

Journal

of Negative & No Positive Results



Original

Artículo español

El número de apoyos no modifica la actividad eléctrica cortical en tareas de equilibrio.

The number of supports does not modify the electrical cortical activity during balance tasks.

Daniel Collado-Mateo, Santos Villafaina, Juan Pedro Fuentes, Narcis Gusi

Facultad de Ciencias del Deporte, Cáceres. Universidad de Extremadura. España

Resumen

Objetivos: El objetivo de este estudio fue evaluar la actividad eléctrica cortical durante dos tareas de equilibrio estático y dos de equilibrio dinámico, comparando entre el apoyo bipodal y monopodal

Configuración y Diseño: Un total de 16 adultos jóvenes participaron en este estudio transversal no experimental.

Materiales y Métodos: Se evaluó la actividad cerebral mediante el dispositivo Enobio durante la ejecución de dos tareas de equilibrio sobre superficie inestable y dos sobre superficie estable. Para cada una, se realizó una prueba con apoyo monopodal y otra con apoyo bipodal, todas ellas realizadas en la plataforma de equilibrio Biodex Balance System

Análisis Estadístico utilizado: Se calculó la media del espectro de potencia en la banda alfa a partir de los resultados obtenidos con electroencefalografía, comparando las tareas bipodal y monopodal mediante la prueba de rangos de Wilcoxon.

Resultados: No se encontró ninguna diferencia significativa al comparar entre tareas bipodales y monopodales para los diferentes canales.

Conclusiones: La variación en el número de apoyos no provocó diferencias significativas. Sin embargo, se observó que la tarea de equilibrio monopodal y dinámica es más compleja, suponiendo una mayor demanda cognitiva. Estos resultados podrían ser usados en futuros programas de rehabilitación basados en tarea dual.

Palabras clave

Control postural, estabilometría, EEG, análisis espectral

Abstract

Aims: The objective was to evaluate the electrical cortical activity during two static and two dynamic tasks, comparing between tasks with single support tasks and tasks with two feet on the platform.

Settings and Design: Sixteen young males participated in this cross-sectional study.

Methods and Material: Electrical cortical activity was assessed using the Enobio device. Two static and two dynamic tasks were performed, all of them on the Biodex Balance System device.

Statistical analysis used: Mean power spectrum for the Alpha band was analyzed. The Wilcoxon signed rank test was used to compare tasks with one single support and tasks with the two feet on the platform.

Results: No significant difference was observed when comparing the balance tasks.

Conclusions: The number of supports did not significantly modify the EEG signal in the alpha band. However, cognitive demands in the single support dynamic task seemed to be somewhat higher compared with the rest of the tasks. These results may be relevant to design future programs based on dual task.

KEYWORDS

Gait, stabilometry, EEG, spectral analysis

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: svillafa@alumnos.unex.es (Santos Villafaina Domínguez).

Recibido el 10 de abril de 2017; aceptado el 20 de abril de 2017.



Introducción

El equilibrio es un elemento fundamental de la condición física relacionada con la salud y la calidad de vida, además de tener implicaciones fundamentales en otros aspectos como el rendimiento deportivo.

El equilibrio puede evaluarse a través de diferentes instrumentos o tests. Para obtener información sobre las desviaciones en cualquiera de los ejes durante una tarea de equilibrio, es común la utilización de instrumentos como la plataforma de fuerzas o la plataforma de equilibrios. Este tipo de análisis van más allá de la mera obtención de una puntuación durante la tarea en función, entre otras, del número de errores cometidos en la prueba o del tiempo que el sujeto es capaz de mantener una determinada postura. La acción de mantener una postura erguida es una habilidad compleja desde el punto de vista del control motor, que requiere de diferentes procesos de integración de información sensorimotora ⁽¹⁾. El Sistema Nervioso Central (SNC) es el encargado del complejo mecanismo por el que se contrarrestan las perturbaciones producidas por fuentes internas y externas ⁽²⁾. La percepción del propio movimiento y la posición de cada uno de los segmentos del cuerpo son integrados por el SNC, que elabora una respuesta motora para tratar de corregir la posición erguida ⁽³⁾.

El papel del cerebro en el proceso anteriormente mencionado ha sido estudiado en los últimos años. Anteriormente, se asumía que la regulación del equilibrio era un proceso regulado mediante reflejos generados a nivel de la médula espinal. Los estudios recientes sobre actividad cerebral y equilibrio son muy variados, demostrando la implicación del córtex cerebral en la regulación de los procesos de equilibrio.

Entre las teorías que se han utilizado para dar significado a los cambios en la actividad eléctrica cerebral producidos durante la realización de diferentes tareas de equilibrio destaca la hipótesis de la eficiencia neural. Según esta teoría, una mayor carga cognitiva produce un incremento de la actividad eléctrica a nivel de la corteza cerebral. Esta carga es subjetiva, de manera que aquellos sujetos con más habilidad tendrán una función cortical más eficiente que aquellos con menos habilidad en una tarea concreta, lo cual se traduciría en una menor actividad cerebral. Existen multitud de estudios que se basan en esta hipótesis para explicar los resultados obtenidos en sus análisis ⁽⁴⁻⁸⁾. Un buen porcentaje de los estudios sobre eficiencia neural en tareas cognitivas y motoras se centran en la banda Alfa, la cual abarca desde 8 a los 12 Hz.

Dada la gran aplicabilidad y resolución temporal de la electroencefalografía (EEG), la mayoría de los estudios que analizan la actividad cerebral durante tareas motoras utilizan esta técnica. Los dispositivos de EEG modernos ofrecen nuevas aplicaciones y posibilidades, ya que a menudo son inalámbricos y de rápida colocación. Para favorecer la comodidad del participante y la rápida colocación de los electrodos, el dispositivo Enobio ^(9, 10) permite la evaluación de la actividad cerebral a través de electrodos que no necesitan gel conductor, siendo su fiabilidad demostrada en tareas de equilibrio ⁽¹¹⁾.

Entre los estudios que comparan la actividad cerebral mediante EEG en tareas de equilibrio, cabe destacar los estudios de Ouchi, Okada, Yoshikawa, Nobezawa, & Futatsubashi (1999) ⁽¹²⁾, Tse et al. (2013) ⁽¹³⁾ y Del Percio et al. (2009) ⁽⁶⁾.

Los resultados de estos estudios revelan cierta inconsistencia en cuanto a los resultados obtenidos, por un lado, en el estudio de Del Percio et al. (2009) ⁽⁶⁾ encontraron una disminución en la densidad de la potencia en la banda alfa durante la tarea monopodal en comparación con una tarea bipodal en las áreas parietales. Sin embargo, en el estudio de Tse et al. (2013) ⁽¹³⁾ se muestra que las tareas que requieren una mayor complejidad presentan un incremento en la banda alfa de aproximadamente un 4-20%, si bien estas diferencias no fueron significativas. Ante esta situación, el presente estudio tiene como objetivo evaluar la actividad eléctrica cortical durante dos tareas de equilibrio estático y dos de equilibrio dinámico, comparando entre el apoyo bipodal y monopodal.

Metodología

Participantes

Los participantes de este estudio fueron 16 varones jóvenes. Todos ellos fueron alumnos voluntarios en la Facultad de Ciencias del Deporte de la Universidad de Extremadura. La media de edad fue de 23.25 años. Los criterios de inclusión y exclusión fueron los siguientes: a) ser varón (debido a posibles diferencias en cuanto a la actividad cerebral producidas por el sexo), b) ser mayor de 18 años, c) no tener lesiones musculoesqueléticas relevantes para la tarea de equilibrio, y d) no tener problemas de visión (si los problemas de visión eran corregidos con el uso de gafas o lentillas el participante no se excluyó).

El protocolo del estudio fue aprobado por el Comité de Bioética y Bioseguridad de la Universidad de Extremadura, siguiendo los principios establecidos en la Declaración de Helsinki y sus posteriores actualizaciones. Todos los participantes firmaron el consentimiento informado para poder participar en el estudio.

Instrumentos

El dispositivo empleado para la evaluación de la actividad eléctrica cortical fue el ENOBIO (Neuroelectrics) ^(9, 10). Este instrumento se caracteriza por una tecnología sin cables, donde la señal es transmitida al receptor a través del bluetooth. Cuenta con 20 electrodos que se colocan sin la necesidad de gel conductor, agilizando la colocación y aumentando la comodidad del participante. Debido a sus características, el participante no tiene que permanecer sentado o tumbado durante toda medición, sino que puede realizar movimientos y desplazarse. Su fiabilidad fue demostrada en un estudio anterior, realizado con los mismos participantes que el presente estudio ⁽¹¹⁾.

La tarea de equilibrio fue realizada sobre una plataforma de equilibrio (Biodex Balance System (BBS; Biodex). Entre otras aplicaciones, este aparato permite la realización de tareas de equilibrio dinámicas, en las que la plataforma se libera, produciendo una inestabilidad en todos los ejes.

Procedimiento

El protocolo incluyó dos tareas de equilibrio sobre superficie inestable y dos sobre superficie estable. Para cada una, se realizó una prueba con apoyo monopodal y otra con apoyo bipodal, todas ellas realizadas en la plataforma de equilibrio Biodex Balance System. Se pidió a los participantes que realizaran la tarea con los brazos cruzados en el pecho. La prueba consistía en mantener la postura solicitada lo más inmóvil posible durante 20 segundos. Se realizó dos veces para familiarizar al sujeto con la tarea, y la tercera repetición fue analizada. El orden de las tareas fue aleatorizado, de modo que la mitad de los participantes comenzaba realizando una de las tareas y la otra mitad comenzaba realizando la otra tarea.

Todas las tareas fueron realizadas con el dispositivo Enobio. En primer lugar, se le pedía al sujeto que se relajara sobre la plataforma, para garantizar que todos los electrodos hacían un contacto adecuado y que la señal estaba relativamente libre de artefactos en la banda de frecuencia a analizar. Se les pidió que realizaran pocos movimientos faciales, relajaran la mandíbula y trataran de no pestañear en exceso durante los 20 segundos que duraba la prueba.

La colocación de los electrodos se realizó siguiendo el protocolo 10/20, con los electrodos de referencia situados en la apófisis mastoidea. La frecuencia de muestreo fue de 500 Hz. Todos los análisis fueron realizados utilizando la toolbox de Matlab conocida como EEGlab. En primer lugar se realizó un filtrado de la señal (0,1-30Hz). A continuación se corrigieron los artefactos producidos por el parpadeo y la actividad muscular utilizando para ello el Análisis de Componentes Independientes (ICA) ⁽¹⁴⁾

Los cálculos para la obtención de los espectros de potencia fueron realizados utilizando Matlab. Se analizó la media del espectro de potencia durante los 20 segundos que duraba la tarea. Los canales analizados comprendieron tres zonas y los dos hemisferios, de manera que se analizaron F4, F3, Fz (área frontal) C4, C3, Cz (área central) P4, P3 y Pz (área parietal). Los resultados obtenidos a través de Matlab estaban expresados en escala logarítmica, por lo que se procedió a su conversión para presentarlos como $\mu V^2/Hz$.

Análisis estadístico

Tras la obtención de las medias de los espectros de potencia. Se realizó un análisis de la normalidad y homocedasticidad de los datos en el programa estadístico SPSS versión 21. Las pruebas de Komogorov-Smirnov y Shapiro-Wilks determinaron que los datos requerían de análisis no paramétricos.

Se comparó la media del espectro de potencia mediante la prueba de rangos de Wilcoxon, de manera que para cada canal se realizó un análisis comparando entre la tarea bipodal y monopodal.

Resultados

No se encontró ninguna diferencia significativa en ninguno de los nueve canales analizados.

En cuanto al equilibrio dinámico, la tarea monopodal supuso un incremento menor del 4% en los canales del área parietal. En el canal C4 se encontró que la media del espectro de potencia fue mayor en la tarea con apoyo bipodal en comparación con la tarea monopodal. Las mayores diferencias se registraron en los canales frontales, oscilando entre el 7,33% de incremento en la tarea monopodal del canal F4 y el 24% de incremento en el canal F3. No obstante, ninguna de estas diferencias fue significativa. A la vista de los resultados que se presentan en la Figura 1, se puede apreciar que los menores espectros de potencia se encontraron en el área parietal, mientras que en los canales F3 y F4 se observaron los mayores espectros y también las mayores diferencias entre las tareas.

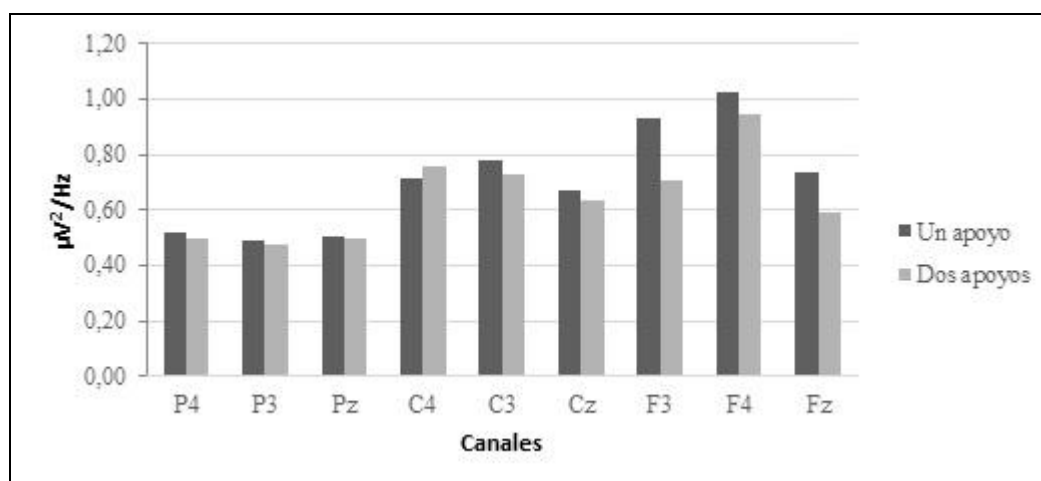


Figura 1. Activación cortical durante tareas de equilibrio dinámico.

En relación al equilibrio estático, como puede apreciarse en la Figura 2, se observó que la tarea monopodal incrementó el espectro de potencia en los canales P4 (4,74%), F3 (11,15%) y F4 (22,41%). Por otro lado, se registraron mayores potenciales en la tarea bipodal en el resto de canales, oscilando las diferencias entre el 0,62% en el canal Cz, hasta el 13% en los canales parietales P3 y Pz.

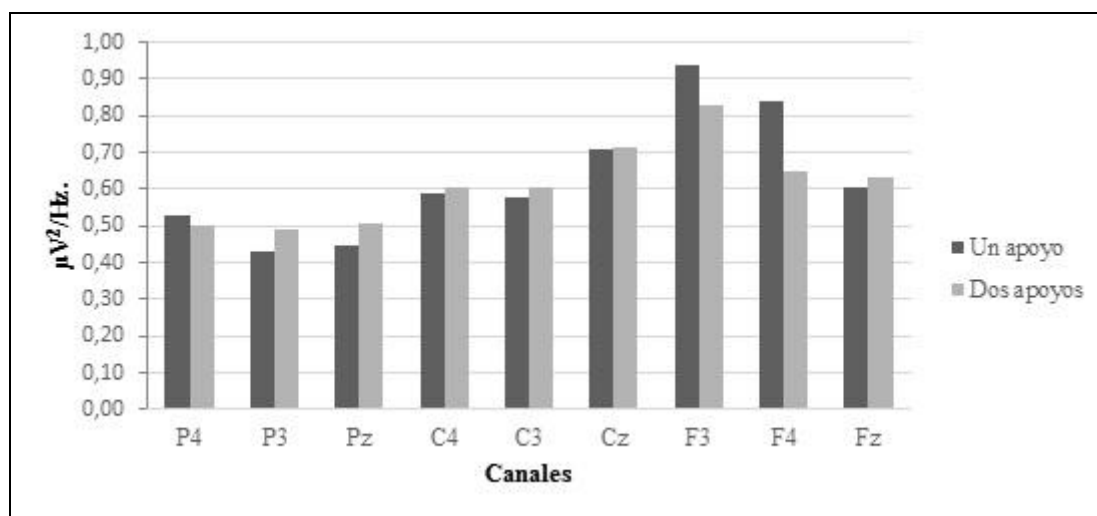


Figura 2. Activación cortical durante tareas de equilibrio estático.

Discusión

El presente estudio encontró que el número de apoyos no provocó diferencias significativas en la actividad eléctrica cortical en las zonas parietal, central o frontal. Estos resultados van en línea con los reportados por ⁽¹³⁾, quienes encontraron diferencias de magnitud similar a las encontradas en este estudio, sin llegar a ser significativas. La diferencia fundamental en cuanto al protocolo del estudio anteriormente mencionado y el presente estudio es que la inestabilidad de la superficie era menor en el estudio de ⁽¹³⁾, ya que ésta se generaba mediante una superficie de FOAM. Además, el apoyo más exigente se realizaba en la posición de tándem. Por tanto, el presente estudio añade un importante aumento de la complejidad al realizar un protocolo con una superficie más inestable (conseguida a través de la plataforma de equilibrio) y una posición con una base de sustentación menor (apoyo monopodal en lugar de posición de tándem). Es por ello, que los autores de este estudio esperábamos encontrar unas diferencias mayores y significativas entre las tareas. Sin embargo, tras analizar los datos obtenidos mediante EEG, esta hipótesis no se cumplió.

En cuanto a las zonas con mayor activación, cabe mencionar que se encontró una mayor media del espectro de potencia en las zonas frontales y centrales, en comparación con la zona parietal. Esto podría implicar que la tarea tiene un componente cognitivo relevante ⁽¹⁵⁾. Durante la realización de la tarea de equilibrio, los participantes veían en la pantalla de la plataforma Biodex Balance System una diana y un punto, el cual representaba la posición de su centro de presiones. Para conseguir una mejor puntuación, los participantes debían mantener su centro de presiones lo más inmóvil posible, por lo que cognitivamente la tarea de equilibrio requería más esfuerzo que otras tareas realizadas por ejemplo en el estudio de ⁽¹³⁾. La activación de la zona frontal durante tareas relacionadas con el control motor se asocia a movimientos voluntarios, donde se planifican e inician movimientos complejos que requieren del mantenimiento de la atención ⁽¹⁶⁾. Estos movimientos voluntarios pueden darse en las tareas de equilibrio propuestas al intentar, los participantes, mantener su centro de presión lo más inmóvil posible ajustándose a lo visualizado en la pantalla. En esta línea, estudios que han examinando el control postural concluyen que funciones cognitivas como la atención interactúan con la función motora ^(17, 18).

Las diferencias observadas fueron diferentes para las tareas estática y dinámica, si bien ninguna llegó a ser significativa. La tarea dinámica con apoyo monopodal supuso un incremento medio respecto a la tarea dinámica con apoyo monopodal del 17% en la zona frontal. Sin embargo, en la tarea estática, el incremento medio producido por reducir el número de apoyos fue menor del 10%. Esto puede confirmar que, efectivamente, la tarea dinámica supuso unas mayores demandas cognitivas en comparación con la tarea estática. De confirmarse estos resultados podrían considerarse este tipo de tareas de equilibrio como tareas duales, con gran interés en el ámbito de la rehabilitación ya que se trabajan aspectos cognitivos y motores de manera simultánea, de manera similar a lo que realizamos constantemente en la vida cotidiana. Estas tareas de equilibrio podrían aplicarse en programas de rehabilitación como en el de ⁽¹⁹⁾ donde concluyen que un programa de actividad física basado en tarea dual puede mejorar el rendimiento de la marcha así como contrarrestar el declive de la función ejecutiva, esencial para la vida cotidiana.

Entre las limitaciones del presente estudio, cabe destacar que el tamaño muestral es relativamente pequeño, si bien habitualmente el número de participantes en este tipo de estudios suele ser similar. En segundo lugar, el rendimiento en la tarea de equilibrio no fue introducido en los análisis. En este sentido, futuros estudios podrían evaluar la relación existente entre el rendimiento en las tareas de equilibrio y la actividad eléctrica cortical. Por último, el presente estudio tan solo proporciona resultados referentes a la banda de frecuencia alfa.

Conclusiones

El número de apoyos en tareas estáticas y dinámicas no tiene una influencia significativa sobre la media del espectro de potencia en la banda alfa. La tarea de equilibrio monopodal y dinámica es más compleja y supone una mayor demanda cognitiva, que se ve reflejada en un incremento de la actividad de los canales frontales en comparación con las tareas estáticas. Estos resultados podrían ser aplicados en programas de rehabilitación basados en tareas duales.

Apoyo

El presente trabajo ha sido cofinanciado por el Ministerio Español de Economía y competitividad con número de referencia DEP2012-39828 y DEP2015-70356. También ha sido cofinanciado por el Gobierno de Extremadura y los fondos de desarrollo regional de la Unión Europea (FEDER), una manera de hacer Europa (ref. GR10127). El autor DCM es beneficiario de una beca del Ministerio Español de Educación, Cultura y Deporte (FPU14/01283). Los financiadores no han participado en la recogida de datos, análisis, decisión de publicar o preparación del manuscrito.

Conflicto de interés

Sin Conflicto de Interés

References / Referencias

1. Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and ageing*. 2006;35 Suppl 2:ii7-ii11.
2. Boonstra TA, Schouten AC, van der Kooij H. Identification of the contribution of the ankle and hip joints to multi-segmental balance control. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2013;10:23.
3. Fitzpatrick R, Burke D, Gandevia SC. Loop gain of reflexes controlling human standing measured with the use of postural and vestibular disturbances. *Journal of neurophysiology*. 1996;76(6):3994-4008.
4. Neubauer AC, Fink A. Fluid intelligence and neural efficiency: effects of task complexity and sex. *Personality and Individual Differences*. 2003;35(4):811-27.
5. Babiloni C, Marzano N, Infarinato F, Iacoboni M, Rizza G, Aschieri P, et al. "Neural efficiency" of experts' brain during judgment of actions: a high-resolution EEG study in elite and amateur karate athletes. *Behavioural brain research*. 2010;207(2):466-75.
6. Del Percio C, Babiloni C, Marzano N, Iacoboni M, Infarinato F, Vecchio F, et al. "Neural efficiency" of athletes' brain for upright standing: a high-resolution EEG study. *Brain research bulletin*. 2009;79(3-4):193-200.
7. Del Percio C, Rossini PM, Marzano N, Iacoboni M, Infarinato F, Aschieri P, et al. Is there a "neural efficiency" in athletes? A high-resolution EEG study. *NeuroImage*. 2008;42(4):1544-53.
8. Costanzo ME, VanMeter JW, Janelle CM, Braun A, Miller MW, Oldham J, et al. Neural Efficiency in Expert Cognitive-Motor Performers During Affective Challenge. *Journal of motor behavior*. 2016;48(6):573-88.
9. Ruffini G, Dunne S, Farres E, Cester I, Watts PC, Silva SP, et al. ENOBIO dry electrophysiology electrode; first human trial plus wireless electrode system. *Conference proceedings : Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Annual Conference*. 2007;2007:6690-4.
10. Ruffini G, Dunne S, Farres E, Watts PC, Mendoza E, Silva SR, et al. ENOBIO - first tests of a dry electrophysiology electrode using carbon nanotubes. *Conference proceedings : Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Annual Conference*. 2006;1:1826-9.
11. Collado-Mateo D, Adsuar JC, Olivares PR, Cano-Plasencia R, Gusi N. Using a dry electrode EEG device during balance tasks in healthy young-adult males: Test-retest reliability analysis. *Somatosensory & motor research*. 2015;32(4):219-26.
12. Ouchi Y, Okada H, Yoshikawa E, Nobezawa S, Futatsubashi M. Brain activation during maintenance of standing postures in humans. *Brain : a journal of neurology*. 1999;122 (Pt 2):329-38.
13. Tse YY, Petrofsky JS, Berk L, Daher N, Lohman E, Laymon MS, et al. Postural sway and rhythmic electroencephalography analysis of cortical activation during eight balance training tasks. *Medical science monitor : international medical journal of experimental and clinical research*. 2013;19:175-86.
14. Jung TP, Makeig S, Westerfield M, Townsend J, Courchesne E, Sejnowski TJ. Removal of eye activity artifacts from visual event-related potentials in normal and clinical subjects. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*. 2000;111(10):1745-58.
15. Beurskens R, Steinberg F, Antoniewicz F, Wolff W, Granacher U. Neural Correlates of Dual-Task Walking: Effects of Cognitive versus Motor Interference in Young Adults. *Neural plasticity*. 2016;2016:8032180.
16. Roland PE, Larsen B, Lassen NA, Skinhoj E. Supplementary motor area and other cortical areas in organization of voluntary movements in man. *Journal of Neurophysiology*. 1980;43(1):118-36.

17. Dumas M, Smolders C, Krampe RT. Task prioritization in aging: effects of sensory information on concurrent posture and memory performance. *Experimental Brain Research*. 2008;187(2):275-81.
18. Rapp MA, Krampe RT, Baltes PB. Adaptive task prioritization in aging: Selective resource allocation to postural control is preserved in Alzheimer disease. *American Journal of Geriatric Psychiatry*. 2006;14(1):52-61.
19. Falbo S, Condello G, Capranica L, Forte R, Pesce C. Effects of Physical-Cognitive Dual Task Training on Executive Function and Gait Performance in Older Adults: A Randomized Controlled Trial. *BioMed research international*. 2016;2016:5812092-.