

## EFFECTO AGUDO DEL BAILE COMO EJERCICIO AERÓBICO SOBRE EL BALANCE ESTÁTICO EN PERSONAS MAYORES DE 50 AÑOS

## ACUTE EFFECT OF DANCE AS AN AEROBIC EXERCISE ON STATIC BALANCE IN PEOPLE OVER 50

Recibido el 18 de marzo de 2019 / Aceptado el 25 de abril de 2020 / DOI: 10.24310/riccafd.2020.v9i2.8022  
Correspondencia: Tyrone Loría Calderón. tloria13@gmail.com

Loría-Calderón, TM.<sup>1ABCDE</sup>; Gómez-Carmona, CD.<sup>2ABD</sup>

<sup>1</sup>Universidad de Costa Rica, Costa Rica, tloria13@gmail.com

<sup>2</sup>Universidad de Extremadura, España, cgomezcu@alumnos.unex.es

### Responsabilidades

<sup>A</sup>Diseño de la investigación. <sup>B</sup>Recolector de datos. <sup>C</sup>Redactor del trabajo. <sup>D</sup>Tratamiento estadístico. <sup>E</sup>Idea original y coordinador de toda la investigación

### ■ RESUMEN

**Introducción:** El equilibrio en personas mayores de 50 años se vuelve fundamental para mantener una adecuada movilidad, y así poder realizar actividades del día a día como bañarse o caminar; un adecuado equilibrio brinda autonomía a las personas.

**Objetivo:** analizar el efecto agudo del baile como ejercicio aeróbico sobre el balance estático en personas adultas mayores.

**Método:** *Participantes:* 25 sujetos hombres y mujeres, de un Proyecto de actividad física para la Persona Adulta Mayor de la Región de Occidente de Costa Rica.

*Procedimientos:* Se evaluó un solo grupo en dos condiciones: intervención (1 hora de baile) y control. Las mediciones se realizaron en dos días diferentes (48 horas de diferencia). La investigación contó con un pretest (antes de la clase de baile) y dos postest (inmediatamente después de la clase de baile y una hora después), la muestra fue no probabilística, se aleatorizó las condiciones.

*Instrumentos:* Apoyo monopodal, (AM) y la Prueba de equilibrio en forma de "T". Para el registro de los datos se ha utilizado un dispositivo inercial WIMU PRO (RealTrack Systems. Almería. España). Para el cálculo de los estadísticos CV sobre la señal del acelerómetro se utilizó



el software S PROTM (RealTrack Systems. Almería. España). El sensor utilizado en esta investigación ha sido la combinación de la señal de los 3 acelerómetros tri-axiales de los que está compuesto el dispositivo (acelerómetro  $\pm 2G$ , 1 acelerómetro  $\pm 16G$  y 1 acelerómetro  $\pm 100G$ ). Los datos han sido registrados a una frecuencia de muestreo de 1000 Hz.

**Análisis estadístico:** se realizó un análisis descriptivo de la muestra a través de la media y la desviación típica. La distribución de normalidad de los datos fue realizada mediante la prueba Shapiro-Wilk. Tras esta prueba se utilizó un análisis de la varianza (ANOVA de 2 vías de medidas repetidas en ambos factores) de medidas repetidas para identificar las diferencias entre medias de las series realizadas. El ajuste post-hoc de Bonferroni se utilizó para las comprobaciones dos a dos (Field, 2013). Los datos fueron tratados mediante SPSS v24.0 (IBM). El nivel de significancia se estableció en  $p < 0.05$ .

**Resultados:** Los sujetos analizados presentaban los siguientes datos antropométricos (edad:  $67.6 \pm 6.59$  años; altura:  $155.8 \pm 7.39$  cm; peso:  $68.69 \pm 10.80$  kg; IMC (índice de masa corporal):  $28.44 \pm 4.71$  kg/m<sup>2</sup>). En cuanto al coeficiente de variación (CV), para la prueba de apoyo monopodal pie derecho (AM-PD), en la condición control como en la condición experimental hubo cambios significativos entre mediciones y entre condiciones. Y en la prueba apoyo monopodal pie izquierdo (AM-PI), se encontraron cambios significativos únicamente entre condiciones. En la otra prueba de apoyo monopodal T (Apoyo monopodal T pie derecho (AMT-PD), hubo cambios significativos en la condición experimental y entre condiciones. Y en apoyo monopodal T pie izquierdo (AMT-PI), encontramos cambios significativos igual que la prueba AMT-PD.

**Conclusión:** El ejercicio aeróbico tiene un efecto agudo positivo en el equilibrio de las personas mayores de 50 años. El efecto mejora después de una hora de tomar la clase de baile.

#### ■ PALABRAS CLAVE:

balance, baile, adulto mayor.

#### ■ ABSTRACT

**Introduction:** The balance in people over 50 years becomes essential to maintain adequate mobility, and thus be able to perform day-to-day activities such as bathing or walking; An adequate balance gives people autonomy.

**Objective:** to analyze the acute effect of dance as an aerobic exercise on static balance in older adults.



**Method:** Participants: 25 male and female subjects of a Physical Activity Project for the Elderly in the Western Region of Costa Rica.

**Procedures:** A single group was evaluated in two conditions: intervention (1 hour of dance) and control. The measurements were made on two different days (48 hours apart). The investigation had a pretest (before the dance class) and two posttest (immediately after the dance class and an hour later), the sample was not probabilistic, and the conditions were randomized.

**Instruments:** monopodal support (AM) and the “T” shaped Balance Test. A WIMU PRO inertial device (RealTrack Systems. Almería. Spain) has been used to record the data. The S PROTM software (RealTrack Systems. Almería. Spain) was used to calculate CV statistics on the accelerometer signal. The sensor used in this investigation has been the combination of the signal of the three tri-axial accelerometers of which the device is composed (accelerometer  $\pm 2G$ . 1 accelerometer  $\pm 16G$  and one accelerometer  $\pm 100G$ ). The data has been recorded at a sampling frequency of 1000 Hz.

**Statistical analysis:** a descriptive analysis of the sample was carried out through the mean and the standard deviation. The normality distribution of the data was carried out using the Shapiro Wilk test. After this test, an analysis of variance (2-way ANOVA of repeated measures in both factors) of repeated measures was used to identify the differences between means of the series performed. Bonferroni's post-hoc adjustment was used for two-to-two checks (Field. 2013). The data was processed using SPSS v24.0 (IBM). The level of significance was set at  $p < 0.05$ .

**Results:** The analyzed subjects presented the following anthropometric data (age:  $67.6 \pm 6.59$  years; height:  $155.8 \pm 7.39$  cm; weight:  $68.69 \pm 10.80$  Kg; BMI (body mass index):  $28.44 \pm 4.71$  kg/m<sup>2</sup>). Regarding the coefficient of variation (CV), for the right foot monopodal support test (AM-PD), in the control condition as in the experimental condition there were significant changes between measurements and between conditions. Moreover, in the left foot monopodal support test (AM-PI), significant changes were found only between conditions. In the other test of monopodal support T (Monopodal support T right foot (AMT-PD), there were significant changes in the experimental condition and between conditions. In addition, in monopodal support T left foot (AMT-PI), we found significant changes just like the AMT-PD test.

**Conclusion:** Aerobic exercise has an acute positive effect on the balance of people over 50 years. The effect improves after an hour of taking the dance class.

**■ KEY WORDS:**

balance, dance, senior

**■ INTRODUCCIÓN**

El envejecimiento es un proceso natural que conlleva la progresiva pérdida de funcionalidad. La población adulta sufre diversas perturbaciones a raíz de los cambios fisiológicos aunados al envejecimiento, los trastornos del equilibrio es uno de ellos, y esto causa un problema en la salud pública donde hay proporciones importantes de personas con edad avanzada, esto porque, las caídas y lesiones a causa de las caídas en esta población, está relacionado con problemas del equilibrio.

El equilibrio se caracteriza por la interacción de un conjunto de variables referentes a la tarea de mantener el cuerpo en la posición adecuada. Es una tarea compleja de control motor, que implica la detección e integración de información sensorial para evaluar la posición, el movimiento del cuerpo en el espacio, y la ejecución de respuestas musculo-esqueléticas apropiadas para controlar la posición del cuerpo dentro del contexto del medio y la tarea. El control del equilibrio requiere la interacción del sistema musculo-esquelético y nervioso, relacionados con los efectos contextuales. El procesamiento sensorial es controlado por el sistema nervioso en la percepción de la orientación del cuerpo en el espacio, proporcionado principalmente por la integración de la información los sistemas visuales, vestibular y somato-sensorial<sup>1</sup>.

Al envejecer, los efectos en las capacidades físicas son implicaciones a tomar en cuenta al recomendar ejercicio físico en personas mayores. Se produce una pérdida de fuerza de piernas y brazos, disminuye la capacidad aeróbica y la flexibilidad sufre una reducción progresiva específica para cada articulación y movimiento articular; por tanto, los desórdenes de equilibrio son comunes en personas mayores y se ve alterado el patrón de la marcha<sup>2</sup>.

Las personas mayores que sufren caídas frecuentes, con respecto a las que no, tienen significativamente mayor longitud y velocidad de desplazamiento del centro de presiones y mayor desplazamiento medio-lateral en posición bípeda de base estrecha con ojos abiertos o cerrados<sup>3</sup>.

Por ende, estudios realizados sugieren que, cualquier estilo de baile puede inducir adaptaciones funcionales positivas en adultos mayores, especialmente relacionadas con el equilibrio<sup>4,5</sup>. Bailar puede ser una posible intervención de ejercicio para promover beneficios relacionados con la salud para personas mayores<sup>5</sup>.



También Federici, Bellagamba & Rocchi (2005), mencionan que la actividad física basada en la danza puede mejorar el equilibrio y, por lo tanto, ser una herramienta útil para reducir el riesgo de caerse en los ancianos.

Por tanto, el objetivo de la presente investigación es analizar el efecto agudo del baile como ejercicio aeróbico sobre el balance estático en personas mayores de 50 años.

## ■ MATERIAL Y MÉTODOS

### ■ Participantes

Participaron 20 mujeres y 5 hombres, mayores de 50 años, del Proyecto de Música, Movimiento y Salud del Programa para la Persona Adulta Mayor, de la Región de Occidente (PIPAM, RO) de la Universidad de Costa Rica, Sede de Occidente (UCR, SO) ( $67.6 \pm 6.59$  edad,  $155.8 \pm 7.39$  talla,  $68.69 \pm 10.80$  peso,  $28.44 \pm 4.71$  IMC). Los participantes hicieron dos condiciones: a) Experimental y b) Control (Cross Over). La tabla 1 presenta las características de los sujetos.

Todos los sujetos tenían al menos un semestre de estar en el Proyecto, no tenían ningún problema de salud serio y no presentaban lesión en sus miembros inferiores. Los participantes fueron informados de las implicaciones del estudio y se les pasó un consentimiento informado.

### ■ Materiales

Para la prueba de balance estático fue medido en superficie planar rígida mediante dos pruebas de 30 segundos: a) Apoyo monopodal (con pie derecho y con pie izquierdo): la posición de partida del sujeto sería con una pierna elevada teniendo el pie sin tocar el suelo y la pierna de apoyo totalmente extendida. Los brazos se colocaron teniendo las manos apoyadas en la cadera (a la altura de las crestas ilíacas). La cabeza y la pelvis deberán mantenerse en posición neutral (Figura 1a) y b) Apoyo monopodal en forma de T (con pie derecho y con pie izquierdo): el test consiste en inclinar su cuerpo hacia delante como contrapeso para que termine en una especie de posición T, adelantando el tronco y colocándolo paralelo al suelo, a la vez que se eleva una pierna por detrás, mirando siempre al frente y los brazos extendidos (Figura 1b).

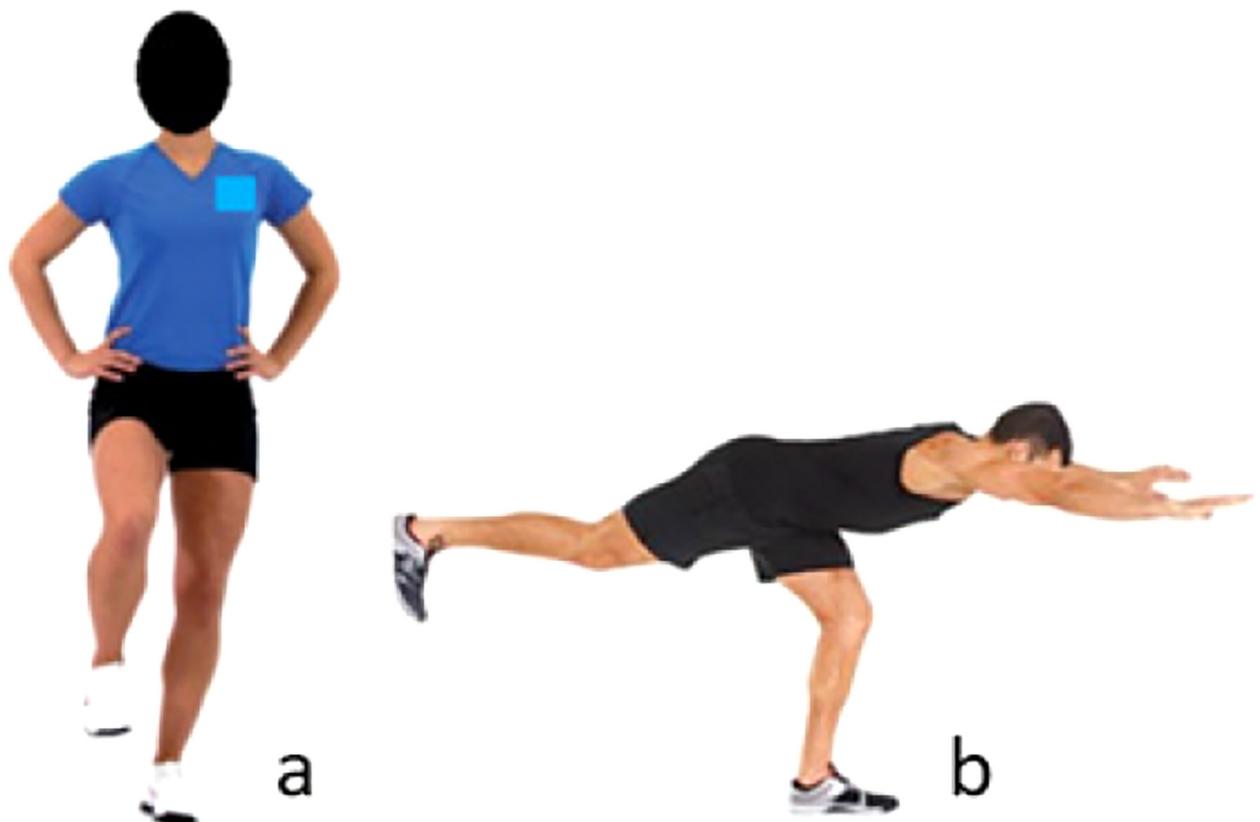
Para el registro de los datos se ha utilizado un dispositivo inercial WIMU PRO (RealTrack Systems. Almería. España). Este dispositivo consta de diferentes sensores (3 acelerómetros, giroscopios, magnetoscopio, GNSS, etc.). Para el cálculo del estadístico Coeficiente de Variación (CV)



sobre la señal del acelerómetro se utilizó el software S PRO™ (RealTrack Systems, Almería, España). El sensor utilizado en esta investigación ha sido la combinación de la señal de los 3 acelerómetros tri-axiales de los que está compuesto el dispositivo (acelerómetro  $\pm 2G$ , 1 acelerómetro  $\pm 16G$  y 1 acelerómetro  $\pm 100G$ ). Los datos han sido registrados a una frecuencia de muestreo de 1000 Hz.

La variable utilizada en esta investigación fue la magnitud de aceleración o vector resultante (AcelT) (7) identificada como la combinación de la aceleración total registrada por el acelerómetro producto de la gravedad (eje y), cambios en el movimiento horizontal (eje x) y fuerzas relacionadas con los movimientos de rotación (eje z) de un segmento corporal u objeto al que el acelerómetro este fijado (8,9).

A partir de la variable AcelT, un cálculo estadístico fue realizado sobre dicha señal: el coeficiente de variación (CV).



**Figura 1. Apoyo Monopodal (a) y Apoyo Monopodal Forma de T (b).**  
(Imagen tomada de google).



Clase de baile, la clase de baile tenía una duración de una hora, su estructura fue un estiramiento y calentamiento de 10 minutos, 40 minutos de clase con diferentes ritmos: salsa, merengue, bachata y cumbia, para finalizar con 10 minutos de vuelta a la calma con música de relajación.

### ■ Procedimientos

Los participantes fueron citados en el mismo lugar donde reciben normalmente su clase de baile, (gimnasio multiuso del Comité de Deportes y Recreación de San Ramón de Alajuela), se les explicó el procedimiento de la investigación y posteriormente firmaron el consentimiento informado.

Cada participante llevaba un dispositivo inercial, llamado WIMU PROTM (RealTrack Systems, Almería, España). Para ubicar los dispositivos en los participantes, se inició 15 minutos antes de la sesión de baile. Previamente a la colocación en los participantes, los dispositivos fueron calibrados y sincronizados siguiendo las recomendaciones del fabricante. El procedimiento fue el siguiente: (i) encender los dispositivos, (ii) esperar aproximadamente 30 segundos después de encenderlos, (iii) una vez que se inicializó el sistema operativo del dispositivo, se presionó un botón para comenzar a grabar y (iv) los dispositivos fueron puestos a cada sujeto. Para la colocación de los dispositivos, se utilizaron chalecos especialmente diseñados para ello, localizándose el dispositivo en la parte superior del torso (línea interescapular, vértebras T2-T4), siendo estos ajustados anatómicamente a cada participante. Todos los datos obtenidos de los dispositivos fueron analizados mediante el software SPROTM (RealTrack Systems, Almería, España). Además, por ser bajo techo la toma de las mediciones, primeramente, a la colocación de los dispositivos en los participantes, se realizó el proceso de colocación de las antenas (circuito cerrado), configuración, autoarranque y posteriormente su debida sincronización de acuerdo a recomendaciones del fabricante del equipo WIMU (Wireless Inertial Movement Unit).

Importante, el proceso de autoarranque se realizó mediante un protocolo que incorpora en la configuración interna en el encendido cada dispositivo. Para el autoarranque, se tuvo en cuenta tres aspectos: (i) dejar el dispositivo inmóvil durante 30 segundos, (ii) situarlo en una zona plana y (iii) sin dispositivos magnéticos alrededor. Gracias a este proceso los acelerómetros eliminan las cuatro fuentes de error que sufren: error de desplazamiento, error de escalamiento, errores ortogonales y error aleatorio (Wang, Liu, & Fan, 2006).



Los datos fueron almacenados en la memoria interna del dispositivo WIMU y después de la recogida, fueron exportados para su posterior análisis estadístico.

Se evaluó un solo grupo en dos condiciones: a) Intervención: un pretest, realizar una clase de baile por 1 hora, un postest inmediato termina la clase de baile y un postest 1 hora después de la segunda medición; y b) Control: un pretest, una hora sentados sin actividad física, un postest pasada la hora y otro postest 1 hora más tarde (permanecían sentados sin hacer actividad física durante el periodo entre las mediciones) (Cross Over). Las mediciones se realizaron en dos días diferentes (48 horas de diferencia), se aleatorizó las condiciones.

### ■ Análisis estadístico

En primer lugar, se realizó un análisis descriptivo de la muestra a través de la media y la desviación típica. La distribución de normalidad de los datos fue realizada mediante la prueba Shapiro-Wilk. Tras esta prueba se utilizó un análisis de la varianza (ANOVA de 2 vías de medidas repetidas en ambos factores) de medidas repetidas para identificar las diferencias entre medias de las series realizadas. El ajuste post-hoc de Bonferroni se utilizó para las comprobaciones dos a dos (11). Los datos fueron tratados mediante SPSS v24.0 (IBM corporation, Somers, USA). El nivel de significación se estableció en  $p < 0.05$ .

### ■ RESULTADOS

Indicar que la referencia para identificar que es bueno o malo de acuerdo al CV ablando de balance en este caso, debemos saber que, cuando un objeto o persona al que esté colocado la máquina (WIMU) se encuentra sin movimiento alguno el CV es un valor de cero, al presentar algún ligero o fuerte movimiento el dato del CV se alejará de cero; por tanto, vamos a entender que un valor del CV entre más cercano a cero se encuentre, determinará un mejor balance.

Tabla 1 muestra los resultados del CV mediante estadística descriptiva media y desviación estándar obtenidos del registro utilizado (WIMU), en cada condición (control-baile) y medición (Pre, Post y Post 1h) de las diferentes pruebas realizadas. Se observa cambio de mejora en los puntajes del CV en los Pretest al Postest 1h para cada prueba (AM-PD, AM-PI, AMT-PD, AMT-PI) en ambas condiciones, a excepción de la prueba AMT-PD (condición control) donde el dato más bien empeora (aumenta). Los mayores cambios del CV de Pretest al Postest 1h se dan en la condición experimental (baile).



**Tabla 1. Estadística descriptiva del CV en las mediciones de cada condición por prueba de equilibrio.**

Condiciones				Condiciones			
Prueba*	Medición	Control	Intervención (Baile)	Prueba*	Medición	Control	Intervención (Baile)
		CV (M±DS)	CV (M±DS)			CV (M±DS)	CV (M±DS)
AM-PD	Pre	2.08±1.02	1.79±0.77	AMT-PD	Pre	1.56±0.82	1.70±0.70
	Post	1.91±0.90	1.41±0.70		Post	1.66±1.02	1.09±0.41
	Post1h	1.51±0.89	1.16±0.46		Post1h	1.85±1.44	1.06±0.39
AM-PI	Pre	2.16±1.26	1.77±0.75	AMT-PI	Pre	1.83±1.32	1.94±0.74
	Post	1.93±0.88	1.41±0.50		Post	1.72±1.22	1.26±0.36
	Post1h	1.71±0.83	1.20±0.38		Post1h	1.58±0.70	0.97±0.27

\*Apoyo monopodal (Apoyo monopodal pie derecho: AM-PD, Apoyo monopodal pie izquierdo: AM-PI); Apoyo monopodal T (Apoyo monopodal T pie derecho: AMT-PD, Apoyo monopodal T pie izquierdo: AMT-PI).

Tabla 2 muestra el análisis comparativo de las mediciones y condiciones de cada prueba, el cual, muestra que existen cambios estadísticamente significativos en el CV entre mediciones y entre mediciones y condiciones realizadas por prueba.

**Tabla 2. Análisis comparativo de las mediciones y condiciones de cada prueba.**

Prueba*		F	Sig	Prueba*		F	Sig
AM-PD	A	14.77	.001*	AMT-PD	A	1.66	.196
	B	3.78	.058		B	4.55	.038*
	A*B	0.44	.647		A*B	5.56	.005*
AM-PI	A	6.37	.003*	AMT-PI	A	8.34	.001*
	B	8.03	.007*		B	3.27	.077
	A*B	0.12	.885		A*B	3.13	.048*

\*Apoyo monopodal (Apoyo monopodal pie derecho: AM PD, Apoyo monopodal pie izquierdo: AM-PI); Apoyo monopodal T (Apoyo monopodal T pie derecho: AMT-PD, Apoyo monopodal T pie izquierdo: AMT-PI). A: Mediciones. B: Condiciones. A\*B: mediciones\*condiciones.

\*p < .05



Para observar donde ocurren las diferencias significativas se realizó un análisis de Post Hoc Bonferroni. Figura 1 (a) se observa que hubo cambio significativo del CV en la medición del Pretest con respecto al Postest 1h en la prueba AM-PD ( $F=8.34, p=.001$ ); (b) se encuentra algo que no se esperaba y únicamente sucede para esta prueba (AM-PD) en la condición control, existen diferencias significativas del CV entre medición 1 y medición 2 ( $F=8.57, p=.015$ ) y entre medición 1 y medición 3 ( $F=8.57, p=.002$ ); (c) se muestra una diferencia significativa en el CV entre mediciones de la prueba AM-PD en el postest (medición 2) ( $F=4,54 p=.038$ ); (d) para la prueba AM-PI no se encontró cambio significativo del CV en las mediciones de la condición intervención (baile), únicamente encontramos cambio estadísticamente significativo del CV entre condiciones en las mediciones 2 ( $F=6.37, p=.015$ ) y 3 ( $F=7.33, p=.009$ ).

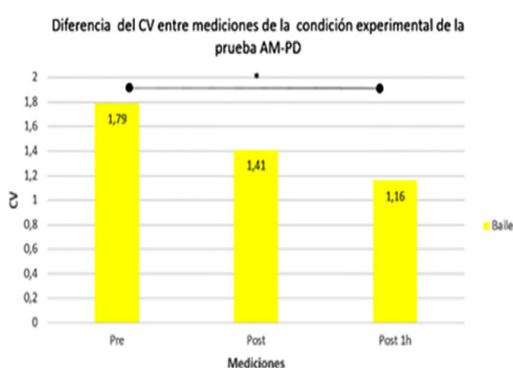


Figura 2a. Diferencia del CV entre mediciones de la condición experimental de la prueba AM-PD. Pretest y Postest 1h ( $F=8.34, p=.001$ )

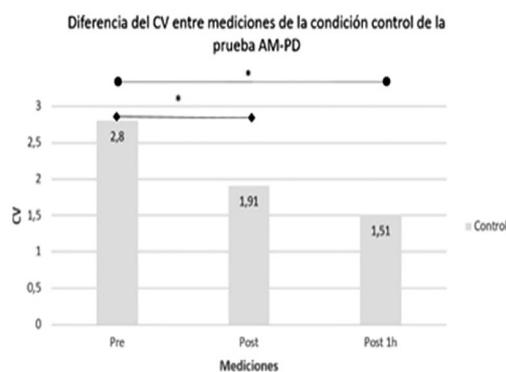
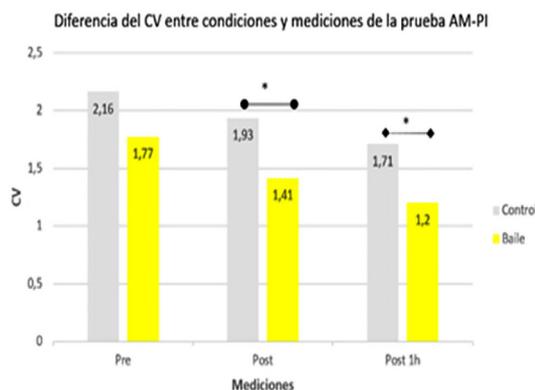
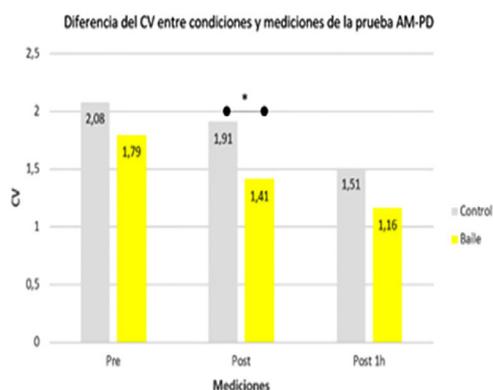


Figura 2b. Diferencia del CV entre mediciones de la condición control de la prueba AM-PD. Pretest y Postest ( $F=8.57, p=.015$ ) y Pretest y Postest 1h ( $F=8.57, p=.002$ )



**Figura 2. Análisis comparativo de las mediciones y condiciones por prueba (AM-PD Y AM-PI).**

Figura 3 (a) se observa un cambio significativo en el CV de la medición del pretest con respecto al postest ( $F=7.14, p=.003$ ) y del pretest al postest 1h ( $F=7.14, p=.018$ ) en la prueba AMT-PD; (b) para la prueba AMT-PD encontramos cambio significativo del CV entre condiciones en



las mediciones 2 ( $F=6.42$ ,  $p=.015$ ) y 3 ( $F=6.59$ ,  $p=.014$ ); (c) se observa un cambio significativo en el CV de la medición del pretest con respecto al postest ( $F=9.21$ ,  $p=.031$ ) y del pretest al postest 1h ( $F=9.21$ ,  $p=.001$ ) en la prueba AMT-PI; (d) para la prueba AMT-PI únicamente encontramos cambio significativo del CV entre condiciones en la medición 3 ( $F=15.88$ ,  $p=.001$ ).

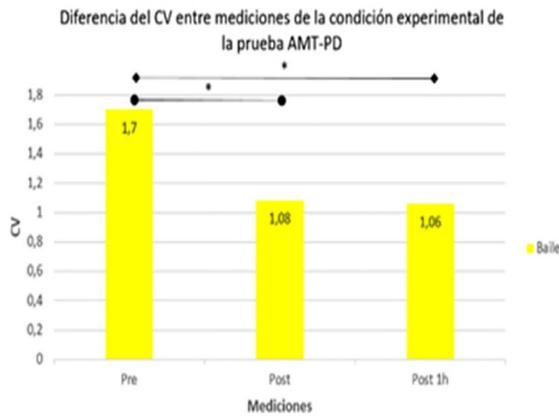


Figura 3a. Diferencia del CV entre mediciones de la condición experimental de la prueba AMT-PD. Pretest y Postest ( $F=7.14$ ,  $p=.003$ ) y Pretest y Postest 1h ( $F=7.14$ ,  $p=.018$ )

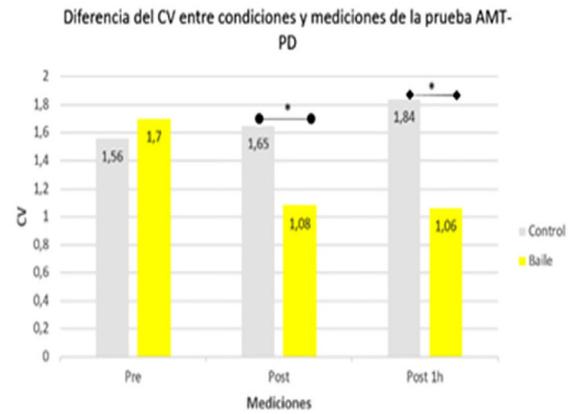


Figura 3b. Diferencia del CV entre condiciones y mediciones de la prueba AMT-PD. Postest ( $F=6.42$ ,  $p=.015$ ) y Postest 1h ( $F=6.59$ ,  $p=.014$ )

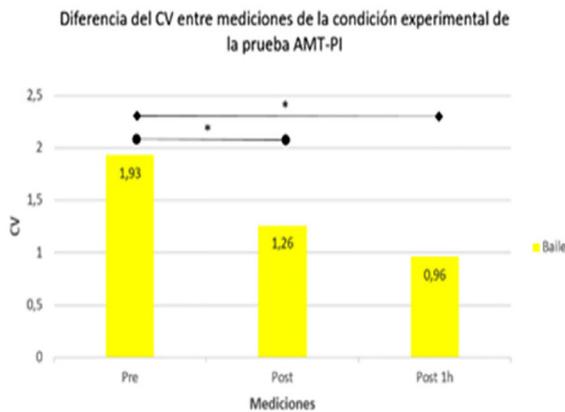


Figura 3c. Diferencia del CV entre mediciones de la condición experimental de la prueba AMT-PI. Pretest y Postest ( $F=9.21$ ,  $p=.031$ ) y Pretest y Postest 1h ( $F=9.21$ ,  $p=.001$ )

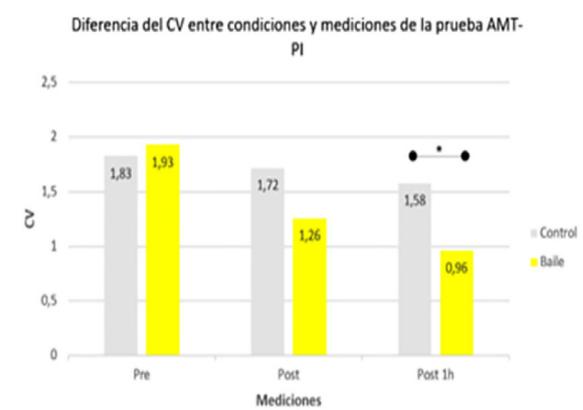


Figura 3d. Diferencia del CV entre condiciones y mediciones de la prueba AMT-PI. Postest 1h ( $F=15.88$ ,  $p=.001$ )

### Figura 3. Análisis comparativo de las mediciones y condiciones por prueba (AMT-PD Y AMT-PI).

## ■ DISCUSIÓN

El análisis del balance en personas mayores está siendo utilizado cada vez más por profesionales de la salud. Sin embargo, son menos las investigaciones que profundizan en el análisis del baile y sus beneficios en la mejora del balance en las personas, los resultados sugieren que la



actividad física basada en la danza puede mejorar el equilibrio y, por lo tanto, ser una herramienta útil para reducir el riesgo de caerse en los ancianos<sup>6</sup>. El objetivo de este estudio ha sido analizar el efecto agudo del baile como ejercicio aeróbico sobre el balance en personas mayores de 50 años.

En cuanto a la variable CV, encontramos que existe diferencia significativa entre las mediciones del pretest<sup>1</sup> y postest<sup>2</sup> ( $p < 0.05$ ) y el pretest y el postest 1h<sup>3</sup> ( $p < 0.05$ ) en tres de las pruebas (AM-PD, AMT-PD y AMT-PI) en la condición intervención (baile). Este hallazgo es importante, ya que, podemos afirmar que el baile entre sus múltiples beneficios a la salud de las personas, uno de ellos es la mejora sobre el balance de las personas mayores de 50 años, y de manera aguda.

En este sentido, estos resultados se encuentran en la línea de los hallazgos de Sofianidis et al. (2009) en los que demostró que, después de la práctica, el grupo de baile disminuyó significativamente el desplazamiento del centro de presión y el balanceo del tronco en posición de un pie; y se observó un aumento significativo en el rango de rotación del tronco durante el desempeño de la rotación dinámica del peso en los planos sagital y frontal. También, en una revisión sistemática realizada por Hwang & Braun (2017) sobre la efectividad de las intervenciones de baile para mejorar la salud de los adultos mayores, encontró que, la danza, independientemente de su estilo, puede mejorar significativamente la fuerza muscular y la resistencia, el equilibrio y otros aspectos de la aptitud funcional en los adultos mayores. Además, se menciona que, la salsa (estilo de baile) demostró ser un programa de ejercicio seguro y factible para adultos mayores acompañado de una alta tasa de adherencia<sup>13</sup>. Los déficits relacionados con la edad en las medidas de control postural estático y particularmente dinámico pueden mitigarse bailando salsa en adultos mayores. Así como otros estudios reportan también mejoras en el balance a raíz de una intervención con baile<sup>14,15</sup>.

Por su parte, indicaron en su estudio<sup>16</sup>, que es posible que exista un pequeño aumento en el riesgo de caídas inmediatamente después de la actividad física y que las personas mayores necesiten tener precaución después de períodos de actividad física de intensidad moderada para evitar caídas. A lo que, podemos inferir con los datos encontrados en nuestro estudio, que el riesgo de caída que indica Egerton et al. (2009), puede estar asociado con que la diferencia estadísticamente significativa encontrada entre las mediciones son mayores después de una hora de hacer la clase de baile y no las diferencias significativas encontradas inmediato después de la clase. Así, inferimos que la condición de balance una hora después de la clase de baile proporciona menos riesgo de caída.



Por tanto, los hallazgos que se presentan, apoyan al uso de la danza tradicional como un medio efectivo de actividad física para mejorar el control del equilibrio en los ancianos.

## ■ CONCLUSIONES

Se concluye que, el baile como ejercicio aeróbico tiene un efecto agudo positivo en el balance de las personas mayores de 50 años; mejora aún más después de una hora de tomar la clase de baile.

Se sugiere utilizar el baile como ejercicio aeróbico para mitigar los problemas de balance y los efectos negativos que pueda ocasionar un desbalance como las caídas y posibles quebraduras.

## ■ REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Ponce P. Eficacia de un programa de ejercicio físico para mejorar el equilibrio estático y dinámico en ancianos institucionalizados. Navarra – España. Universidad Nacional Mayor de San Marcos [Internet]. 2013 [citado 19 de febrero de 2020]; Disponible en: <http://cybertesis.unmsm.edu.pe/handle/cybertesis/3489>.
2. Carbonel A, Aparicio VA, Delgado M. Efectos del envejecimiento en las capacidades físicas: implicaciones en las recomendaciones de ejercicio físico en personas mayores. (Effects of aging on physical fitness: implications in the recommendations of physical activity for older adults). RICYDE Revista internacional de ciencias del deporte. 1 de octubre de 2009;5(17):1-18.
3. Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age Ageing*. noviembre de 2004;33(6):602-7.
4. Hwang PW-N, Braun KL. The Effectiveness of Dance Interventions to Improve Older Adults' Health: A Systematic Literature Review. 2017;21:14.
5. Rodrigues-Krause J, Krause M, Reischak-Oliveira A. Dancing for Healthy Aging: Functional and Metabolic Perspectives. 2019;25(1):21.
6. Federici A, Bellagamba S, Rocchi MBL. Does dance-based training improve balance in adult and young old subjects? A pilot randomized controlled trial. *Aging Clinical and Experimental Research*. octubre de 2005;17(5):385-9.
7. Waldron M, Twist C, Highton J, Worsfold P, Daniels M. Movement and physiological match demands of elite rugby league using portable global positioning systems. *J Sports Sci*. agosto de 2011;29(11):1223-30.
8. Kunze KS, Bahle G, Lukowicz P, Partridge K. Can magnetic field sensors replace gyroscopes in wearable sensing applications? En: *International Symposium on Wearable Computers 2010, ISWC 2010* [Internet]. 2010 [citado 19 de febrero de 2020]. p. 5665859. Disponible en: <https://keio.pure.elsevier.com/en/publications/can-magnetic-field-sensors-replace-gyroscopes-in-wearable-sensing>.
9. O'Donovan KJ, Kamnik R, O'Keeffe DT, Lyons GM. An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement. *J Biomech*. 2007;40(12):2604-11.



10. Wang J, Liu Y, Fan W. Design and Calibration for a Smart Inertial Measurement Unit for Autonomous Helicopters Using MEMS Sensors. En 2006. p. 956-61.
11. Field A. Discovering Statistics Using IBM SPSS Statistics [Internet]. SAGE Publications Ltd. 2020 [citado 20 de febrero de 2020]. Disponible en: <https://uk.sagepub.com/en-gb/eur/discovering-statistics-using-ibm-spss-statistics/book257672>.
12. Sofianidis G, Hatzitaki V, Douka S, Grouios G. Effect of a 10-Week Traditional Dance Program on Static and Dynamic Balance Control in Elderly Adults. *Journal of Aging and Physical Activity*. abril de 2009;17(2):167-80.
13. Granacher U, Muehlbauer T, Bridenbaugh SA, Wolf M, Roth R, Gschwind Y, et al. Effects of a Salsa Dance Training on Balance and Strength Performance in Older Adults. *Gerontology*. 2012;58(4):305-12.
14. Santamaría KG, Fonseca AS, Jiménez JM, Mora LCS. Mejora del equilibrio, atención y concentración después de un programa de entrenamiento exergame en la persona adulta mayor. 2018;33:102-5.
15. Toledo VAI, Montecinos MCO. Riesgo de caída en adultos mayores que practican Tango en el Centro de Adulto Mayor de la comuna de Santiago, Región Metropolitana. 2010;72.
16. Egerton T, Brauer SG, Cresswell AG. The immediate effect of physical activity on standing balance in healthy and balance-impaired older people. *Australas J Ageing*. junio de 2009;28(2):93-6.