

Universidad de León

Máster en Innovación e Investigación en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte.

Evaluación del control postural estático en personas sanas y personas con sordera.

Evaluation of static postural control in healthy people and people with deafness.

LAFD. Karla Raquel Keys González

Tutores.

Dr. José Antonio de Paz Fernández

Dr. Carlos Medina Pérez

Índice

Resumen.....	3
INTRODUCCIÓN.....	5
Control postural	5
Sistemas involucrados en el control postural	6
Estrategias de control postural	6
Estabilometría	7
El oído.....	8
Sordera.....	9
Cómo contribuye el oído en el control postural	11
OBJETIVO.....	13
METODOLOGÍA.....	14
Participantes.....	14
Instrumentos y procedimientos.....	14
Variables.....	18
Análisis estadístico	24
RESULTADOS	25
DISCUSIÓN.....	29
CONCLUSIONES	31
Futuras líneas de investigación	31
BIBLIOGRAFÍA.....	32

Resumen

El control postural es la capacidad que el ser humano posee para lograr el equilibrio durante cualquier postura o actividad, incluso con alteraciones externas. El control postural durante una postura estática como el estar de pie, se le denomina control postural estático, su objetivo es buscar la posición óptima de la proyección del centro de gravedad dentro del área de apoyo. Para lograrlo el cuerpo da una respuesta motora a partir de las aferencias recibidas de los receptores visuales, vestibulares y propioceptivas.

La sordera, o pérdida auditiva, es un defecto funcional que ocurre cuando un sujeto pierde la capacidad auditiva, sin importar en qué grado se presente. Los sujetos que presentan sordera de severa a profunda muestran un desarrollo retardado del control postural como consecuencia de la disfunción vestibular, debido al daño en el oído interno y asociada al grado de pérdida auditiva, esto puede dar como resultado problemas de control postural. En estudios estabilométricos se ha encontrado que los niños con pérdida auditiva pueden lograr un control postural relativamente funcional durante una posición estática, ya sea con ojos cerrado o con ojos abiertos, gracias a la capacidad del sistema nervioso central que posee para adaptarse a la pérdida de alguno de los sistemas sensoriales, por ejemplo al compensar la pérdida de las señales del sistema vestibular, con las señales que recibe de los sistemas visual y somatosensorial.

El objetivo de este estudio es conocer si existen diferencias en el control postural estático durante la posición de pie, entre un grupo de personas con sordera y un grupo de personas sanas, para tener un mejor entendimiento de como la pérdida auditiva repercute sobre el control postural estático. Además se busca conocer la dependencia de los sistemas vestibular, somatosensorial y visual sobre su efecto en el control postural.

En la investigación participaron 20 sujetos de sexo masculino, 10 sujetos con sordera (Media \pm 24.6 años, DE \pm 10.34) y 10 sujetos sanos (Media \pm 23.9 años, DE \pm 4.33), de la ciudad de Mexicali, Baja California, México. La prueba sobre la plataforma se realizó en cuatro distintas condiciones: (1) Pies separados con ojos abiertos, (2) Pies separados con ojos cerrados, (3) Pies separados con ojos abiertos parado en un bloque de foam sobre la plataforma de fuerza; y (4) Pies separados con ojos cerrados parado en un bloque de foam sobre la plataforma de fuerza.

En los resultados se encontraron diferencias significativas en la variable OAFy ($p= 0.03$), las demás variables no mostraron diferencia significativas.

De acuerdo a los resultados se puede concluir que el sistema nervioso central de los sujetos compensó la falta de señales del sistema vestibular provocadas por la pérdida auditiva, con la información sensorial del sistema visual y el somatosensorial, a esto se le denomina como compensación sensorial, donde con la pérdida de un sistema sensorial es compensado por los otros sistemas sensoriales que se encuentran intactos. Lo mismo sucedió con las demás dependencias sensoriales donde los sistemas con señales correctas compensaron a las señales deficientes en las distintas condiciones de la prueba.

Palabras Clave: Control postural, Sordera, Plataformas de fuerza.

Abstract

Postural control is the capacity that humans possess to achieve balance in any posture or activity, even with external alterations. Postural control during a static posture such as standing, is called static postural control, its objective is to look for the center of gravity's optimal position within the support area. To achieve it, the body makes a motor response from visual, vestibular and proprioceptive receptors.

Deafness, or hearing loss, is a functional defect that occurs when a subject loses his hearing ability, regardless its. Subjects who have from severe to profound deafness show a delay on the postural control's development as a consequence of vestibular dysfunction, due to the damage on the inner ear and according to the degree of loss of hearing loss, this can result in problems of postural control. In stabilometric studies it has been found that children with hearing loss can achieve a relatively normal function of postural control during a static position, either with closed eyes or open eyes, thanks to the central nervous system's ability to adapt itself when loss some of the sensory systems, in example when compensates the loss from the vestibular system signals, with signals it receives from visual and somatosensory systems.

The objective of this study is to know if there are differences in static postural control during standing, between a group of people with deafness and a group of healthy people, to have a better understanding of how hearing loss affects static postural control. In addition, it try to find the dependence of the vestibular, somatosensory and visual systems effect on postural control.

The study involved 20 male subjects, 10 subjects with deafness (Mean \pm 24.6 years, SD \pm 10.34) and 10 healthy subjects (Mean \pm 23.9 years, SD \pm 4.33), from the city of Mexicali, Baja California, Mexico. Force platform test was carried out in four different conditions: (1) Separate feet with open eyes, (2) Feet separated with closed eyes, (3) Feet separated with open eyes standing on a block of foam on the force platform; and (4) Feet separated with closed eyes standing on a block of foam on the force platform.

Results showed significant differences in the OAFy variable ($p = 0.03$), the other variables showed no significant difference.

According to the results, it can be concluded that subjects' central nervous system compensated the lack of signals from the vestibular system caused by the hearing loss, with the sensory information of the visual and somatosensory systems, this is called as sensory compensation, where the loss of a sensory system is compensated by the other sensory systems that are intact. The same happened with the other sensorial dependencies where the systems with accurate signals compensated the deficient signals during the different test conditions.

Keywords: Postural control, deafness, force platforms.

INTRODUCCIÓN

Control postural

El hombre utiliza una postura bípeda, la cual es inestable por naturaleza (Peterka, 2002). El término balance o equilibrio es utilizado para describir el proceso mediante el cual se mantiene el centro de gravedad verticalmente sobre la base de apoyo; en el ser humano la postura bípeda representa un gran desafío, ya que dos tercios de la masa corporal se encuentra a dos tercios de altura del cuerpo, ubicando al centro de gravedad considerablemente alejado del suelo sobre una base de apoyo relativamente pequeña, es por esto que la postura erguida es inestable. Sin embargo, el ser humano tiene la capacidad para mantener el centro de gravedad dentro del área de apoyo, a lo cual se le denomina Control Postural.

Ya que el cuerpo humano es capaz de sentir las alteraciones de la postura corporal provocadas por las fuerzas de inercia que actúan sobre el sujeto, el sistema nervioso central se encarga de controlar todos los segmentos del cuerpo para realizar las acciones correctivas necesarias para mantener la postura y evitar caídas (Pollock, Durward, Rowe y Paul, 2000; Winter, 1995). Un factor importante en el control postural es el tamaño y la calidad de la base de apoyo, cualquier perturbación de este afecta el control postural (Horak, 2006).

El término de control postural también se puede explicar cómo la capacidad de los sujetos para lograr o restablecer el equilibrio durante cualquier postura o actividad, incluso con alteraciones externas (Souza, Lemos, Macky, Raposo y Ferraz, 2015; Nordahl, Aasen, Dyrkorn, Eidsvik y Molvaer, 2000); Pollock, Durward, Rowe y Paul, 2000). Además dentro del control postural se distinguen por una parte la capacidad de mantener una postura estática como el estar de pie, la cual se le denomina control postural estático; y, por otra, la capacidad para mantener una postura dinámica como caminar, que se le denomina control postural dinámico. Por todo lo anterior, el control postural se considera de gran importancia para el desempeño de tareas motoras finas y gruesas, ya sean simples o complejas (Rajendran, Glory, y Jeevanantham, 2012; Rajendran y Roy, 2011). An, Yi, Jeon, y Park (2009) mencionan que en niños el control postural alcanza características similares al de los adultos después de entre los 7 y 10 años.

Otro concepto importante al hablar de control postural es el Centro de Presiones (CoP), que es por donde pasa el vector de la fuerza de reacción del suelo vertical. Cuando se evalúa el CoP con una sola plataforma de fuerzas y los dos pies en contacto el suelo, durante una posición erguida, el CoP se encontrará dentro de un área limitada lateralmente por ambos pies, y brinda un estimado de todas las fuerzas de reacción de las superficies con las que los sujetos tienen contacto (Gosselin y Fagan, 2015; Winter, 1995). El desplazamiento del CoP puede ayudar a conocer el comportamiento del control postural (Ivanenko y Gurfinkel, 2018). El Balanceo del cuerpo, movimientos de vaivén laterales o anteroposteriores, se puede estudiar a través de los datos obtenidos del desplazamiento CoP a lo largo del tiempo, mediante el uso de plataformas de fuerza. Normalmente, un mejor rendimiento postural se asocia con un menor balanceo del cuerpo (De Kegel, Dhooge, Cambier, Baetens, Palmans y Van Waelvelde, 2011; Derlich, Kręcisiz y Kuczyński, 2011; Winter, Patla, Prince, Ishac, y Gielo-Perczak, 1998).

Durante una posición erguida, el control postural puede ser alterado tanto por perturbaciones externas como internas. Las perturbaciones internas son las más comunes durante la posición erguida con apoyo uni o bipodal, estas pueden ser por los movimientos voluntarios del cuerpo o simplemente como consecuencia de los movimientos respiratorios de la caja torácica, pudiéndose dar en cualquier dirección. El sistema nervioso central recibe aferencias de diferentes

receptores que constituyen el fundamento de la información de la disposición espacial del cuerpo y sus partes bajo el influjo de estas perturbaciones (Ivanenko y Gurfinkel, 2018; Winter, 1995).

Sistemas involucrados en el control postural

El objetivo del control postural es proporcionar una adecuada estabilidad ante distintas situaciones, buscando la posición óptima de la proyección del centro de gravedad dentro del área de sustentación. Para que el cuerpo logre la posición óptima, se elabora una respuesta motora en función de las aferencias recibidas desde receptores sensoriales diversos, principalmente visuales, vestibulares y propioceptivas. La interpretación e integración por diferentes estructuras del Sistema Nervioso Central de la información recibida modula la respuesta motora necesaria para mantener el cuerpo en situación de equilibrio, es decir que la proyección de centro de gravedad sobre el suelo esté dentro de los límites de estabilidad (Souza, Lemos, Macky, Raposo, y Ferraz, 2015; Kanegaonkar, Amin, y Clarke, 2012; De Kegel, Dhooge, Cambier, Baetens, Palmans y Van Waelvelde, 2011; Derlich, Kręćisz y Kuczyński, 2011; Venkadesan y Finita, 2010; An, Yi, Jeon, y Park, 2009; Peterka, 2002).

La información sensorial que proporcionan los sistemas vestibular, visual y somatosensorial es procesada para interpretar el medio donde los sujetos se desenvuelven. Según el ambiente donde se encuentren los sujetos, puede variar la necesidad de los sistemas sensoriales. Una persona sana que se encuentre en un espacio bien iluminado y sobre una base estable, depende en un 70% de la información somatosensorial, un 10% de la visión y un 20% de la vestibular (Horak, 2006).

La información obtenida del sistema visual nos ayuda, por ejemplo, en la planificación de la marcha y en evitar obstáculos durante el camino, incluso durante la posición de bipedestación el sistema visual es de vital importancia, en cualquier estudio de control postural en sujetos sanos se ha encontrado que al estar de pie con los ojos cerrados la amplitud de los desplazamientos en las direcciones antero posteriores y medial laterales se ven incrementadas (Winter, 1995).

El sistema somatosensorial está compuesto por miles de sensores encargados de detectar la posición y la velocidad de los segmentos del cuerpo, así como su contacto con otros objetos como el suelo y la orientación de la gravedad. Por otro lado, el sistema vestibular brinda una referencia interna, como la orientación de la cabeza en el espacio, actúa como un giroscopio que detecta las aceleraciones lineales y angulares de nuestro cuerpo. Ambos, el sistema vestibular y el somatosensorial en general son los que obtienen información del entorno; (Rajendran y Roy, 2011; Winter, 1995).

Durante la infancia la información del sistema visual es la más importante para el desarrollo del control postural, conforme se crece, los sistemas somatosensorial y vestibular comienzan a tener mayor dominancia en el desarrollo de la estabilidad postural, en general, las funciones del sistema vestibular se desarrollan de manera más lenta en comparación con las funciones de los sistemas visual y somatosensorial (Rajendran y Roy, 2011; Venkadesan y Finita, 2010; An, Yi, Jeon, y Park, 2009).

Estrategias de control postural

Cuando un sujeto se encuentra de pie, el cuerpo se comporta como un péndulo invertido (Winter, Patla, Prince, Ishac y Gielo-Perczak, 1998; Winter, 1995), estas pequeñas desviaciones que se dan con el balanceo desde la posición vertical son provocadas debido a la gravedad. Para

mantener la posición vertical, el sistema nervioso central debe de actuar mediante acciones correctivas enviando señales de respuesta a los músculos (Peterka, 2002).

Existen tres estrategias para lograr que el sujeto recupere su postura en equilibrio, en dos de ellas los pies se mantienen en su lugar; el cuerpo realiza balanceos desde los tobillos o desde la cadera, a esto se le conoce como estrategia de tobillo y estrategia de cadera respectivamente, y son descritas como estrategias de soporte fijo (Horak, 2006; Pollock, Durward, Rowe y Paul, 2000).

La estrategia de tobillo sirve para mantener el control postural cuando los balanceos del péndulo invertido son muy pequeños, y el sujeto se encuentra en una superficie firme. Durante esta estrategia las articulaciones de ambos tobillos se encuentran a lo largo del mismo eje, sin embargo, el control que tienen el tobillo izquierdo y el tobillo derecho en las personas sanas no son simétricos, siempre existe un hemisferio que tienen el control dominante de las extremidades (Horak, 2006; Winter, 1995).

La estrategia de cadera, se utiliza cuando los sujetos se encuentran en superficies inestables, en este caso, el cuerpo debe extender o flexionar la cadera rápidamente para lograr reajustar el centro de gravedad del cuerpo dentro de la superficie de apoyo. En la tercera estrategia el sujeto cambia la base de apoyo realizando un paso (Horak, 2006).

En teoría, el torque en las articulaciones de los tobillos y de las caderas que se genera para mantener el control postural al momento de utilizar la estrategia de tobillo y la estrategia de cadera deberían ser iguales, sin embargo por la anatomía de estas articulaciones esto no sucede. Esto se debe a que los inversores y eversores del tobillo no pueden actuar de forma independiente ya que estos son también flexores plantares y dorsiflexores. El control postural en la dirección antero posterior necesita de la intervención de los músculos dorsiflexores y flexores plantares de ambos pies, los cuales logran que el CoP se mueva sincronizadamente hacia adelante y hacia atrás. Sin embargo, en la dirección medial lateral los inversores o evertores del tobillo moverán el CoP en la misma dirección, ya sea lateral o medial. Un ejemplo de esto sería si el musculo peroneo de ambas piernas se activan y mueven el CoP hacia adelante, también lograrán que se mueva medialmente (Winter, 1995).

Al tener en cuenta estas estrategias, el control postural se puede considerar como una habilidad motora fundamental que se aprende mediante el sistema nervioso central. Es decir, que las estrategias de control postural pueden mejorar con el entrenamiento y la práctica como cualquier otra habilidad motora (Horak, 2006). Además, es importante conocer como el sistema nervioso central responde ante las perturbaciones ya sean internas o externas para mantener el control postural (Winter, 1995).

Estabilometría

La estabilometría se utiliza comúnmente para realizar estudios del equilibrio humano, ya sea con motivos médicos, para la investigación fisiológica o la rehabilitación. Las pruebas de estabilometría sobre plataformas de fuerza ayudan a evaluar el sistema de control postural, mediante la grabación de los movimientos corporales (Yamamoto, Ishikawa, Aoki, Mizuta, Ito, Asai, Shojaku, Yamanaka, Fujimoto, Murofushi y Yoshida, 2017; Chiari, Rocchi, y Cappello, 2002; Kapteyn, Bles, Njikiktjen, Kodde, Massen, y Mol, 1983).

Una plataforma de fuerzas es un aparato que proporciona una evaluación indirecta de los cambios en el balanceo postural mediante el registro de las fuerzas reacción en el suelo proyectados desde el cuerpo (Chiari, Rocchi, y Cappello, 2002; Browne y O'Hare, 2000). El CoP se calcula a partir de estas fuerzas de reacción. Esto refleja la trayectoria del centro de masa y la cantidad de torque aplicada a la superficie de soporte para controlar la aceleración de la masa del cuerpo (Winter, Patla,

Prince, Ishac, y Gielo-Perczak, 1998). En una posición de pie sobre una plataforma de fuerza, el CoP refleja el control postural logrado por la dorsiflexión y la flexión plantar de ambos pies durante la estrategia de tobillo antes mencionada (Winter, 1995).

A nivel mundial no existe una estandarización de la estabilometría, ya que se practican distintos métodos para realizar medidas estabilométricas, además de que los mecanismos de medición son diferente en cada país (Yamamoto, et al., 2017; Kapteyn, et al., 1983). De acuerdo a Yamamoto, et al. (2017), la postura más adecuada para llevar a cabo la prueba de estabilometría es una compostura natural y relajada con los brazos extendidos a los lados. La posición de los pies es muy importante porque es un aspecto que puede provocar variaciones muy significativas; realizar la prueba de estabilometría con los pies abierto brinda mayor estabilidad y una menor variabilidad (Yamamoto, et al., 2017; Chiari, Rocchi, y Cappello, 2002). Algunos de los datos que se obtienen durante las pruebas estabilométricas son el área de apoyo de la circunferencia de los datos (cm²), el desplazamiento promedio de la coordenada X del centro de presiones (cm), el desplazamiento promedio de la coordenada Y del centro de presiones (cm) y la longitud total de la trayectoria del COP (cm) (Yamamoto, et al., 2017).

En la planta de los pies se encuentran los mecanorreceptores cutáneos que se encargan de mandar información para regular el control postural. Los mecanorreceptores brindan información acerca de la presión que se ejerce en contacto con el suelo, lo cual permite detectar los cambios continuos de postura (Patel, Fransson, Lush y Gomez, 2008; Patel, Fransson, Lush, Petersen, Magnusson, Johansson, y Gomez, 2008).

Por lo regular, la evaluación de la postura de pie directamente sobre la superficie de la plataforma de fuerza no es suficiente para diferenciar sujetos sanos de aquellos sujetos que presentan trastornos en el control postural, por lo que se utilizan distintos métodos para alterar el control postural y hacer más aparentes los trastornos. Uno de esos métodos es utilizar unas almohadillas (foam), para provocar una mayor inestabilidad, ya que afecta a las informaciones procedentes de los mecanorreceptores de las planta de los pies, modificando la información somatosensorial, lo cual disminuye la orientación del cuerpo y la capacidad de detectar la distribución de la presiones (Gosselin y Fagan, 2015; Patel, Fransson, Lush y Gomez, 2008). Además provoca perturbaciones mecánicas ya que la superficie viscoelástica reduce las acciones de la estrategia de tobillo para el control postural (Patel, Fransson, Lush y Gomez, 2008).

El utilizar almohadillas (*foam*) durante las pruebas estabilométricas, permite evaluar en qué manera contribuye la información propioceptiva en el mantenimiento de la postura (Yamamoto, et al., 2017). De acuerdo a Gosselin y Fagan (2015), el utilizar el *foam* pueden aumentar la velocidad de balanceo postural en sujetos sanos. El sistema somatosensorial es el principal colaborador para mantener el control postural cuando los sujetos se encuentran de pie sobre una superficie apoyo inestable, sin embargo para llevar a cabo una tarea de control postural de mayor dificultad, el sistema nervioso depende en mayor medida de las señales visuales (An, Yi, Jeon, y Park, 2009).

El oído

La anatomía de oído está diseñada para que los sujetos puedan percibir el sonido y está compuesta por las siguientes estructuras, el conducto auditivo externo, la membrana timpánica, los huesecillos (martillo, yunque y estribo), la cóclea, el octavo nervio craneal, las vías auditivas del tallo cerebral y la corteza auditiva. De verse afectada cualquiera de estas estructuras se puede perder la audición (Isaacson, 2010).

Cuando se percibe el sonido, este es transmitido a través del canal auditivo externo y llega a la membrana timpánica, las ondas de sonido en el aire son llevados a los fluidos del oído interno por los huesecillos. El desplazamiento de los fluidos del oído interno activa a las células ciliadas en el órgano de Corti, el cual manda las señales a través del nervio coclear hacia el octavo nervio craneal o nervio auditivo mediante sinapsis. La señal nerviosa del octavo nervio craneal se procesa a través del tronco encefálico y la corteza auditiva y da como resultado la percepción del sonido (Isaacson, 2010).

Sordera

La sordera, o pérdida auditiva, es un defecto funcional que ocurre cuando un sujeto pierde capacidad auditiva, sin importar en qué grado se presente; y puede presentar en cualquier grupo de edad (Uy y Forciea, 2013). Este problema es una de las discapacidades sensoriales más comunes, afecta aproximadamente al 10 % de la población adulta (Isaacson, 2010). La presencia de sordera en la infancia puede comprometer en las habilidades de lenguaje, y el desarrollo social y físico, pudiendo provocar trastornos motores (Rajendran y Roy, 2011).

El grado de pérdida auditiva puede clasificarse en cuatro niveles, de acuerdo a los umbrales que alcancen los decibeles: 26 - 40 dB leve, 41 - 55 dB moderada, 56 - 80 dB severa y 81 dB o más profunda (Uy y Forciea, 2013). La sordera también se puede clasificar de acuerdo a la parte del sistema auditivo dañado que el sujeto presente, pudiendo ser conductiva, neurosensorial o mixta (conductiva y neurosensorial). La pérdida auditiva conductiva es provocada por problema mecánicos los cuales no permiten que el sonido pueda atravesar apropiadamente el canal auditivo, la membrana timpánica y los huesecillos del oído medio. La pérdida auditiva neurosensorial es provocada por enfermedades patológicas que dañan al oído interno o la vía nerviosa desde el oído interno al cerebro. Por último, la pérdida auditiva mixta es la combinación de las discapacidades conductiva y neurosensorial (Uy y Forciea, 2013; Rajendran y Roy, 2011; Isaacson, 2010).

Es importante conocer qué tipo de pérdida auditiva presenta el sujeto, puesto que de eso depende el tratamiento que se necesita. Realizar un audiograma permite confirmar el diagnóstico y determinar la gravedad. Los audiogramas se realizan en cabinas a prueba de ruido para impedir que el ruido externo intervenga con la prueba, la audiometría de tono puro evalúa la audición presentando varias frecuencias en distintos volúmenes, donde el sujeto debe indicar si escucha el tono presentado (Uy y Forciea, 2013; Isaacson, 2010).

Lasak, Allen, McVay y Lewis (2014), mencionan las siguientes causas de la pérdida auditiva:

Anomalías en el desarrollo embrionario

La sordera se puede dar por anomalías en el desarrollo embrionario, las cuales se dan en el oído externo y el oído interno, esta causa de sordera puede causar pérdida auditiva de tipo conductiva, neurosensorial o mixta, y puede causar distintos grados de sordera.

Anomalías genéticas

Otra causa puede ser por anomalías genéticas, la sordera provocada por este motivo suele suceder entre 1-2 de cada 1000 nacimientos, y puede provocar pérdida auditiva conductiva, neurosensorial o mixta.

Origen infeccioso

La sordera también se puede dar por motivos infecciosos, unas de las causas más comunes de sordera en niños es la otitis media aguda y con derrame, las cuales son una inflamación en el oído medio. El líquido que se acumula en el oído medio no permite que la membrana timpánica vibre adecuadamente, lo cual provoca la pérdida auditiva. Las infecciones que causan pérdida auditiva también se pueden dar durante el periodo perinatal. Además, la cóclea se puede ver afectada hepatitis, rubeola, VIH, sífilis, entre otras.

Exposición al ruido

La pérdida auditiva provocada por la exposición al ruido se debe al daño mecánico en la estructura de la cóclea que se produce con la exposición durante periodos largo de tiempo a ruidos fuertes. Además la exposición al ruido puede provocar dolor y daños neurosensoriales. El evitar y protegerse de la exposición al ruido puede evitar la sordera causada por este motivo.

Otosclerosis

La otosclerosis provoca una pérdida progresiva de audición conductiva o mixta. La otosclerosis ocurre cuando al menos uno de los tres huesillos del oído medio, encargados de transmitir las vibraciones del tímpano al oído interno, no logra vibrar libremente.

Trauma

Los traumas de la membrana timpánica provocan pérdida auditiva conductiva, los traumas que se presentan son normalmente a causa de la penetración de un cuerpo extraño. También grandes cambios en la presión atmosférica pueden causar traumas en el oído medio o interno, incluso si los sujetos presentan una infección en las vías respiratorias, los cambios graduales de presión pueden llegar a afectarlos. Cuando se presentan pequeñas perforaciones el daño al oído puede ser mínimo, sin embargo perforaciones más grandes pueden llegar a provocar una pérdida auditiva significativa.

Ototóxicidad

Existen medicamentos que contienen agentes que pueden ser perjudiciales para el oído. Algunos antibióticos están asociados a la pérdida auditiva neurosensorial, también tratamientos como la quimioterapia. Otros agentes ototóxicos que pueden provocar la pérdida auditiva son los metales pesados y las drogas ilícitas.

Neuroma acústico

Los neuromas acústicos son tumores que se originan en el nervio auditivo. En el 95% de los casos los pacientes pueden presentar pérdida auditiva.

Autoinmune

Las enfermedades autoinmunes pueden provocar pérdida auditiva neurosensorial y normalmente se presenta de manera bilateral, además de que el grado de sordera puede fluctuar. Entre algunas de las enfermedades autoinmunes con antecedentes de pérdida auditiva se encuentran el lupus, la artritis reumatoide y la policondritis.

Trastornos en el procesamiento auditivo central

Los trastornos en el procesamiento auditivo central se dan cuando la porción auditiva del cerebro no funciona correctamente, lo cual provoca que no se logre interpretar adecuadamente la

información auditiva. Cuando los sujetos presentan estos trastornos parecen escuchas, sin embargo no logran interpretar el sonido.

Presbiacusia

La presbiacusia es la pérdida auditiva relacionada con la edad, se debe al deterioro que se produce en el sistema auditivo a través de los años, y se da de manera progresiva.

Enfermedad de Meniere

La enfermedad de Meniere no solo provoca pérdida auditiva también afecta directamente el equilibrio, que se debe a un trastorno en el oído interno. Los pacientes pueden presentar episodios de vértigo que pueden durar de veinte minutos hasta horas.

Cómo contribuye el oído en el control postural

Kanegaonkar, Amin, y Clarke (2012) estudiaron como las señales auditivas influyen en el control postural en sujetos sanos, y respaldo como la señales del sistema vestibular contribuyen en el control postural, ya que estas señales le permiten a los sujetos corregir rápidamente la postura de acuerdo a la información sobre la aceleración de la cabeza que estas le mandan al sistema nervioso central.

Los niños que presentan sordera de severa a profunda muestran un desarrollo retardado del control postural como consecuencia de la disfunción vestibular, debido al daño en el oído interno y asociada al grado de pérdida auditiva. Esto se debe a que los sistemas de la cóclea y el vestibular funcionan en conjunto, y se encuentran anatómicamente conectados; es por eso que cuando el mecanismo auditivo se ve afectado, se presentan problemas vestibulares que pueden dar como resultado provocar problemas de control postural y de aquellas funciones que dependan de él, como la marcha (Jafarnezhadgero, Majlesi, y Azadian, 2017; Souza, et al., 2015; Majlesi, Farahpour, Azadian, y Amini, 2014; Rajendran, Glory, y Jeevanantham, 2012; An, Yi, Jeon, y Park, 2009). Normalmente estos sujetos podrán mantener un control postural aceptable si se les permite recibir apropiadas señales visuales y somatosensoriales, sin embargo, les es complicado mantener un adecuado control postural si estas señales se ven comprometidas (An, Yi, Jeon, y Park, 2009).

Se ha encontrado en estudios de estabilometría que los niños con pérdida auditiva pueden lograr un control postural relativamente funcional durante una posición estática, ya sea con ojos cerrado o con ojos abiertos, puesto que el sistema nervioso central compensa la pérdida de las señales del sistema vestibular, con las señales que recibe de los sistemas visual y somatosensorial (Rajendran y Roy, 2011; An, Yi, Jeon, y Park, 2009). Esto es gracias a la capacidad del sistema nervioso central que posee para adaptarse a la pérdida de alguno de los sistemas sensoriales (Winter, 1995).

En estudios anteriores, como el realizado por Souza, et al. (2015), donde se llevó a cabo la comparación del control postural en niños y niñas entre 7 y 18 años, mediante la escala BESS (Balance Error Scoring System), sobre una superficie estable y sobre una inestable, entre grupos de sujetos sanos con sujetos con sordera, se encontraron diferencias significativas entre los grupos, donde los niños con sordera demostraron mayor inestabilidad que los niños sanos, justificados principalmente por que los niños con sordera muestran cambios en el sistema vestibular a consecuencia del daño que presentan en el oído interno, por lo que el control postural se ve comprometido ya que uno de los sistemas encargados de su regulación no tiene un correcto

funcionamiento. Sin embargo, al comparar entre grupos de edad la inestabilidad se reducía en los grupos de mayor edad.

Otro estudio muy similar, realizado por Walicka-Cupryś, Przygoda, Czenczek, Truszczyńska, Drzał-Grabiec, Zbigniew, y Tarnowski (2014), evaluaron a niños y niñas en edades entre 8 y 16 años, para conocer el comportamiento del control postural entre niños sanos y niños con sordera, evaluando algunas de las variables utilizadas en el presente estudio, entre otras, realizándolas en dos circunstancias, con ojos abierto y ojos cerrados. Los niños con sordera demostraron tener un mayor control postural durante la prueba con ojos cerrados en comparación con los niños sanos.

En un estudio conducido por An, Yi, Jeon, y Park (2009) buscaron la relación entre el control postural y la edad, y con respecto a la compensación sensorial, en el estudio se evaluó el control postural de niños de entre 4 y 14 años, bajo las mismas circunstancias del presente estudio (Ojos abiertos, ojos cerrados, ojos abiertos sobre foam y ojos cerrados sobre foam). Dentro de los resultados se encontraron diferencias significativas entre ambos grupos, sin embargo, también encontraron que el control postural mejoró en los niños con sordera con respecto a la edad, sin tomar en cuenta la compensación sensorial.

OBJETIVO

El objetivo de este estudio es conocer si existen diferencias en el control postural estático durante la posición de pie, entre un grupo de personas con sordera y un grupo de personas sanas, para tener un mejor entendimiento de como la pérdida auditiva repercute sobre el control postural estático. Además se busca conocer la dependencia de los sistemas vestibular, somatosensorial y visual sobre su efecto en el control postural.

METODOLOGÍA

Participantes

En la investigación participaron 20 sujetos de sexo masculino, 10 sujetos con sordera (Media \pm 24.6 años, DE \pm 10.34) y 10 sujetos sanos (Media \pm 23.9 años, DE \pm 4.33), de la ciudad de Mexicali, Baja California, México. Las causas de la sordera de los sujetos que participaron en la investigación fueron por anomalías en el desarrollo embrionario, anomalías genéticas y por enfermedad infecciosa. Los criterios de inclusión para los sujetos sanos fueron presentar audición normal. El criterio de inclusión para los sujetos con pérdida auditiva fue presentar una pérdida auditiva mayor de 71 dB; es decir que el grupo de participantes con sordera presentaban un grado de sordera de severo (2 sujetos) a profundo (8 sujetos). Los criterios de exclusión para ambos grupos fue no presentar discapacidades intelectuales, lesiones físicas recientes, problemas ortopédicos u obesidad. Los sujetos fueron completamente informados sobre el objetivo y el protocolo del estudio y firmaron un consentimiento informado.

Instrumentos y procedimientos

En el presente estudio transversal el balance estático de los sujetos de ambos grupos fue evaluado con una plataforma AMTI OR6-6 2000, con una frecuencia de 1000 Hz. La prueba sobre la plataforma tuvo una duración de 30 segundos, y se realizó en cuatro distintas condiciones: (1) Pies separados con ojos abiertos, (2) Pies separados con ojos cerrados, (3) Pies separados con ojos abiertos parado en un bloque de foam sobre la plataforma de fuerza; y (4) Pies separados con ojos cerrados parado en un bloque de foam sobre la plataforma de fuerza. En las pruebas que se indican como realizadas sobre foam, los sujetos se pararon sobre un cojín de espuma viscoelástica de alta densidad de 5 cm de grosor.

Durante la prueba los sujetos se colocaron con los pies descalzos sobre unas marcas predeterminadas en la plataforma (Ver figura 1), y sobre el bloque de foam (Ver figura 2). La posición durante las pruebas fue en una postura de bipedestación con los pies separados y con los brazos relajados a los costados, además se les pidió que durante la prueba con ojos abiertos fijaran su mirada sobre un punto negro en la pared situada a 3.5 m de distancia (Ver figura 3 y 4). Los procedimientos de la evaluación del control postural fueron previamente expuestos por escrito y explicados oralmente a los sujetos oyentes; a los voluntarios con pérdida auditiva, se les presentaron los procedimientos por escrito y además recibieron la explicación en Lengua de Señas Mexicana (LSM), por una intérprete de LSM, quien además brindó su apoyo durante la evaluación. Cada prueba se repitió tres veces y la media de las pruebas de cada sujeto se utilizó para los análisis posteriores.

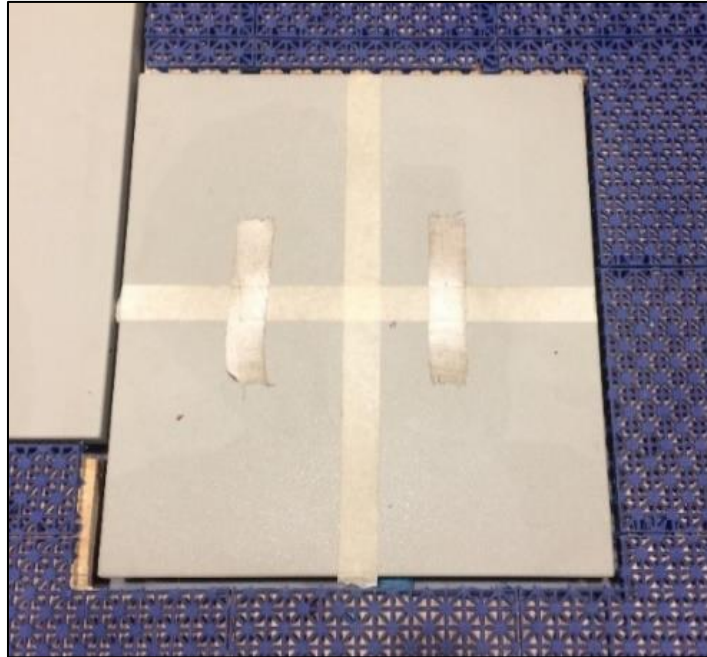


Figura 1. Marcas para la posición de pies en la plataforma de fuerza.

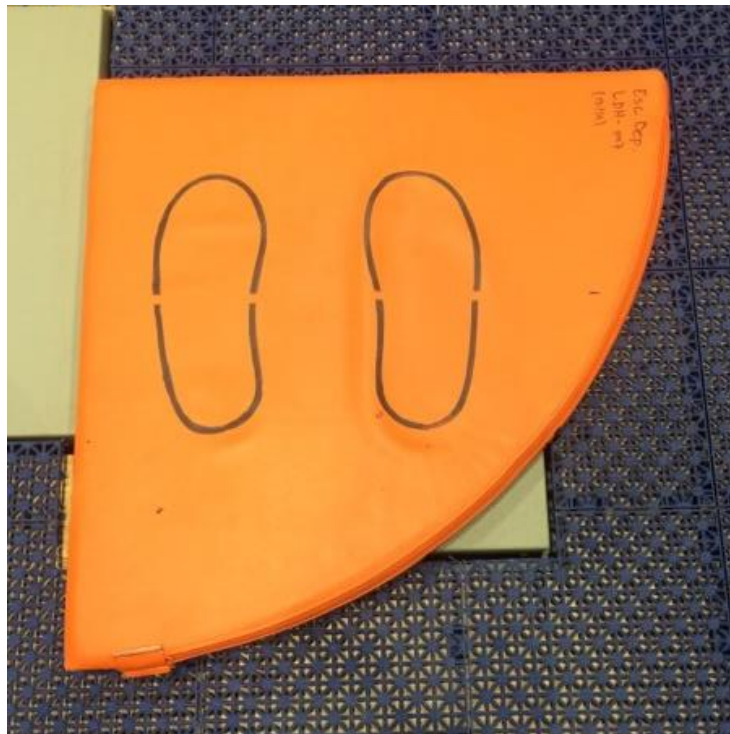


Figura 2. Marcas para la posición de los pies sobre el cojín de foam.



Figura 3. Postura para la prueba sobre la plataforma de fuerza.



Figura 4. Posición para la prueba sobre el cojín de foam.

Las variables que son de interés para la actual investigación son las siguientes:

- Área de apoyo (Área de elipse de 95%): Elipse de confianza de 95%. El 95% de los datos se encuentran dentro de la elipse. Se mide en cm^2 .
- Desplazamiento en la dirección medio lateral: desplazamiento promedio de la coordenada X del centro de presiones. Se mide en cm.
- Desplazamiento en la dirección antero posterior: desplazamiento promedio de la coordenada Y del centro de presiones. Se mide en cm.
- Longitud del centro de presiones: longitud total de la trayectoria del COP, se mide en cm.
- Dependencia vestibular en el Área de apoyo: Evaluación de la dependencia del sistema vestibular sobre el área de apoyo, considerando la prueba con ojos abiertos y la prueba con ojos cerrados sobre foam.
- Dependencia vestibular en el desplazamiento en la dirección medio lateral: Evaluación de la dependencia del sistema vestibular sobre el desplazamiento en la dirección medio lateral, considerando la prueba con ojos abiertos y la prueba con ojos cerrados sobre foam.
- Dependencia vestibular desplazamiento en la dirección antero posterior: Evaluación de la dependencia del sistema vestibular sobre el desplazamiento en la dirección antero posterior, considerando la prueba con ojos abiertos y la prueba con ojos cerrados sobre foam.
- Dependencia vestibular en la longitud del CoP: Evaluación de la dependencia del sistema vestibular sobre la longitud total de la trayectoria del COP, considerando la prueba con ojos abiertos y la prueba con ojos cerrados sobre foam.
- Dependencia propioceptiva en el Área de apoyo: Evaluación de la dependencia del sistema somatosensorial sobre el área de apoyo, considerando la prueba con ojos abiertos y la prueba con ojos cerrados sobre foam.
- Dependencia propioceptiva en el desplazamiento en la dirección medio lateral: Evaluación de la dependencia del sistema somatosensorial sobre el desplazamiento en la dirección medio lateral, considerando la prueba con ojos abiertos y la prueba con ojos cerrados sobre foam.
- Dependencia propioceptiva desplazamiento en la dirección antero posterior: Evaluación de la dependencia del sistema somatosensorial sobre el desplazamiento en la dirección antero posterior, considerando la prueba con ojos abiertos y la prueba con ojos cerrados sobre foam.
- Dependencia propioceptiva en la longitud del CoP: Evaluación de la dependencia del sistema somatosensorial sobre la longitud total de la trayectoria del COP, considerando la prueba con ojos abiertos y la prueba con ojos cerrados sobre foam.
- Dependencia visual en el Área de apoyo: Evaluación de la dependencia del sistema visual sobre el área de apoyo, considerando la prueba con ojos abiertos y la prueba con ojos cerrados.
- Dependencia visual en el desplazamiento en la dirección medio lateral: Evaluación de la dependencia del sistema visual sobre el desplazamiento en la dirección medio lateral, considerando la prueba con ojos abiertos y la prueba con ojos cerrados.
- Dependencia visual desplazamiento en la dirección antero posterior: Evaluación de la dependencia del sistema visual sobre el desplazamiento en la dirección antero posterior, considerando la prueba con ojos abiertos y la prueba con ojos cerrados.
- Dependencia visual en la longitud del CoP: Evaluación de la dependencia del sistema visual sobre la longitud total de la trayectoria del COP, considerando la prueba con ojos abiertos y la prueba con ojos cerrados.

Las variables se analizaron en las cuatro condiciones en las que se realizó la prueba, para tener una mayor claridad se asignaron las siguientes nomenclaturas a las variables originales en cada una de las pruebas como se muestra a continuación:

- Prueba ojos abiertos. Área de apoyo. (OAarea)
- Prueba ojos cerrados. Área de apoyo. (OCarea)
- Prueba ojos abiertos sobre foam. Área de apoyo. (OAFarea)
- Prueba ojos cerrados sobre foam. Área de apoyo. (OCFarea)
- Prueba ojos abiertos. Desplazamiento medio lateral. (OAx)
- Prueba ojos cerrados. Desplazamiento medio lateral. (OCx)
- Prueba ojos abiertos sobre foam. Desplazamiento medio lateral. (OAFx)
- Prueba ojos cerrados sobre foam. Desplazamiento medio lateral. (OCFx)
- Prueba ojos abiertos. Desplazamiento antero Posterior. (OAY)
- Prueba ojos cerrados. Desplazamiento antero Posterior. (OCY)
- Prueba ojos abiertos sobre foam. Desplazamiento antero Posterior. (OAFY)
- Prueba ojos cerrados sobre foam. Desplazamiento antero Posterior. (OCFY)
- Prueba ojos abiertos. Longitud total de la trayectoria. (OALongitud)
- Prueba ojos cerrados. Longitud total de la trayectoria. (OCLongitud)
- Prueba ojos abiertos sobre foam. Longitud total de la trayectoria. (OAFLongitud)
- Prueba ojos cerrados sobre foam. Longitud total de la trayectoria. (OCFLongitud)
- Dependencia vestibular en el Área de apoyo: DEPENDvestibArea.
- Dependencia vestibular en el desplazamiento en la dirección medio lateral: DEPENDvestibML.
- Dependencia vestibular desplazamiento en la dirección antero posterior: DEPENDvestibAP.
- Dependencia vestibular en la longitud del CoP: DEPENDvestibLong.
- Dependencia propioceptiva en el Área de apoyo: DEPENDpropiArea.
- Dependencia propioceptiva en el desplazamiento en la dirección medio lateral: DEPENDpropiML.
- Dependencia propioceptiva desplazamiento en la dirección antero posterior: DEPENDpropiAP.
- Dependencia propioceptiva en la longitud del CoP: DEPENDpropiLong.
- Dependencia visual en el Área de apoyo: DEPENDvisualArea.
- Dependencia visual en el desplazamiento en la dirección medio lateral: DEPENDvisualML.
- Dependencia visual desplazamiento en la dirección antero posterior: DEPENDvisualAP.
- Dependencia visual en la longitud del CoP: DEPENDvisualLong.

Variables

Las medias y su desviación estándar, así como otros datos de tendencia central de las variables OAarea, OCarea, OAFarea y OCFarea de ambos grupos se pueden observar a continuación en la tabla 1.

Las medias y su desviación estándar, así como otros datos de tendencia central de las variables OAx, OCx, OAFx y OCFx de ambos grupos se pueden observar a continuación en la tabla 2.

Las medias y su desviación estándar, así como otros datos de tendencia central de las variables OAY, OCY, OAFY y OCFY de ambos grupos se pueden observar a continuación en la tabla 3.

Las medias y su desviación estándar, así como otros datos de tendencia central de las variables OALongitud, OCLongitud, OAFLongitud y OCFLongitud de ambos grupos se pueden observar a continuación en la tabla 4.

Para la comparación del control postural entre los grupos, se tomará en cuenta el área de apoyo, el desplazamiento en la dirección medio lateral del CoP, el desplazamiento en la dirección antero posterior del CoP y la longitud total de la trayectoria del COP.

Tabla 1. Área de apoyo.

	Grupo		Estadístico
Prueba ojos abiertos. Área de apoyo	Sano	Media	2.23 cm ²
		Mediana	1.89
		Varianza	.931
		Desviación estándar	.96
	Sordera	Media	2.79 cm ²
		Mediana	2.44
		Varianza	4.09
		Desviación estándar	2.02
Prueba ojos cerrados. Área de apoyo	Sano	Media	2.09 cm ²
		Mediana	2.01
		Varianza	.86
		Desviación estándar	.93
	Sordera	Media	2.89 cm ²
		Mediana	2.35
		Varianza	2.21
		Desviación estándar	1.48
Prueba ojos abiertos sobre foam. Área de apoyo	Sano	Media	2.59 cm ²
		Mediana	2.47
		Varianza	1.54
		Desviación estándar	1.24
	Sordera	Media	4.59 cm ²
		Mediana	4.81
		Varianza	9.77
		Desviación estándar	3.12
Prueba ojos cerrados sobre foam. Área de apoyo	Sano	Media	3.28 cm ²
		Mediana	3.18
		Varianza	1.13
		Desviación estándar	1.06
	Sordera	Media	4.36 cm ²
		Mediana	3.79
		Varianza	3.00
		Desviación estándar	1.73

Tabla 2. Desplazamiento medio lateral.

	Grupo		Estadístico
Prueba ojos abiertos. Desplazamiento medio lateral	Sano	Media	.17 cm
		Mediana	.15
		Varianza	.01
		Desviación estándar	.08
	Sordera	Media	.18 cm
		Mediana	.19
		Varianza	.002
		Desviación estándar	.04
Prueba ojos cerrados. Desplazamiento medio lateral	Sano	Media	.15 cm
		Mediana	.12
		Varianza	.005
		Desviación estándar	.06
	Sordera	Media	.18 cm
		Mediana	.18
		Varianza	.002
		Desviación estándar	.04
Prueba ojos abiertos sobre foam. Desplazamiento medio lateral	Sano	Media	.20 cm
		Mediana	.21
		Varianza	.004
		Desviación estándar	.06
	Sordera	Media	.27 cm
		Mediana	.24
		Varianza	.014
		Desviación estándar	.11
Prueba ojos cerrados sobre foam. Desplazamiento medio lateral	Sano	Media	.24 cm
		Mediana	.26
		Varianza	.005
		Desviación estándar	.06
	Sordera	Media	.25 cm
		Mediana	.25
		Varianza	.004
		Desviación estándar	.06

Tabla 3. Desplazamiento antero posterior.

	Grupo		Estadístico
Prueba ojos abiertos. Desplazamiento antero Posterior	Sano	Media	.36 cm
		Mediana	.35
		Varianza	.008
		Desviación estándar	.08
	Sordera	Media	.47 cm
		Mediana	.37
		Varianza	.09
		Desviación estándar	.29
Prueba ojos cerrados. Desplazamiento antero Posterior	Sano	Media	.34 cm
		Mediana	.34
		Varianza	.005
		Desviación estándar	.06
	Sordera	Media	.43 cm
		Mediana	.39
		Varianza	.041
		Desviación estándar	.20
Prueba ojos abiertos sobre foam. Desplazamiento antero Posterior	Sano	Media	.40 cm
		Mediana	.37
		Varianza	.013
		Desviación estándar	.11
	Sordera	Media	.60 cm
		Mediana	.60
		Varianza	.05
		Desviación estándar	.22
Prueba ojos cerrados sobre foam. Desplazamiento antero Posterior	Sano	Media	.47 cm
		Mediana	.42
		Varianza	.02
		Desviación estándar	.13
	Sordera	Media	.54 cm
		Mediana	.54
		Varianza	.02
		Desviación estándar	.13

Tabla 4. Longitud total de la trayectoria.

		Grupo	Estadístico
Prueba ojos abiertos. Longitud total de la trayectoria	Sano	Media	807.61 cm
		Mediana	772.98
		Varianza	15023.34
		Desviación estándar	122.56
	Sordera	Media	876.50 cm
		Mediana	875.80
		Varianza	35008.029
		Desviación estándar	187.10
Prueba ojos cerrados. Longitud total de la trayectoria	Sano	Media	803.23 cm
		Mediana	771.09
		Varianza	14201.88
		Desviación estándar	119.17
	Sordera	Media	872.82 cm
		Mediana	857.05
		Varianza	34680.98
		Desviación estándar	186.22
Prueba ojos abiertos sobre foam. Longitud total de la trayectoria	Sano	Media	800.09 cm
		Mediana	766.49
		Varianza	14939.03
		Desviación estándar	122.22
	Sordera	Media	870.49 cm
		Mediana	856.57
		Varianza	34889.70
		Desviación estándar	186.78
Prueba ojos cerrados sobre foam. Longitud total de la trayectoria.	Sano	Media	804.39 cm
		Mediana	773.95
		Varianza	15777.37
		Desviación estándar	125.60
	Sordera	Media	870.99 cm
		Mediana	858.67
		Varianza	34728.45
		Desviación estándar	186.35

Además se llevaron a cabo los cálculos para conocer la dependencia sensorial en cada una de las pruebas. Para conocer la dependencia vestibular se tomó en cuenta a las variables de la prueba con ojos abiertos en superficie estable (OAarea, OAx, OAy y OAlongitud), como la prueba donde los resultados presentan el mejor control postural, y se compararon con las variables de la prueba con ojos cerrados sobre foam (OCFarea, OCFx, OCFy y OCFlongitud), prueba donde en sujetos sanos predominaría el sistema vestibular, ya que la vista y la propiocepción se ven comprometidas. Los resultados de los sujetos sanos y sordos se pueden observar en la Tabla 5.

Tabla 5. Dependencia sistema vestibular.

	Sanos		Sordos	
	Media	Desviación estándar	Media	Desviación estándar
DEPENDvestibArea	59.0	46.8	88.8	78.7
DEPENDvestibML	51.5	68.0	48.9	39.3
DEPENDvestibAP	30.7	26.8	37.4	54.9
DEPENDvestibLong	-4	1.9	-.5	2.6

Para evaluar la dependencia somatosensorial, nuevamente se utilizaron las variables de la prueba con ojos abiertos en superficie estable (OAarea, OAx, OAy y OAlongitud), comparándolos con las variables de la prueba con ojos abiertos sobre foam (OAFarea, OAFx, OAFy y OAFlongitud), ya que es la prueba donde se compromete la propiocepción, tanto en sujetos sanos como en sujetos con sordera. Los resultados de los sujetos sanos y sordos se pueden observar en la Tabla 6.

Tabla 6. Dependencia sistema somatosensorial.

	Sanos		Sordos	
	Media	Desviación estándar	Media	Desviación estándar
DEPENDpropiArea	59.0	46.8	88.8	78.7
DEPENDpropiML	28.5	56.0	57.0	55.0
DEPENDpropiAP	11.2	21.3	56.9	100.1
DEPENDpropiLong	-.9	1.1	-.6	2.4

La dependencia visual se calculó tomando las variables de la prueba con ojos abiertos sobre superficie estable (OAarea, OAx, OAy y OAlongitud), comparándolas con las variables de la prueba de ojos cerrados (OCarea, OCx, OCy y OClongitud) ya que durante esta prueba se ve comprometida la vista para ambos grupos de prueba. Los resultados de los sujetos sanos y sordos se pueden observar en la Tabla 7.

Tabla 7. Dependencia sistema visual.

	Sanos		Sordos	
	Media	Desviación estándar	Media	Desviación estándar
DEPENDvisualArea	-5.0	22.0	19.4	51.5
DEPENDvisualIML	-9.3	27.8	4.7	20.3
DEPENDvisualAP	-5.9	9.7	2.3	35.8
DEPENDvisualLong	-.5	1.2	-.4	1.5

Análisis estadístico

La normalidad de las variables se evaluó con la prueba de Shapiro-Wilk. De las 16 variables, los datos de 9 no presentaron una distribución normal (tabla 8), por lo que el análisis de los datos se llevó a cabo con métodos no paramétricos. Para comparar las diferencias entre los sujetos sanos y los sujetos con sordera, se utilizó la prueba de U de Mann-Whitney para dos muestras independientes. Los cálculos se llevaron a cabo en el software SPSS Statistics 22. La significancia estadística se tomó en cuenta con el valor de $p > 0.05$.

Tabla 8. Prueba de Normalidad

	Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.
Prueba ojos abiertos. Área de apoyo	.741	20	.000
Prueba ojos abiertos. Desplazamiento medio lateral	.906	20	.053
Prueba ojos abiertos. Desplazamiento antero Posterior	.666	20	.000
Prueba ojos abiertos. Longitud total de la trayectoria	.882	20	.019
Prueba ojos cerrados. Área de apoyo	.895	20	.033
Prueba ojos cerrados. Desplazamiento medio lateral	.945	20	.300
Prueba ojos cerrados. Desplazamiento antero Posterior	.770	20	.000
Prueba ojos cerrados. Longitud total de la trayectoria	.873	20	.013
Prueba ojos abiertos sobre foam. Área de apoyo	.794	20	.001
Prueba ojos abiertos sobre foam. Desplazamiento medio lateral	.926	20	.128
Prueba ojos abiertos sobre foam. Desplazamiento antero Posterior	.920	20	.100
Prueba ojos abiertos sobre foam. Longitud total de la trayectoria	.863	20	.009
Prueba ojos cerrados sobre foam. Área de apoyo	.910	20	.065
Prueba ojos cerrados sobre foam. Desplazamiento medio lateral	.957	20	.490
Prueba ojos cerrados sobre foam. Desplazamiento antero Posterior	.946	20	.306
Prueba ojos cerrados sobre foam. Longitud total de la trayectoria.	.853	20	.006
DEPENDvisualAP	.944	20	.282
DEPENDvisualIML	.955	20	.443
DEPENDvisualArea	.884	20	.021
DEPENDvisualLong	.927	20	.135

DEPENDvestibAP	.945	20	.299
DEPENDvestibML	.909	20	.061
DEPENDvestibArea	.970	20	.749
DEPENDvestibLong	.968	20	.721
DEPENDpropiAP	.693	20	.000
DEPENDpropiML	.912	20	.070
DEPENDpropiArea	.970	20	.749
DEPENDpropiLong	.981	20	.948

RESULTADOS

Los datos obtenidos al realizar la prueba para comparación de dos muestras independientes correspondientes a las variables OAarea, OCarea, OAFarea y OCFarea de ambos grupos se muestran a continuación en la tabla 9. No se encontraron diferencias significativas en las variables ($p > 0.05$). Sin embargo, los sujetos sanos obtuvieron menores valores en el área de apoyo a diferencia de los sujetos con sordera.

Tabla 9. Resultados obtenidos de la Prueba U de Mann-Whitney. Área de apoyo.

Estadísticos de prueba ^a				
	Prueba ojos abiertos. Área de apoyo	Prueba ojos cerrados. Área de apoyo	Prueba ojos abiertos sobre foam. Área de apoyo	Prueba ojos cerrados sobre foam. Área de apoyo
U de Mann-Whitney	44.000	36.000	29.000	28.000
W de Wilcoxon	99.000	91.000	84.000	83.000
Z	-.454	-1.058	-1.587	-1.663
Sig. asintótica (bilateral)	.650	.290	.112	.096
Significación exacta [2*(sig. unilateral)]	.684 ^b	.315 ^b	.123 ^b	.105 ^b

a. Variable de agrupación: Grupo

b. No corregido para empates.

En la tabla 10 se observan las variables OAx, OCx, OAFx y OCFx, tampoco se encontraron diferencias significativas en los resultados al comparar las muestras, dado que los valores de la significancia fueron $p > 0.05$. Aun así, los sujetos sanos presentaron un menor desplazamiento en la dirección medio lateral en comparación con los sujetos con sordera.

Tabla 10. Resultados obtenidos de la Prueba U de Mann-Whitney. Desplazamiento medio lateral.

Estadísticos de prueba ^a	Prueba ojos	Prueba ojos	Prueba ojos	Prueba ojos
	abiertos.	cerrados.	abiertos sobre foam.	cerrados sobre foam.
	Desplazamiento medio lateral	Desplazamiento medio lateral	Desplazamiento medio lateral	Desplazamiento medio lateral
U de Mann-Whitney	40.500	35.000	34.000	45.500
W de Wilcoxon	95.500	90.000	89.000	100.500
Z	-.718	-1.134	-1.210	-.340
Sig. asintótica (bilateral)	.473	.257	.226	.734
Significación exacta [2*(sig. unilateral)]	.481 ^b	.280 ^b	.247 ^b	.739 ^b

a. Variable de agrupación: Grupo

b. No corregido para empates.

Se observaron diferencias significativas en la variable OAFy ($p=0.03$). El grupo con sordera presento una mayor media (Media \pm 0.60 cm, DE \pm 0.22) en comparación con el grupo de sanos (Media \pm 0.40 cm, DE \pm 0.11) como se muestra en la Tabla 3. Los datos de las variables OAy, OCy y OCFy se presentan a continuación en la tabla 11, estas variables no mostraron diferencia significativas entre los grupos ($p>0.05$).

Tabla 11. Resultados obtenidos de la Prueba U de Mann-Whitney. Desplazamiento antero posterior.

Estadísticos de prueba ^a	Prueba ojos	Prueba ojos	Prueba ojos	Prueba ojos
	abiertos.	cerrados.	abiertos sobre foam.	cerrados sobre foam.
	Desplazamiento antero Posterior	Desplazamiento antero Posterior	Desplazamiento antero Posterior	Desplazamiento antero Posterior
U de Mann-Whitney	44.500	38.500	22.000	30.000
W de Wilcoxon	99.500	93.500	77.000	85.000
Z	-.416	-.870	-2.117	-1.512
Sig. asintótica (bilateral)	.677	.384	.034	.131
Significación exacta [2*(sig. unilateral)]	.684 ^b	.393 ^b	.035 ^b	.143 ^b

a. Variable de agrupación: Grupo

b. No corregido para empates.

En la tabla 12 se muestran las variables OAlongitud, OClongitud, OAFlongitud y OCFlongitud, no se encontraron diferencias significativas al comparar los grupos ($p>0.05$). Sin embargo, los sujetos con sordera mostraron mayores longitudes en la trayectoria del CoP a diferencia de los sujetos sanos.

Tabla 12. Resultados obtenidos de la Prueba U de Mann-Whitney. Longitud total de la trayectoria.

Estadísticos de prueba^a				
	Prueba ojos abiertos. Longitud total de la trayectoria	Prueba ojos cerrados. Longitud total de la trayectoria	Prueba ojos abiertos sobre foam. Longitud total de la trayectoria	Prueba ojos cerrados sobre foam. Longitud total de la trayectoria.
U de Mann-Whitney	37.000	37.000	38.000	37.000
W de Wilcoxon	92.000	92.000	93.000	92.000
Z	-.983	-.983	-.907	-.983
Sig. asintótica (bilateral)	.326	.326	.364	.326
Significación exacta [2*(sig. unilateral)]	.353 ^b	.353 ^b	.393 ^b	.353 ^b

a. Variable de agrupación: Grupo

b. No corregido para empates.

Al comparar los grupos de sanos y sordos sobre el sistema vestibular no se encontraron diferencias significativas en las variables DEPENDvestibArea, DEPENDvestibML, DEPENDvestibAP y DEPENDvestibLong ($p > 0.05$) (Tabla 13).

Tabla 13. Resultados obtenidos de la Prueba U de Mann-Whitney. Dependencia sistema vestibular.

	DEPENDvestibArea	DEPENDvestibML	DEPENDvestibAP	DEPENDvestibLong
U de Mann-Whitney	41,000	45,000	47,000	46,000
W de Wilcoxon	96,000	100,000	102,000	101,000
Z	-,680	-,378	-,227	-,302
Sig. asintótica (bilateral)	,496	,705	,821	,762
Significación exacta [2*(sig. unilateral)]	,529 ^b	,739 ^b	,853 ^b	,796 ^b

a. Variable de agrupación: Sujeto

b. No corregido para empates.

Referente a la evaluación de sistema somatosensorial en la Tabla 14 no se encontraron diferencias significativas en las variables DEPENDpropiArea, DEPENDpropiML, DEPENDpropiAP y DEPENDpropiLong ($p > 0.05$).

Tabla 14. Resultados obtenidos de la Prueba U de Mann-Whitney. Dependencia sistema somatosensorial.

	DEPENDpropiaArea	DEPENDpropiaML	DEPENDpropiaAP	DEPENDpropiaLong
U de Mann-Whitney	41,000	34,000	31,000	44,000
W de Wilcoxon	96,000	89,000	86,000	99,000
Z	-,680	-1,209	-1,436	-,454
Sig. asintótica (bilateral)	,496	,226	,151	,650
Significación exacta [2*(sig. unilateral)]	,529 ^b	,247 ^b	,165 ^b	,684 ^b

a. Variable de agrupación: Sujeto

b. No corregido para empates.

A continuación en la Tabla 15 se puede observar la evaluación sobre el sistema visual, no se encontraron diferencias significativas entre los grupos ($p > 0.05$).

Tabla 15. Resultados obtenidos de la Prueba U de Mann-Whitney. Dependencia sistema visual.

	DEPENDvisualArea	DEPENDvisualML	DEPENDvisualAP	DEPENDvisualLong
U de Mann-Whitney	41,000	30,000	45,000	45,000
W de Wilcoxon	96,000	85,000	100,000	100,000
Z	-,680	-1,512	-,378	-,378
Sig. asintótica (bilateral)	,496	,131	,705	,705
Significación exacta [2*(sig. unilateral)]	,529 ^b	,143 ^b	,739 ^b	,739 ^b

a. Variable de agrupación: Sujeto

b. No corregido para empates.

DISCUSIÓN

El primer objetivo del presente estudio fue comparar el control postural en sujetos con sordera con respecto al del grupo de sujetos sanos. Nuestra hipótesis era encontrar diferencias significativas entre ambos grupos en las variables estudiadas. Debido a la estrecha relación entre el oído y el sistema vestibular es común suponer que los sujetos con sordera presentarían un menor control postural a diferencia de los sujetos sanos. De acuerdo a los resultados obtenidos en investigación no se encontraron diferencias significativas en la mayoría de las variables estudiadas, por excepción de una, la variable OAFy. Los resultados fueron semejantes a estudios previos donde también se evaluó la longitud de la trayectoria del CoP, y el área de apoyo sobre una superficie estable, donde no se encontraron diferencias significativas entre las muestras en el área de apoyo con ojos abiertos y cerrados, ni en la longitud de la trayectoria del CoP con ojos abiertos (Nakajima, Kaga, Takekoshi, y Sakuraba, 2012).

Cabe resaltar que las edades de los participantes de la investigación de Nakajima, Kaga, Takekoshi, y Sakuraba (2012), también fueron sujetos adultos (edad ± 22.8 años, DE ± 1.9) al igual que el presente estudio, ya que a diferencia de autores como Souza, et al. (2015), donde trabajaron con sujetos de menor edad, mencionan que los sujetos con pérdida auditiva mostraron mayor inestabilidad del control postural que los sujetos sanos, datos que difieren de los resultados del presente estudio donde no se encontraron diferencias significativas entre sujetos con sordera y sujetos sanos con respecto al control postural. Sin embargo, también menciona que en sus resultados se encontró un aumento en el control postural de los sujetos con pérdida auditiva, con respecto a una menor oscilación, conforme aumentaba la edad, conservando las diferencias significativas con respecto a los sujetos sanos. Otra investigación con conclusiones muy similares a las anteriores son las de Schwab y Kontorinis (2011), quienes también trabajaron con edades menores, y encontraron diferencias significativas entre sanos y sordos, pero al igual que Souza, et al. (2015), notaron que el control postural mejoraba conforme la edad tanto en los sujetos sanos como en los sujetos con sordera, lo cual menciona que se debe a la importancia de la maduración del sistema nervioso central y de los sistemas sensoriales encargados del control postural.

An, Yi, Jeon, y Park (2009) menciona que tanto en niños como en niños con pérdida auditiva no logran un control postural semejante al de los adultos hasta alcanzar entre 7 y 10 años, donde logran mantener fácilmente el control postural de pie e incluso en superficies inestables. De acuerdo a todo lo anterior podemos concluir como el control postural depende de la maduración de los sujetos conforme a la edad (Schwab y Kontorinis, 2011). Esto puede explicar por qué en las investigaciones que trabajan con menores de edad encuentran diferencias significativas entre las variables del control postural entre grupos de niños sanos y niños con sordera, a diferencia de los que trabajan con sujetos mayores, como en la actual investigación.

Las diferencias significativas encontradas en la variable OAFy, demuestra como aun que la visión es importante durante la postura de pie, no es relevante para mantener el control postural y se utiliza en mayor medida ante situaciones más complejas del control postural (Walicka-Cupryś, et al., 2014; An, Yi, Jeon, y Park, 2009), además de que en edades adultas el sistema somatosensorial conlleva un mayor peso que las señales visuales (Rajendran y Roy, 2011; Venkadesan y Finita, 2010; An, Yi, Jeon, y Park, 2009).

El objetivo secundario del estudio buscaba encontrar la dependencia de los sistemas vestibular, somatosensorial y visual, sobre el control postural en cada una de las variables estudiadas. Como hipótesis se planteó que se encontrarían diferencias significativas entre grupos principalmente en la dependencia vestibular, debido a que durante estas pruebas quedan comprometidos el sistema visual y el somatosensorial, señales aferentes importantes para los

sujetos con sordera. No obstante, de acuerdo a los resultados obtenidos no se encontraron diferencias significativas entre ambos grupos. Normalmente un sujeto logra mantener el control postural gracias a las señales que recibe el sistema nervioso central de los sistemas encargados del control postural, sin embargo cuando uno de los sistemas no logra mandar adecuadamente las señales permanente o momentáneamente, la ponderación sensorial cambia, la proporción requerida del sistema que no está mandando adecuadamente las señales es reducida y la proporción de las demás que envían información adecuadamente aumenta, en el caso de la dependencia vestibular, las señales del sistema vestibular son compensadas por las señales del sistema propioceptivo principalmente (An, Yi, Jeon, y Park, 2009). En relación a esto, Kaga (1999) menciona que los niños con sordera, a partir de los 10 años en adelante, mejoran su control postural, puesto que logran compensar la pérdida de la información del sistema vestibular casi en su totalidad con la información que suministran el sistema visual y el somatosensorial, y gracias a la plasticidad del sistema nervioso central. Basados en esto se entiende por qué en la actual investigación no se encontraron diferencias significativas entre las dependencias sensoriales, así como en las demás variables estudiadas (con excepción de la variable OAFy), ya que los sujetos compensaron la falta de señales del sistema vestibular provocadas por la pérdida auditiva, y fueron compensadas con la información sensorial del sistema visual y el somatosensorial, a esto se le denomina como compensación sensorial, donde con la pérdida de un sistema sensorial es compensado por los otros sistemas sensoriales que se encuentran intactos (Walicka-Cupryś, Przygoda, Czenczek, Truszczyńska, Drzał-Grabiec, Zbigniew, y Tarnowski, 2014; Kaga, 1999; Winter, 1995). Cabe mencionar que cuando los adultos pierden el sentido del oído (ya en la edad adulta), los demás sistemas sensoriales no lo compensan correctamente. Esto demuestra como la plasticidad del cerebro en edades tempranas es muy eficiente, mientras que en el cerebro de un adulto es deficiente (Kaga, 1999).

Por otro lado está la investigación realizada por Walicka-Cupryś, et al. (2014) quien encontró resultados que indican que los niños con sordera presentan mejor control postural, en comparación con los niños sanos, incluso menciona que los niños con sordera fueron superiores en las pruebas con ojos cerrados. Sus resultados apoyan a la compensación sensorial realizada por el sistema nervioso central.

CONCLUSIONES

Al comparar el control postural entre sujetos sanos y sujetos con sordera, no se encontraron diferencias significativas en aspectos como el área de apoyo, desplazamiento medial lateral, desplazamiento antero posterior y longitud total del CoP en superficies estables, ya sea con ojos abiertos o cerrados. Tampoco se encontraron diferencias significativas en el área de apoyo, desplazamiento medio lateral, y longitud total del CoP en superficie inestable. Con respecto a la dependencia de la dependencia de los sistemas vestibular, somatosensorial y visual, no se encontraron diferencias significativas en ninguna de las dependencias sensoriales.

Futuras líneas de investigación

Para lograr mejores conclusiones con respecto a cómo la edad influye en el control postural en sujetos sanos y sujetos con sordera, se necesitan más investigaciones con edades superiores. Al llevar a cabo la presente investigación se encontró la falta de publicaciones con sujetos adultos relacionadas al control postural y la sordera.

BIBLIOGRAFÍA

- An, M., Yi, C., Jeon, H., y Park, S. (2009). Age-related changes of single-limb standing balance in children with and without deafness. *International journal of pediatric otorhinolaryngology*, 73(11), 1539-1544.
- Browne, J., y O'Hare, N. (2000). A quality control procedure for force platforms. *Physiol Meas*, 21, 515-524.
- Chiari, L., Rocchi, L., y Cappello, A. (2002). Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clinical biomechanics*, 17(9-10), 666-677.
- De Kegel, A., Dhooge, I., Cambier, D., Baetens, T., Palmans, T., Van Waelvelde, H. (2011). Test-retest reliability of the assessment of postural stability in typically developing children and in hearing impaired children. *Gait & posture*, 33(4), 679-685.
- Derlich, M., Kręcisz, K., y Kuczyński, M. (2011). Attention demand and postural control in children with hearing deficit. *Research in developmental disabilities*, 32(5), 1808-1813.
- Gosselin, G., y Fagan, M. (2015). Foam pads properties and their effects on posturography in participants of different weight. *Chiropractic & manual therapies*, 23(1), 2.
- Greenwald, B., y Gurley, J. (2013). Balance and vestibular function. *NeuroRehabilitation*, 32(3), 433-435.
- Horak, F. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age and ageing*, 35(suppl_2), ii7-ii11.
- Isaacson, B. (2010). Hearing loss. *Medical Clinics*, 94(5), 973-988.
- Ivanenko, Y., y Gurfinkel, V. (2018). Human postural control. *Frontiers in neuroscience*, 12, 171.
- Jafarnezhadgero, A., Majlesi, M., y Azadian, E. (2017). Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. *Gait & posture*, 53, 236-240.
- Kaga, K. (1999). Vestibular compensation in infants and children with congenital and acquired vestibular loss in both ears. *International journal of pediatric otorhinolaryngology*, 49(3), 215-224.
- Kanegaonkar, R., Amin, K., y Clarke, M. (2012). The contribution of hearing to normal balance. *The Journal of Laryngology & Otology*, 126(10), 984-988.
- Kapteyn, T., Bles, W., Njikiktjien, C., Kodde, L., Massen, C., y Mol, J. (1983). Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. *Agressologie*, 24(7), 321-326.
- Lasak, J., Allen, P., McVay, T., y Lewis, D. (2014). Hearing loss: diagnosis and management. *Primary Care: Clinics in Office Practice*, 41(1), 19-31.
- Majlesi, M., Farahpour, N., Azadian, E., y Amini, M. (2014). The effect of interventional proprioceptive training on static balance and gait in deaf children. *Research in developmental disabilities*, 35(12), 3562-3567.
- Nakajima, Y., Kaga, K., Takekoshi, H., y Sakuraba, K. (2012). Evaluation of vestibular and dynamic visual acuity in adults with congenital deafness. *Perceptual and motor skills*, 115(2), 503-511.

Nordahl, S., Aasen, T., Dyrkorn, B., Eidsvik, S., y Molvaer, O. (2000). Static stabilometry and repeated testing in a normal population. *Aviation, space, and environmental medicine*, 71(9), 889-893.

Patel, M., Fransson, P., Lush, D., y Gomez, S. (2008). The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. *Gait & posture*, 28(4), 649-656.

Patel, M., Fransson, P., Lush, D., Petersen, H., Magnusson, M., Johansson, R., y Gomez, S. (2008). The effects of foam surface properties on standing body movement. *Acta oto-laryngologica*, 128(9), 952-960.

Peterka, R. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of neurophysiology*, 88(3), 1097-1118.

Pollock, A., Durward, B., Rowe, P., y Paul, J. (2000). What is balance?. *Clinical rehabilitation*, 14(4), 402-406.

Rajendran, V., Glory, F., y Jeevanantham, D. (2012). Postural control, motor skills, and health-related quality of life in children with hearing impairment: a systematic review. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 269(4), 1063-1071.

Rajendran, V., y Roy, F. (2011). An overview of motor skill performance and balance in hearing impaired children. *Italian journal of pediatrics*, 37(1), 33.

Schwab, B., y Kontorinis, G. (2011). Influencing factors on the vestibular function of deaf children and adolescents-evaluation by means of dynamic posturography. *Open Otorhinolaryngol J*, 5(1), 1-9.

Souza, R., Lemos, A., Macky, C., Raposo, M., Ferraz, K. (2015). Postural control assessment in students with normal hearing and sensorineural hearing loss. *Brazilian journal of otorhinolaryngology*, 81(4), 431-438.

Uy, J., y Forciea, M. (2013). Hearing Loss. *Annals of internal medicine*, 158(7), ITC4-1.

Venkadesan, R., y Finita, G. (2010). Motor development and postural control evaluation of children with sensorineural hearing loss: A review of three inexpensive assessment tools-PBS, TGMD-2, and P-CTSIB. *Iranian Journal of Child Neurology*, 4(4), 7-12.

Walicka-Cupryś, K., Przygoda, Ł., Czenczek, E., Truszczyńska, A., Drzał-Grabiec, J., Zbigniew, T., y Tarnowski, A. (2014). Balance assessment in hearing-impaired children. *Research in developmental disabilities*, 35(11), 2728-2734.

Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*, 3(4), 193-214.

Winter, D., Patla, A., Prince, F., Ishac, M., y Gielo-Periczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of neurophysiology*, 80(3), 1211-1221.

Winter, D., Patla, A., Prince, F., Ishac, M., y Gielo-Periczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet tanding. *J Neurophysiol*, 80(3), 1211-21.

Yamamoto, M., Ishikawa, K., Aoki, M., Mizuta, K., Ito, Y., Asai, M., Shojaku, H., Yamanaka, T., Fujimoto, C., Murofushi, T., y Yoshida, T. (2017). Japanese standard for clinical stabilometry assessment: Current status and future directions. *Auris Nasus Larynx*.