



ORIGINAL

## Efectos del control postural en la tasa de error anti-sacádico en personas mayores



Giovanni Francino<sup>a</sup>, Julio Álvarez<sup>b</sup>, Wilson Pastén-Hidalgo<sup>c</sup>, Paula Moreno-Reyes<sup>c</sup>, Sergio Jiménez<sup>c</sup>, Natalia Herrera<sup>d</sup> y Daniel Moraga<sup>e,\*</sup>

<sup>a</sup> Escuela de Kinesiología, Facultad de Salud, Universidad Santo Tomás, Santiago, Chile

<sup>b</sup> Carrera de Kinesiología y Rehabilitación, Departamento de Kinesiología y Nutrición, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad de Tarapacá, Arica, Chile

<sup>c</sup> Departamento de Kinesiología, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad de Atacama, Copiapó, Chile

<sup>d</sup> Carrera de Enfermería, Departamento de Enfermería, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad de Tarapacá, Arica, Chile

<sup>e</sup> Departamento de Ciencias Biomédicas, Facultad de Medicina, Universidad de Tarapacá, Arica, Chile

### INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

#### Historia del artículo:

Recibido el 15 de enero de 2023

Aceptado el 30 de julio de 2023

On-line el 2 de septiembre de 2023

#### Palabras clave:

Error anti-sacádico

Balance postural

Personas mayores

Electrooculografía

### R E S U M E N

**Antecedentes:** La tasa de error anti-sacádico (AS) se utiliza como un medio diagnóstico para alteraciones neurológicas. El proceso natural del envejecimiento podría generar dificultad para realizar procesos paralelos neurales de inhibición motora y movimiento ocular consciente. Por lo tanto, si se le impone a una persona mayor el control del balance en posiciones bípedas durante un movimiento AS es esperable un aumento de la tasa de errores AS.

**Objetivo:** Estudiar los efectos del control postural sobre la tasa de error AS en un grupo de personas mayores y compararlos con los de un grupo de personas jóvenes.

**Métodos:** Se realizó una comparación intra e intergrupal de la tasa de error AS en un grupo experimental de personas mayores (PM) y otro grupo control de personas jóvenes (PJ). Para ello, se utilizaron bloques de movimientos AS y pro-sacádicos (control) aleatoriamente en 4 diferentes posturas: 1) sentado (SENT); 2) de pie normal (NORMAL); 3) pies juntos (REDUC), y 4) pies en línea (TANDEM).

**Resultados:** El grupo PM en comparación con el grupo PJ mostró aumento progresivo de la tasa de error AS desde la posición sentado a todas las posiciones de pie, con máxima tasa de error AS en posturas verticales más complejas. Por el contrario, el grupo PJ no presentó variabilidad significativa de la tasa de error AS en todas las posiciones.

**Conclusiones:** Se confirma que el proceso de envejecimiento se asocia a un aumento en la tasa de error AS. Este estudio revela por primera vez un aumento significativo en la tasa de error AS cuando se exige control del balance corporal a las PM, implicando una disminución en la capacidad de procesamiento múltiple en PM, para la ejecución de tareas complejas y paralelas.

© 2023 SEGG. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

### Effects of postural control upon anti-saccade error rate in older people

#### A B S T R A C T

#### Keywords:

Anti-saccade error-rate

Standing balance

Older persons

Electrooculography

**Background:** The anti-saccadic (AS) error-rate is used to diagnose neurological disorders. The natural aging process could generate difficulty in carrying out parallel neural processes of conscious motor inhibition and eye movement. Therefore, if balance control is imposed on an elderly person in biped positions during an AS movement, an increase in the AS error-rate is expected.

**Objective:** To study the effects of postural control on the AS error-rate in older people.

**Methods:** An intra and intergroup comparison was made of AS error-rate in an experimental group of older people (PM) and another control group of young people (PJ). For this, blocks of AS and pro-saccadic movements (control) were used randomly in four different postures: (1) sitting (SENT), (2) standing normally (NORMAL), (3) feet together (REDUC), and (4) feet in line (TANDEM).

\* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: [dmoraga@academicos.uta.cl](mailto:dmoraga@academicos.uta.cl) (D. Moraga).

**Results:** The PM group, compared to the PJ group, showed a progressive increase in the AS error-rate from the sitting position to all standing positions, with the maximum AS error-rate in more complex vertical postures. In contrast, the PJ group did not present significative variability of this AS error-rate in all positions.

**Conclusions:** It is confirmed that the aging process is associated with an increase in the AS error-rate. This study reveals for the first time a significant increase in the AS error-rate when control of body balance is required for PM, implying a decrease in the multiple processing capacity in PM for the execution of complex and parallel tasks.

© 2023 SEGG. Published by Elsevier España, S.L.U. All rights reserved.

## Introducción

Los movimientos oculares anti-sacádicos (AS) han sido utilizados como medio de diagnóstico por más de 40 años para observar diversas patologías psiquiátricas y neurológicas<sup>1-3</sup>. Un error AS se genera cuando la acción ocular propuesta para un movimiento AS no produce la respuesta inhibitoria para evitar el estímulo visual, produciendo un vector incorrecto directo hacia un estímulo reflejo. En personas jóvenes (PJ) sanas la tasa de error AS se mantiene entre el 2 y el 30%<sup>4</sup>. Sin embargo, frente a alteraciones neuronales este porcentaje tiende a aumentar<sup>5</sup>, siendo escasos los estudios de tasa de error AS en personas mayores (PM) que no presentan patologías neurológicas<sup>6,7</sup>.

Se han observado errores en la función inhibitoria utilizando los movimientos AS en PM<sup>8</sup>, donde la tasa de error probablemente podría aumentar debido al proceso de hipofunción cerebral<sup>8,9</sup>. Dado que la evidencia muestra que las PM aumentan la oscilación corporal y la base de sustentación en posición bípeda en reposo, comparado con PJ<sup>10</sup>, nosotros hipotetizamos que la tasa de error AS debería aumentar en PM cuando ellas se someten a tareas dobles que exigen balance corporal, dada la posible disminución de la capacidad de procesamiento inhibitorio en PM<sup>8</sup>.

Para contrastar esta hipótesis, en el presente trabajo se propuso el objetivo de estudiar los efectos del control postural sobre la tasa de errores AS comparando un grupo de PM con un grupo de PJ. Se espera que el grupo de PM presente un aumento significativo en la tasa de error AS cuando se exige control del balance corporal, dada la disminución en la capacidad de procesamiento múltiple, lo cual afectaría la ejecución de tareas complejas y paralelas en este grupo etario.

## Material y métodos

### Participantes

El grupo de PJ estuvo formado por 20 adultos jóvenes sanos (9 hombres y 11 mujeres). La edad media con la desviación estándar (DE) del grupo PJ fue de  $26,2 \pm 2,1$  años; el peso corporal fue de  $77,6 \pm 12,8$  kg, y la estatura, de  $1,70 \pm 0,05$  m. El grupo de PM estuvo formado por 20 sujetos (12 hombres y 8 mujeres). La edad media y la DE del grupo PM fue de  $69,6 \pm 2,8$  años; el peso corporal fue de  $78,1 \pm 22,5$  kg, y estatura, de  $1,69 \pm 0,16$  m. Los miembros del grupo PJ fueron reclutados de la comunidad estudiantil universitaria, mientras que los del grupo PM fueron reclutados de la comunidad local. Todos ellos declararon independencia de movilidad, tener una visión normal o normal corregida, no poseer glaucoma o lesiones oculares, y carecer de insuficiencias neurológicas, sensoriales o musculoesqueléticas que afecten su equilibrio corporal. Este muestreo fue realizado de manera no aleatoria y por conveniencia.

Los criterios de exclusión fueron: 1) pesquisa de una o más alteraciones en examen físico neurológico; 2) declaración de alguna alteración ocular, sensorial, de equilibrio o musculoesquelética; 3) estar bajo del 80% del tiempo de equilibrio unipodal, en el test

de Berg<sup>11</sup> (con respecto al examen neurológico, utilizamos este test para evaluar el control neuromotor).

Todos ellos firmaron un consentimiento informado aprobado por la Junta de Revisión Ética de la Universidad (CEC UST N.º 35/2017).

### Configuración experimental

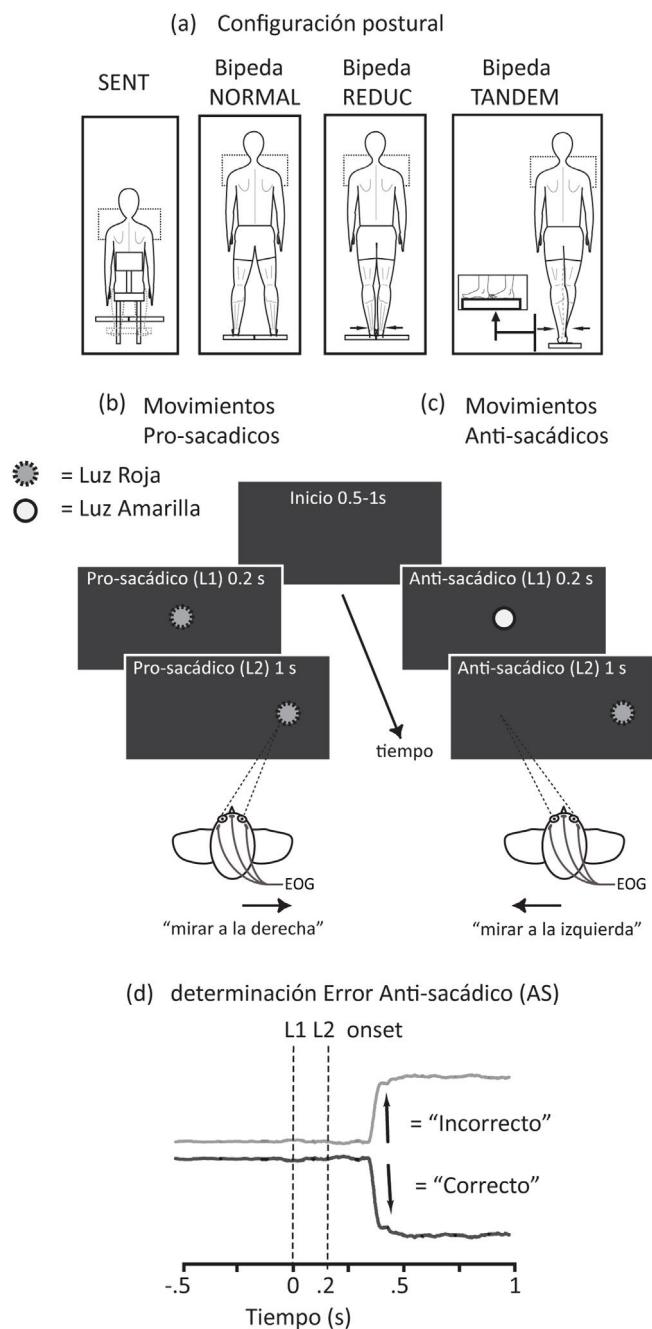
Los participantes se situaron frente a la pantalla de un proyector (Hewlett-Packard 32, Hewlett-Packard Enterprise®, HPinc, PL, Ca, EE.UU., monitor LCD, altura: 39,2 cm, ancho: 52,35 cm, resolución:  $1.024 \times 768$  píxeles, 120 Hz). Esta se ajustó a la altura de los hombros de cada participante movilizándola verticalmente dependiendo de la condición de la postura (sedente o bípedo). La distancia entre la pantalla y los sujetos se obtuvo mediante la extensión del brazo dominante medido desde el acromion hasta la punta del dedo índice de cada sujeto. Se presentaron dos círculos luminosos de  $2 \text{ cm}^2$  en la pantalla de fondo gris. Los bloques de estímulos luminosos fueron escritos a través del software ExperimentBuilder versión 1.10 (SR Research Ltd.).

Un sistema de electrooculografía (EOG) no invasiva registró la posición binocular horizontal, a una frecuencia de muestreo de 1.000 Hz (modelo EOG Pod RL5-W18030; ADInstruments Inc., Spring, Colorado, EE.UU.). Los cambios en la polaridad del voltaje de los movimientos sacádicos se lograron mediante dos electrodos de superficie Ag/AgCl (ubicados en el canto del ojo derecho e izquierdo) y un electrodo tierra colocado entre los ojos (frente). La sincronización de la iluminación del objetivo y las señales de EOG se controlaron mediante el software ExperimentBuilder (versión 1.10 SR Research Ltd.).

### Procedimiento experimental

El experimento consistió en un bloque de tareas oculares en las 4 condiciones posturales: sentado (SENT), postura bípeda normal (NORMAL), postura bípeda con pies juntos o reducida (REDUC) y postura bípeda con los pies en línea (TANDEM) (fig. 1a), todas ellas realizadas con los participantes descalzos. Durante la sesión, los sujetos para el bloque SENT se sentaron en una silla adaptable para mantener rodilla y cadera a  $90^\circ$  con la planta de ambos pies apoyadas en el suelo. Para todas las posiciones bípedas, los sujetos mantuvieron sus contornos de pie en el suelo marcándolos en el piso con una cinta adhesiva para no perder la posición de la base de sustentación cuando se requirió un período de descanso. La postura bípeda normal (NORMAL) requería que los pies estuviesen a la misma distancia de los hombros. La postura REDUC requirió juntar los contornos internos de los pies. En la postura en TANDEM, los participantes colocaron su pie preferido al frente formando una línea. Todas las condiciones posturales se asignaron aleatoriamente a cada participante para evitar sesgos de aprendizaje<sup>12</sup> en caso de complejidad de postura progresiva.

Las rutinas de movimientos AS para cada bloque postural fueron diseñadas con modelo aleatorio de pruebas AS y pruebas con estímulo directo, o pro-sacádicas (PS). Estas últimas fueron desig-



**Figura 1.** Protocolo utilizado para estudiar los efectos del control postural en un grupo de personas mayores (PM) versus personas jóvenes (PJ) sobre la tasa de error AS. (a) La configuración postural incluyó 4 condiciones posturales para cada participante: sentado (SENT), postura bípeda normal (NORMAL), postura bípeda con pies juntos o reducida (REDUC) y postura bípeda con los pies en línea (TANDEM). En cada configuración postural se realizaron pruebas para (b) movimientos sacádicos, (c) movimientos anti-sacádicos y (d) se aplicó el protocolo para determinar error anti-sacádico (SA).

nadas como pruebas de control para evitar acostumbramiento y aprendizaje de la tarea ocular<sup>13,14</sup>. Todas estas pruebas (AS y PS) empezaban con un período de inicio de aparición del estímulo de manera aleatoria entre 0,5 y 1 s en la pantalla. Luego, los participantes recibieron instrucciones de mirar hacia un estímulo lumínico de fijación central (L1), el cual podía iluminarse en rojo o amarillo. La luz central brilló durante 0,2 s y fue seguida inmediatamente por la iluminación de un círculo hacia el lado derecho (L2), que se iluminó en color rojo durante 1 s, el cual se presentó para todas las pruebas oculares. En la condición PS, se les indicó a los participantes que,

si L1 se iluminaba en rojo, tenían que mirar directamente a la luz roja de la derecha (L2) (**fig. 1b**). En las tareas AS, se ordenó a los sujetos que, si L1 se encendía de color amarillo, debían mirar hacia el lado opuesto de L2 (**fig. 1c**). Para ambas tareas sacádicas se pidió a todos los participantes que realizaran un movimiento ocular lo más rápido posible, sin incorporar movimientos de cabeza y mantener la postura lo más quieta posible. Una vez que L2 desaparecía de la pantalla, debía regresar la mirada hacia el centro del monitor esperando al inicio de una nueva prueba ocular.

Para cada uno de los bloques (4) hubo 15 pruebas de PS y 30 de AS. Al final de cada sesión se realizaron 180 tareas oculares totales por participante. Cada 30 pruebas, independientemente de la postura en la que se encontraban, los participantes eran invitados a realizar un reposo al experimento. Finalmente, de un total de 6.725 pruebas, entre el grupo PM y el grupo PJ solo se registraron 3.340, descartando aquellas que presentaron distorsión en la señal (ruidos), movimientos oculares previos a L1, o cuando las latencias de las señales fueron de 80 ms, por considerarse dentro de movimientos reflejos tipo micro-sacádicos<sup>15</sup>, como también sobre 600 ms, por considerarse tardíos<sup>16</sup>.

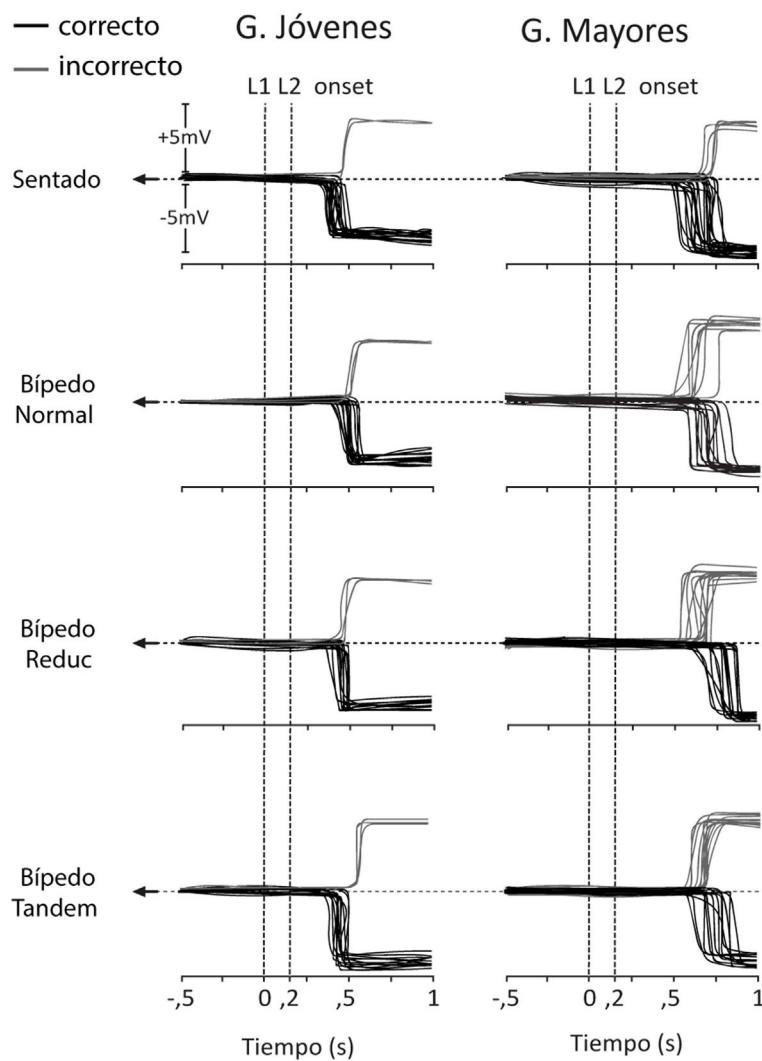
#### Análisis de los datos

Se utilizó una rutina escrita en el programa MATLAB (TheMathworks, Natick, MA, EE.UU.) para la coordinación de las señales de EOG y los tiempos de iluminación de los estímulos para el inicio de las pruebas oculares. Para la señal de EOG se realizó un filtro de señal de Bessel de octavo orden a 35 Hz. Se determinó la tasa de error AS mediante el conteo manual de direcciones verticales incorrectas (hacia positivo-superior) cuando la orden era la de realizar un movimiento tipo AS, es decir, cuando la señal se verticalizaba hacia negativo-inferior<sup>17,18</sup> (**fig. 1d**). Posteriormente, fueron contabilizadas 2.452 señales AS del total ( $n = 4.844$ ). Luego se analizó, prueba por prueba, la presencia de señales de inicio de EOG incorrectas para determinar la tasa de error AS en el porcentaje (%) del total de movimientos AS designados para cada bloque postural.

#### Análisis estadístico

Se procesaron los datos de cada uno de los errores AS en cada postura, para el grupo experimental de PM y para el grupo control de PJ. Se analizó la normalidad mediante la prueba de Shapiro-Wilk, obteniendo aceptación de esta para el análisis intragrupal en ambas muestras (PM:  $p = 0,33$ ; PJ:  $p = 0,86$ ). Sin embargo, esta prueba rechazó homogeneidad en la comparación entre ambos grupos ( $p < 0,05$ ), debido al mayor porcentaje de errores AS presentados en el grupo de PM en comparación con PJ. Por lo tanto, los análisis intragrupales fueron obtenidos mediante prueba paramétrica de análisis de varianza (ANOVA) de una vía con un factor repetitivo de las 4 posturas (SENT, NORMAL, REDUC y TANDEM) a través de la comparación de medias aritméticas y desviaciones estándar de las tasas de errores AS. Al fallar la prueba de normalidad durante el análisis intergrupal, se optó por la prueba no paramétrica del análisis de Varianza  $2 \times 4$  de medidas repetidas en rangos (ANOVA ON RANKS de Friedman), comparando las medianas y quintiles (25% y 75%) mediante chi-cuadrado. Se utilizaron los factores repetitivos de edad (mayores y jóvenes) y postura (SENT, NORMAL, REDUC y TANDEM) para comparar ambos grupos. Posteriormente se analizó la diferencia de la tasa de error AS entre variables intragrupo e intergrupo a través de la prueba *post hoc* de Tukey. Toda diferencia significativa fue descrita cuando el valor de  $p$  se encontró bajo el valor de 0,05 o de 0,01.

El tamaño del efecto (*effect size*), de acuerdo a la edad, se evaluó usando la  $d$  de Cohen con la fórmula  $d = (x_1 - x_2) / ([DE_1 + DE_2] / 2)$ , donde:  $x_1$  y  $x_2$  son las medias del error sacádico en PM y PJ, respectivamente, en las diferentes posiciones SENT, NORMAL, REDUC,



**Figura 2.** Ejemplo de una sesión típica de pruebas oculares de tipo AS para un participante del grupo persona joven (PJ=G. Jóvenes) y un participante del grupo de persona mayor (PM=G. Mayores) en las 4 posturas (sentado = SENT; bípeda = NORMAL; bípeda = REDUC; bípeda = TANDEM). Como se explica en Material y métodos y en la figura 1d, los trazos correctos de movimiento AS están dirigidos hacia abajo, con dirección ocular izquierda, y los errores de movimiento ocular AS están dirigidos para arriba, hacia el estímulo que debían inhibir.

TANDEM; y  $DE_1$  y  $DE_2$  representan las desviaciones estándar en cada una de las mediciones en ambos grupos. Los valores de la d de Cohen orientan las diferencias como sigue:  $d=0,0$  no hay efecto o diferencia entre ambos grupos;  $d=0,2$  hay un efecto pequeño;  $d=0,5$  el efecto es mediano entre ambos grupos, y  $d=0,8$  el tamaño del efecto es grande.

## Resultados

### Comparación de la tasa de error AS durante las diferentes posturas para los grupos experimental (PM) y grupo control (PJ)

La figura 2 muestra la sesión de pruebas oculares de tipo AS en cada una de las posturas, representadas por un participante de cada grupo. Los trazos correctos de movimiento AS (dirigidos hacia abajo, con dirección ocular izquierda) y los errores de movimiento ocular (para arriba, hacia el estímulo que debían inhibir) muestran la cantidad de movimientos oculares en todas las posturas analizadas.

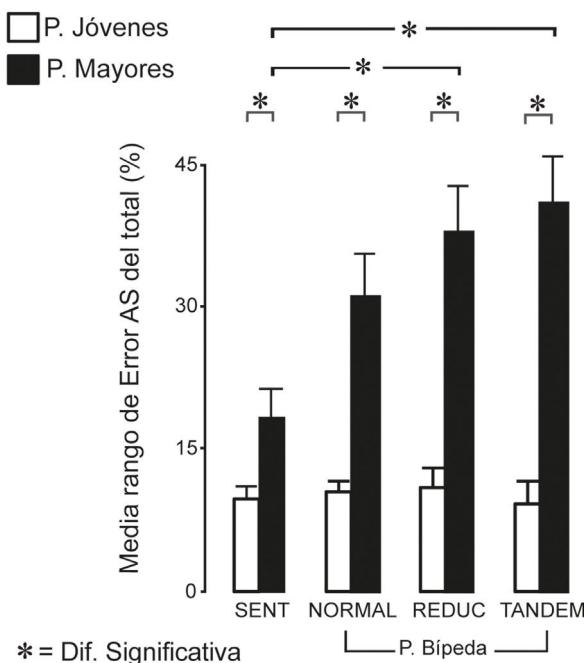
La figura 3 muestra las medias y las desviaciones estándar de los porcentajes de movimientos de la tasa de error AS para el grupo de personas jóvenes y mayores en todas las posturas. El análisis ANOVA muestra una diferencia significativa según el factor

postural dentro del grupo experimental ( $F_{(3,611)}=54,1$ ;  $p<0,001$ ). Además, el análisis estadístico según el *post hoc* de la prueba de Tukey demuestra una diferencia significativa entre las posturas donde, el  $19,2 \pm 6\%$  en posición sedente (SENT) difiere significativamente de las posturas bípedas NORMAL ( $31,5 \pm 7,6\%$ ,  $p<0,01$ ), REDUC ( $39,2 \pm 5,3\%$ ,  $p<0,001$ ) y TANDEM ( $41,1 \pm 5,5\%$ ,  $p<0,001$ ). Por otro lado, en la posición bípeda NORMAL, el porcentaje de error AS es significativamente menor que el de REDUC y TANDEM (ambas  $p<0,01$ ). No obstante, no hay diferencias significativas entre el error AS entre la postura REDUC y TANDEM en el error AS en este grupo ( $p>0,05$ ).

Por otro lado, el análisis de ANOVA para el grupo de personas jóvenes, según el factor postural, no demostró diferencia significativa frente a la progresión de complejidad postural ( $F_{(3,615)}=47,6$ ;  $p>0,05$ ). Esto demuestra que la tasa de error AS en todas las posturas se mantuvo relativamente estable, sin influencia de este factor.

### Comparación de la tasa de error AS entre el grupo experimental (PM) y grupo control (PJ)

Como se observa en la figura 3, donde las tasas del error sacádico para ambos grupos difiere de manera significativa, según el ANOVA



**Figura 3.** Aumento estadísticamente significativo (\*) de la tasa de error AS en todas las posiciones para el grupo de personas mayores (PM = G. Mayores) en las 4 posturas (sentado = SENT; bípeda = NORMAL; bípeda = REDUC; bípeda = TANDEM) comparado con el grupo de personas jóvenes (PJ = G. Jóvenes). El rango de error AS en G. Mayores ya es superior al G. Jóvenes desde posición SENT y va aumentando en posturas más complejas. El G. Jóvenes no presentó variabilidad significativa durante la progresión desde la posición SENT hacia posturas más complejas.

por rangos para el factor edad ( $\text{Chi}^2_{(1, 1226)} = 49,7$ ;  $p < 0,001$ ) y configuración postural ( $\text{Chi}^2_{(3, 1226)} = 71,4$ ;  $p < 0,001$ ). El análisis *post hoc* de la prueba de Tukey demostró una discrepancia importante en la postura SENT ( $p < 0,05$ ), donde un  $19,2 \pm 6\%$  de los participantes mayores en comparación de los jóvenes ( $8,2 \pm 3,1\%$ ) demostró una gran influencia del factor edad y sin la presencia del control de equilibrio.

Al analizar la tasa de error AS en las posturas bípedas, según la prueba de Tukey, también se observó una diferencia crítica entre la posición NORMAL entre ambos grupos (PM =  $31,5 \pm 7,6\%$ ; PJ =  $9,6 \pm 1,8\%$ ,  $p < 0,05$ ). Esta diferencia se observó incrementada al comparar el porcentaje de este error en las posturas REDUC (PM =  $39,2 \pm 5,3\%$ ; PJ =  $9,7 \pm 2,1\%$ ,  $p < 0,001$ ) y TANDEM (PM =  $41,1 \pm 5,5\%$ , PJ =  $8,4 \pm 2\%$ ,  $p < 0,001$ ) entre ambos grupos, demostrando la influencia progresiva del factor postural del error AS en el grupo PM, en comparación con el grupo PJ, el cual se mantuvo estable.

El tamaño del efecto (effect size) usando la *d* de Cohen permitió revelar un efecto muy grande en la diferencia de las medias de las tasas de errores AS entre los grupos PM y PJ en todas las posiciones analizadas, y especialmente cuando se agrega el control de balance en posiciones de pie (NORMAL, REDUC y TANDEM). En resumen, se obtuvo  $d > 0,8$  en todas las posiciones: en la postura sentado (SENT,  $d = 2,4$ ), bípeda (NORMAL,  $d = 4,7$ ), y especialmente en pies juntos (REDUC,  $d = 8,0$ ) y tandem (TANDEM,  $d = 8,7$ ).

## Discusión

El objetivo de este estudio fue investigar el efecto de las tareas complejas que requieren procesamiento múltiple, como la posición de pie, que exige lidiar con el balance corporal sobre la tasa de error AS en PM, en comparación con PJ. Los principales resultados (prueba de Tukey y tamaño del efecto) arrojaron una diferencia significativa de aumento de la tasa de error AS en el grupo PM, en todas las

posiciones, desde sedente (SENT) a bípeda normal (NORMAL). Por otro lado, existe mayor cambio en las posiciones más complejas, con reducción de la base de sustentación, como juntar ambos pies (REDUC) o la mantención de estos en línea (TANDEM). En cambio, el grupo PJ no presentó variabilidad significativa (análisis de ANOVA) durante la progresión de posturas más complejas.

De acuerdo a nuestros registros, este sería el primer estudio que confirma el aumento de tasa de error AS cuando se exige en forma paralela el control de balance en PM. Estos hallazgos confirmarían nuestra hipótesis de trabajo en relación a que en PM sujetas a tareas dobles que exigen balance corporal se esperaría encontrar una tasa mayor de errores AS, debido a la posible disminución de la capacidad de procesamiento inhibitorio en PM<sup>7</sup>.

Las áreas del cerebro que podrían estar afectadas por el envejecimiento, y por ello relacionadas con una mayor tasa de errores AS en PM, son las áreas prefrontales del córtex cingular anterior (CCA) y la corteza prefrontal dorsolateral, que al alterarse podrían disminuir la inhibición del movimiento ocular reflejo<sup>1,19-21</sup>, y otras áreas del lóbulo frontal relacionadas con el campo frontal visual y con el campo suplementario visual<sup>21-23</sup>. En el grupo PM, la capacidad de generar el movimiento ocular AS estaría alterada por la disminución de la actividad en la corteza visual primaria, el tálamo, el putamen y el lóbulo parietal superior<sup>9,10</sup>, estructuras encargadas de producir movimientos oculares de tipo cognitivo. Por lo tanto, en posición sedente, donde se excluye el factor postural, ya se podrían estar observando errores AS explicados probablemente por algún factor asociado al envejecimiento. Adicionalmente, cuando se incluye el factor postural, la tasa de error AS es aún mayor en el grupo PM. Por lo tanto, el control del balance corporal estaría alterando aún más el proceso de inhibición y creación de movimiento ocular cognitivo en el grupo PM.

El grupo PJ, al no presentar variabilidad significativa en el error AS, demostró la eficacia del sistema neural de conservar la función inhibitoria refleja y mantener la producción de movimiento ocular consciente, sin influencia del control del balance corporal, con un margen inferior al 10% visto en la literatura previa<sup>4,24</sup>, en todas las posiciones. Es decir, ellos presentaron un óptimo mecanismo de integrar inhibición y control postural<sup>25,26</sup>. Por el contrario, los miembros del grupo PM, al enfrentar una tarea dual, tendrían un aumento del error AS debido a la mayor atención requerida para procesar las posturas bípedas en desmedro del control del proceso inhibitorio durante las pruebas AS. Esto se explicaría no solo por la natural hipofunción cerebral propia de la vejez<sup>27</sup>, sino también debido a que el proceso atencional de mantenimiento del equilibrio corporal alteraría la capacidad de inhibición por parte de los lóbulos prefrontales y frontales<sup>19,22,28,29</sup>. Por lo tanto, se estaría disminuyendo la capacidad de controlar procesos de balance en conjunto con realizar movimientos oculares conscientes, como en el caso del aumento del porcentaje de error AS en el grupo PM, aun partiendo desde la postura sedente, el cual se acrecienta en la postura bípeda normal.

También el aumento de la tasa de error AS en posturas bípedas más complejas (REDUC y TANDEM), donde el campo frontal visual y el campo suplementario visual se vinculan con el tronco encefálico y el cerebelo<sup>30,31</sup>, estaría afectado en el grupo PM. Es probable que el grupo PM esté utilizando la visión para mantener el balance corporal, lo cual competiría en desmedro de generar un movimiento ocular cognitivo<sup>32-34</sup>.

Estos resultados podrían ayudar a dilucidar mecanismos inexplorados en relación con la mayor prevalencia de caídas en PM<sup>35</sup>, que hipotéticamente –bajo ciertas condiciones– podrían ser explicadas por la disminución de la capacidad de procesamiento paralelo de programas de balance corporal y el control del movimiento ocular cognitivo.

El presente estudio revela una clara tendencia de aumento de tasa de error AS en el grupo de PM comparado con el grupo de

PJ, pero es necesario profundizar estas investigaciones con grupos más numerosos de PM y PJ con rangos más amplios de edad para confirmar la tendencia de aumento de la tasa de error AS en las cohortes de PM.

## Conclusión

Este estudio piloto revela por primera vez un aumento significativo en la tasa de error AS cuando se exige control del balance corporal en PM. Este hallazgo apoya la noción que en las PM se generaría una disminución en la capacidad de procesar programas motores paralelos durante una tarea doble, donde a mayor complejidad de la tarea mayor tasa de errores AS.

## Financiación

La presente investigación no ha recibido ayudas específicas provenientes de agencias de agencias del sector público, comercial, o entidades sin ánimo de lucro.

## Autoría

Todos los autores declaran haber hecho contribuciones sustanciales en cada uno de los aspectos correspondientes a esta investigación.

## Conflictos de intereses

Ninguno.

## Agradecimientos

Se agradece a la Escuela de Kinesiología de la Universidad Santo Tomás-Arica por la facilitación del Laboratorio de Análisis del Movimiento Humano, como también al Departamento de Kinesiología y Nutrición de la Universidad de Tarapacá-Arica, por el uso de los Laboratorios de Biomecánica e Investigación para llevar a cabo las evaluaciones pertinentes.

## Bibliografía

1. Pierrot-Deseilligny C, Muri RM, Nyffeler T, Milea D. The role of the human dorsolateral prefrontal cortex in ocular motor behavior. *Ann N Y Acad Sci.* 2005;1039:239–51, <http://dx.doi.org/10.1196/annals.1325.023>.
2. Munoz DP, Broughton JR, Goldring JE, Armstrong IT. Age-related performance of human subjects on saccadic eye movement tasks. *Exp Brain Res.* 1998;121:391–400, <http://dx.doi.org/10.1007/s002210050473>.
3. Pierrot-Deseilligny C, Rivaud-Pechoux S. Contribution of oculomotor examination for the etiological diagnosis of parkinsonian syndromes. *Rev Neurol (Paris).* 2003;159:83–81s. PMID: 12773891.
4. Antoniades C, Ettinger U, Gaymard B, Gilchrist I, Kristjánsson A, Kennard C, et al. An internationally standardized antisaccade protocol. *Vision Res.* 2013;84:1–5, <http://dx.doi.org/10.1016/j.visres.2013.02.007>. <https://doi.org/10.1152/jn.1998.80.3.1584>
5. Shafiq-Antonacci R, Maruff P, Whyte S, Tyler P, Dudgeon P, Currie J. The effects of age and mood on saccadic function in older individuals. *J Gerontol B Sci Soc Sci.* 1999;54:361–8, <http://dx.doi.org/10.1093/geronb/54B.6.P361>.
6. Wang J, Tian J, Wang R, Benson V. Increased attentional focus modulates eye movements in a mixed antisaccade task for younger and older adults. *PLoS One.* 2013;8:e61566, <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0061566>.
7. Irving EL, Tajik-Parvinchi DJ, Lillakas L, González EG, Steinbach MJ. Mixed pro and antisaccade performance in children and adults. *Brain Res.* 2009;1255:67–74, <http://dx.doi.org/10.1016/j.brainres.2008.12.006>.
8. Olincy A, Ross RG, Youngd DA, Freedman R. Age diminishes performance on an antisaccade eye movement task. *Neurobiol Aging.* 1997;18:483–9, [http://dx.doi.org/10.1016/S0197-4580\(97\)00109-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0197-4580(97)00109-7).
9. Radant AD, Hommer DW. A quantitative analysis of saccades and smooth pursuit during visual pursuit tracking: A comparison of schizophrenics with normals and substance abusing controls. *Schizophr Res.* 1992;6:225–35, [http://dx.doi.org/10.1016/0920-9964\(92\)90005-P](http://dx.doi.org/10.1016/0920-9964(92)90005-P).
10. Adkin AL, Frank JS, Carpenter MG, Peysar GW. Fear of falling modifies anticipatory postural control. *Exp Brain Res.* 2002;143:160–70, <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-001-0974-8>.
11. Whitney S, Wrisley D, Furman J. Concurrent validity of the Berg Balance Scale and the Dynamic gait Index in people with vestibular dysfunction. *Physiother Res Int.* 2003;8:178–86, <http://dx.doi.org/10.1002/pri.288>.
12. Bailey RA. Design of Comparative Experiments (Cambridge Series in Statistical and Probabilistic Mathematics). Cambridge: Cambridge University Press; 2008, <http://dx.doi.org/10.1017/CBO9780511611483>.
13. Kristjánsson A, Vandebroucke MW, Driver J. When pros become cons for anti-versus prosaccades: Factors with opposite or common effects on different saccade types. *Exp Brain Res.* 2004;155:231–44, <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-003-1717-9>.
14. Talarow T, Kasparbauer AM, Steffens M, Meyhöfer I, Weber B, Smyrnis N, et al. Facing competition: Neural mechanisms underlying parallel programming of antisaccades and prosaccades. *Brain Cogn.* 2016;107:37–47, <http://dx.doi.org/10.1016/j.bandc.2016.05.006>.
15. Evdokimidis I, Smyrnis N, Constantinidis TS, Stefanis NC, Avramopoulos D, Paximadis C, et al. The antisaccade task in a sample of 2,006 young men I. Normal population characteristics. *Exp Brain Res.* 2002;147:45–52, <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-002-1208-4>.
16. Bowling AC, Hindman EA, Donnelly JF. Prosaccade errors in the anti-saccade task: Differences between corrected and uncorrected errors and links to neuropsychological tests. *Exp Brain Res.* 2012;216:169–79, <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-011-2921-7>.
17. Liu C-L, Tseng P, Chiau H-Y, Liang W-K, Hung D-L, Tzeng OJL, et al. The location probability effects of saccade reaction times are modulated in the frontal eye fields but not in the supplementary eye field. *Cereb Cortex.* 2011;21:1416–25, <http://dx.doi.org/10.1093/cercor/bhq222>.
18. Kim JW, Eom GM, Kim CS, Kim DH, Lee JH, Park BK, et al. Sex differences in the postural sway characteristics of young and elderly subjects during quiet natural standing. *Geriatr Gerontol Int.* 2010;10:191–8, <http://dx.doi.org/10.1111/j.1447-0594.2009.00582.x>.
19. Fuster J. *The Prefrontal Cortex.* 5th ed. Elsevier Science; 2015.
20. Grosbras MH, Lobel E, van de Moortele PF, LeBihan D, Berthoz A. An anatomical landmark for the supplementary eye fields in human revealed with functional magnetic resonance imaging. *Cereb Cortex.* 1999;9:705–11, <http://dx.doi.org/10.1093/cercor/9.7.705>.
21. Milea D, Lobel E, Lehericy S, Pierrot-Deseilligny C, Berthoz A. Cortical mechanisms of saccade generation from execution to decision. *Ann N Y Acad Sci.* 2005;1039:232–8, <http://dx.doi.org/10.1196/annals.1325.022>.
22. Paus T. Location and function of the human frontal eye-field: A selective review. *Neuropsychologia.* 1996;34:475–83, [http://dx.doi.org/10.1016/0028-3932\(95\)00134-4](http://dx.doi.org/10.1016/0028-3932(95)00134-4).
23. Tobler PN, Dickinson A, Schultz W. Coding of predicted reward omission by dopamine neurons in a conditioned inhibition paradigm. *J Neurosci.* 2003;23:10402–10, <http://dx.doi.org/10.1523/JNEUROSCI.23-32-10402.2003>.
24. Smyrnis N. Metric issues in the study of eye movements in psychiatry. *Brain Cogn.* 2008;68:341–58, <http://dx.doi.org/10.1016/j.bandc.2008.08.022>.
25. Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, Myklebust BM. Measures of postural steadiness: Differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1996;43:956–66, <http://dx.doi.org/10.1109/10.532130>.
26. Borger LL, Whitney SL, Redfern MS, Furman JM. The influence of dynamic visual environments on postural sway in the elderly. *J Vestib Res.* 1999;9:197–205, PMID: 10436473.
27. Di Fabio RP, Emasithi A. Aging and the mechanisms underlying head and postural control during voluntary motion. *Phys Ther.* 1997;77:45875, <http://dx.doi.org/10.1093/ptj/77.5.458>.
28. Jimenez S, Hollands M, Palmisano S, Kim J, Markoulli M, McAndrew D, et al. Age-related effects of increasing postural challenge on eye movement onset latencies to visual targets. *Exp Brain Res.* 2016;234:1599–609, <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-016-4564-1>.
29. Gaymard B, Ploner CJ, Rivaud S, Vermersch AI, Pierrot-Deseilligny C. Cortical control of saccades. *Exp Brain Res.* 1998;123:159–63, <http://dx.doi.org/10.1007/s002210050557>.
30. Takakusaki K, Chiba R, Nozu T, Okumura T. Brainstem control of locomotion and muscle tone with special reference to the role of the mesopontine tegmentum and medullary reticulospinal systems. *J Neural Transm (Vienna).* 2016;123:695–729, <http://dx.doi.org/10.1007/s00702-015-1475-4>.
31. Fujita T, Nakamura S, Ohue M, Fujii Y, Miyauchi A, Takagi Y, et al. Effect of age on body sway assessed by computerized posturography. *J Bone Miner Metab.* 2005;23:152–6, <http://dx.doi.org/10.1007/s00774-004-0554-7>.
32. Stoffregen TA. Flow structure versus retinal location in the optical control of stance. *J Exp Psychol Hum Percept Perform.* 1985;11:554–65, <http://dx.doi.org/10.1037/0096-1523.11.5.554>.
33. Strupp M, Glasauer S, Jahn K, Schneider E, Krafczyk S, Brandt T. Eye movements and balance. *Ann N Y Acad Sci.* 2003;1004:352–8, <http://dx.doi.org/10.1196/annals.1303033>.
34. Hutton SB. Cognitive control of saccadic eye movements. *Brain Cogn.* 2008;68:327–40, <http://dx.doi.org/10.1016/j.bandc.2008.08.021>.
35. Lavedan A, Jurschick P, Botigué T, Nuin C, Viladrosa M. Prevalencia y factores asociados a caídas en adultos mayores que viven en la comunidad. *Aten Primaria.* 2015;47:367–75, <http://dx.doi.org/10.1016/j.aprim.2014.07.012>.