos abiertos. Para realizar este test, los sujetos se colocaron en el centro de la plataforma, con los pies juntos, los brazos extendidos a los lados del cuerpo, procurando permanecer lo más estables posible durante 40 segundos, sin realizar movimientos que puedan interferir en la medición.

Tabla 1. Patologías de los sujetos estudiados.

Tipo de Parálisis Cerebral	Número de sujetos
Hemiplejía izquierda	9
Hemiplejía derecha	3
Tetraparesia atetósica	6
Tetraparesia atáxica	2
Tetraparesia espástica	1

El desplazamiento del centro de presión sobre la superficie de la plataforma se ha registrado con una frecuencia de 100 Hz. El error estimado, con respecto al registro de las componentes de la fuerza de reacción es inferior al 2%. Posteriormente, en entorno MATLAB 5.3, se ha parametrizado la evolución del centro de presión en los siguientes términos:

- ❑ Desplazamiento medio tanto en el eje X como en el eje Y.
- ❑ Dirección del desplazamiento.
- ❑ Dispersión en eje X e Y (desviación típica).
- ❑ Área barrida.
- ❑ Distancia recorrida por el centro de presión.
- ❑ Velocidad media del desplazamiento.



A

B

Fig. 3. Evolución del centro de presión durante la prueba de Romberg con ojos abiertos. A) Sujeto hemipléjico, B) Sujeto tetraparésico.

Todos estos datos han sido tratados estadísticamente mediante el software SPSS v. 10.0, y se les ha aplicado la prueba t-Student con un nivel de significación $p < .05$, para la comparación de medias entre los dos grupos de sujetos estudiados. Para ello se han diferenciado dos grupos, en el primero se han incluido los sujetos afectados por hemiplejía, ya sea derecha o izquierda, y en el segundo a todos los sujetos tetraparésicos de cualquier consideración.

RESULTADOS.

Los resultados obtenidos por ambos grupos en los parámetros medidos se muestran en las tablas 2 y 3. Se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre el grupo de sujetos hemipléjicos y el de tetraparésicos. Se observa que los valores obtenidos por el grupo de sujetos tetraparésicos tienden a ser inferiores a los del grupo de hemipléjicos, especialmente en el área recorrida, $106,34 \text{ mm}^2$ frente a $217,77$, distancia recorrida, $5187,05 \text{ mm}$ frente a $3401,69$ y velocidad media del centro de presión, $0,03 \text{ mm/s}$ frente a $0,13$. Estas diferencias evidencian una mayor calidad de control postural del grupo de tetraparésicos.

Tabla 2. Estadísticos descriptivos obtenidos en la prueba de Romberg con ojos abiertos del grupo 1 (hemipléjicos)

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación típica	Coefficiente de variación
DESPL_X	12	-14,00	12,68	-,58	8,84	-15,2414*
DESPL_Y	12	-20,43	16,00	,66	10,41	15,7727*
DESPL_TOTAL	12	3,37	24,72	11,66	6,25	0,536
DIRECCIÓN	12	-145,74	136,90	5,37	104,80	19,5158*
DISPER_X	12	5,21	12,00	7,43	2,14	0,288
DISPER_Y	12	3,27	14,30	7,02	3,38	0,4815
ÁREA	12	69,53	587,98	217,77	162,68	0,747
DISTANCIA	12	2598,95	12087,88	5187,05	2630,96	0,5072
VMEDIA	12	,07	,30	,13	6,577E-02	0,5059

* **Nota:** los valores negativos de los coeficientes de variación son consecuencia de que las coordenadas del centro de presión admiten valores negativos, por lo tanto, se tendría que reconsiderar su significado físico.

donde:

DESPL_X: desplazamiento medio del centro de presión en el eje de ordenadas (mm).

DESPL_Y: desplazamiento medio del centro de presión en el eje de abscisas (mm).

DESPL_TOTAL: desplazamiento medio total del centro de presiones, desde el origen, en línea recta (mm).

DIRECCIÓN: dirección del desplazamiento, expresada como el ángulo formado por la recta anterior y el eje Y, siendo positivo hacia la derecha y negativo hacia la izquierda ($^{\circ}$).

DISPER_X: dispersión en X del centro de presiones (mm).

DISPER_Y: dispersión en Y del centro de presiones (mm).

ÁREA: área media barrida por el centro de presiones (mm^2).

DISTANCIA: distancia recorrida por el centro de presión (mm).

VMEDIA: velocidad media de desplazamiento del centro de presiones (mm/s).

Tabla 3. Estadísticos descriptivos obtenidos en la prueba de Romberg con ojos abiertos del grupo 2 (tetraparésicos)

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación típica.	Coefficiente de variación
DESPL_X	9	-6,17	15,31	,51	6,8228	13,3781*
DESPL_Y	9	-18,59	8,90	-2,53	7,7335	-3,0567*
DESPL_TOTAL	9	2,58	19,35	8,31	6,0151	-0,1746*
DIRECCION	9	-175,31	163,88	-34,44	118,4977	-3,4407*
DISPER_X	9	2,68	7,27	4,77	1,8325	0,3842
DISPER_Y	9	1,69	7,97	5,40	2,0735	0,3840
AREA	9	17,58	194,97	106,34	65,4132	0,6151
DISTANCIA	9	2792,81	4226,07	3401,69	447,1784	0,1314
VMEDIA	9	,07	,11	0,08	1,119E-02	0,1399

* Nota: los valores negativos de los coeficientes de variación son consecuencia de que las coordenadas del centro de presión admiten valores negativos, por lo tanto, se tendría que reconsiderar su significado físico.

Tabla 4. Prueba de muestras independientes. Prueba t - Student para la igualdad de medias entre los grupos 1 y 2, sin asumir varianzas iguales

	T	g.l.	Sig. (bilateral) p<.05 * p<.01**	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
						Inferior	Superior
DESPL_X	-,318	18,963	,754	-1,086	3,418	-8,240	6,068
DESPL_Y	,807	18,999	,430	3,195	3,959	-5,092	11,482
DESPL_TOTAL	1,241	17,740	,231	3,348	2,697	-2,324	9,021
DIRECCIÓN	,800	16,108	,435	39,811	49,754	-65,605	145,227
DISPER_X	3,063	18,594	,007**	2,661	,869	,840	4,483
DISPER_Y	1,349	18,434	,194	1,612	1,195	-,895	4,118
ÁREA	2,152	15,278	,048*	111,436	51,777	1,250	221,621
DISTANCIA	2,307	11,840	,040*	1785,354	773,969	96,482	3474,225
VMEDIA	2,307	11,841	,040*	4,46E-02	1,94E-02	2,41E-03	8,69E-02

Se han obtenido diferencias estadísticamente significativas entre los sujetos hemipléjicos y los tetraparésicos (Tabla 4) en la dispersión del centro de presión en la dirección X ($p<.007$), en el área ($p<.048$) y en la distancia recorrida ($p<.040$) por el mismo, así como en la velocidad media del desplazamiento ($p<.040$).

CONCLUSIONES.

Se han observado diferencias significativas entre los sujetos afectados por hemiplejía y los afectados por tetraparesia respecto a la variación del centro de presión en la dirección anteroposterior, respecto a la distancia recorrida por el mismo, el “área media barrida”, así como su velocidad media de desplazamiento.

Los parámetros cinéticos obtenidos respecto a la estabilidad postural reflejan que el grado de trastorno del equilibrio de sujetos afectados por tetraparesia es menor que el de los sujetos afectados por hemiplejía. Por tanto, se puede concluir que el uso de la plataforma de fuerzas en el ámbito de la discapacidad física permite indagar en las deficiencias de los procesos de control asociadas a las patologías analizadas.

BIBLIOGRAFÍA.

- Bobbert, M.F.; Schamhardt, H.C. (1990). *Accuracy of determining the point of force application with piezoelectric force plates*. Journal of Biomechanics, 23, 705 - 710.
- Cavanagh, P.R. (1992). Recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. International Society of Biomechanics Newsletter, 45, 5 - 9.
- Gianikellis, K. (1996). Desarrollo de una metodología para análisis biomecánico en los deportes de precisión. Aplicación en el tiro olímpico. Tesis Doctoral. E.T.S.I.I. Universidad Politécnica de Valencia.
- Gianikellis, K.; Maynar, M (1998). Fundamentos biomecánicos de la estabilometría y su aplicación en diferentes modalidades de los deportes de precisión. Biomecánica, VI, 10, (37 - 44).
- Gianikellis, K.; Pantrigo, J.J; Vara, A. (2001). Stabilometry applied on the analysis of individual technique in the air – rifle shooting. In Proceedings of the XIXth International Symposium on Biomechanics in Sports. Edited by J.R. Blackwell. University of San Francisco. 170 - 173.
- Gurfinkel, V.S. et al.(1981). Stabilization of body position as the main task of postural regulation. Human Physiology, 7, 155 - 165.
- Hayes, K. C. (1982) Biomechanical of postural control. Exercise Sport Reviews. 10, 363 – 391.
- Nashner, L. M; McCollum, G. (1985) The organization of human postural movements. A formal basis and experimental synthesis. Behavioral and Brain Sciences, 8, 135-172.
- Newell, K.M. et al (1993). On Postural stability and variability. Gait and Posture, 4, 225 - 230.
- Riach, C.L.; Starkes, J.L. (1993). Stability limits of quiet standing postural control in children and adults. Gait and Posture, 1: 105 - 111.
- Winter, D. A. (1990). The biomechanics and motor control of human movement. John Willey and Sons. New York

AGRADECIMIENTOS: Este estudio es parte del proyecto de investigación “**Desarrollo de una línea de investigación aplicada a la evaluación, mediante análisis biomecánico, de la motricidad de personas con discapacidades físicas en actividades de la vida diaria y deportiva**” . I Plan Regional de Investigación y Desarrollo Tecnológico de Extremadura (IPR 98A078) financiado por la **Junta de Extremadura**.