



Efecto de la retroalimentación visual en la evaluación del equilibrio estático frente a perturbaciones: estudio comparativo

R. Valenzuela¹, J. Corral¹, M. Diez¹, A. Schmedling¹, S. Herrero¹, P. Diego¹, E. Macho¹, Ch. Pinto¹

Escuela de Ingeniería de Bilbao (UPV/EHU). Plaza Ingeniero Torres Quevedo 1, 48013, Bilbao, Spain

ruben.valenzuela@ehu.eus, j.corral@ehu.eus, mikel.diez@ehu.eus,

adrian.schmedling@ehu.eus, saioa.herrero@ehu.eus, paul.diego@ehu.eus, erik.macho@ehu.eus, charles.pinto@ehu.eus

Una de las consecuencias tras haber sufrido un ictus es la afección a la función del equilibrio. En este estudio se propone un enfoque objetivo mediante el análisis del comportamiento del centro de presión durante ejercicios de inclinación controlada. Para ello, se utilizó la nueva plataforma dinamométrica móvil, OREKA, basada en un mecanismo de cinemática paralela que permite realizar rotaciones en ambos ejes horizontales y traslaciones verticales. En los ensayos realizados, un grupo de participantes llevó a cabo una serie de ejercicios experimentales con el objetivo de evaluar las aplicaciones prácticas de la plataforma y analizar el impacto de la retroalimentación visual en pantalla sobre el movimiento del centro de presión a través de diversos indicadores de equilibrio. El uso de OREKA permitió estudiar cómo la disponibilidad de retroalimentación visual en tiempo real influye en el control postural del usuario bajo diferentes perturbaciones rotacionales. Además, se identificaron variaciones en el control postural entre individuos clínicamente sanos. Estos hallazgos son fundamentales para comprender las dinámicas del equilibrio corporal. Se requieren investigaciones adicionales para explorar estos resultados iniciales y aprovechar todo el potencial de la plataforma OREKA en el desarrollo de metodologías de evaluación del equilibrio.

1. Introducción

El equilibrio corporal es fundamental para realizar tareas cotidianas como caminar, correr o mantenerse de pie, permitiendo a las personas conservar su autonomía en sus actividades diarias [1]. Para lograrlo, los humanos procesan información sensorial de los sistemas vestibular, visual y somatosensorial, gestionada por el sistema nervioso central, que activa la musculatura necesaria para mantener el centro de masa (CdM) dentro de los límites de la base de soporte (BdS) [2]. El equilibrio puede clasificarse como estático o dinámico. El equilibrio estático implica mantener el CdM en una postura específica sin perturbaciones, mientras que el dinámico implica mover el CdM fuera del BdS, como al caminar o pasar de estar sentado a de pie [3].

En una población cada vez más envejecida, los problemas de equilibrio son frecuentes y afectan la calidad de vida, siendo el ictus una de las patologías más comunes que lo alteran. En España, entre 2010 y 2014, se registraron alrededor de 890 casos anuales [4] de esta afección. Tras un ictus, es crucial evaluar la movilidad y el equilibrio, para lo cual se emplean pruebas estandarizadas como, por ejemplo, la prueba de Romberg [5]. Este evalúa la estabilidad en posición de pie y al caminar, con ojos abiertos (EO) y cerrados (EC), aunque su interpretación es subjetiva [6].

Otras pruebas como la Escala de Equilibrio de Berg (BBS) evalúan 14 tareas funcionales en categorías como equilibrio estático, de pie y dinámico [7]. También se utiliza la prueba de Equilibrio de Tinetti (TBT), que analiza tareas específicas como la marcha o el levantarse de una silla, con un enfoque en el riesgo de caídas [8]. Además, existen pruebas como el "Timed Up and Go" (TUG) para medir el tiempo necesario para completar tareas funcionales [9], y el Rivermead Motor Assessment (RMI), diseñado específicamente para evaluar la autonomía de pacientes con ictus [10]. Aunque estas pruebas aportan información valiosa, presentan una alta subjetividad ya que se componen de pruebas cualitativas o escalas muy amplias.

Para tratar de reducir la subjetividad, existe otra aproximación para la evaluación de la función del equilibrio, la posturografía. La posturografía utiliza mediciones objetivas derivadas del CdM o del centro de presión (CoP), permitiendo análisis cuantitativos del control postural [11, 12]. Los índices del CoP, como la distancia media, la velocidad media y el área de la elipse de predicción, facilitan el estudio del equilibrio y la estabilidad postural [13].

La posturografía puede dividirse en sucesos estáticos, que evalúan el control postural bajo condiciones controladas (ojos abiertos o cerrados) [14], y dinámicos, que introducen perturbaciones para analizar respuestas adaptativas [15]. Estudios previos han mostrado diferencias en el control postural según si los usuarios reciben retroalimentación visual [16].

Este artículo analiza variaciones en los índices del CoP utilizando OREKA, una plataforma dinamométrica móvil desarrollada en la Universidad del País Vasco. Se busca evaluar el impacto de la retroalimentación visual en tiempo real sobre los indicadores de equilibrio en individuos clínicamente sanos. En relación con los Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS), este trabajo se alinea con el ODS 3 por tratarse de un desarrollo que va dirigido a mejorar la salud y el bienestar, el ODS 9 por tratarse del desarrollo innovador de una máquina industrial y el ODS 17 por tratarse de una aportación fruto de un trabajo en colaboración entre tres agentes: la Escuela de Ingeniería de Bilbao (UPV/EHU), el Hospital Gorliz (Servicio de Salud Vasco) y el Instituto de Investigación Sanitaria BioBizkaia.

2. Metodología del estudio

Para este estudio, se reclutaron veintiocho adultos jóvenes sanos, quienes participaron de manera voluntaria y firmaron un consentimiento informado. Los participantes, una combinación de profesores y estudiantes, pertenecen a la Universidad del País Vasco UPV/EHU. La Tabla 1 presenta un resumen detallado de sus características.

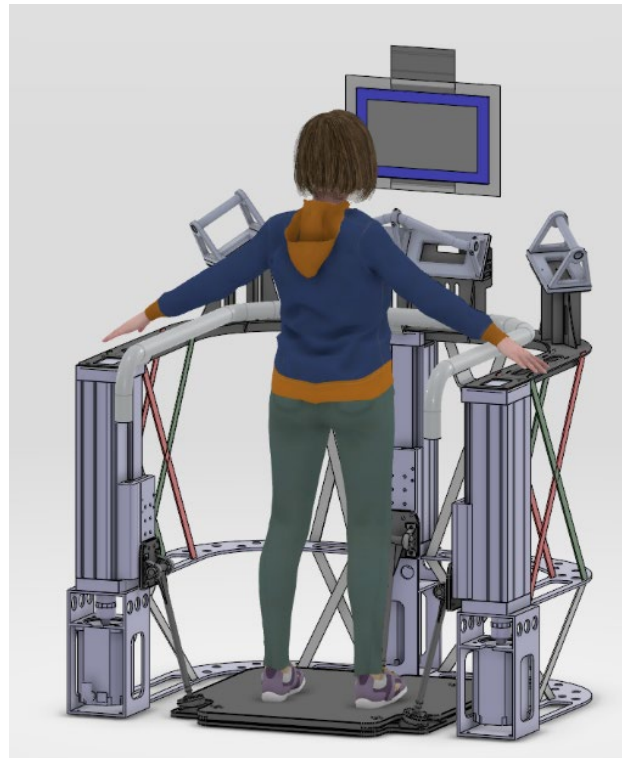
Tabla 1. Características de los participantes.

Parámetro	Valor
Número de participantes (n)	28
Edad (años)	37,5 ± 17,86
Peso (kg)	71,4 ± 12,10
Altura (m)	1,72 ± 0,09

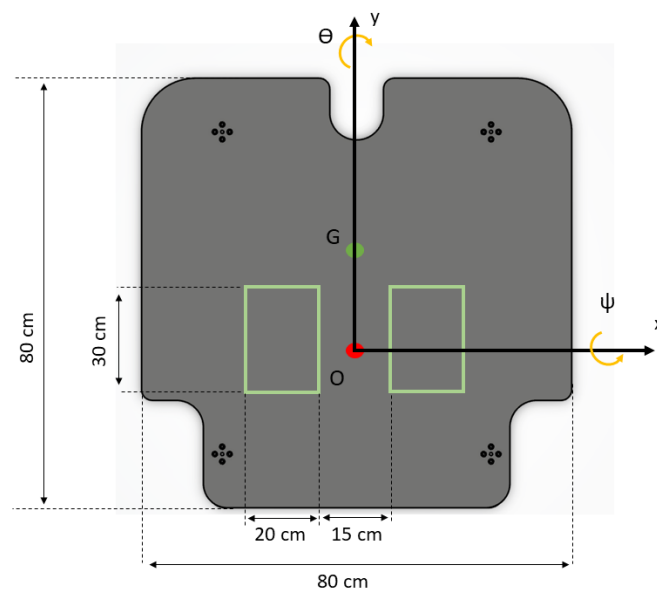
2.1. Equipamiento

Para llevar a cabo los ejercicios se ha hecho uso de la plataforma OREKA desarrollada por el grupo COMPMECH de la Universidad del País Vasco UPV/EHU [17]. La plataforma está basada en la cinemática 3PRS permitiendo

realizar rotaciones alrededor de los ejes y e x , conocidas en términos médicos como movimientos medio lateral (θ) y anteroposterior (ψ) respectivamente (ver Figura 1a). En dicha plataforma el elemento terminal se compone de una plataforma dinamométrica que permite determinar en todo momento la posición del CoP del sujeto. Adicionalmente, la plataforma ofrece un feedback o retroalimentación visual al sujeto de las pruebas permitiendo observar en tiempo real el movimiento del CoP.



(a)



(b)

Figura 1. (a) modelo 3D de la máquina OREKA con paciente. (b) plataforma dinamométrica con las zonas de posicionamiento de los pies.

2.2. Ejercicios seleccionados

Atendiendo a las indicaciones del equipo médico y de fisioterapeutas del Hospital Gorliz se han programado diferentes ejercicios en el prototipo OREKA. Los ejercicios se basan en rotaciones mediolaterales o anteroposteriores de diferentes amplitudes y velocidades. Para esta prueba se han seleccionado 9 ejercicios, dos

rotaciones anteroposteriores y una mediolateral a tres velocidades de giro diferentes como se puede ver en la Tabla 2.

Tabla 2. Ejercicios seleccionados para este estudio.

El primer valor entre paréntesis se refiere a la amplitud de las rotaciones negativas en las rotaciones Anterior ($-\psi$), y lateral izquierda ($-\theta$) respectivamente. El valor positivo corresponde a las rotaciones Posterior (ψ) y lateral derecha (θ). El movimiento parte siempre de valores de $\psi=0$ y $\theta=0$ hacia la dirección negativa.

Amplitud (°)	Velocidad angular $\left(\frac{^\circ}{s}\right)$		
	2	10	20
$[-5, +3]$ AP	E1	E2	E3
$[-8, +4]$ AP	E4	E5	E6
$[-4, +4]$ ML	E7	E8	E9

Para asegurar la repetibilidad y mantener una referencia uniforme del CoP los sujetos fueron indicados que pusieran sus pies sobre unas áreas previamente definidas y les permite mantener una postura relajada con los pies a la anchura de los hombros. Adicionalmente los tobillos se alinearon con el eje x de la plataforma Figura 1b.

Los ejercicios se realizaron con retroalimentación visual y sin ella. En las pruebas con retroalimentación se situó una pantalla a 1,5 m de distancia del sujeto donde se muestra en tiempo real el movimiento del CoP. En estos ejercicios se solicitaba a los sujetos que trataran de mantener en CoP lo más estable posible en su posición inicial (centrado). Para las pruebas sin retroalimentación se suprime el movimiento del CoP dejando únicamente una cruceta estática como referencia visual. En este caso se les solicitaba que mantuvieran una postura lo más erguida posible respondiendo de forma natural a las perturbaciones generadas por el movimiento de la plataforma.

2.3. Procesamiento de los datos

Como se ha comentado anteriormente, la plataforma es una plataforma dinamométrica que permite determinar la posición del CoP en todo momento. Para esto, se utilizan cuatro sensores uniaxiales Interface GWMC ubicados en las esquinas entre dos placas para medir las fuerzas reactivas producidas por el peso del usuario a una frecuencia de muestreo de 50 Hz. Antes de interpretar estos datos, se aplica una etapa de acondicionamiento para filtrar señales no deseadas que puedan distorsionar el cálculo del comportamiento del CoP. Se ha detectado que el 99% del espectro de frecuencias del CoP se encuentra entre 0 y 6,5 Hz. Para reducir las perturbaciones de la cinemática de la plataforma OREKA, se aplicó un filtro Butterworth en fase cero con una frecuencia de corte de 7 Hz. Esto minimiza el ruido de alta frecuencia y preserva la información relevante en frecuencias bajas. Para calcular la velocidad del CoP (v_{COPx} , v_{COPy}), se aplica un algoritmo diferencial a las coordenadas x e y del CoP, lo que puede amplificar componentes de alta frecuencia. Para suavizar este efecto, se utiliza un filtro Savitsky-Golay, seleccionado por su capacidad de preservar características importantes mientras reduce el ruido, con una frecuencia de corte cercana a 10 Hz y un filtro de cuarto orden con una ventana de muestreo de 17 elementos.

2.4. Indicadores del CoP

Para calcular cada indicador, utilizamos una muestra de 30 segundos, que varía entre los 10 y 40 segundos de la duración original de un minuto del ejercicio. Esto se hace para eliminar las variaciones presentes al inicio y al final de la rotación y garantizar un comportamiento cíclico del usuario durante el ejercicio. En este estudio se han seleccionado 4 indicadores diferentes para realizar la comparativa: distancia media recorrida por el CoP en direcciones AP y ML, velocidad media AP y ML, área de la elipse de predicción del 95% y diagrama de Poincaré.

En aras de homogeneizar los datos, se ha realizado un procedimiento de normalización, centrando estos en el origen de coordenadas. Para esto, a cada dato en bruto $xCOP_i$ e $yCOP_i$ se le resta el valor medio de todas las posiciones del CoP:

$$\mu_{ML} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N xCOP_i \quad (1)$$

$$\mu_{AP} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N yCOP_i \quad (2)$$

$$COP_{xi} = xCOP_i - \mu_{ML} \quad (3)$$

$$COP_{yi} = yCOP_i - \mu_{AP} \quad (4)$$

Donde N representa el número total de muestras. Una vez calculados los valores normalizados se procede al cálculo de las velocidades mediante las siguientes expresiones:

$$v_{COPxi} = \frac{COP_x(i+1) - COP_x(i-1)}{t(i+1) - t(i-1)} \quad (5)$$

$$v_{COPyi} = \frac{COP_y(i+1) - COP_y(i-1)}{t(i+1) - t(i-1)} \quad (6)$$

Donde t representa el tiempo.

El área de la elipse de predicción del 95% (AEP) del estatocinesigrama se calcula inicialmente determinando la varianza de la muestra en las direcciones medio lateral (ML) y anteroposterior (AP), junto con la covarianza entre ambas. Estos valores se organizan en la matriz de covarianza S . Posteriormente, se identifica el valor crítico de chi-cuadrado con dos grados de libertad ($\chi_{0.95,2}^2$), que representa un 95% de probabilidad de incluir un punto futuro, utilizando tablas de referencia. Para calcular el AEP, se toma la raíz cuadrada del producto de los dos valores propios de la matriz S y se multiplica por $\chi_{0.95,2}^2$. Este indicador ofrece una medida global del balanceo corporal, proporcionando una visión general de la estabilidad postural durante cada ejercicio.

Por último, en el diagrama de Poincaré se representa la posición de un punto con respecto del punto anterior. Esto genera una dispersión de puntos que pueden ser englobados por una elipse. De este modo, es posible determinar los ejes SD1/SD2 de la elipse, donde SD1 es el eje menor, perpendicular a la línea de identidad y SD2 es el eje mayor, paralelo a la línea de identidad (Figura 9). Este indicador ofrece un análisis de la variabilidad y la correlación entre puntos consecutivos en la señal CoP. Con lo cual, se proporciona una visión única de los mecanismos de control utilizados por el sistema de control postural en las condiciones variables que presenta la plataforma OREKA.

En la Tabla 3 se resumen las expresiones de todos los indicadores que se van a analizar:

Tabla 3. Indicadores del CoP.

Indíces	Definición	
	ML	AP
Distancia media	$d_{COPx} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N COP_{xi} $	$d_{COPy} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N COP_{yi} $
Velocidad media	$\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} v_{COPxi}$	$\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} v_{COPyi}$
AEP 95%	$PEA = \pi \chi_{0.95,2}^2 \sqrt{\det(S)}; S = \begin{pmatrix} s_x^2 & s_{x,y} \\ s_{x,y} & s_y^2 \end{pmatrix}$	
Diagrama de Poincaré	$COP(i) = \sqrt{(x_{COPi})^2 + (y_{COPi})^2}$ $COP(i) \text{ vs } COP(i+1);$	

Donde S es la matriz de covarianzas de la muestra y $\chi_{0.95,2}^2 = 5.99146$ para un nivel de probabilidad fijo $P = 95\%$.

2.5. Análisis estadístico de los resultados

La normalidad de la distribución se verificó utilizando la prueba de Shapiro-Wilk. Dada la presencia de una distribución normal en las variables cuantitativas, se utilizó estadística paramétrica. Por lo tanto, se aplicó una prueba T de muestras emparejadas para comparar medias. El nivel de α para todas las pruebas estadísticas se fijó en 0,05. En cada uno de los índices del CoP se incluye una tabla con la comparación de los valores medios de las pruebas con retroalimentación en pantalla respecto a las pruebas sin retroalimentación, junto con los respectivos valores p .

3. Resultados y discusión

Atendiendo a la extensión de las pruebas realizadas (9 ejercicios por los 28 usuarios), en este apartado se mostrarán algunos resultados relevantes de cada uno de los indicadores para al final, presentar unas conclusiones sobre los resultados en general.

3.1. Estudio de las distancias medias x e y

En la Figura 2 se muestran las posiciones del CoP en las direcciones AP y ML de un usuario realizando el ejercicio 5 en los casos con y sin retroalimentación visual. Como se ha mencionado, aunque todos los sujetos están clínicamente sanos, en la figura se pueden apreciar claras diferencias, observando una mayor amplitud en el ejercicio con retroalimentación frente al ejercicio sin retroalimentación.

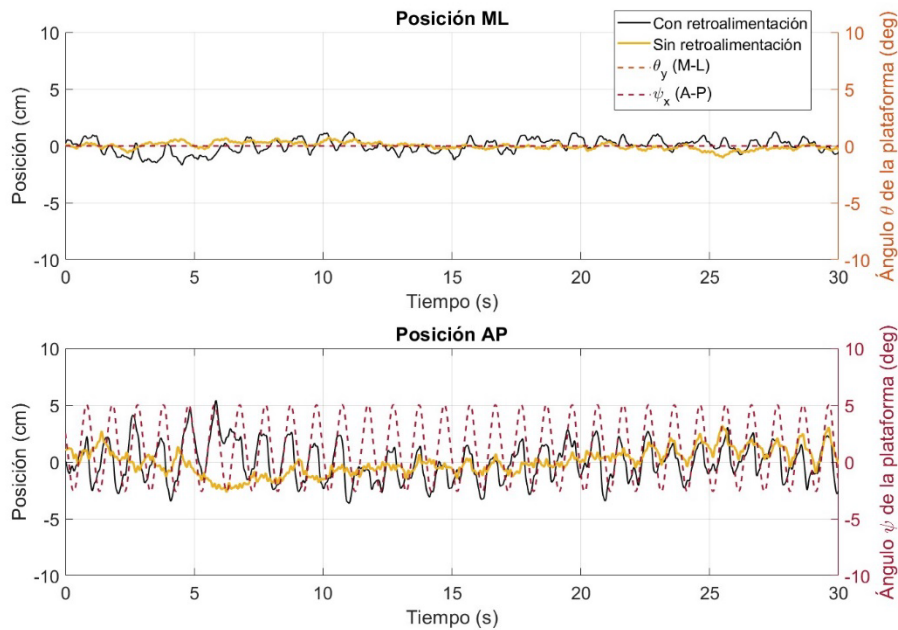


Figura 2. Comparación de las posiciones ML y AP para el ejercicio 3 ($[-5^\circ, +3^\circ]$ AP; $20^\circ/\text{s}$).

Una posible explicación de este fenómeno radica en el cambio de las exigencias de la tarea para los usuarios. Con la retroalimentación visual en pantalla, se les pide que mantengan los marcadores en una posición inicial fija, lo que requiere un alto nivel de concentración y ajustes constantes para conservar el equilibrio. Esta dinámica genera desplazamientos más significativos del centro de presión (CoP) debido a la respuesta activa de los usuarios a la retroalimentación visual para gestionar su control postural. Este fenómeno, mayor amplitud de movimientos del CoP con retroalimentación, se reproduce en todos los ejercicios como se puede ver en la Tabla 4.

Cuando se elimina la retroalimentación en pantalla, la naturaleza de la tarea cambia. En este caso, los usuarios solo deben mantener una postura erguida, sin objetivos específicos de alineación. Bajo estas condiciones, la necesidad de responder activamente a estímulos visuales desaparece, permitiendo que adopten una estrategia de control postural más pasiva que, probablemente, se asemeja más a su balanceo corporal natural.

Aunque el aumento del desplazamiento es notable a simple vista, estadísticamente el aumento sí es significativo ($p < 0,05$) en los ejercicios 2, 3 y 9 en la dirección x y en los ejercicios 3 y 7 en la dirección y , como puede verse en la Tabla 4.

Tabla 4. Porcentaje de incremento y valor p para los valores medios de las distancias x e y (cm) de los ensayos con retroalimentación frente a los ensayos sin retroalimentación.

Dirección del CoP	Amplitud ($^\circ$)	Velocidad angular ($\frac{^\circ}{\text{s}}$)					
		2		10		20	
		Incremento	Valor P	Incremento	Valor P	Incremento	Valor P
d_{CoPx}	$[-5, +3]$ AP	16,00 %	0,3881	25,00 %	0,0345	23,81 %	0,0186
	$[-8, +4]$ AP	10,71 %	0,2830	11,43 %	0,2846	19,51 %	0,1323
	$[-4, +4]$ ML	3,68 %	0,7902	35,56 %	0,1447	41,94 %	0,0110
d_{CoPy}	$[-5, +3]$ AP	10,99 %	0,4341	17,58 %	0,1278	25,66 %	0,0301

$[-8, +4]$ AP	2,36 %	0,8365	23,96 %	0,0891	18,33 %	0,1301
$[-4, +4]$ ML	25,45 %	0,0016	15,00 %	0,0884	12,86 %	0,1196

3.2. Estudio de las distancias velocidades x e y

El estudio de las velocidades arroja conclusiones similares. Como puede verse en la Figura 3, el ejercicio con retroalimentación presenta velocidades superiores al ejercicio sin retroalimentación. Este efecto además es más notable en la dirección perpendicular a la oscilación de la plataforma.

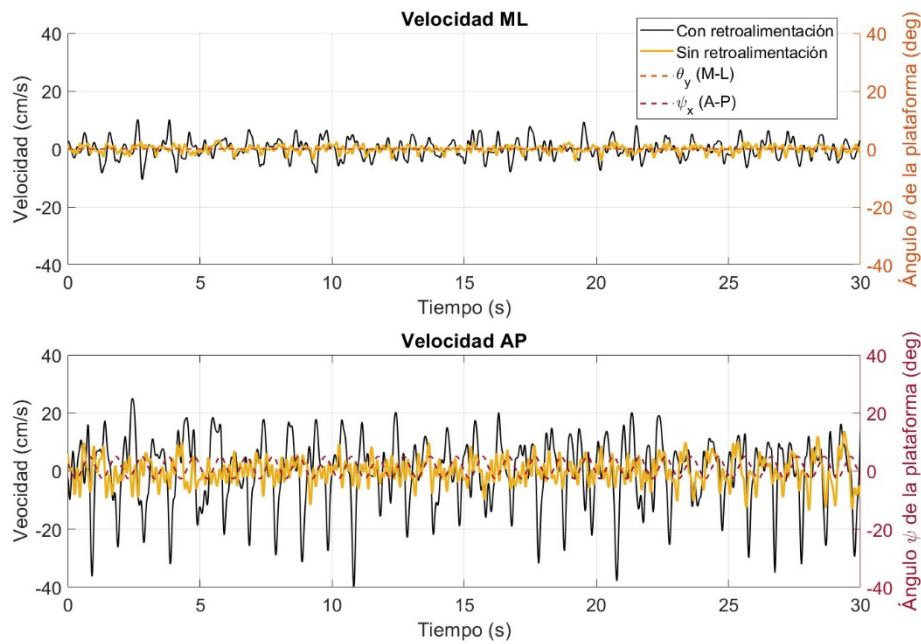


Figura 3. Comparación de los valores de v_{COPx} y v_{COPy} durante el ejercicio 3 ($[-5^\circ, +3^\circ]$ AP; $20^\circ/s$).

La mayor disparidad entre los ejercicios también se ve reflejada en el análisis estadístico. Como se puede ver en la tabla 5 los ejercicios 1, 2, 3, 7, 8 y 9 en la dirección x y 1, 2 y 3 en la dirección y presentan un incremento en las velocidades estadísticamente relevante ($p < 0,05$).

Tabla 5. Porcentaje de incremento y valor p para los valores medios de las velocidades v_{COPx} y v_{COPy} (cm/s) de los ensayos con retroalimentación frente a los ensayos sin retroalimentación.

Dirección del CoP	Amplitud ($^\circ$)	Velocidad angular ($\frac{^\circ}{s}$)					
		2		10		20	
		Incremento	Valor P	Incremento	Valor P	Incremento	Valor P
v_{COPx}	$[-5, +3]$ AP	18,57 %	0,0147	28,68 %	0,0234	27,19 %	0,0390
	$[-8, +4]$ AP	08,04 %	0,5525	17,85 %	0,1757	00,99 %	0,2065
	$[-4, +4]$ ML	25,17 %	0,0417	34,33 %	0,0393	39,37 %	0,0159
v_{COPy}	$[-5, +3]$ AP	32,85 %	0,0041	24,08 %	0,0371	29,75 %	0,0160
	$[-8, +4]$ AP	00,42 %	0,9401	13,89 %	0,2105	17,54 %	0,1272
	$[-4, +4]$ ML	07,32 %	0,4196	24,07 %	0,1036	21,05 %	0,1596

3.3. Estatocinesigrama y área de la elipse de predicción del 95%

Al utilizar la plataforma OREKA para evaluar el control postural humano, las variaciones en el área de elipse de predicción al 95% (95% AEP) ofrecen información valiosa sobre las características del equilibrio del usuario. Un 95% AEP más pequeña suele indicar un patrón de movimiento más limitado en las direcciones anteroposterior

(AP) y medio lateral (ML), lo que sugiere una mayor estabilidad del equilibrio. Por el contrario, un 95% AEP más grande podría implicar un balanceo corporal más amplio, lo que indica que el usuario podría depender de movimientos compensatorios mayores para mantener el equilibrio. Esto se puede observar claramente en la Figura 4.

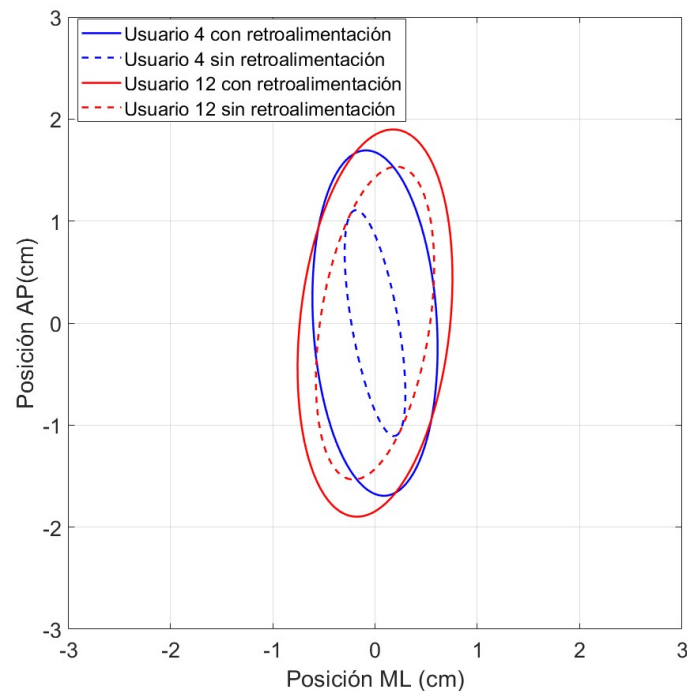


Figura 4. Comparación del AEP del 95% PE para diferentes usuarios del ejercicio 3 ($[-5^{\circ}, +3^{\circ}]$ AP; $20^{\circ}/s$).

Como se puede observar, el usuario 4 presenta un mejor control postural que el usuario 12, manteniendo en todo momento su CoP en un área mucho menor. Cabe destacar también, cómo ambos usuarios presentan un mayor AEP en los ejercicios con retroalimentación que sin retroalimentación, corroborando los resultados ya mostrados en los anteriores indicadores. En este caso, y tal y como se puede ver en la tabla 6, todos los ejercicios vuelven a mostrar un incremento del valor del AEP, aunque únicamente los ejercicios 2, 3 y 9 resultan estadísticamente relevantes.

Tabla 6. Porcentaje de incremento y valor p para la AEP del 95% (cm^2) de los ensayos con retroalimentación frente a los ensayos sin retroalimentación.

Amplitud ($^{\circ}$)	Velocidad angular ($\frac{^{\circ}}{s}$)					
	2		10		20	
	Incremento	Valor P	Incremento	Valor P	Incremento	Valor P
$[-5, +3]$ AP	5,09 %	0,8311	31,87 %	0,0182	39,75 %	0,0042
$[-8, +4]$ AP	14,20 %	0,3743	25,67 %	0,1295	26,13 %	0,1275
$[-4, +4]$ ML	23,01 %	0,0397	33,87 %	0,1504	30,82 %	0,0383

3.1. Diagrama de Poincaré

En la Figura 5 se puede observar el diagrama de Poincaré para dos usuarios diferentes para el mismo ejercicio con y sin retroalimentación visual. Al igual que con los otros indicadores, se vuelve a observar la reducción de la dispersión de los puntos en los ejercicios sin retroalimentación. La mayor dimensión de los diagramas en los ejercicios con retroalimentación sugiere una mayor variabilidad en las estrategias de control, generando una menor correlación entre puntos consecutivos del diagrama.

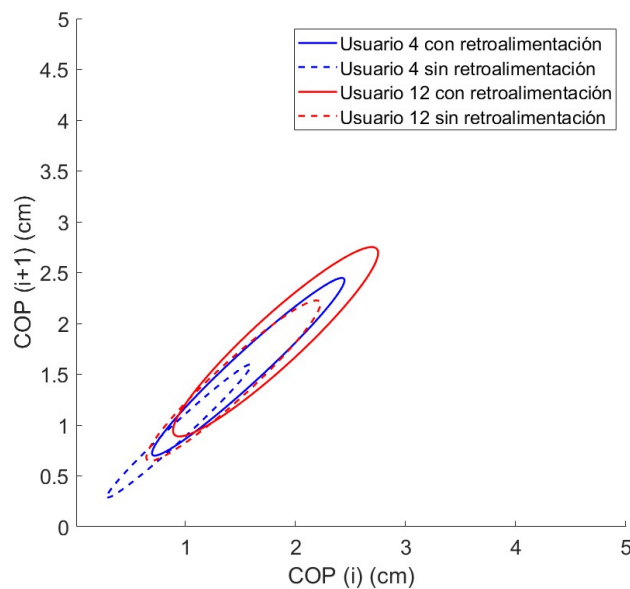


Figura 5. Comparación de las elipses del diagrama del Poincaré para diferentes usuarios y condiciones del ejercicio 3 $[-5^{\circ}, +3^{\circ}]$ AP; $20^{\circ}/s$.

En el diagrama de Poincaré, aunque el parámetro SD1 muestra una disminución en los ejercicios sin retroalimentación visual, no es lo suficientemente significativa como para establecer una tendencia clara. Por el contrario, sí que se observa una notable disminución del parámetro SD2 cuando se suprime la retroalimentación visual. Esta reducción indica una disminución de la variabilidad a largo plazo de la señal CoP, lo que refleja un patrón de control postural más estable. Curiosamente, al analizar la magnitud de SD2 en relación con la dirección de rotación de la plataforma, se observó que era mayor cuando la plataforma giraba en la dirección ML que en la dirección AP. Esta observación sugiere que los usuarios muestran una mayor dispersión y variabilidad en el balanceo corporal en la dirección AP, lo que indica un movimiento más libre en la dirección ML. Estos resultados apoyan la teoría de que los usuarios perciben la dirección ML como más natural y familiar durante las tareas de equilibrio.

En lo referente al análisis estadístico de este indicador, como se puede observar en la tabla 7, los ejercicios 1, 2, 3, 7, 8 y 9 muestran un incremento de sus valores relevante ($p < 0,05$) para el parámetro SD1. De forma similar, los ejercicios 2, 3 y 9 muestran un incremento de sus valores relevante ($p < 0,05$) para el parámetro SD2.

Tabla 7. Porcentaje de incremento y valor p para los valores SD 1 y SD2 (cm) de los ensayos con retroalimentación frente a los ensayos sin retroalimentación.

Eje de Poincaré	Amplitud ($^{\circ}$)	Velocidad Angular ($\frac{^{\circ}}{s}$)					
		2		10		20	
		Incremento	Valor P	Incremento	Valor P	Incremento	Valor P
SD1	$[-5, +3]$ AP	66,67 %	0,0103	14,29 %	0,0210	30,00 %	0,0265
	$[-8, +4]$ AP	0,00 %	0,8681	33,33 %	0,1600	10,00 %	0,1601
	$[-4, +4]$ ML	20,00 %	0,0369	44,44 %	0,0348	42,86 %	0,0165
SD2	$[-5, +3]$ AP	19,75 %	0,3627	16,85 %	0,0270	22,12 %	0,0106
	$[-8, +4]$ AP	19,35 %	0,3632	27,66 %	0,3022	17,70 %	0,1199
	$[-4, +4]$ ML	03,23 %	0,7538	28,23 %	0,1255	30,99 %	0,0125

4. Conclusiones

Desde un punto de vista general, los datos recogidos en este estudio proporcionan evidencias sobre la influencia de la retroalimentación en una pantalla en la estrategia de control postural. Cuando se elimina la retroalimentación en una pantalla, se identifica una notable reducción de las posiciones y velocidades globales, lo que indica un enfoque más adaptativo del control postural. Esta respuesta sugiere que los usuarios recurren a ajustes naturales para mantener la estabilidad durante las rotaciones de la plataforma. La disminución observada en el área de la elipse de predicción apoya aún más esta noción, indicando un balanceo postural más controlado sin la influencia de la retroalimentación en una pantalla.

Más concretamente, el análisis estadístico indica que las pruebas realizadas con baja amplitud y alta velocidad, tanto en dirección ML como AP, proporcionan sistemáticamente resultados estadísticamente significativos para los índices CoP seleccionados. Esto sugiere que estas condiciones de prueba son efectivas para identificar cambios cuantificables en el control postural para este tipo de ejercicios.

Además, cabe destacar que el prototipo tiene suficiente resolución para encontrar diferencias no sólo entre las pruebas con y sin retroalimentación en pantalla, sino también entre participantes individuales que, de haber sido evaluados por métodos clínicos tradicionales, habrían obtenido la misma puntuación en las escalas funcionales.

Estos resultados destacan la importancia de tener en cuenta las variaciones individuales a la hora de interpretar la respuesta adaptativa del control postural. Es necesaria una mayor investigación para explorar los mecanismos específicos que subyacen a estas adaptaciones y sus implicaciones potenciales para la rehabilitación personalizada y los programas de entrenamiento del equilibrio.

5. Agradecimientos

Los autores desean agradecer los fondos recibidos para el proyecto PDC2022-133787-I00, financiado por MCIN/AEI /10.13039/501100011033 y por la Unión Europea Next Generation EU/PRTR, para el proyecto 2018222013 financiado por el Gobierno Vasco, y para el proyecto STABLE PID2023-150982OB-I00, financiado por MCIU/AEI/10.13039/501100011033/FEDER, UE. Asimismo, se agradecen los fondos recibidos a través de la beca predoctoral PRE2020-092455, financiada por MCIN/AEI/10.13039/501100011033 y por "FSE invierte en tu futuro".

6. Referencias

- [1] R. della Volpe, T. Popa, F. Ginanneschi, R. Spidalieri, R. Mazzocchio, and A. Rossi, "Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients.," *Gait Posture*, vol. 24, no. 3, pp. 349–55, Nov. 2006, doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.10.009.
- [2] J. Massion, "Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination," *Prog Neurobiol*, vol. 38, no. 1, pp. 35–56, Jan. 1992, doi: 10.1016/0301-0082(92)90034-C.
- [3] T. T. Şimşek and İ. E. Şimşek, "Balance and postural control," in *Comparative Kinesiology of the Human Body*, Elsevier, 2020, pp. 467–475. doi: 10.1016/B978-0-12-812162-7.00026-6.
- [4] F. Purroy and N. Montalà, "Epidemiología del ictus en la última década: revisión sistemática," *Rev Neurol*, vol. 73, no. 09, p. 321, 2021, doi: 10.33588/rn.7309.2021138.
- [5] D. J. Lanska and C. G. Goetz, "Romberg's sign: Development, adoption, and adaptation in the 19th century," *Neurology*, vol. 55, no. 8, pp. 1201–1206, Oct. 2000, doi: 10.1212/WNL.55.8.1201.
- [6] B. Chen, P. Liu, F. Xiao, Z. Liu, and Y. Wang, "Review of the Upright Balance Assessment Based on the Force Plate," *Int J Environ Res Public Health*, vol. 18, no. 5, p. 2696, Mar. 2021, doi: 10.3390/ijerph18052696.
- [7] K. O. Berg, S. L. Wood-Dauphinee, J. I. Williams, and B. Maki, "Measuring balance in the elderly: validation of an instrument.," *Can J Public Health*, vol. 83 Suppl 2, pp. S7-11, 1992.
- [8] [M. E. Tinetti, "Performance-Oriented Assessment of Mobility Problems in Elderly Patients," *J Am Geriatr Soc*, vol. 34, no. 2, pp. 119–126, Feb. 1986, doi: 10.1111/j.1532-5415.1986.tb05480.x.
- [9] D. Podsiadlo and S. Richardson, "The Timed 'Up & Go': A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons," *J Am Geriatr Soc*, vol. 39, no. 2, pp. 142–148, Feb. 1991, doi: 10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x.
- [10] F. M. Collen, D. T. Wade, G. F. Robb, and C. M. Bradshaw, "The Rivermead Mobility Index: a further development of the Rivermead Motor Assessment.," *Int Disabil Stud*, vol. 13, no. 2, pp. 50–4, 1991, doi: 10.3109/03790799109166684.
- [11] R. Balaguer García, S. Pitarch Corresa, J. M. Baydal Bertomeu, and M. M. Morales Suárez-Varela, "Posturografía estática con pruebas dinámicas. Utilidad de los parámetros biomecánicos en la valoración del paciente vestibular," *Acta Otorrinolaringol Esp*, vol. 63, no. 5, pp. 332–338, Sep. 2012, doi: 10.1016/j.otorri.2012.03.006.
- [12] M. Duarte and S. M. S. F. Freitas, "Revision of posturography based on force plate for balance evaluation.," *Rev Bras Fisioter*, vol. 14, no. 3, pp. 183–92, 2010.

- [13] G. F. Devetak, R. C. D. Bohrer, A. L. F. Rodacki, and E. F. Manffra, “Center of mass in analysis of dynamic stability during gait following stroke: A systematic review,” *Gait Posture*, vol. 72, pp. 154–166, Jul. 2019, doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.06.006.
- [14] A. Rizzato, A. Paoli, M. Andretta, F. Vidorin, and G. Marcolin, “Are Static and Dynamic Postural Balance Assessments Two Sides of the Same Coin? A Cross-Sectional Study in the Older Adults,” *Front Physiol*, vol. 12, Jun. 2021, doi: 10.3389/fphys.2021.681370.
- [15] I. Bargiotas et al., “On the importance of local dynamics in statokinesigram: A multivariate approach for postural control evaluation in elderly,” 2018, doi: 10.1371/journal.pone.0192868.
- [16] Patrice Rougier, Visual feedback induces opposite effects on elementary centre of gravity and centre of pressure minus centre of gravity motions in undisturbed upright stance, *Clinical Biomechanics*, Volume 18, Issue 4, 2003, Pages 341-349, ISSN 0268-0033, [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00003-2](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00003-2).
- [17] F.J. Campa, M. Diez, J. Corral, E. Macho, S. Herrero, Ch. Pinto, “Mechatronic design of a 3 degrees of freedom parallel kinematics manipulator with integrated force plate for human balance evaluation and rehabilitation”, *Mechatronics*, vol. 105, 2025, doi: j.mechatronics.2024.103278.