

## Interpretación de Variabilidad en la Postura Bípeda Quieta en edad Sensible al Sistema de Control

H. Maureira P.<sup>1</sup>, M.C. Jarur M.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Facultad de Ciencias de la Salud. <sup>2</sup>Facultad de Ciencias de la Ingeniería.;

<sup>1,2</sup> Universidad Católica del Maule, Talca, Chile.

### RESUMEN

El estudio del control postural humano mediante técnicas mecano-estadísticas, permite identificar comportamientos dinámicos con características de persistencia y anti-persistencia. Tales comportamientos, pueden ser interpretados como variabilidad tiempo dependiente en los sistemas de control y algunos indicadores que dan cuenta de éstos, son el coeficiente de difusión y el exponente de ajuste obtenidos con la técnica de Análisis de Difusión del Estabilograma (ADE).

Se utilizó una plataforma de fuerza para los registros estabilométricos y se aplicó el ADE con el objeto de discriminar el comportamiento temporal de la variabilidad del centro de presión, en posición bípeda cuasi-estática con y sin restricción visual (Ojos cerrados y Ojos abiertos) en un grupo de 22 escolares en edad crítica ( $11,2 \pm 1,5$  años) de maduración del proceso de control.

Los resultados obtenidos en los coeficiente de difusión ( $D_s$ ,  $D_t$ ) y exponentes de ajuste ( $H_s$ ,  $H_t$ ) en ambas condiciones visuales, caracterizan claramente comportamientos diferenciados para cada fases de la gráfica del ADE, y se establece diferencias significativas en los indicadores  $D_s$  y  $H_s$ , al comparar la excursión del COP con y sin restricción visual.

El ADE nos permite identificar un comportamiento de sistema de control postural similar al de los adultos, modelado como un movimiento browniano fraccionario de dos fases.

**Palabras clave:** balance, centro de presión, estabilometría, variabilidad, control postural, posición bípeda quieta.

### Correspondencia:

Mary Carmen Jarur M.  
Avda. San Miguel 3605 Talca, Chile  
Correo electrónico: mjarur@ucm.cl

**Fecha de recepción:**

15 de julio de 2015

**Fecha de aceptación:**

7 de marzo de 2016

## ABSTRACT

The human postural control study through statistical mechanic techniques identifies dynamic behavior with characteristics of persistence and anti-persistence. Such behaviors are interpreted like time-dependent variability of the control systems, and indicators that reflect these ones, are diffusion coefficient and scaling exponent obtained with stabilogram diffusion analysis (SDA) technique.

A force platform was used to obtain stabilometry records and SDA was applied in order to discriminate the temporal behavior of the variability in quasi-static bipedal position in a group of 22 students in critical age ( $11,2 \pm 1,5$  years old) for postural control maturity, between eyes-closed and eyes-open conditions.

The results of diffusion coefficients ( $D_s$ ,  $D_l$ ) and scaling exponents ( $H_s$ ,  $H_l$ ) in both visual condition have two distinct phases from ADE graphic and establish statistically significant differences for  $D_s$  and  $H_s$ , when comparing the displacement of COP between open eyes and closed eyes.

The SDA allows us to identify a behavior of postural control system similar to adults, modeled like a two-phase fractional Brownian motion.

**Keywords:** balance, center of pressure, stabilometry, variability, postural control, quiet standing.

## INTRODUCCIÓN

La Posición Bípeda Quieta (PBQ) es un caso particular de variabilidad biológica [1] que presenta un desempeño global estable (posición bípeda tranquila) y local inestable (pequeñas oscilaciones del cuerpo).

El modelo físico apropiado para caracterizar la PBQ, es el péndulo invertido [2], y su descriptor es el Centro de Presión (COP) que corresponde a la interacción entre la masa corporal (representado por el centro de masa) y el suelo.

El COP se representa como una sucesión de puntos instantáneos, que tienen un comportamiento complejo e impredecible [3] y su definición mecánica, permite aplicar dinámica de sistemas en la interpretación del comportamiento de sus series temporales.

La tarea de mantener en posición vertical el cuerpo, resulta de la interacción de diversos sistemas senso-motores que controlan la PBQ, proveyendo al sistema de una variabilidad intrínseca. Investigaciones del control postural en niños, desde diversas perspectivas (cognitiva, perceptiva y motora) [4],[5],[6],[7], han relevado la importancia de la variabilidad en el cambio evolutivo del

desarrollo infantil, cuyo hito de madurez motora se logra entre los 18 y 24 meses de vida y se ha propuesto que progresa a un sistema maduro (respuesta similar al adulto) aproximadamente a los 11 años de edad [8],[9]. Esta variabilidad, ha sido identificada como generadora de entornos y parte intrínseca del desarrollo normal del control postural, para la exploración y percepción-acción de las experiencias de movimiento [10].

Tradicionalmente se ha informado el registro estabilométrico como medida del comportamiento del COP, en relación con, área de distribución de los desplazamientos, velocidad de oscilación, descripción gráfica y límites de estabilidad. Sin embargo, estas medidas no dan cuenta de la dinámica local del COP y las estrategias de control subyacentes [11].

Al respecto, Collins y De Luca [12] proponen el método de Análisis de Difusión del Estabilograma (ADE) para representar series temporales del centro de presión como movimiento browniano fraccionario, y obtener parámetros de Difusión y Exponente de ajuste, cuantificadores de la dinámica cuasi-estática presente en la posición bípeda

quieta. Capturar el desarrollo temporal de la variabilidad del centro de presión con técnicas no lineales, aporta elementos de análisis de los sistemas complejos en la interpretación del control postural [13].

Este artículo, mediante la metodología de la técnica de ADE, discute los resultados de los coeficientes de Difusión y Exponente de ajuste de corto y largo periodo en un grupo de niños de 11 años de edad promedio, como medida de integración de la información senso-motora [14], en un periodo crítico para la maduración de los procesos de control postural.

Desde el punto de vista de los sistemas de control, se discute la interpretación de los parámetros del ADE en términos de estrategias de control en un periodo crítico del desarrollo motor, contribuyendo a la comprensión de la variabilidad en los sistemas biológicos mediante técnicas desarrolladas para el estudio de sistemas no lineales [15].

## POBLACIÓN Y MÉTODOS

### Población de estudio

En la presente investigación participaron 22 escolares de ambos sexos, 11 niñas con edad e índice de masa corporal (IMC) promedio de  $10,55 \pm 1,63$  años y  $22,10 \pm 4,41$  Kg/m<sup>2</sup> respectivamente y 11 niños de  $11,91 \pm 1,14$  años e IMC de  $22,05 \pm 3,58$  Kg/m<sup>2</sup>, todos residentes de la comuna de Talca, Región del Maule, Chile.

Durante los procedimientos fueron acompañados por sus padres, quienes autorizaron la participación y subscribieron un consentimiento informado, de acuerdo a las normas éticas concordantes con la Declaración de Helsinki y los protocolos que la Universidad Católica del Maule exige.

### Evaluación estabilométrica

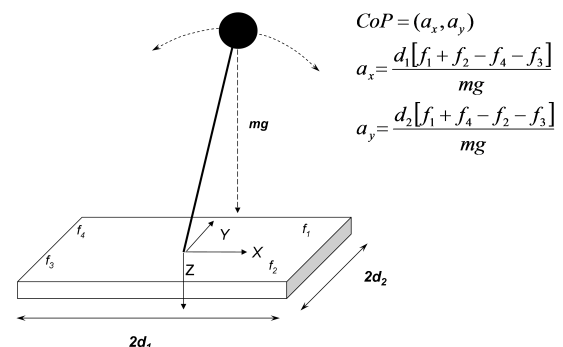
Los registros del desplazamiento antero-posterior (AP) y medio-lateral (ML) del centro de presión ( $COP = (a_x, a_y)$ ) son obtenidos en una plataforma de fuerza Kistler

modelo 9286BA (ver Figura 1) provista de 4 sensores de piezoléctricos que informan las fuerzas de reacción del suelo ( $f_1, f_2, f_3, f_4$ ). Mediante las expresiones de  $a_x$  y  $a_y$  se obtiene el comportamiento temporal del desplazamiento del COP en metros.

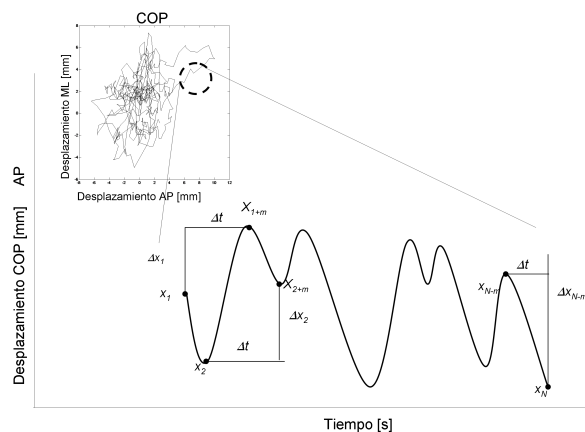
El sujeto evaluado, representado conceptualmente por su centro de masa (mg), se ubica en posición bípeda quieta sobre la plataforma, y se realiza la lectura del desplazamiento del COP a una frecuencia de 250 Hz [16].

Las evaluaciones fueron realizadas en el Laboratorio de Biomecánica de la Universidad Católica del Maule, en condiciones de luminosidad, ruido y temperatura ambiental controlada, con ropa adecuada y pies descalzos sobre una plataforma de fuerza, teniendo fuera del campo visual al evaluador y tutor, para no interferir o distraer la atención en la prueba.

El efecto sobre la variabilidad del desplazamiento AP del centro de presión, se evaluó bajo dos condiciones de integración senso-motora; condición sin restricción de información visual-ojos abiertos(OA) y condición con restricción visual-ojos cerrados(OC), realizándose 3 ensayos de 30 segundos con intervalos de 1 minuto de reposo (sentado), para ambas condiciones visuales [17].



**Figura 1.** Plataforma de fuerza y sistema de referencia utilizado para cálculo del COP a partir de las fuerzas de reacción del suelo, con 'm' que representa la masa en Kg., 'g' la aceleración de gravedad,  $9,8 \text{ ms}^{-2}$  y  $2d_1$  y  $2d_2$  son las dimensiones de la plataforma de fuerza en m.

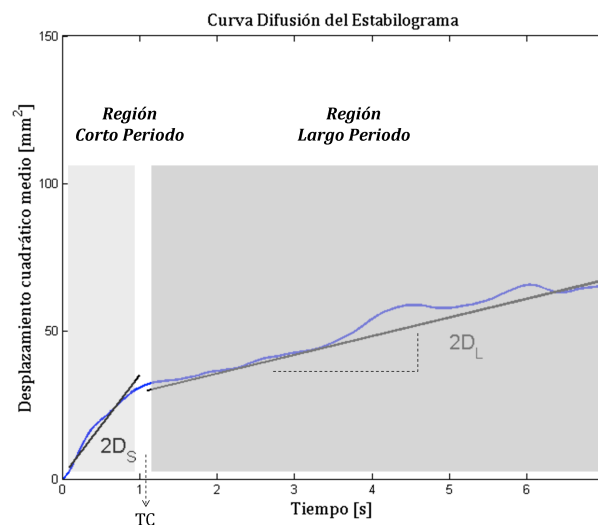


**Figura 2.** Representación gráfica de datos estabilométricos. Inserto corresponde al desplazamiento del centro de presión (COP), Medio Lateral (ML) versus Antero Posterior (AP). Gráfica principal corresponde a la ilustración de las variables involucradas en el cálculo del desplazamiento medio cuadrático  $\langle \Delta x^2 \rangle$ , como función de las ventanas de tiempo  $\Delta t$  para la serie temporal de desplazamiento del COP.

Los registros fueron representados gráficamente como desplazamiento del centro de presión (inserto Figura 2) y visualizado en su componente AP, como una serie temporal (Figura 2). El tratamiento mecano-estadístico utilizado en estas series, es la técnica de Análisis de Difusión del Estabilograma (ADE) propuesto por Collins y De Luca [12],[3], que describimos a continuación.

### Análisis de Difusión del Estabilograma (ADE)

La técnica de ADE, representa la trayectoria del COP a partir del modelo propuesto por Einstein (1905), estableciendo que el desplazamiento cuadrático medio de una partícula con movimiento aleatorio unidimensional, se relaciona con los intervalos de tiempo (proceso de difusión). Esta relación lineal se conoce como paseo aleatorio, movimiento browniano o proceso de Wiener [18]. El comportamiento del COP, representado como un modelo de partícula, puede ser analizada como un proceso difusivo.



**Figura 3.** Gráfica obtenida de aplicar la técnica ADE al registro del COP de un sujeto. El eje horizontal corresponde a las ventanas de tiempo  $\Delta t$  en segundos, y el eje vertical corresponde a  $\langle \Delta x^2 \rangle$  en  $\text{mm}^2$ . Se identifica la zona de corto y largo periodo. La línea azul representa la gráfica de difusión. Las líneas rectas son la interpolación lineal realizada en cada zona, con sus respectivas pendientes,  $2D_s$  y  $2D_l$ .  $D_s$  y  $D_l$ , coeficientes de difusión de corto y largo periodo respectivamente.

La ecuación (1) presenta dicha relación para el caso del comportamiento del COP, donde  $\langle \Delta x^2 \rangle$ , es el desplazamiento cuadrático medio (varianza) en la dirección AP o ML. El coeficiente de Difusión ( $D$ ) expresa el comportamiento del COP, como una medida promedio del desplazamiento estocástico de su trayectoria [19], a intervalos de tiempo variables representados por  $\Delta t$ .

$$\langle \Delta x^2 \rangle = 2D\Delta t \quad (1)$$

La relación lineal que establece la ecuación 1, corresponde al doble del coeficiente difusivo ( $2D$ ), obtenido en la pendiente de la gráfica que se genera a partir de, calcular el cuadrado del desplazamiento entre todos los pares de puntos separados por un intervalo de tiempo  $\Delta t$  fijo (ver Figura 2), generando las duplas  $(\langle \Delta x^2 \rangle_{\Delta t}, \Delta t)$ , que se repiten para intervalos de tiempo  $\Delta t$  incrementales.

A medida que el tamaño de ventana ( $\Delta t$ ) aumenta, el número de desplazamientos cuadráticos disminuyen, la iteración de este procedimiento, genera un conjunto de datos que conforman una nueva serie temporal, cuya representación se denomina *gráfico de difusión del estabilograma* (Figura 3). En términos formales, el cálculo de cada dupla corresponde a la ecuación 2.

$$\langle \Delta x^2 \rangle_{\Delta t} = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} (x_{i+\Delta t} - x_i)^2 \quad (2)$$

donde  $N$  corresponde al total de puntos de la serie temporal;  $m$  es el tamaño de la ventana que conforma el intervalo  $\Delta t$  (por ejemplo, si  $m=1$ ,  $\Delta t=10$  ms; si  $m=1000$ ,  $\Delta t=10$  s);  $x$  representa el desplazamiento AP o ML.

La representación gráfica (Figura 3) y su método de análisis, provee una comprensión del proceso y comportamiento del COP, apreciándose dos regiones, denominadas intervalos de corto y largo periodo, obtenidos al definir un tiempo crítico (punto crítico) que diferencia las relaciones lineales de ambas regiones. Metodológicamente, el tiempo crítico es determinado utilizando la derivada de segundo orden de la gráfica de difusión que se corresponde con el cambio de pendiente [20]. El parámetro difusivo extraído de esta gráfica se obtiene de forma diferenciada como coeficiente de difusión de corto ( $D_s$ ) y largo ( $D_l$ ) periodo respectivamente.

Otro parámetro de interés del método, es el Exponente de Ajuste ( $H$ ), el cual es una generalización de la relación de Einstein presentada en la ecuación 1 y corresponde a una extensión del movimiento browniano, propuesto por Mandelbrot & Van Ness [21] (ecuación 3) y a una familia de procesos estocásticos gaussianos.

$$\langle \Delta x^2 \rangle \approx \Delta t^{2H} \quad (3)$$

Mediante el parámetro  $H$  (exponente de ajuste) se establece una ley de escala que normaliza la tasa de cambio que mide la difusión, adimensionalizando la pendiente

resultante de la zona de corto y largo periodo, en una gráfica log-log, y establecer nuevamente una relación lineal entre el logaritmo del desplazamiento medio cuadrado y el logaritmo del  $\Delta t$ , obteniendo finalmente el exponente de ajuste de corto y largo período ( $H_s$  y  $H_l$ ).

El exponente de ajuste permiten cuantificar los efectos de la memoria (proceso No-Markoviano)[18], y se distinguen dos comportamientos, uno denominado proceso de persistencia con valores entre  $1 > H > 0,5$  y otro de correlación negativa o de anti-persistencia, con valores entre  $0 < H < 0,5$  [3]. Estos valores de  $H$ , pueden ser interpretados como medidas de auto-similaridad en el comportamiento fractal de una serie temporal, la cual es aplicada a variables fisiológicas [22],[23],[24]. En tanto que los desplazamientos del COP, se representan entonces, en dos componentes de proceso, de corto y largo período, con sus parámetros difusivos ( $D_s$  y  $D_l$ ) y exponente de ajuste ( $H_s$  y  $H_l$ ).

Los autores del método [12], interpretan  $H$  como medida del comportamiento del COP para identificar estrategias de control de lazo abierto y lazo cerrado. Esta interpretación, será discutida más adelante.

## Estadística

Los datos reportados son los descriptores  $D$  y  $H$ , que informan la dinámica cuasi-estática de la PBQ en dos condiciones visuales OA-OC. La rutina para la obtención de los datos (descriptores del ADE) se implementó en Matlab R2008 y el procesamiento estadístico mediante el software R (R Project for Statistical Computing).

La aplicación de la prueba de Shaphiro-Wilk arroja no-normalidad en los datos. Sin embargo, la probada robustez de la prueba paramétrica ANOVA de medidas repetidas [25] fue utilizada para el análisis de los parámetros estabilométricos. Los resultados se expresan en términos del promedio  $\pm$  desviación estándar.

**Tabla 1.** Resumen de los parámetros de Difusión, Exponente de Ajuste y Tiempo crítico por Condición Visual.

Parámetros	Condición Visual		F	$\eta^2$	significancia
	Ojos Abiertos (OA)	Ojos Cerrados (OC)			
	$\bar{x} \pm DS$	$\bar{x} \pm DS$			
$D_s$ [ $\text{mm}^2\text{s}^{-1}$ ]	$8,58 \pm 3,79$	$16,97 \pm 7,58$	62,017	0,747	0,0001
$D_l$ [ $\text{mm}^2\text{s}^{-1}$ ]	$2,41 \pm 1,66$	$2,29 \pm 1,25$	0,108	0,005	0,745
Hs	$0,52 \pm 0,11$	$0,63 \pm 0,09$	40,263	0,657	0,0001
Hl	$0,30 \pm 0,11$	$0,20 \pm 0,06$	22,099	0,513	0,0001
TC [s]	$0,91 \pm 0,39$	$0,93 \pm 0,48$	0,037	0,002	0,849

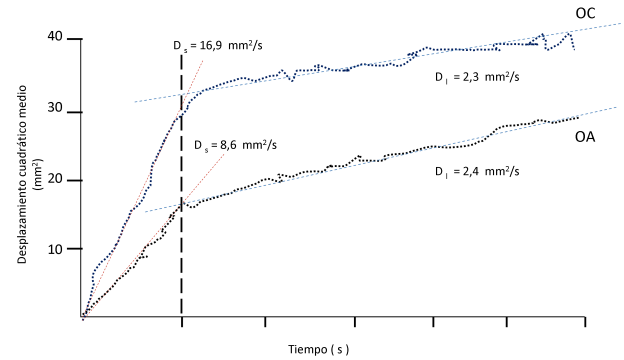
### RESULTADOS

Los datos obtenidos con la técnica del ADE, en el grupo de estudio, permite identificar variaciones del comportamiento del COP, entre condiciones visuales (OA-OC). La variable de género en la muestra estudiada, no arroja diferencias significativas en cada uno de los parámetros y por lo tanto no se reportan. Se informan los parámetros de tiempo crítico, difusión ( $D_s - D_l$ ) y exponente de ajuste ( $H_s - H_l$ ).

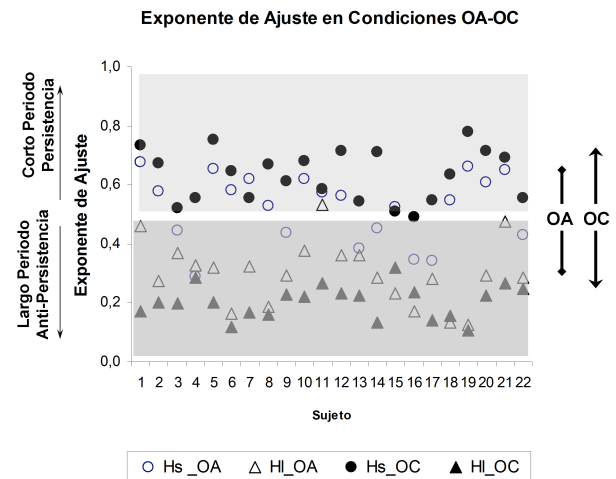
El tiempo crítico promedio, para establecer las regiones de corto y largo periodo, son menores a 1s. En la condición OA, reportamos valores de  $TC = 0,91 \pm 0,39$  s, y para la condición OC,  $TC = 0,93 \pm 0,48$  s, sin diferencias significativas al contrastar ambas condiciones.

Los resultados de los parámetros de difusión  $D_s$  y  $D_l$ , presentados en la Tabla 1, expresan solo diferencias significativas entre condiciones visuales para el parámetro  $D_s$ . El comportamiento de los exponentes,  $H_s$  y  $H_l$ , presentan diferencias significativas cuando se contrastan las condiciones visuales. La representación gráfica del comportamiento difusivo (Figura 4) con y sin restricción visual, expresa fenómenos de comportamiento diferenciado para ambas regiones ( $D_s$  versus  $D_l$ ), y representa el efecto de la restricción sensorial.

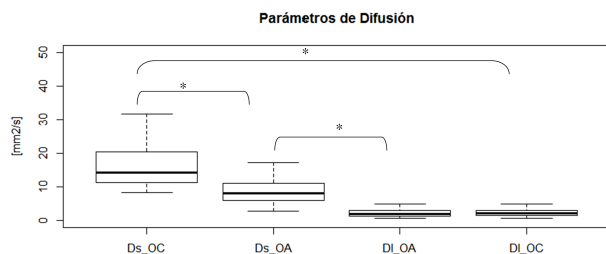
La distribución de  $H_s$  y  $H_l$ , representada en la Figura 5, como zonas claras y oscura, nos permiten distinguir procesos de persistencia ( $H > 0,5$ ) y de anti-persistencia ( $0 < H < 0,5$ ) asociado a las regiones



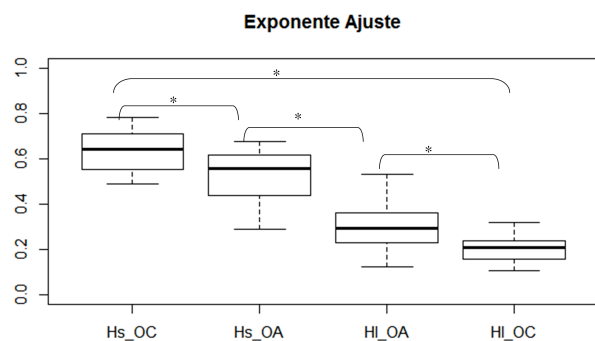
**Figura 4.** Representación de la gráfica de difusión del establograma contrastando condiciones visuales (OA-OC).



**Figura 5.** Exponente de ajuste, para cada sujeto en ambas condiciones visuales, ojos abiertos (OA), ojos cerrados (OC). Círculos representan los exponentes de ajuste de corto periodo ( $H_s$ ) para condición OA (círculo vacío) y OC (círculo oscuro). Triángulos representan los exponentes de ajuste de largo periodo ( $H_l$ ) para condición OA (triángulo vacío) y OC (triángulo oscuro). La zona gris clara representa persistencia ( $H > 0,5$ ) y la gris oscura representa anti-persistencia ( $0 < H < 0,5$ ).



**Figura 6.** Coeficientes de Difusión para corto ( $D_s$ ) y largo periodo ( $D_l$ ) en ambas condiciones visuales (OA, OC) (\*,  $p < 0,0001$ ).



**Figura 7.** Exponente de Ajuste de corto ( $H_s$ ) y largo periodo ( $H_l$ ) en ambas condiciones visuales (OA,OC) (\*,  $p < 0,0001$ ).

de corto y largo periodo, respectivamente. Por otra parte, los resultados de  $H_s$  y  $H_l$  en la condición sensorial OC, presentan una distribución hacia los límites extremos de 1 y 0, respectivamente ( $H_s \rightarrow 1$ ;  $H_l \rightarrow 0$ ).

Finalmente, los resultados del comportamiento global (OA-OC) de los parámetros de difusión y exponente de ajuste se presentan en gráfico de cajas para ambas condiciones visuales, en las Figuras 6 y 7 respectivamente, con significancia estadística de  $p < 0,0001$ .

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos mediante el ADE en este grupo de estudio, revelan la presencia de las regiones denominadas de corto y largo periodo, de similar comportamiento a los reportados por Collins & De Luca [12] en su propuesta original del método e informadas en estudios más recientes por diversos investigadores [26],[27],[28]. Específicamente, para el caso de los coeficientes de difusión, los

resultados obtenidos en el grupo de estudio, son concordantes en orden de magnitud, a los reportados en [29], cuando analizaron a un grupo de adultos jóvenes ( $n=25$ , 19-30 años), en condiciones de percepción visual normal. Por otra parte, en un estudio más reciente, Tanaka y colaboradores [27], evaluaron a un grupo de adultos de similar edad, en condición de restricción visual, reportando diferencias significativas solo en los coeficientes de corto periodo ( $D_s$ ). Estos resultados, son concordantes con los datos reportados en nuestro estudio (Tabla 1). La evidencia de los datos difusivos de la Tabla 1, obtenidos en el grupo de edad sensible para la instalación de las estrategias de control postural y los datos reportados por Tanaka *et al* y Collins y de Luca, permiten argumentar, un comportamiento del COP en la fase de corto periodo, similar a los adultos, que dan cuenta de integración senso-motora, donde la restricción visual es reportada como un aumento en la excursión del COP.

Los resultados de difusión en la fase de largo periodo, no presentan diferencias significativas en el contraste de las condiciones visuales, y tienen un comportamiento similar al reportado en adultos [29],[27]. Esto indicaría, una baja influencia de la información visual en el grupo estudiado, dando cuenta de estrategias de control ya instaladas, proceso de maduración concordante con los datos reportados por Gouleme [30], que mediante técnicas de análisis temporal (transformada de Wavelet), reporta asociación entre la disminución del peso de la información visual y el aumento de la edad en grupo entre 5 y 25 años de edad.

Por otra parte, el estudio realizado por Newell [31] en población infantil, en niños entre 3 y 5 años de edad, reporta coeficientes  $D_s$  con alta variabilidad respecto de la población adulta joven y la restricción sensorial impacta significativamente en las regiones de corto y largo periodo, a diferencia de lo que ocurre con la población adulta, en que el peso de la información visual es

menor. Nuestros resultados establecen una relación de comportamiento difusivo similar a la obtenida en adultos jóvenes y distintos a los reportados por Newell, evidenciando el impacto de la información sensorial visual en las estrategias de control en grupos de edad menor a las presentadas por nuestro grupo de estudio. La explicación que aporta Newell a sus datos, la identifica como una etapa de desarrollo motor de características exploratorias y de integración senso-motora aún en fase de instalación. Este argumento, es compartido en nuestro estudio, para los resultados obtenidos en los coeficientes de Difusión de corto periodo.

Al comparar nuestros resultados con un estudio más reciente, realizado en niños de 9 años de edad, que comparan un grupo con déficit atencional versus un grupo control [32], éstos difieren en los parámetros difusivos del grupo control con nuestro grupo sin restricción visual, estableciendo diferencias en los parámetros difusivos, atribuibles a las diferencias de edad.

Los exponentes de ajuste reportados en nuestro trabajo, en ambas condiciones visuales, son similares a los obtenidos por Riley y Tanaka en adultos jóvenes ( $H_{s\_OA}= 0,78$  ;  $H_{s\_OC}=0,81$  ;  $H_{l\_OA}=0,35$  ;  $H_{l\_OC}=0,29$  , con  $p < 0,001$  para ambos casos), indicando que las estrategias de control global de este grupo de estudio, son similares a las que presentan los adultos. La representación gráfica de los exponentes de ajuste en condición de restricción sensorial, identifica un  $H_s$  más persistente y  $H_l$  más anti-persistente (Figura 5), expresando el efecto de la información sensorial visual en la región de corto periodo y la disminución de la misma, en la región de largo periodo, como una estrategia de control global.

Una adecuada interpretación del comportamiento difusivo del centro presión, pueden ser delineadas desde tres miradas complementarias. En la perspectiva de la hipótesis de control postural propuesta por Collins y de Luca [12], los gráficos de

difusión (Figuras 3 y 4 ) del comportamiento dinámico de la trayectoria del COP obtenidos en el presente estudio, revelan la presencia de dos regiones que pueden asociarse a mecanismos de lazo abierto (inexistencia de realimentación) y lazo cerrado (mecanismo que procesa información y ajusta su respuesta). En esta línea, el estudio original de Collins y De Luca, postula que las fases (regiones) del ADE son el resultado de un tipo de operación, por una parte, de lazo abierto no lineal caracterizado por un comportamiento de persistencia, y por otra, de un lazo cerrado consistente con un comportamiento de anti-persistencia, donde ambas regiones expresarían un modo de regulación del control postural.

Por otra parte, Riley [33] propone que la oscilación postural de la posición bípeda quieta, puede ser comprendida como una estrategia de percepción-acción, cuyo desarrollo temporal, implica por una parte, procesar información relativa a la posición y orientación corporal, y por otra, realizar las acciones de respuesta que determinan un desempeño o rendimiento en el balance postural. Los eventos asociados a procesamiento de información, según Riley, tiene características exploratorias (propio y exteroceptiva) por un lado, y se asocian temporalmente a escalas de corto periodo, mientras que las acciones de respuesta, que determinan el desempeño del balance postural, se asocian a escalas de largo periodo. Esta estrategia de percepción-acción, con eventos exploratorios y de desempeño, permiten una explicación complementaria al comportamiento difusivo del centro de presión y su regulación [19],[26].

Otro argumento es presentado por Peterka [35], en su trabajo de interpretación del análisis de difusión para un modelo de control postural, establece que, el comportamiento de la zona de corto periodo se asocia a un umbral de detección sensorial o a una zona de retardo temporal efectiva, es decir, la zona de corto periodo puede representar, para el autor, un



sistema de lazo cerrado retroalimentado con retardo de transmisión.

Los parámetros difusivos y exponentes de escalado, relacionan el comportamiento dinámico del estado estacionario del COP y cuantifican las correlaciones de corto y largo periodo que pueden ser explicadas en términos de teorías de control motor. Una comprensión fisiológica de los mecanismos de lazo abierto y lazo cerrado propuesta por Collins y De Luca [12], puede ser complementada con las explicaciones de percepción-acción realizadas por Riley [33] y de lazo cerrado con retardo, presentadas por Peterka [35]. La primera idea, explica la presencia de procesos persistentes, que no son contradictorios con un control en lazo abierto, en tanto que, la propuesta de Peterka, considera el retardo de transmisión en el modelo realimentado.

Los esfuerzos de presentar comprensiones fisiológicas en los mecanismos de control, son al mismo tiempo, expresión de la necesidad de medir y reportar la variabilidad en el control postural como indicador de desarrollo motor. La variabilidad, es un componente esencial en el desarrollo de la capacidad de movimiento, sin embargo, con el fin de comprender su papel en cualquier etapa particular del desarrollo, es importante relacionarla con el tipo de acción de movimiento que es examinado[4].

En la tarea específica de PBQ, la variabilidad puede tener dos estados de interpretación; una en relación con los procesos que suceden antes de la constatación de un control ya instalado (maduración), y los procesos posteriores a este periodo de control maduro, es decir, hay un estado de variabilidad que delimita una finalización del desarrollo motor en el control postural, el que es altamente influenciado por la información aferente y la situación específica de la tarea motora [6]. En perspectiva del desarrollo motor, en una primera etapa, antes de la presencia de un control maduro, la variabilidad representa

un estado exploratorio, caracterizado por emergencia de tareas motoras fundamentales (sentarse, pararse y caminar) y comienzan a gestarse, propiamente tal, los mecanismos de control motor, en este contexto la ausencia de variabilidad tiene connotación clínica [1],[4]. Los datos reportados en niños menores a 9 años muestran una alta variabilidad en los componentes  $D_s$  y  $D_l$ , los cuales al ser contrastados con nuestro estudio, representarían el límite de la maduración del control postural.

En cambio, cuando los patrones de movimiento (tareas motoras) están establecidos, el control tiene un rol de eficiencia (precisión), es decir, surge una variabilidad en el control de tareas específicas. Esto se expresa en nuestros resultados, al obtener el mismo comportamiento del coeficiente de difusión de largo periodo ( $D_l$ ) que en los adultos.

Nuestra propuesta de comprensión e interpretación del ADE, dice relación con la integración senso-motora para los coeficientes de difusión. En los resultados obtenidos, el coeficiente de difusión expresa la variabilidad de los desplazamientos del COP, y la importancia de la información visual para controlar y reducir efectivamente la actividad estocástica, asociada a la región de corto periodo, que se representa en las diferencias significativas obtenidas al contrastar las condiciones sensoriales (OA- OC) [27].

La región de corto periodo ( $D_s$ ), implica la captura de información y procesamiento a nivel local, que a partir de nuestros resultados y los mencionados anteriormente ([26],[27],[28],[29]), concuerdan con procesos de ajuste fino, que son más sensibles a los cambios de la información (por ejemplo la visual o táctil). La región de largo periodo ( $D_l$ ), tiene dice relación con una adecuada integración y procesamiento de información sensorial, la cual puede verse afectada por un déficit en el sistema de control central [36].

Por otra parte, el exponente de ajuste (H) expresa la variabilidad local del

COP, en una ley de escala, que permite visualizar su comportamiento a nivel global, y correlaciona las series temporales del COP, diferenciándolo de un movimiento browniano cuantificando el peso histórico de los datos (memoria) [18]. Al comparar los exponentes de ajuste  $H_s$  y  $H_l$ , estos caracterizan procesos de persistencia y anti-persistencia. Las diferencias significativas obtenidas entre condiciones visuales (Tabla 1), representan exponentes de ajuste suficientemente sensibles para reconocer cambios en la información sensorial (Figura 5) [26]. Desde nuestra perspectiva, el exponente de ajuste en la región de corto periodo (persistencia), sería acorde a esta captura de información, es decir, una estrategia que debe ser lo suficientemente rápida para procesar información y sintonizar un control local. En cambio, la región de largo periodo (anti-persistencia), reporta la estrategia global instalada acorde a un sistema realimentado, que permite mantener un balance postural, a pesar de la disminución de la información procesada.

Nuestro estudio presenta los hallazgos de similitud en el comportamiento del COP en niños de 11 años de edad con los parámetros obtenidos en adultos, reflejando además, el término del proceso de maduración, y la instalación de los mecanismos de control de la tarea específica de la posición bípeda quieta con características estables frente a cambios en la información visual [37][38].

## REFERENCIAS

1. N. Stergiou and L. M. Decker, "Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection?," *Hum. Mov. Sci.*, vol. 30, no. 5, pp. 869-888, Oct. 2011.
2. W. H. Gage, D. A. Winter, J. S. Frank, and A. L. Adkin, "Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing," *Gait Posture*, vol. 19, no. 2, pp. 124-132, Apr. 2004.
3. J. J. Collins and C. J. De Luca, "Random walking during quiet standing?," *Phys. Rev. Lett.*, vol. 73, no. 5, p. 764, 1994.
4. J. P. Piek, "The role of variability in early motor development," *Infant Behav. Dev.*, vol. 25, no. 4, pp. 452-465, 2002.
5. K. M. Newell, G. Mayer-Kress, S. L. Hong, and Y.-T. Liu, "Adaptation and learning: Characteristic time scales of performance dynamics," *Hum. Mov. Sci.*, vol. 28, no. 6, pp. 655-687, Dec. 2009.
6. M. Hadders-Algra, "Variability in infant motor behavior: A hallmark of the healthy nervous system?," *Infant Behav. Dev.*, vol. 25, no. 4, pp. 433-451, 2002.
7. R. S. Siegler, "Cognitive variability: A key to understanding cognitive development," *Curr. Dir. Psychol. Sci.*, pp. 1-5, 1994.
8. J. M. Haddad, L. J. Claxton, R. Keen, N. E. Berthier, G. E. Riccio, J. Hamill, and R. E. A. Van Emmerik, "Development of the coordination between posture and manual control," *J. Exp. Child Psychol.*, vol. 111, no. 2, pp. 286-298, Feb. 2012.
9. M. L. Peterson, E. Christou, and K. S. Rosengren, "Children achieve adult-like sensory integration during stance at 12-years-old," *Gait Posture*, vol. 23, no. 4, pp. 455-463, Jun. 2006.
10. S. C. Dusing and R. T. Harbourne, "Variability in postural control during infancy: implications for development, assessment, and intervention," *Phys. Ther.*, vol. 90, no. 12, pp. 1838-1849, 2010.

11. T. de M. M. Vieira, L. F. de Oliveira, and J. Nadal, "An overview of age-related changes in postural control during quiet standing tasks using classical and modern stabilometric descriptors," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 19, no. 6, pp. e513-e519, Dec. 2009.
12. J. J. Collins and C. J. De Luca, "Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories," *Exp. Brain Res.*, vol. 95, no. 2, pp. 308-318, 1993.
13. S. C. Dusing, T. A. Izzo, L. R. Thacker, and J. C. Galloway, "Postural complexity differs between infant born full term and preterm during the development of early behaviors," *Early Hum. Dev.*, vol. 90, no. 3, pp. 149-156, Mar. 2014.
14. E. Ionescu, T. Morlet, P. Froehlich, and C. Ferber-Viart, "Vestibular assessment with Balance Quest: normative data for children and young adults," *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.*, vol. 70, no. 8, pp. 1457-1465, 2006.
15. P. Wellstead, E. Bullinger, D. Kalamatianos, O. Mason, and M. Verwoerd, "The role of control and system theory in systems biology," *Annu. Rev. Control*, vol. 32, no. 1, pp. 33-47, 2008.
16. F. Scoppa, R. Capra, M. Gallamini, and R. Shiffer, "Clinical stabilometry standardization," *Gait Posture*, vol. 37, no. 2, pp. 290-292, Feb. 2013.
17. S. Hirabayashi and Y. Iwasaki, "Developmental perspective of sensory organization on postural control," *Brain Dev.*, vol. 17, no. 2, pp. 111-113, Mar. 1995.
18. H. Kantz and T. Schreiber, *Nonlinear time series analysis*, vol. 7. Cambridge university press, 2004.
19. N. Lau, C. Choy, and D. Chow, "Fractal Analysis Design for Distinguishing Subject Characteristics on Motor Control of Neck Pain Patients," Ed. Marie Alricsson, p. 51, 2012.
20. Andrea Stamp, *Stabilogram Diffusion Analysis*.
21. B. B. Mandelbrot and J. W. Van Ness, "Fractional Brownian motions, fractional noises and applications," *SIAM Rev.*, vol. 10, no. 4, pp. 422-437, 1968.
22. B. J. West, *Fractal physiology and chaos in medicine*, vol. 16. World Scientific, 2012.
23. J. B. Basingthwaite, L. S. Liebovitch, and B. J. West, *Fractal physiology*. Springer, 2013.
24. A. Eke, P. Herman, L. Kocsis, and L. R. Kozak, "Fractal characterization of complexity in temporal physiological signals," *Physiol. Meas.*, vol. 23, no. 1, p. R1, 2002.
25. E. Schmider, M. Ziegler, E. Danay, L. Beyer, and M. Bühner, "Is it really robust? Reinvestigating the robustness of ANOVA against violations of the normal distribution assumption," *Methodol. Eur. J. Res. Methods Behav. Soc. Sci.*, vol. 6, no. 4, p. 147, 2010.
26. M. A. Riley, S. Wong, S. Mitra, and M. T. Turvey, "Common effects of touch and vision on postural parameters," *Exp. Brain Res.*, vol. 117, no. 1, pp. 165-170, 1997.
27. H. Tanaka, T. Uetake, S. Kuriki, and S. Ikeda, "Changes in center-of-pressure dynamics during upright standing related to decreased balance control in young adults: fractional Brownian motion analysis," *J. Hum. Ergol. (Tokyo)*, vol. 31, pp. 1-12, 2002.

28. D. Delignières, T. Deschamps, A. Legros, and N. Caillou, "A methodological note on nonlinear time series analysis: is the open-and closed-loop model of Collins and De Luca (1993) a statistical artifact?," *J. Mot. Behav.*, vol. 35, no. 1, pp. 86-96, 2003.
29. J. J. Collins, C. J. De Luca, A. Burrows, and L. A. Lipsitz, "Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms," *Exp. Brain Res.*, vol. 104, no. 3, pp. 480-492, 1995.
30. N. Gouleme, M. D. Ezane, S. Wiener-Vacher, and M. P. Bucci, "Spatial and temporal postural analysis: a developmental study in healthy children," *Int. J. Dev. Neurosci.*, vol. 38, pp. 169-177, Nov. 2014.
31. K. M. Newell, S. M. Slobounov, E. S. Slobounova, and P. C. M. Molenaar, "Stochastic processes in postural center-of-pressure profiles," *Exp. Brain Res.*, vol. 113, no. 1, pp. 158-164, 1997.
32. Z. Shorer, B. Becker, T. Jacobi-Polishook, L. Oddsson, and I. Melzer, "Postural control among children with and without attention deficit hyperactivity disorder in single and dual conditions," *Eur. J. Pediatr.*, vol. 171, no. 7, pp. 1087-1094, Jul. 2012.
33. M. A. Riley and M. T. Turvey, "Variability and determinism in motor behavior," *J. Mot. Behav.*, vol. 34, no. 2, pp. 99-125, 2002.
34. G. E. Riccio and T. A. Stoffregen, "Affordances as constraints on the control of stance," *Hum. Mov. Sci.*, vol. 7, no. 2, pp. 265-300, 1988.
35. R. J. Peterka, "Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis," *Biol. Cybern.*, vol. 82, no. 4, pp. 335-343, 2000.
36. N. Gouleme, C. L. Gerard, E. Bui-Quoc, and M. P. Bucci, "Spatial and temporal analysis of postural control in dyslexic children," *Clin. Neurophysiol.*, 2014.
37. R. Steindl, K. Kunz, A. Schrott-Fischer, and A. W. Scholtz, "Effect of age and sex on maturation of sensory systems and balance control," *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 48, no. 06, pp. 477-482, 2006.
38. Y.-S. Hsu, C.-C. Kuan, and Y.-H. Young, "Assessing the development of balance function in children using stabilometry," *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.*, vol. 73, no. 5, pp. 737-740, May 2009.

