

+

UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE MEDICINA
ESCUELA DE POSTGRADO



Cambios en el aprendizaje motor en sujetos sanos durante el entrenamiento del equilibrio según la dificultad percibida medida a través de una aplicación para smartphome creada en App Inventor

Liz Betty Román Aguayo

TESIS PARA OPTAR AL GRADO DE MAGÍSTER EN INFORMÁTICA MÉDICA

**Director de Tesis: Prof. Dr. Mauricio Cerda
Co-Director de Tesis: Prof. Dr. Carlos Cruz**

2023

Agradecimientos

Agradezco infinitamente a mi esposa María Paz Órdenes, por su paciencia, consejos y apoyo constante, los cuales me ayudaron a superar cada uno de los desafíos de este proceso. A Winnie por ser una fiel compañera en las noches de estudio.

A mi madre y padre por darme siempre todo lo que he necesitado, por enseñarme la constancia y el trabajo duro. También quiero agradecer a mis amigos y compañeros de magíster, especialmente aquellos que aportaron a esta tesis con sus comentarios y participación.

A mis tutores Mauricio Cerda y Carlos Cruz por ayudarme a resolver cada duda, entregarme enseñanzas, orientación y especialmente su confianza en mí, las cuales han contribuido a la finalización de esta tesis.

A la línea de ergonomía de la Universidad de Chile, por darme la oportunidad de crecer profesionalmente.

A todas las personas que participaron en la tesis por el compromiso que tuvieron durante el proceso de entrenamiento.

Índice

Resumen	5
Abstract	7
1. Introducción	9
1.1. Antecedentes	10
1.1.1. Control motor postural	10
1.1.2. Aprendizaje motor	12
1.1.3. Dificultad y aprendizaje motor	14
1.1.4. <i>Feedback</i>	16
1.1.5. Métodos de medición del balance	18
2. Problema	20
3. Hipótesis	22
4. Objetivos	22
4.1. Objetivo general	22
4.2. Objetivos específicos	22
5. Metodología	23
5.1. Muestra	23
5.1.1. Criterios de inclusión	23
5.1.2. Tamaño de la muestra	24
5.2. Métodos asociados a objetivo específico 1	25
5.2.1. Aplicación para <i>smartphone</i>	26
5.3. Métodos asociados a objetivo específico 2	27
5.3.1. Escala de percepción de la dificultad	30
5.3.2. Protocolo de la sesión	30
5.4. Métodos asociados a objetivo específico 3	32
6. Resultados	33
6.1. Resultados asociados al objetivo específico 1	33
6.2. Resultados asociados al objetivo específico 2	39
6.3. Resultados asociados al objetivo específico 3	44
7. Discusión	50
8. Conclusión	59
9. Bibliografía	60
10. Anexo	66
10.1. Dificultad asignada y tipo de esponja utilizada por sujeto	66
10.2. Sampleo promedio obtenido por día de entrenamiento según modelo y gama de <i>smartphone</i>	69
10.3. Tasa de muestreo promedio, mínimo y máximo alcanzado según modelo y gama de <i>smartphone</i>	71

Resumen

El control postural es la base de todo tipo de actividades motoras y compromete varios sistemas sensoriales. Al igual que otras habilidades motoras, puede ser aprendida y entrenada. Para que un entrenamiento o rehabilitación sea efectivo y eficiente es imprescindible ajustar determinadas variables como el volumen o frecuencia del ejercicio a las capacidades de la persona. Sin embargo, durante la prescripción del entrenamiento mediante *feedback* aumentado, es decir, cuando se entrega a la persona entrenada información adicional que retroalimenta su desempeño en torno a una habilidad, no se consideran aspectos como la percepción de la dificultad de la tarea, dada la complejidad que existe en modular. En este sentido, la dificultad percibida es un parámetro de utilidad que podría utilizarse para adecuar el entrenamiento según el progreso de los pacientes de manera objetiva y confiable en el contexto de telerrehabilitación por medio de la utilización de *smartphones* haciendo el proceso de rehabilitación más efectivo.

Según lo anterior, se pretende determinar si existen cambios en el aprendizaje motor en sujetos sanos durante el entrenamiento del equilibrio con sistema de *feedback* aumentado, ajustado según la dificultad percibida de la tarea en comparación al grupo control y las dificultades alta, media y baja; mediante una herramienta que permita la recolección remota de datos.

Para dicho objetivo se entrenaron 32 sujetos a los cuales se les asignó al azar un grupo de dificultad (control, fácil, media o difícil). Se diseñó una aplicación móvil para entregar *feedback* auditivo, indicando al sujeto cuando realizar correcciones posturales si estas superaban un parámetro o umbral de entrenamiento basado en la tasa de cambio de la aceleración (*jerk*) obtenido mediante la señal de acelerometría de los dispositivos móviles de cada participante. Posteriormente, los participantes realizaron 7 sesiones de entrenamiento y una sesión de retención luego de 24 horas, con el fin de determinar la permanencia del aprendizaje en el tiempo, midiéndose la percepción de la dificultad, tasa de cambio de la aceleración (*jerk*), el tiempo fuera del umbral y el número de veces fuera del umbral mientras se entrega *feedback* auditivo.

Los resultados indican diferencias significativas en el grupo de dificultad media, tanto en las variables de *jerk* como en el tiempo fuera del umbral y número de veces fuera del umbral entre la sesión 1 de entrenamiento y la retención. Por otra parte, se encontraron diferencias significativas en el grupo de dificultad percibida difícil, para el tiempo fuera del umbral al comparar las sesiones 1 y retención.

Según los resultados obtenidos, la dificultad percibida es una variable relevante al prescribir ejercicios de balance mediante *feedback* auditivo aumentado. Donde el grupo de dificultad media genera cambios significativos en el rendimiento (disminución del error y *jerk*). Los presentes resultados pueden ayudar a futuras investigaciones relacionadas al uso de *feedback* en telerrehabilitación y en entornos clínicos.

Abstract

Postural control is the basis of all kinds of motor activities and involves several sensory systems. Like other motor skills, it can be learned and trained. For training or rehabilitation to be effective and efficient, it is essential to adjust certain variables such as exercise volume or frequency to the individual's capabilities. However, during the prescription of training through augmented feedback, i.e. when the trained person is given additional information that provides feedback on his or her performance of a skill, aspects such as the perceived difficulty of the task are not considered, given the complexity that exists in modulation. In this sense, the perceived difficulty is a useful parameter that could be used to adapt training according to the progress of patients objectively and reliably in the context of telerehabilitation through the use of smartphones, making the rehabilitation process more effective.

According to the above, the aim is to determine whether there are changes in motor learning in healthy subjects during balance training with an augmented feedback system, adjusted according to the perceived difficulty of the task compared to the control group and the hard, medium, and low difficulties; using a tool that allows remote data collection.

For this objective, 32 subjects were trained and randomly assigned to a difficulty group (control, easy, medium, or hard). A mobile application was designed to provide auditory feedback, indicating to the subject when to make postural corrections if they exceeded a training parameter or threshold based on the rate of change of acceleration (jerk) obtained from the accelerometry signal of each participant's mobile device. Subsequently, participants underwent 7 training sessions and a retention session after 24 hours to determine the permanence of learning over time, measuring perceived difficulty, rate of change of acceleration (jerk), time out of threshold, and the number of times out of threshold while delivering auditory feedback.

The results indicate significant differences in the medium difficulty group, both in the jerk variables and in the time out of threshold and the number of times out of threshold between training session one and retention. On the other hand, significant differences were found in the difficult perceived difficulty group for time out of threshold when comparing sessions 1 and retention.

According to the results of the study, perceived difficulty is a relevant variable when prescribing balance exercises using increased auditory feedback. Where the medium difficulty group generates significant changes in performance (decrease in error and jerk). The present results may help future research related to the use of feedback in telerehabilitation and clinical settings.

1. Introducción

Para que un entrenamiento o rehabilitación sea efectivo y eficiente es imprescindible ajustar determinadas variables como el volumen o frecuencia del ejercicio a las capacidades de la persona. Estos ajustes se hacen basándose en escalas, percepción de esfuerzo de la persona tratada, entre otras. Sin embargo, otras variables, como la dificultad del ejercicio, son más complejas de modular, en especial cuando se trata de tareas en donde el foco central del entrenamiento es el equilibrio, pues las adaptaciones ocurren en diferentes áreas del sistema nervioso central. Por esta razón, tampoco hay una herramienta clara y que sea usada ampliamente que ayude a determinar la percepción de dificultad de parte del paciente en este tipo de tareas.

Dada esta carencia es importante tener una herramienta de uso simple que permita cuantificar de forma sencilla la percepción del paciente con el fin de determinar si la actividad es adecuada a sus habilidades. A partir de esto podría conseguirse un objetivo más valioso aún, que sería poder objetivar si esta percepción puede permitir un aprendizaje eficiente en el tiempo, pues ayudaría a escoger con mayor sustento cuándo cambiar una tarea, o bien, cuándo aumentar o disminuir la complejidad de esta.

Por otro lado, y dado el contexto sanitario en que surge esta idea (pandemia COVID-19), una herramienta de estas características podría ser utilizada para telerrehabilitación o seguimiento de pacientes. Además, esto podría cumplir un rol importante en la adherencia a los procesos de rehabilitación puesto que se ha encontrado que esta modalidad de trabajo en conjunto con técnicas para el cambio de hábitos (incorporación de *feedback* o *biofeedback*, alertas, entre otros) puede mejorar la adherencia al tratamiento (Palazzo et al., 2016).

Al respecto también es relevante destacar que esto podría ser ecológico y económico. Podría ser beneficioso que cada paciente pueda tener en sus manos un dispositivo que ya sea de su propiedad (como un *smartphone*) con una aplicación móvil que pueda guiar su

rehabilitación, lo que podría disminuir el número de visitas a los centros de rehabilitación, evitar la adquisición de *smartphones* para el cumplimiento de esta tarea y enfocar la rehabilitación presencial a pacientes más complejos.

1.1. Antecedentes

En la siguiente sección se desarrollarán los conceptos de control postural como habilidad motora junto a los modelos que explican cómo el ser humano es capaz de mantener la postura corporal mediante la utilización de información o *feedback* extraído del medio. Posteriormente, se revisarán las etapas del aprendizaje motor y sus características principales, según dos autores. Luego se identificará la influencia de la dificultad del ejercicio en el aprendizaje de habilidades motoras y su utilidad para entrenar dichas habilidades. De forma similar, se explorará el concepto de *feedback* como una herramienta para influenciar el aprendizaje motor mediante información sensorial externa adicional. Finalmente, se desarrollarán algunos métodos de medición de la postura, tales como el *jerk*.

1.1.1. Control motor postural

La postura se define como la posición relativa de las partes del cuerpo con respecto a diferentes sistemas de referencia, tales como el propio cuerpo (sistema egocéntrico), el ambiente que rodea al individuo (sistema excéntrico) y la fuerza de gravedad (sistema geocéntrico) (Kandel et al., 2012). Por tanto, el control postural se define como la capacidad de mantener, alcanzar o restablecer un estado de equilibrio durante cualquier postura o actividad (Pollock et al., 2016).

En el ser humano el control postural tiene tres retos principales: mantener el equilibrio (posición constante) en presencia de la gravedad y las pequeñas perturbaciones provenientes de la respiración, latidos cardíacos, entre otras (Forbes et al., 2018); generar respuestas anticipatorias durante los movimientos voluntarios y ser adaptativo (Martín, 2004).

Para superar el primer desafío, desde un punto de vista biomecánico, se requiere que todas las fuerzas que actúan sobre el cuerpo estén equilibradas, de modo que la proyección de

esta se encuentre dentro de la base de sustentación, conformada por ambos pies, para mantener una postura estable (Forbes et al., 2018). Lograr esto supone actividad muscular continua que permite contrarrestar dichas perturbaciones (Forbes et al., 2018).

A modo de ejemplo, para mantener el equilibrio durante una posición estática en el plano antero-posterior, la cual usualmente se modela usando un péndulo invertido, el centro de masa se proyecta delante de los tobillos, lo que sumado a la fuerza de gravedad genera un torque que nos lleva hacia el suelo, por lo que es necesario que el músculo tríceps sural genere un torque opuesto para mantener una postura bípeda estable. Se ha propuesto que esto último se logra gracias a contracciones cortas e intermitentes que dan mayor tensión al tendón (Winter et al., 2003).

Sin embargo, los movimientos musculares y fuerzas deben estar reguladas de manera que permitan un control activo de la postura. Dicha regulación, permite lograr el segundo y tercer desafío del control postural, pues el ser humano utiliza la información proveniente de diferentes sistemas, tales como el sistema visual, el sistema vestibular, el sistema auditivo y el sistema somatosensorial para responder de forma adecuada a perturbaciones, tanto internas como externas, para mantener la postura deseada (Forbes et al., 2018).

Un modelo ampliamente aceptado indica que nuestro sistema nervioso central se basa en modelos o representaciones internas para adquirir nuevas habilidades y adaptarse a los posibles cambios del ambiente. Peterka, además propone el modelo de integración directa, en donde las diferentes señales sensoriales se combinan de forma lineal, permitiendo la creación de un torque para la corrección postural usando la suma ponderada de las señales de error (2018). Otros modelos indican que se genera una predicción de error sensorial mediante el cálculo de la diferencia entre lo estimado y la información sensorial captada. Al respecto, el filtro de Kalman además, generaría una corrección posterior de esta predicción de error que es utilizada para modular el control motor mediante *feedback* o *closed-loop control*, ajustando de esta forma el control muscular para lograr el objetivo de la tarea (Peterka, 2018). Por otro lado, también se ha descrito el control motor anticipatorio que capta información relevante del ambiente con el fin de preparar al sistema antes de iniciar el movimiento. Esto trae como

ventaja la producción de movimientos rápidos, ya que los comandos motores se encuentran preestructurados y pueden ser iniciados sin grandes modificaciones. Debido a esto, también se considera que los recursos atencionales pueden ser utilizados hacia otras tareas. A su vez, este sistema tiene ciertas desventajas, ya que no sería efectivo o es insuficiente para enfrentarse a tareas que no han sido aprendidas o no han sido practicadas suficientemente, pues es crítico para el modelo tener un programa motor apropiado de forma previa (Edwards, 2010).

1.1.2. Aprendizaje motor

El aprendizaje motor es un conjunto de procesos internos asociados con la práctica y la experiencia que conducen a cambios relativamente permanentes en la capacidad de realizar una conducta (Schmidt y Wrisberg, 2008). Esto incluye el desarrollo de un programa motor o representación motora parametrizada y la reducción de la variabilidad de dicho programa motor a través de circuitos dados por los diferentes sistemas sensoriales y cognitivos (Shmuelof et al., 2012).

Es importante mencionar que el aprendizaje motor puede dividirse en tres fases según lo planteado por Fitts y Posner. En la primera fase, y la más temprana (fase cognitiva), el aprendizaje motor es consciente, ya que en esta fase se enfoca en intentar entender la mecánica correcta de los movimiento necesarios para lograr una habilidad, además de cómo interpretar y usar la información sensorial y ambiental para producir estos movimientos de forma adecuada. Por otra parte, es en esta etapa donde los sujetos son más dependientes del *feedback* proveniente de fuentes externas, las cuales son comparadas con el *feedback* sensorial proveniente de fuentes internas para realizar las correcciones necesarias. Dado lo anterior, esta etapa se caracteriza por un desempeño inconsistente, con errores frecuentes y de gran magnitud. El aprendizaje motor progresa de forma rápida respecto a los primeros intentos de práctica de la nueva tarea motora y se van generando los comandos motores adecuados (Edwards, 2010; Sigrist et al., 2013).

La segunda fase es denominada fase asociativa. La representación ya trabajada se refina y van mejorando los mecanismos de detección y corrección de errores mediante la comparación, a través de aferencias sensoriales del movimiento con el *output* motor logrado.

Mediante esta comparación los errores se corrigen, ya sea de forma inmediata o bien en los movimientos subsecuentes, teniendo como consecuencia una disminución de los errores y de la variabilidad del movimiento. Por otro lado, también se comienza a integrar aspectos o claves ambientales para la mejora del rendimiento y la generación de respuestas más apropiadas (Edwards, 2010; Sigríst et al., 2013).

Al final, en la fase autónoma, los movimientos ya son más consistentes o automatizados dado que los sujetos no necesitan enfocarse en los movimientos mismos sino que la etapa está dirigida hacia otros aspectos, como la información del ambiente. En este punto se es capaz de realizar movimientos más precisos, rápidos, que requieren menor esfuerzo y pueden adecuarse a varios contextos (Schmidt y Lee, 2011; Sigríst et al., 2013).

Posteriormente, y basándose en las observaciones de Bernstein, Vereijken dio otro significado a las observaciones de Fitts y Posner. Para Vereijken (Edwards, 2010), el principal desafío para los sujetos novatos en una habilidad motora, es el control de los músculos y articulaciones involucrados, lo que conlleva a controlar muchos grados de libertad de forma independiente y también coordinarlos entre sí. Para enfrentarse a dicho problema el sujeto debe reducir el número de elementos individuales a controlar, por lo que, en esta etapa, la estrategia predominante es “congelar” dichos grados de libertad para poder producir el movimiento. Esto implica entonces bloquear algunas articulaciones para que los distintos segmentos se muevan como una unidad, es decir, solo permitir aquellos movimientos esenciales para el logro del objetivo. Sin embargo, esta estrategia es insuficiente para producir movimientos coordinados y efectivos, por lo que para mejorar necesita “liberar” algunos de estos grados de libertad para producir movimientos más efectivos, independientes y flexibles.

En etapas más avanzadas del aprendizaje motor, los sujetos ya aprenden a “liberar” estos grados de libertad y lo hacen mediante el uso de sinergias musculares. Las sinergias corresponden a grupos musculares que actúan coordinadamente al momento de activarse, esta coordinación ocurrirá a medida que avanza la práctica.

La etapa final del aprendizaje, la etapa de experto, tiene como foco principal el uso de fuerzas pasivas y reactivas inherentes al cuerpo, como también a las provenientes del ambiente, lo que permite contribuir a la dinámica del movimiento y su efectividad.

También es necesario tener en consideración que el aprendizaje y mejora en una habilidad motora no es ilimitado, ya que eventualmente la habilidad motora entrenada alcanzará un “techo” o “piso” en relación a su rendimiento, una vez que los errores de ejecución sean pequeños y se encuentren por debajo del umbral de detección del sistema. Debemos considerar también que este efecto puede observarse dependiendo del sujeto. Por ejemplo, aquellos que tienen un mejor rendimiento durante las primeras sesiones de práctica tienen menos margen de mejora. En consecuencia, pareciera que el aprendizaje es menor y más lento que otros sujetos de menor rendimiento (Anderson et al., 2021).

Según lo anterior, tener en consideración el aprendizaje motor dentro del área de la rehabilitación se hace relevante puesto que permite conocer y cuantificar aspectos clave del entrenamiento, lo que puede maximizar las capacidades de los sujetos y perpetuar dichas habilidades. Además, este conocimiento permite dar continuidad al entrenamiento para avanzar hacia habilidades complejas (Fisher et al., 2014).

1.1.3. Dificultad y aprendizaje motor

La dificultad de una tarea puede definirse como el grado en que esta representa una situación exigente y que requiere un considerable esfuerzo cognitivo o físico para desarrollar los conocimientos y habilidades de quien la realiza (Orvis et al., 2008).

Un ejemplo de la relación entre el aprendizaje y la dificultad ocurre en los videojuegos. En términos generales, los videojuegos se construyen con base en la mecánica (las herramientas usadas para la construcción del juego), la dinámica (que determina el comportamiento de los componentes mecánicos en respuesta al jugador) y la estética (correspondiente a la respuesta emocional deseada que se evoca en el jugador); siendo la estética la más importante, pues a través del desafío creado en el juego, se genera una situación de tensión que el jugador puede resolver, además de originar una decisión de valor

(Aponte et al., 2009). Asimismo, según *Theory of Flow* de Csikszentmihalyi aplicada en los videojuegos, la motivación para continuar el juego ocurre cuando la dificultad de la tarea no es ni muy fácil ni muy difícil (Allart et al., 2017; Aponte et al., 2009). Por otro lado, en concordancia con la *Self-Determination Theory*, la motivación depende del sentimiento de competencia frente al desafío, es decir, del nivel óptimo de dificultad (Allart et al., 2017). Respecto a lo anterior, cuando la dinámica del juego depende de las habilidades del jugador, estos suelen preferir una dificultad baja al inicio, sin cambios bruscos, y que incremente progresivamente con el tiempo; ya que el fallo tendría un mayor costo emocional (Allart et al., 2017).

Además, se encontró que en el caso de los juegos instruccionales cuando la dificultad de la tarea sobrepasa las habilidades del participante con poca experiencia en videojuegos, estos tienen menor rendimiento. Para los autores esto se debe a que la autopercepción de los participantes sobre su rendimiento menor al esperado podría haber desmotivado y hecho dudar a los participantes sobre su habilidad para mejorar (*phenomenon of learned helplessness*) y, por ende, aprender (Orvis et al., 2008).

Finalmente, la *OPTIMAL (Optimizing Performance through Intrinsic Motivation and Attention for Learning) theory* enfatiza aspectos como la motivación interna del individuo al momento de afrontar una nueva conducta motora; entre dichos factores se encuentra la percepción de la dificultad de la tarea (Wulf y Lewthwaite, 2016). En términos generales, las condiciones que aumentan las expectativas de obtener resultados positivos benefician el rendimiento motor de una tarea, en donde también el desafío puede contribuir a este aspecto más allá del reto como tal al que se expone a la persona (Wulf y Lewthwaite, 2016).

En el contexto de rehabilitación postural, si bien se cuenta con diferentes categorías y jerarquización de ejercicios en relación a su dificultad, tales como mantención de la postura estática, ajustes posturales anticipatorios, marcha, etc. No hay un estándar para medir la intensidad del ejercicio o su dificultad de manera sencilla, como sí ocurre en ejercicios del tipo aeróbico, y la progresión del entrenamiento se hace en base a la experiencia del tratante (Alsubaie et al., 2019; Farlie et al., 2013). Bajo esta premisa Alsubaie y colaboradores desarrollan una escala de autoreporte basada en escalas numéricas tales como *OMNI Perceived Exertion Scale*, la cual está numerada desde cero a diez, junto con claves verbales

que indican la progresión de la dificultad en la escala; siendo 0 extremadamente fácil y 10 extremadamente difícil. La escala creada se validó utilizando mediciones cuantitativas del balanceo postural tales como la posición angular, velocidad angular, aceleración, entre otros; resultando una asociación robusta con la escala numérica, indicando que la percepción de dificultad de los participantes que realizan ejercicios de control postural está relacionada con la cantidad de balanceo al realizar la tarea, en condiciones diversas tales como la disminución de la base de sustentación o el uso de superficies inestables, lo cual permitiría facilitar la progresión entre los diferentes ejercicios de entrenamiento postural en ambientes clínicos y de investigación de una manera sencilla (Alsubaie et al., 2019).

1.1.4. Feedback

El concepto de *feedback* corresponde a la información entregada a un sujeto respecto de los resultados de un movimiento o los patrones de movimiento de una actividad o situación concreta (Schmidt, 1988).

En el área de la rehabilitación surgen también otros conceptos tales como el *biofeedback*, *neurofeedback* y *feedback* aumentado. Para esta tesis se considerará este último concepto, pues se refiere a un tipo de *feedback* entregado que ya es percibido y consciente por el sujeto (Sigrist et al., 2013). Este *feedback* aumentado puede ser entregado mediante varias modalidades: visual, auditivo, propioceptivo, táctil o una combinación de estas. También estos pueden clasificarse como positivos, negativos o neutros. El primero indica cuando el sujeto logra el objetivo de la tarea y se basa en la estimulación del área relacionada a la recompensa en el cerebro. El *feedback* negativo da información al sujeto respecto al error de la tarea y se relaciona con el aprendizaje basado en el error. Finalmente, el *feedback* neutro incrementa la conciencia del sujeto sobre ciertos aspectos, por ejemplo, dando mayor información sobre sus movimientos (Wolpert et al., 2011).

Según el tipo de información entregada, el *feedback* puede clasificarse como conocimiento “de resultados” y “de rendimiento”. El primero puede definirse como la respuesta proporcionada por una fuente externa sobre el resultado de una acción en términos del objetivo de la misma, es decir, el grado de logro que tiene el sujeto sobre un objetivo. Se

debe considerar que este tipo de *feedback* no indica las causas del rendimiento obtenido por el sujeto o cómo corregir el resultado, sino que duplican la información sensorial y puede ser valiosa al momento de entregar información que no se puede extraer desde la experiencia, especialmente en las primeras etapas del aprendizaje en donde los sujetos tienden a confiar más en fuentes externas de información (foco externo) (Edwards, 2010).

Por otra parte, el conocimiento del rendimiento se define como la información proveniente de fuentes externas sobre la mecánica y cinemática del movimiento, es decir, las causas que explican el rendimiento de un sujeto y puede implicar indicaciones sobre cómo y cuándo realizar correcciones (foco interno) (Edwards, 2010).

Respecto a los efectos del *feedback*, en términos generales se ha observado que el *feedback* entregado con información relativa de los resultados o foco externo, promueve el aprendizaje motor debido a que favorece un control más automático de los movimientos ya que utilizaría un proceso de control motor más rápido e inconsciente; el cual, a diferencia del *feedback* con información relativa al rendimiento (foco interno) que induce un tipo de control más consciente interfiriendo con la automatización de dicha habilidad. También se sugiere que el foco interno tiende a restringir los grados de libertad, mientras que ocurriría lo contrario para el foco externo (Wulf y Lewthwaite, 2016).

En relación a los tipos de *feedback*, se han visto varios efectos. Por ejemplo, el *feedback* visual al ser utilizado en tareas simples queda en evidencia que facilita el aprendizaje motor, pero cuando este es retirado durante las pruebas de retención, el rendimiento disminuye, lo que puede ser consecuencia de cierta dependencia del *feedback*, a expensas del *feedback* intrínseco (*Guidance hypothesis*). Esto puede evitarse si las condiciones durante el entrenamiento y la sesión de retención son similares en términos de uso del *feedback* (*specificity-of-learning hypothesis*) (Ronsse et al., 2011; Sigrist et al., 2013).

Sobre el *feedback* auditivo se ha visto que tiene consecuencias diferentes en el aprendizaje motor. Si bien no proporciona tanta información como el *feedback* visual, este

recurso permitiría la utilización en cierta medida del *feedback* intrínseco y además favorecería el aprendizaje a través del error (Sigrist et al., 2013).

1.1.5. Métodos de medición del balance

Jerk

Como se mencionó previamente, durante el inicio del proceso de aprendizaje motor el movimiento muestra una gran variabilidad, la cual se observa como mayor balanceo postural. Este, con el entrenamiento, va disminuyendo de forma progresiva permitiendo un movimiento mucho más suave y menos variable. Este cambio además refleja el control de sistema sensoriomotor que ejerce el sistema nervioso con el fin de mantener el equilibrio postural (Cruz-Montecinos et al., 2020; Schmidt y Wrisberg, 2008)

Para medir la suavidad del movimiento (y, por lo tanto, el control motor), se utiliza el *jerk*, que desde un punto de vista matemático se define como la tercera derivada de la posición con respecto al tiempo (Eager et al., 2016), y puede considerarse como cambios en la aceleración que produce un movimiento, ya sea un aumento o disminución de esta (Semak et al., 2020). Dado lo anterior, el *jerk* se puede considerar como un indicador del control postural, en donde valores altos indican menor suavidad en el movimiento y se relacionan a los procesos de corrección, por tanto, del aprendizaje por parte del sistema nervioso (Mancini, Salarian, et al., 2012). El *jerk* se ha utilizado en otros estudios y ha demostrado ser una medida capaz de discriminar entre pacientes con enfermedad de Parkinson recientemente diagnosticada y sin inicio de tratamiento, respecto a personas sanas de edades similares, como un buen marcador para determinar la progresión de esta enfermedad (Mancini, Carlson-Kuhta, et al., 2012). También ha demostrado ser capaz de identificar trastornos en el control postural en condiciones de ojos abiertos y cerrados, en pacientes con esclerosis múltiple en relación a diferentes áreas cerebelares (Gera et al., 2020).

Por lo que es una medida útil y fiable para evaluar el aprendizaje motor relacionado al control postural entre sesiones en población joven y sana (Cruz-Montecinos et al., 2020).

Rendimiento

Otra forma de identificar cambios en el aprendizaje motor es a través de variaciones observables en el comportamiento dado un contexto específico y, que dichos cambios sean medibles y cuantificables, por ejemplo: el tiempo que un sujeto permanece en apoyo unipodal (Edwards, 2010). Es importante notar que estas variaciones del comportamiento son una expresión temporal de las habilidades de quien ejecuta una tarea y como tal, pueden ser afectados por otras variables como el *feedback*, el ambiente, entre otras; por lo cual una vez retiradas estas variables debe permanecer en el tiempo la mejora alcanzada durante la práctica (Edwards, 2010). De acuerdo a lo anterior, es importante que la medición de estos cambios de comportamiento vayan acompañadas por otras pruebas que permitan determinar la permanencia en el tiempo (prueba de retención) y/o la adaptabilidad del aprendizaje a nuevos contextos (prueba de transferencia)(Edwards, 2010).

Utilizando esta metodología Cruz-Montecinos, determinó mediante el error de ejecución en un test de apoyo unipodal, en pacientes con hemofilia con diferentes grados de daño articular que; el número de articulaciones dañadas y las características del daño en estas articulaciones pueden influir en la correcta ejecución de la tarea, lo cual puede tener un efecto en los procesos de aprendizaje motor. Puesto que las diferencias en el rendimiento de los sujetos analizados fue diferente, incluyendo el test de transferencia, el cual demostró consolidación de la mejora en el rendimiento (2016). Es decir, estas pruebas permiten tener una mayor comprensión de fenómenos que no se pueden observar de forma directa, como lo es el aprendizaje motor (Edwards, 2010).

2. Problema

Dado que la postura y, por ende, el control del equilibrio postural son la base para realizar actividades esenciales como levantarnos en la mañana, practicar algún *hobbie* o hacer deporte, el entrenamiento de la postura es esencial para la mejora de esta habilidad y la prevención de lesiones musculoesqueléticas (Lesinski et al., 2015). Al igual que cualquier otro entrenamiento, este debe ser dosificado de forma apropiada para obtener resultados efectivos. Mientras que el volumen o la frecuencia del ejercicio pueden ser determinadas de forma sencilla, para Gebel es más difícil valorar la intensidad y dificultad del ejercicio en este tipo de entrenamientos dado que prima el componente neuronal por sobre el energético. Es decir, en este tipo de entrenamientos las adaptaciones, en su mayoría, ocurren en diferentes sitios del sistema nervioso central (Gebel et al., 2018, 2019). En esta misma línea, Farlie, en su revisión sistemática reportó que de los 148 estudios evaluados, si bien indican alguna forma de jerarquización de la dificultad de los ejercicios esto no hacen referencia a la capacidad del paciente; solamente 3 reportaron un método de evaluación de la intensidad de la dificultad y uno fue descrito en detalle, pero no se encuentra validado en el presente; por lo que se desprende que este tipo de valoración no es una práctica habitual (Farlie et al., 2013). Lo anterior es relevante ya que para que un entrenamiento ejerza cambios sobre un individuo es necesario determinar el nivel óptimo de desafío de acuerdo a la capacidad de dicho individuo (Farlie et al., 2013).

Por esta razón, se pretende examinar los efectos en el aprendizaje motor en el rendimiento durante el entrenamiento del equilibrio postural a partir de la percepción de la dificultad de la persona, en tres niveles de dificultad, en uso conjunto con el *feedback* auditivo mediante el uso de una aplicación remota que permita obtener esta variable. No se han realizado estudios en donde la variable principal para la modificación de la intensidad sea la percepción del sujeto y cuál intensidad es más eficiente para el rendimiento.

El objetivo último de esta tesis es aportar en procesos de telerrehabilitación, pues se ha visto que aspectos como el *feedback*, vale decir, que se indique cuándo están realizando correcta o incorrectamente un ejercicio; el seguimiento efectivo del paciente en cuanto a su progreso durante el tratamiento; la percepción de autoeficacia, o la percepción de los sujetos en relación a su habilidad para completar un programa de entrenamiento pueden influir de forma positiva o negativa en la adherencia al tratamiento (Essery et al., 2017; Palazzo et al., 2016).

3. Hipótesis

El entrenamiento del equilibrio mediante *feedback* aumentado auditivo con una dificultad percibido media presenta un mejor rendimiento (disminución del error y *jerk*), pues la percepción en este nivel marca el desafío óptimo de entrenamiento del individuo, mientras que no tiene efecto en el rendimiento para los niveles de percepción dificultad fácil, difícil o grupo control.

4. Objetivos

4.1. Objetivo general

Determinar si existen cambios en el aprendizaje motor en sujetos sanos durante el entrenamiento del equilibrio con sistema de *feedback* aumentado, ajustado según la dificultad percibida de la tarea en comparación al grupo control y las dificultades alta, media y baja; mediante una herramienta que permita la recolección remota de datos.

4.2. Objetivos específicos

1. Crear aplicación para *smartphone* e implementar la medición simple de la tasa de cambio de la aceleración (*jerk*) del centro de masa.
2. Cuantificar y analizar la oscilación del centro de masa durante la sesión de entrenamiento y de retención en y entre las dificultades percibidas según la escala propuesta por Alsubaie (alta, media y baja) y el grupo control.
3. Cuantificar y analizar los errores de ejecución cometidos durante la sesión de entrenamiento y de retención en y entre las dificultades percibidas según la escala propuesta por Alsubaie (alta, media y baja) y el grupo control.

5. Metodología

Este proyecto corresponde a una investigación cuantitativa del tipo experimental, ya que se manipula de forma intencional una variable. En este caso se someterá a los sujetos a distintas condiciones de dificultad percibida. Para el cumplimiento del objetivo general se implementa un método simple para la medición de la oscilación del centro de masa de los participantes y luego se divide a los sujetos en 4 grupos diferentes: 1 grupo control y 3 grupos según nivel de dificultad percibida (baja, media y alta) de acuerdo a la escala de Alsubaie y cols., los cuales realizaron 1 sesión de entrenamiento de balance estático utilizando *feedback* auditivo mediante el método creado y una sesión de retención sin *feedback*. El grupo control, en tanto, entrenó sin utilización de *feedback* auditivo con base en la dificultad percibida respecto del ejercicio. Cabe mencionar que este proyecto fue aprobado por el comité de ética del hospital San José en marzo del 2022.

5.1. Muestra

5.1.1. Criterios de inclusión

En cuanto a la muestra, esta fue por conveniencia, entre todos los sujetos que cumplieron con los criterios de inclusión.

- Personas adultas (20 a 40 años) sedentarias según los criterios del cuestionario IPAQ (Mantilla Toloza y Gómez-Conesa, 2007).
- Que no posean patologías musculoesqueléticas y/o neurológicas conocidas que afecten el balance postural.
- Que no posean patologías visuales/auditivas.
- Que posea *smartphone*.
- Que firme consentimiento informado.

5.1.2. Tamaño de la muestra

Para la estimación del tamaño muestral se utilizó como referencia el trabajo realizado por Cruz-Montecinos y colaboradores, cuyo objetivo es determinar la fiabilidad del balanceo del tronco junto con el efecto del *feedback* visual en el aprendizaje motor en personas sanas del entrenamiento del balance (Cruz-Montecinos et al., 2020). Es importante notar que dicho trabajo realiza la comparación de dos grupos, control y experimental (utilización de *feedback*); y debido a que no se encontraron trabajos similares se utilizó este como referencia para el cálculo de la muestra.

Según lo anterior, se utilizó el programa G*Power 3.1.9.4 utilizando el tamaño del efecto de 1.55 según lo descrito al comparar el primer y segundo día de evaluación utilizando *feedback*, con un error del 5%. Resultando en un tamaño muestral total de 32 personas (Cruz-Montecinos et al., 2020).

5.2. Métodos asociados a objetivo específico 1

Crear aplicación para smartphone e implementar la medición simple de la tasa de cambio de la aceleración (jerk) del centro de masa

En relación a este objetivo se establecen los requisitos para la creación de una aplicación para *smartphone*. Esta aplicación se crea utilizando MIT App Inventor, una plataforma *online* creada para la enseñanza de conceptos de *computational thinking* a través del desarrollo de aplicaciones móviles. Su lenguaje de programación se basa en bloques construidos a partir de Google Blockly e inspirados en lenguajes como StarLogo TNG y Scratch, lo que permite que usuarios sin experiencia en programación puedan realizar aplicaciones móviles.

Esta plataforma se caracteriza por tener dos interfaces para que el usuario pueda crear la aplicación: el editor de diseño y el editor de bloques. El primero permite crear la interfaz de la aplicación mediante un método *drag and drop* que permite integrar todos los componentes de la aplicación; mientras que el editor de bloques permite conectar diferentes bloques clasificados por colores para programar.

Por otro lado, la plataforma utiliza los *components*, esto permite reducir la complejidad y el manejo de interacciones con las interfaces de programación de aplicaciones específicas (API) de la plataforma y los detalles relativos a la gestión del estado del *hardware* del dispositivo. Los *components* tienen 3 elementos principales: propiedades, métodos y eventos. El primero permite controlar el estado del *component* y establecer si son legibles y/o escribibles por la persona que desarrolla la aplicación. Los métodos operan múltiples *inputs* y retornan diferentes resultados. Finalmente, los eventos responden a cambios en el dispositivo o el estado de la aplicación basado en factores externos; por ejemplo, al agitar el celular, cambiar de posición, etc.

5.2.1. Aplicación para *smartphone*

Requisitos de la aplicación para el participante

Cumple con los siguientes requisitos funcionales:

- Permitirá el inicio/fin de cada sesión.
- Emitirá una señal sonora que indicará al participante el error de ejecución durante el entrenamiento.
- El participante debe ser capaz de modificar el umbral de *jerk* establecido en su propio celular.

Cumple con los siguientes requisitos no funcionales:

- El sistema requiere que la emisión de la señal de *feedback* aumentado auditivo sea coordinada con los cambios mostrados por el *jerk*.

Requisitos de la aplicación para el investigador

Requisitos funcionales:

- Se debe obtener los datos de acelerómetro del celular del participante de los ejes x, y, z.
- Se debe realizar la transformación de los datos del acelerómetro del celular a *jerk*.
- Se debe tener acceso a los datos del participante.
- El investigador requiere dar instrucciones al participante durante la sesiones de pre-test, entrenamiento y retención.
- Los datos de movimientos transmitidos deben tener una marca de tiempo

5.3. Métodos asociados a objetivo específico 2

Cuantificar y comparar la oscilación del centro de masa durante la sesión de entrenamiento y de retención en y entre las dificultades percibidas según las escala propuesta por Alsubaie (alta, media y baja) y el grupo control

Para el cumplimiento del objetivo específico 2, se invitaron a participar a 32 personas formándose al azar 4 grupos de 8 personas en total, las cuales realizaron un ejercicio de balance estático (apoyo unipodal sobre pie no hábil). A cada grupo se le asignó una dificultad diferente según la escala propuesta por Alsubaie y cols., (2019) (Figura 1):

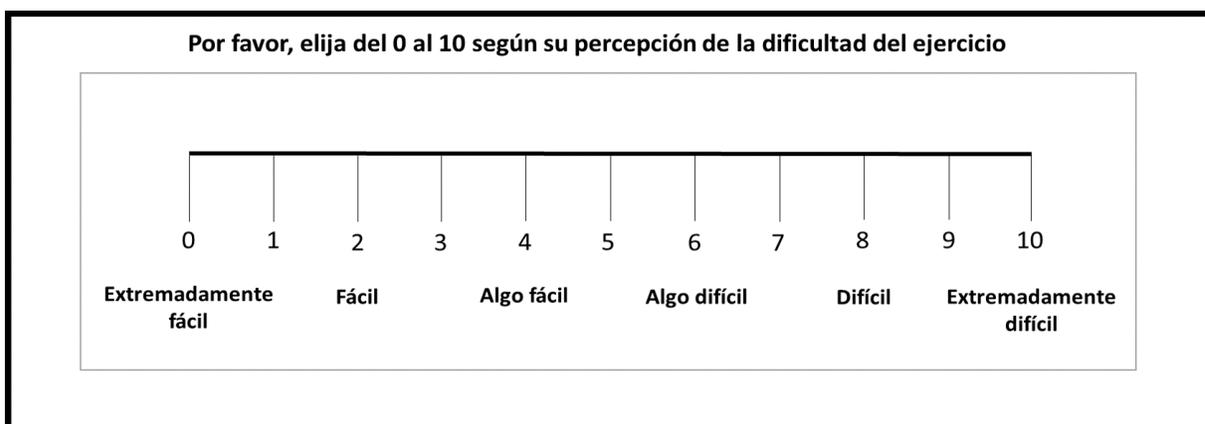


Figura 1: *Versión en español de escala numérica basada en la escala de esfuerzo percibido creada por Alsubaie, donde 0 indica que el ejercicio ejecutado es extremadamente fácil y 10 indica que el ejercicio es extremadamente difícil (Alsubaie et al., 2019).*

Grupo 1: Corresponde al grupo control, en el cual realizará un ejercicio de balance estático sin considerar la utilización de *feedback* auditivo con base en la dificultad percibida respecto del ejercicio.

Grupo 2: Corresponde al grupo de dificultad fácil, el cual realizará un ejercicio de balance estático con una dificultad percibida entre 0 y 3, y ayudado por un *feedback* auditivo.

Grupo 3: Corresponde al grupo de dificultad media, el cual realizará un ejercicio de balance estático con una dificultad percibida entre 4 y 6, y ayudado por un *feedback* auditivo.

Grupo 4: Corresponde al grupo de dificultad difícil, el cual realizará un ejercicio de balance estático con una dificultad percibida entre 7 y 10, y ayudado por un *feedback* auditivo.

El ejercicio de balance estático que realizaron los participantes corresponde a la mantención del apoyo unipodal con la pierna no hábil en extensión completa, la pierna contraria elevada, brazos en el pecho sosteniendo el *smartphone* y ojos abiertos según lo descrito por Cruz-Montecinos et al. (2020; Patel et al., 2008) (Figura 2).

La recolección de datos se llevó a cabo de forma telemática mediante la aplicación para *smartphone* creada para este proyecto. Se solicitó a los participantes conectarse por medio de videoconferencia durante la primera sesión con el fin de enseñarles el uso de la aplicación y el protocolo del ejercicio a realizar. Durante las siguientes sesiones solamente se envió un recordatorio, vía mensaje de texto, para la realización de la rutina. Por otro lado, se les solicitó que el ejercicio de balance fuera realizado descalzo en una habitación libre de ruido y de objetos cercanos.

Los participantes utilizaron el acelerómetro de su *smartphone* para realizar la estimación de la aceleración del centro de masa, ubicándolo a la altura del esternón (Yang y Hsu, 2010). Para determinar la oscilación del centro de masa en las tres dimensiones x, y, z; se calculó el *jerk*,

$$jerk[nT] := Fs^{-1} \sqrt{\sum_{j=1}^3 (G_j[nT]_i - G_j[nT]_{i-1})^2}$$

el cual se define como la distancia euclidiana de las tres señales discretas ortogonales de acelerometría adquiridas desde el *smartphone* (G_j), donde j representa el eje inercial, es decir, los ejes anteroposterior, mediolateral y cefalocaudal con respecto al centro de masa del acelerómetro; nT representa el muestreo periódico; i representa el número de *frames*; Fs representa el periodo de la señal y $:=$ que se define como la actualización del *jerk* durante las sesiones (Cruz-Montecinos et al., 2020).

Para realizar la agrupación se asigna una dificultad al azar al participante, luego se le solicita realizar 3 *trials* para determinar el umbral de entrenamiento utilizando un porcentaje

del máximo *jerk* alcanzado (inicialmente un 30%), el cual puede variar de forma iterativa (aumentado o disminuyendo un 5%). Este porcentaje se ajusta según la percepción del participante y/o con ayuda de una superficie inestable, las que corresponden a 3 tablas de equilibrio graduadas en diferente dificultad de la marca Thera band (verde es dificultad fácil, azul es dificultad media y negra es dificultad difícil). El detalle de los sujetos que utilizaron la superficie inestable se encuentra en el anexo 1.

El error durante la realización del ejercicio se definió como el tiempo fuera de este umbral y el número de veces que el sujeto sobrepasó el umbral de entrenamiento.

Los participantes de los grupos fácil, medio y difícil, recibieron adicionalmente un *feedback* aumentado auditivo durante la sesión de entrenamiento transmitido por el *smartphone*.

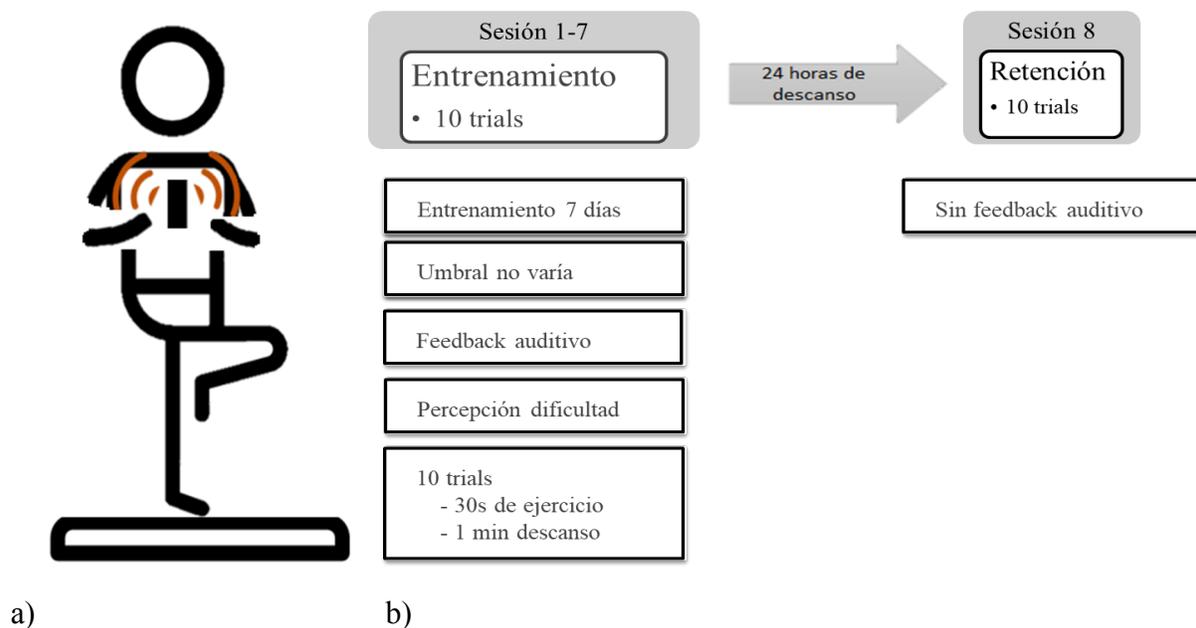


Figura 2: a) Representación gráfica del ejercicio de balance estático realizado por los sujetos. b) Protocolo de entrenamiento para los grupos fácil, medio y difícil. El protocolo del grupo control solamente se diferencia en que no tiene feedback auditivo durante las sesiones de entrenamiento.

5.3.1. Escala de percepción de la dificultad

Escala propuesta por Alsubaie et al. (2019) que consiste en una escala numérica discreta (0-10) basada en la escala de esfuerzo percibido OMNI, de auto reporte con anclajes verbales, es decir los números de esta escala se encuentran asociados a una descripción, donde por ejemplo 0 indica que el ejercicio ejecutado es extremadamente fácil y 10 indica que el ejercicio es extremadamente difícil. Esta escala se escoge pues muestra una asociación robusta entre la percepción de dificultad de los participantes sobre el ejercicio ejecutado y la cantidad de balanceo del cuerpo durante dichos ejercicios, es sencilla de utilizar y permite la participante utilizarla sin necesidad del investigador (Alsubaie et al., 2019) (Figura 1).

5.3.2. Protocolo de la sesión

Corresponde a 8 sesiones, de las cuales, 7 sesiones son de entrenamiento y 1 sesión de retención luego de 24 horas, de acuerdo a la curva de aprendizaje motor y protocolo utilizado por Cruz-Montecinos y colaboradores (2020). Todas las mediciones se realizaron entre las 9 am y el medio día, para evitar influencia negativa del ciclo circadiano en la medición (Gribble et al., 2007). Además, se les solicitó a los participantes dormir al menos 6 horas la noche previa a las sesiones y no consumir sustancias que puedan afectar el equilibrio postural tales como el café, bebidas energéticas, alcohol, etc. al menos 24 horas antes de la evaluación (Schlesinger et al., 1998).

Durante la sesión de pre-test se cumplieron los siguientes hitos:

- Se asignó al azar un grupo para el sujeto.
- Se explicó al sujeto el procedimiento experimental, posicionamiento y calibración del *smartphone* y se realizó un pre-test de tres *trials* en donde se calculó el 30% del *jerk*. En caso de no ser suficiente el umbral, se incluyó la utilización de una de las tablas de equilibrio y la modificación del umbral hasta alcanzar la dificultad percibida según el grupo asignado (aumentado o disminuyendo un 5% de forma iterativa).
- Se explicó y aplicó la escala de percepción de dificultad propuesta por Alsubaie.
- Se familiarizó al sujeto con el funcionamiento del *feedback* aumentado auditivo y de la aplicación.

Posteriormente se procedió a realizar las sesiones de entrenamiento que consisten en la realización de 10 *trials* de entrenamiento utilizando el *feedback* aumentado auditivo. Tanto los *trials* de pre-test como los de entrenamiento, tienen una duración de 30 segundos con 1 minuto de descanso entre cada *trial* (Sánchez-Tormo et al., 2020). Para el grupo control, solo se consideró la realización del ejercicio de balance en apoyo unipodal, sin la utilización de *feedback* aumentado auditivo.

5.4. Métodos asociados a objetivo específico 3

Cuantificar y analizar los errores de ejecución cometidos durante la sesión de entrenamiento y de retención en y entre las dificultades percibidas según la escala propuesta por Alsubaie (alta, media y baja) y el grupo control

El error de ejecución de la tarea se definió como el tiempo en que el participante se encuentre fuera del umbral del 30% *jerk* por *trial* (o del umbral determinado a partir de la dificultad percibida en el pre-test) y el número de veces que el sujeto sobrepase el umbral de entrenamiento.

Análisis de datos

Para poder establecer las pruebas estadísticas adecuadas, primero, se determina la distribución de los datos obtenidos, para esto se aplica el test de Shapiro-Wilk, que busca conocer si las variables se distribuyen de forma normal. Junto con este análisis exploratorio inicial se detecta la presencia de *outliers* mediante el uso de Z-Score, para esto se elimina aquellos datos en donde se cumple que $z = \pm 3.29$ (Tabachnick y Fidell, 2013).

En este caso, dado que la distribución de los datos es no paramétrica, se utilizará el test de Kruskal-Wallis para pruebas para la comparación del factor grupo y la prueba Friedman en el caso del factor tiempo (días de entrenamiento); ambas pruebas con corrección de Bonferroni, en donde se consideran al menos 7 comparaciones.

Para el análisis *post hoc*, con el fin de evitar el error tipo I, se utiliza el test de Dunn con corrección de Bonferroni pues resulta menos conservador (Pereira et al., 2014).

Finalmente, el tamaño del efecto se calcula mediante W de Kendall para el estadístico de Friedman según la clasificación propuesta por Cafiso et al. (2013), en donde:

0.00 = W = 0.30 - Débil

0.30 < W = 0.50 - Moderado

0.50 < W = 0.70 - Bueno

0.70 < W = 1.00 - Fuerte.

6. Resultados

En la siguiente sección se presentan los resultados obtenidos de la implementación de la aplicación para *smartphone*, además, se detallan los resultados del análisis de la variable *jerk*, los errores de ejecución y tiempo de permanencia fuera del umbral de entrenamiento de acuerdo a los grupos de percepción de dificultad fácil, media, difícil y grupo control.

6.1. Resultados asociados al objetivo específico 1

Crear aplicación para smartphone e implementar la medición simple de la tasa de cambio de la aceleración (jerk) del centro de masa

Para el diseño de la interfaz de usuario se privilegió un diseño sencillo para disminuir los errores de uso de parte del usuario (Figura 3).

En la primera parte “Elige tu sesión de entrenamiento” el usuario debe presionar el botón que hay debajo de las instrucciones para ser llevado a un listado en donde puede seleccionar la sesión de entrenamiento que le corresponde realizar.

En la siguiente sección el usuario puede seleccionar su umbral de entrenamiento asignado utilizando la barra deslizador.

La aplicación, además, permite al usuario iniciar la sesión de entrenamiento, guardar la información de la sesión y enviar dicha información a través de mensajería, correo u otro. Finalmente, el usuario puede acceder a las instrucciones para realizar el entrenamiento.

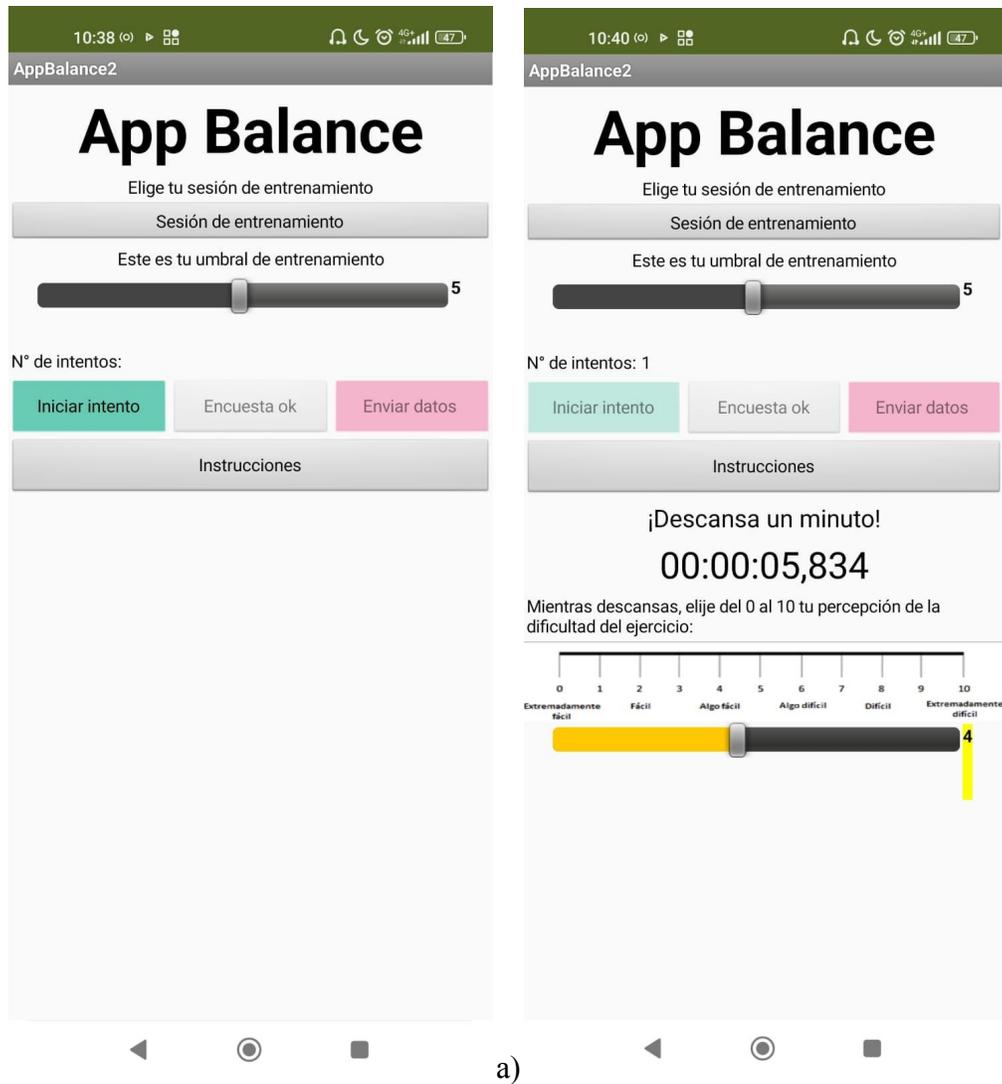


Figura 3 a) *Pantalla principal* y b) *Pantalla con encuesta de percepción de la dificultad de la sesión de entrenamiento.*

Una vez que el sujeto finaliza cada intento, muestra la escala para la valoración de la percepción de dificultad del ejercicio que debe ser contestada por el usuario a través de la barra deslizador.

En cuanto al procedimiento de la aplicación móvil durante el entrenamiento esta permite que el usuario (una vez iniciada la sesión) pueda completar el protocolo de entrenamiento y guardar los datos de tiempo, acelerometría (ejes X, Y, Z y *jerk*), percepción de

dificultad, número de intentos realizados, umbral de entrenamiento y fecha y hora de realización del intento. Dicho proceso se detalla en el siguiente flujograma (Figura 4):

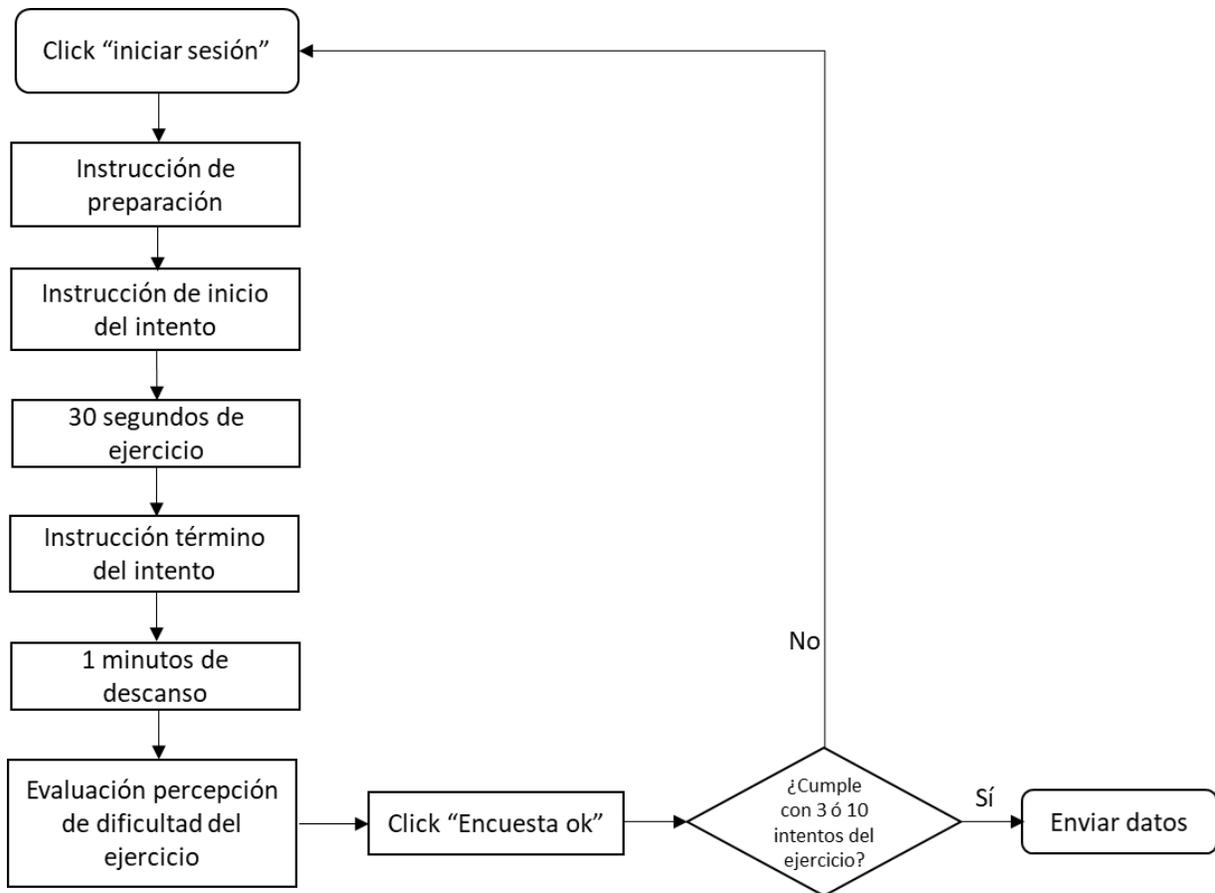


Figura 4: Proceso detallado de un intento durante las sesiones de entrenamiento.

Para la medición del *jerk*, esta se realiza solamente durante los 30 segundos correspondientes al apoyo unipodal en el protocolo de entrenamiento (Figura 5). Para el cálculo del *jerk* se utilizan los bloques de matemáticas disponibles en App Inventor, los cuales se muestran en la Figura 6 .

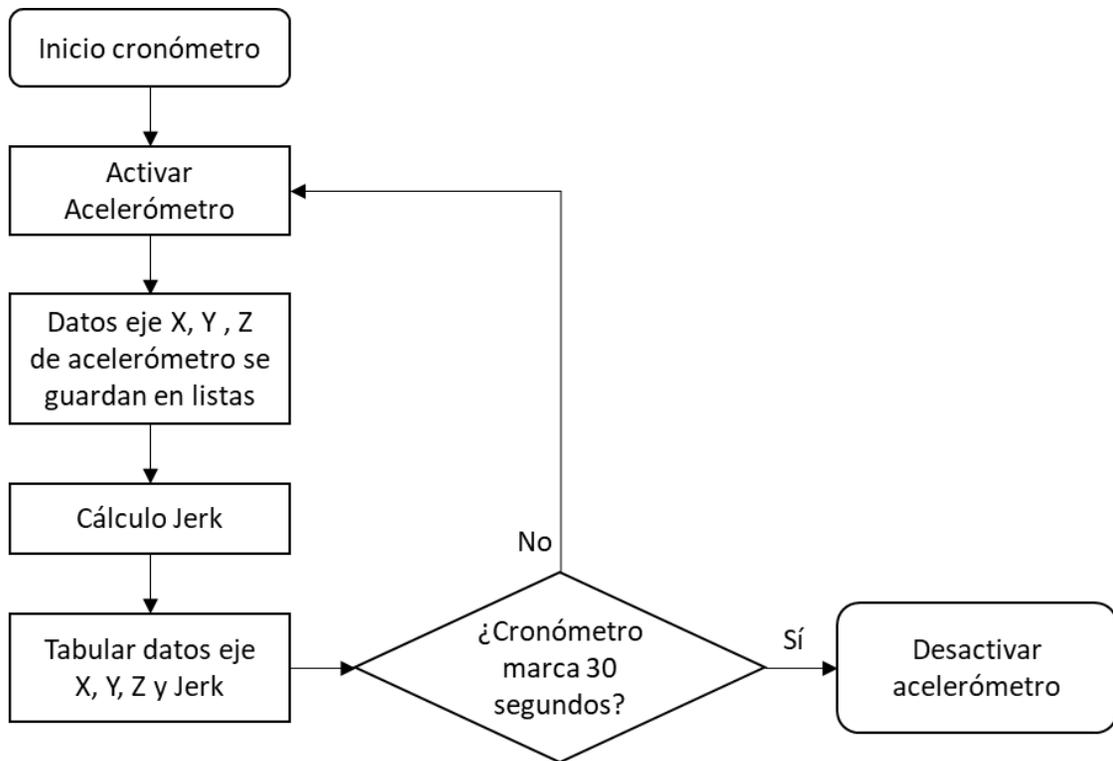


Figura 5: Proceso para el cálculo de la variable jerk en la aplicación.

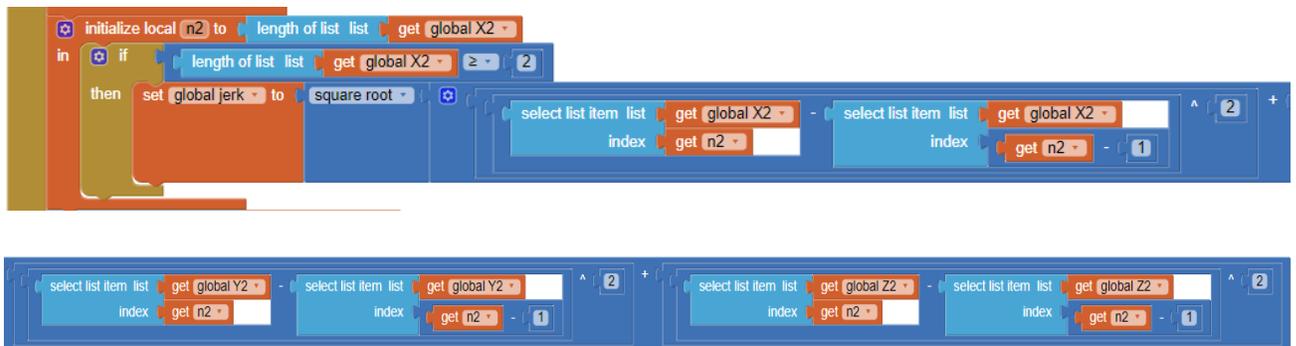


Figura 6: Bloques utilizados en App Inventor para el cálculo de la variable jerk.

En el caso de los datos obtenidos, estos tienen marca de tiempo, las aceleraciones en los ejes X, Y y Z y el *jerk*, tal y como se muestra en la imagen.

Es importante destacar que cada participante realiza el entrenamiento utilizando su propio equipo móvil (anexo 2), logrando un muestreo promedio de 48 Hz, con un mínimo 34.2 Hz y un máximo de 62.2 Hz al considerar todos los *smartphones*.

Por otro lado, se destaca que el *sampling* logrado con esta herramienta es irregular (anexo 3), por lo que cada *smartphone* presenta un sampleo diferente, con un tiempo de muestreo irregular entre mediciones sucesivas (Figura 7).

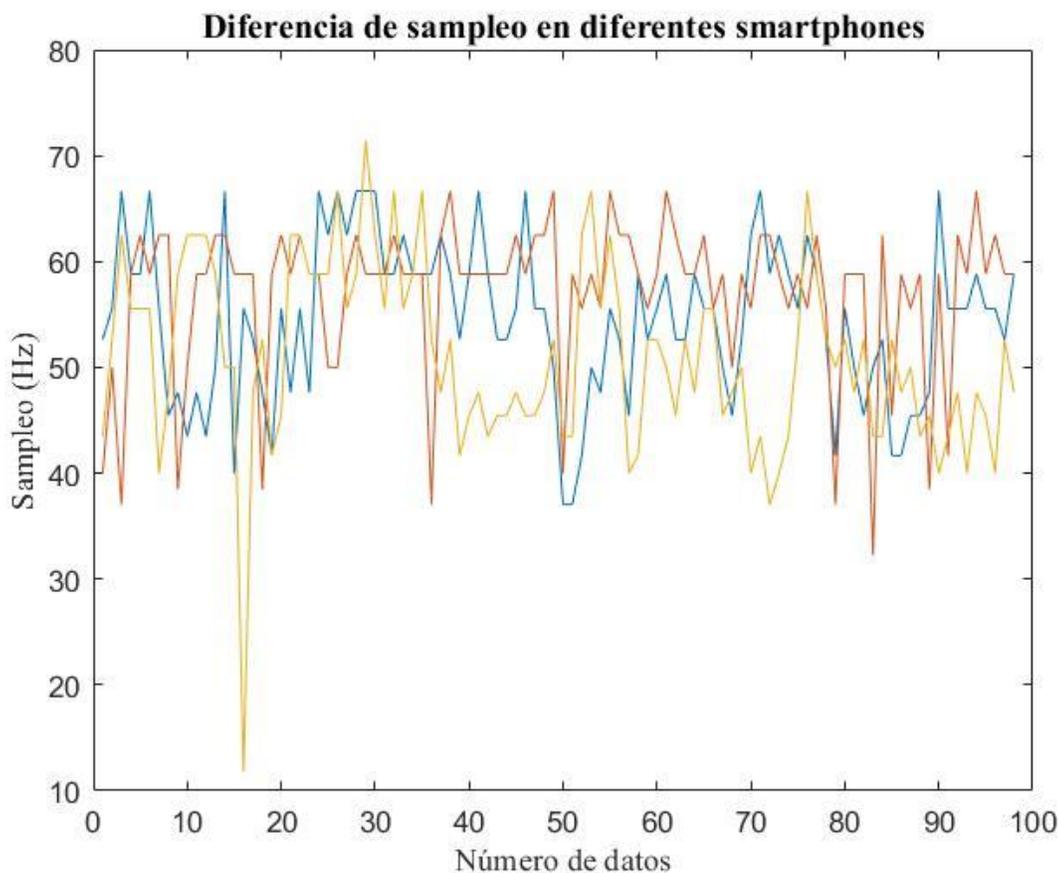


Figura 7. Muestra sampleo irregular ejemplificado con algunos de los equipos utilizados en esta tesis.

Dada la utilización de diversos modelos de *smartphone* durante este proyecto, se pretende observar si existen diferencias entre ellos. Se clasifica cada equipo por el valor de mercado en su año de lanzamiento al mercado, siendo de gama baja aquellos con valor inferior a 200,000 CLP, gama media a equipos con valor entre los 200,000 CLP y 500,000 CLP; y de gama alta a los *smartphone* sobre los 500,000 CLP.

Para esto se compara el *jerk* obtenido durante la primera sesión de entrenamiento y la gama del equipo utilizado, mediante ANOVA de una vía, dada la distribución normal de la variable *jerk*. Se calcula el estadístico de Levene, el cual indica igualdad de varianzas ($p=0.520$), mientras que tampoco se encuentran diferencias significativas entre las distintas gamas de *smartphone*, $F(2, 29) = 0.810$ $p=0.455$.

Se realiza además, el estadístico de Kruskal-Wallis para identificar diferencias entre grupos en relación al muestreo promedio obtenido en la sesión 1 de entrenamiento, en donde no se encuentran diferencias entre las distintas gamas de los equipos $X^2(2) = 3.252$, $p=0.197$.

Por otro lado, se analiza, mediante test de Friedman, el sampleo obtenido durante todas las evaluaciones realizadas por los sujetos (7 días de entrenamiento y retención) y no se encuentran diferencias significativas entre ellos para la gama baja $X^2(7) = 10.077$, $p=0.184$, media $X^2(7) = 1.943$, $p=0.963$ y alta $X^2(7) = 4.722$, $p=0.694$.

Finalmente, los datos del *jerk* obtenidos se pueden ver de la siguiente forma sin procesar (Figura 8).

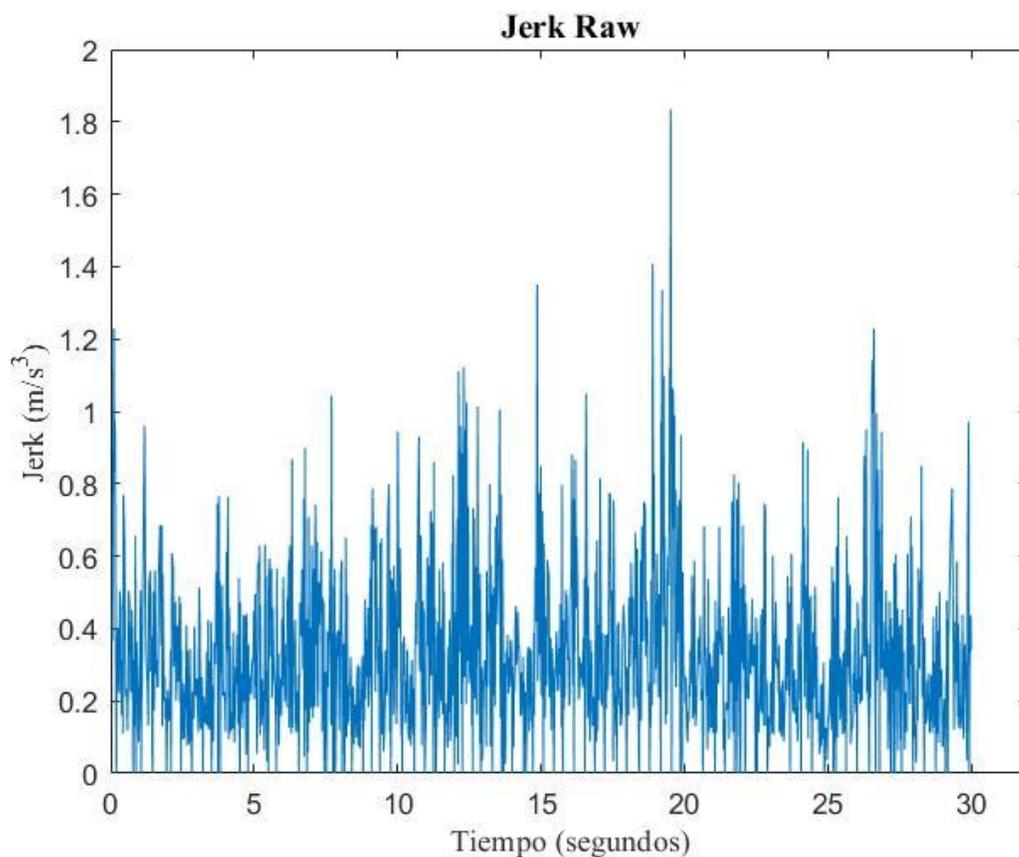


Figura 8: Variable *jerk* sin procesar obtenida desde la aplicación realizada en App Inventor.

6.2. Resultados asociados al objetivo específico 2

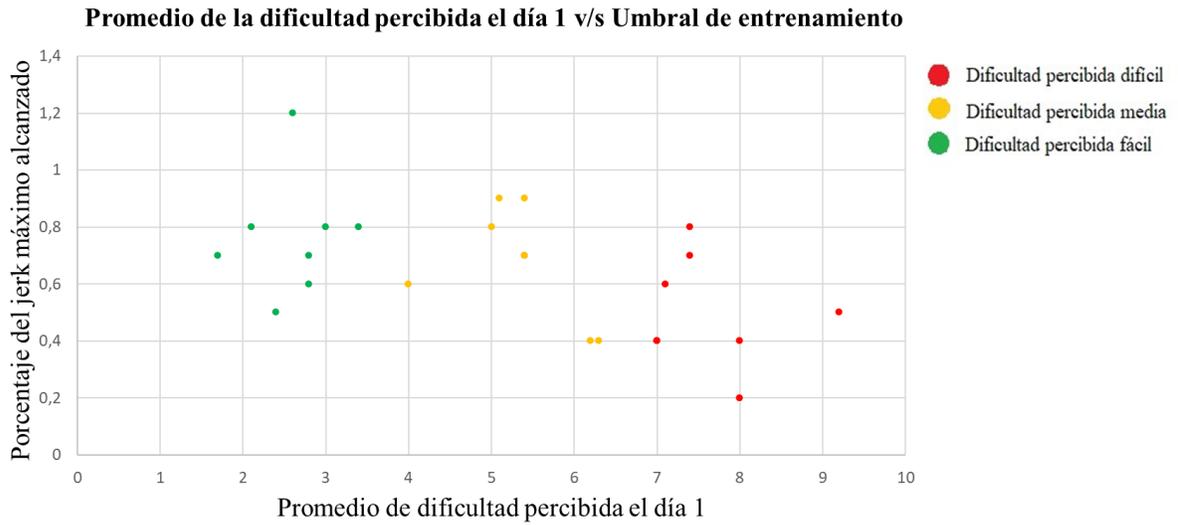
Cuantificar y comparar la oscilación del centro de masa durante la sesión de entrenamiento y de retención en y entre las dificultades percibidas según la escala propuesta por Alsubaie (alta, media y baja) y el grupo control

Respecto a los resultados relacionados al objetivo 2, se reclutaron 32 personas (hombres y mujeres) con una edad promedio de 26.7 años, sedentarios con menos de 1000 MET en la encuesta IPAQ. Del total de participantes, 8 pertenecen al grupo control, 8 al grupo de fácil, 8 personas al grupo medio y 8 al grupo difícil.

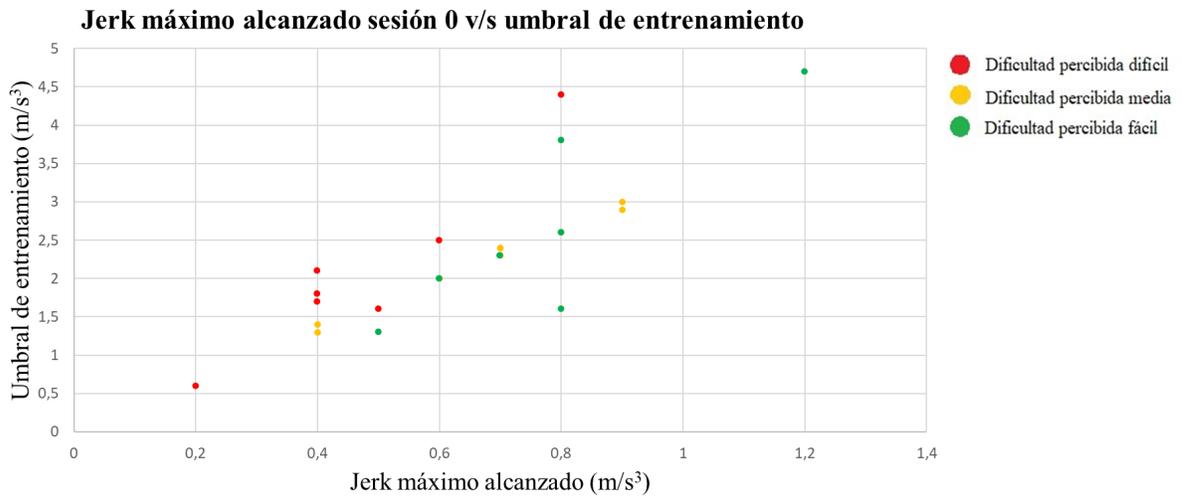
Para realizar la agrupación se asigna una dificultad al azar al participante, luego se le solicita realizar 3 trials para determinar el umbral de entrenamiento utilizando un porcentaje del máximo *jerk* alcanzado (inicialmente un 30%), este porcentaje se ajusta según la percepción del participante y/o con ayuda de una superficie inestable, las que corresponden a 3 tablas de equilibrio graduadas en diferente dificultad de la marca *Thera band* (verde corresponden a la dificultad fácil, azul es dificultad media y negra es dificultad difícil) en caso de ser necesario (Tabla 1), por lo que umbrales de *jerk* iguales pueden generar una percepción diferente de la dificultad (Figura 9.a). También se puede observar que el umbral de entrenamiento que utilizaron los participantes va de acuerdo al *jerk* máximo alcanzado, pues a mayor *jerk* en la sesión de *pre-test* mayor es el umbral, independiente del grupo asignado (Figura 9.b).

Grupo	Tabla de equilibrio			Sin Tabla de equilibrio
	Verde (Fácil)	Azul (Medio)	Negra (Difícil)	
Control	0% (0)	25% (2)	0% (0)	75% (6)
Fácil	25% (2)	0% (0)	0% (0)	75% (6)
Medio	0% (0)	25% (2)	12.5% (1)	62.5 (5)
Difícil	25% (2)	12.5% (1)	25% (2)	37.5% (3)

Tabla 1: *Porcentaje de distribución de tablas de equilibrio asignadas a cada grupo de dificultad de 8 participantes (100%), donde la tabla de equilibrio verde es dificultad fácil, azul es dificultad media y negra es dificultad difícil.*



a)



b)

Figura 9: a) Jerk máximo alcanzado durante la sesión de pre-test (sesión 0) relacionado al umbral de entrenamiento, el cual corresponde a un porcentaje del jerk máximo alcanzado hasta lograr la percepción de dificultad según el grupo asignado al azar. b) Umbral de entrenamiento en relación a la dificultad percibida promedio durante el día 1 de entrenamiento.

Para el análisis estadístico, primero se realiza la normalización de los datos respecto al primer intento de la primera sesión y luego se agrupan los datos por día de entrenamiento para realizar la estadística descriptiva y análisis de la distribución de los datos.

En el caso del *jerk*, se utiliza la prueba estadística Shapiro-Wilk para cada grupo y día, resultando con distribución normal excepto para el grupo control en el día 3 ($p=0.49$) y día 5 de entrenamiento ($p=0.44$); y para el grupo de dificultad percibida difícil en el día 8 ($p=0.001$). Por otro lado se realiza la detección de *outliers* y se eliminan aquellos casos considerados como tal.

Dada su distribución, y para comparar los resultados entre los sujetos y entre grupos, se realiza la prueba estadística de Kruskal-Wallis con comparaciones múltiples para determinar el efecto en el factor grupo, sin encontrar resultados estadísticamente significativos.

En relación al efecto por día, se utiliza el test de Friedman para cada grupo, en donde se obtienen resultados estadísticamente significativos para el grupo de dificultad percibida media $X^2(7)= 22.5$, $p=0.002$ con una potencia estadística moderada (0.402); y para el grupo de dificultad percibida difícil se obtiene $X^2(7)= 14.54$, $p=0.009$ con una potencia moderada (0.382). Mientras que los grupos control $X^2(7)= 10.92$, $p=0.142$ y el grupo de dificultad percibida fácil $X^2(7)= 8.83$, $p=0.264$ no presentan resultados significativos (Figura 10).

Además, se realiza una prueba *post hoc* con el test de comparaciones múltiples (Test de Dunn) con corrección de Bonferroni. Para el grupo de dificultad percibida media se obtienen resultados significativos al comparar el día 1 y día 6 de entrenamiento ($p=0.043$) y el día 1 con el día de retención ($p=0.004$). Mientras que para el grupo de dificultad percibida difícil, se observan resultados significativos al comparar el día 1 y día 7 de entrenamiento ($p=0.006$).

Jerk durante el entrenamiento y retención

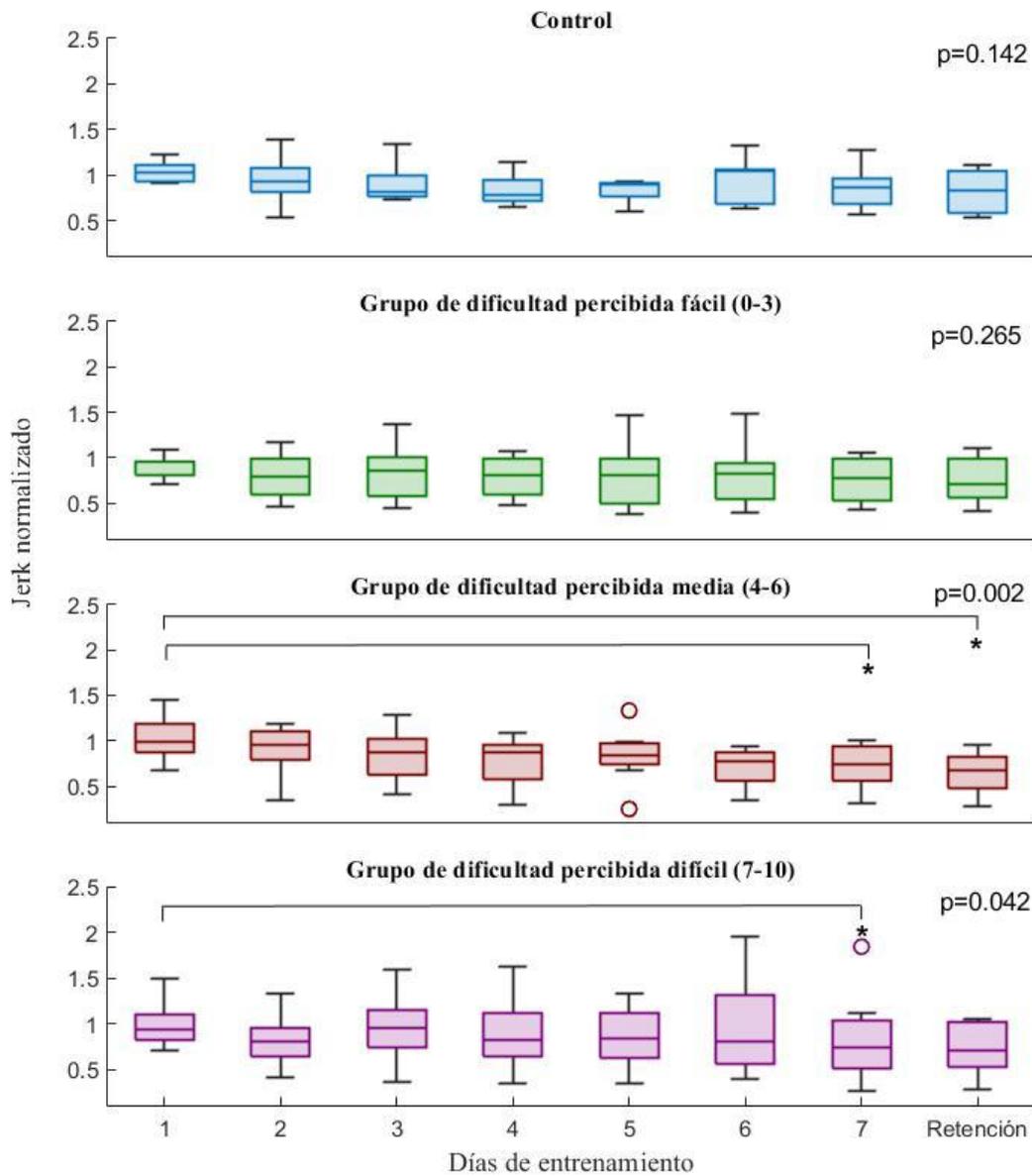


Figura 10: Gráfico de variable jerk normalizada, durante los días de entrenamiento y retención. Se eliminan datos considerados outliers, quedando: Fácil (n= 8), Medio (n= 8) y Difícil (n= 7). * muestra valores significativos (5%) al comparar el día 1 de entrenamiento con los días 2-7 de entrenamiento y día de retención en la prueba post hoc.

6.3. Resultados asociados al objetivo específico 3

Cuantificar y comparar los errores de ejecución cometidos durante la sesión de entrenamiento y de retención en y entre las dificultades percibidas según la escala propuesta por Alsubaie (alta, media y baja) y el grupo control

Al igual que en el caso del *jerk*, para la variable “número de veces fuera del umbral” y “tiempo fuera del umbral” se realiza la normalización de los datos respecto al primer intento de la primera sesión y luego se agrupan los datos por día de entrenamiento.

La prueba de normalidad en este caso, indica una distribución no paramétrica con la prueba de Shapiro-Wilk, para ambas variables y se eliminan *outliers*.

Dada la distribución de datos encontrada, se decide realizar la prueba de Kruskal-Wallis con comparaciones múltiples para determinar el efecto en el factor grupo, sin encontrar diferencias significativas entre estos.

Para analizar el factor día se utiliza el test de Friedman para cada grupo por separado, no obteniéndose diferencias significativas para el grupo de dificultad percibida fácil, $X^2(7) = 8.995$, $p=0.253$.

Por el contrario, para el grupo de dificultad percibida media se obtienen resultados estadísticamente significativos entre los días; $X^2(7)=17.500$, $p=0.014$ y con un tamaño de efecto moderado (0.313). Para determinar dónde ocurren las diferencias se realiza un análisis *post hoc* test de Dunn con corrección de Bonferroni, resultando diferencias significativas entre el día 1 y día de retención, $p=0.085$. En cuanto al grupo de dificultad percibida difícil, $X^2(7)=14.143$, $p=0.049$, se obtiene un efecto débil (0.289), mientras que en el análisis *post hoc* se puede observar diferencias significativas entre el día 1 y el día 7 ($p=0.036$) (Figura 11).

Nº de veces fuera del umbral durante el entrenamiento y retención

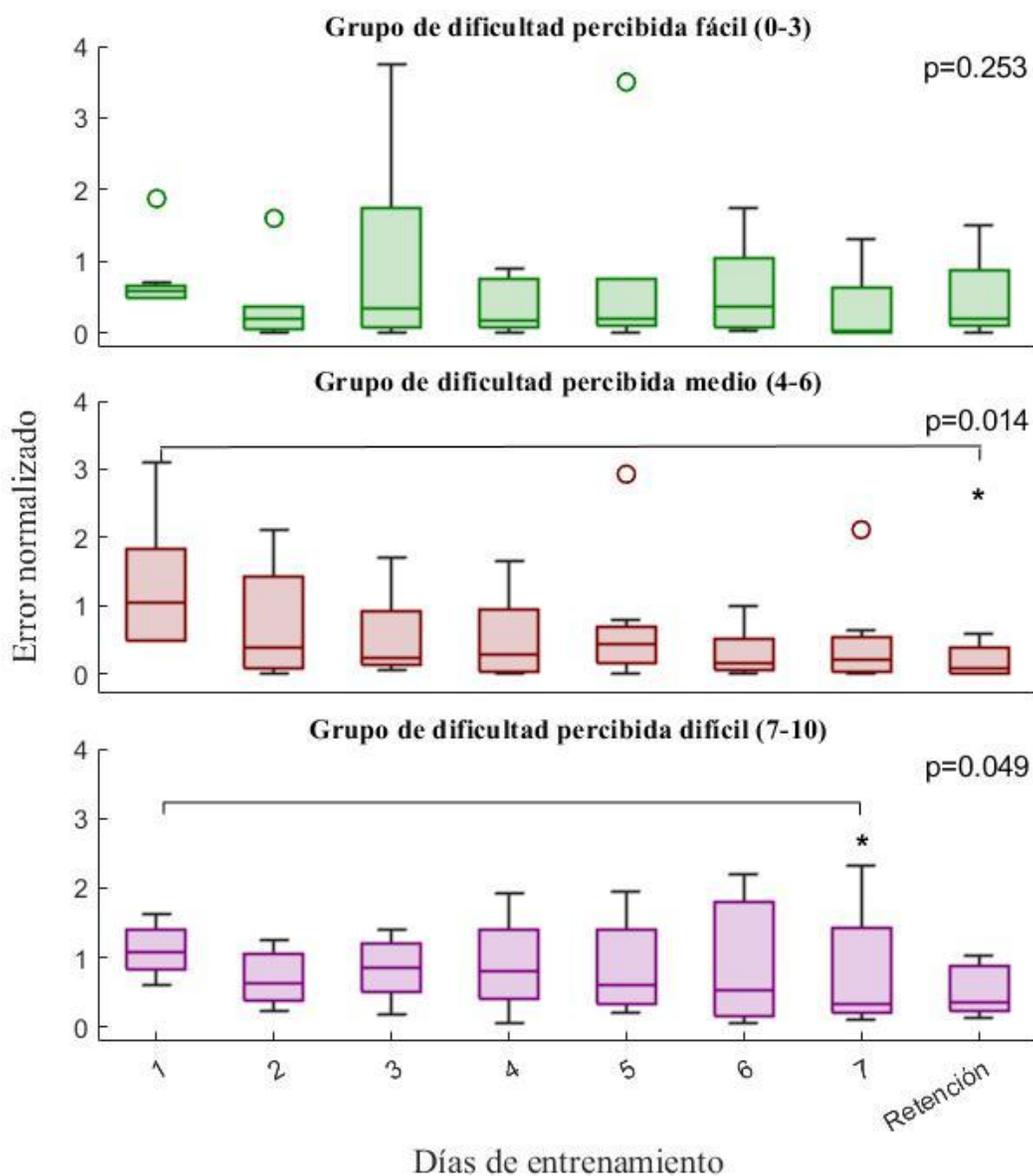


Figura 11: Gráfico de variable de número de veces fuera del umbral, durante los días de entrenamiento y retención. Se eliminan datos considerados outliers, quedando: Fácil (n= 8), Medio (n= 8) y Difícil (n= 7). * muestra valores significativos (5%) al comparar el día 1 de entrenamiento con los días 2-7 de entrenamiento y día de retención en la prueba post hoc.

Para la variable “tiempo fuera del umbral”, con el fin de determinar el efecto en el factor grupo, se utiliza la prueba de Kruskal-Wallis con comparaciones múltiples, la cual no indica diferencias significativas entre los grupos para los diferentes días de entrenamiento, sin embargo, puede observarse una tendencia a ser significativo en el día de retención.

	Día 1	Día 2	Día 3	Día 4	Día 5	Día 6	Día 7	Retención
X²	3,751	2,989	3,396	2,746	1,666	2,766	4,915	5,853
gl	2	2	2	2	2	2	2	2
Sig.	,153	,224	,183	,253	,435	,251	,086	,054

Tabla 2: Efecto en el factor grupo para las variables tiempo fuera del umbral

Por otro lado, para el factor día se utiliza el test de Friedman para cada grupo por separado indicando diferencias significativas para el grupo de dificultad percibida media ($X^2(7) = 22.650$, $p=0.006$); con un tamaño del efecto considerado como moderado (W de Kendall=0.408). Para el grupo de dificultad percibida difícil, se observan diferencias significativas ($X^2(7)=14.375$, $p=0.020$) con un tamaño del efecto moderado (W de Kendall=0.339). Para el grupo de dificultad percibida fácil no se encuentran diferencias significativas ($X^2(7) = 7.816$ $p=0.349$).

Se realiza un análisis *post hoc* utilizando el test de Dunn con corrección de Bonferroni, resultando diferencias significativas entre el día 1 y día de retención ($p=0.009$) para el grupo de dificultad percibida media. Mientras que para el grupo de dificultad percibida difícil se observan diferencias significativas entre el día 1 y día 7 de entrenamiento ($p=0.020$); y en el día 1 y el día de retención ($p=0.030$) (Figura 12).

Tiempo fuera del umbral durante el entrenamiento y retención

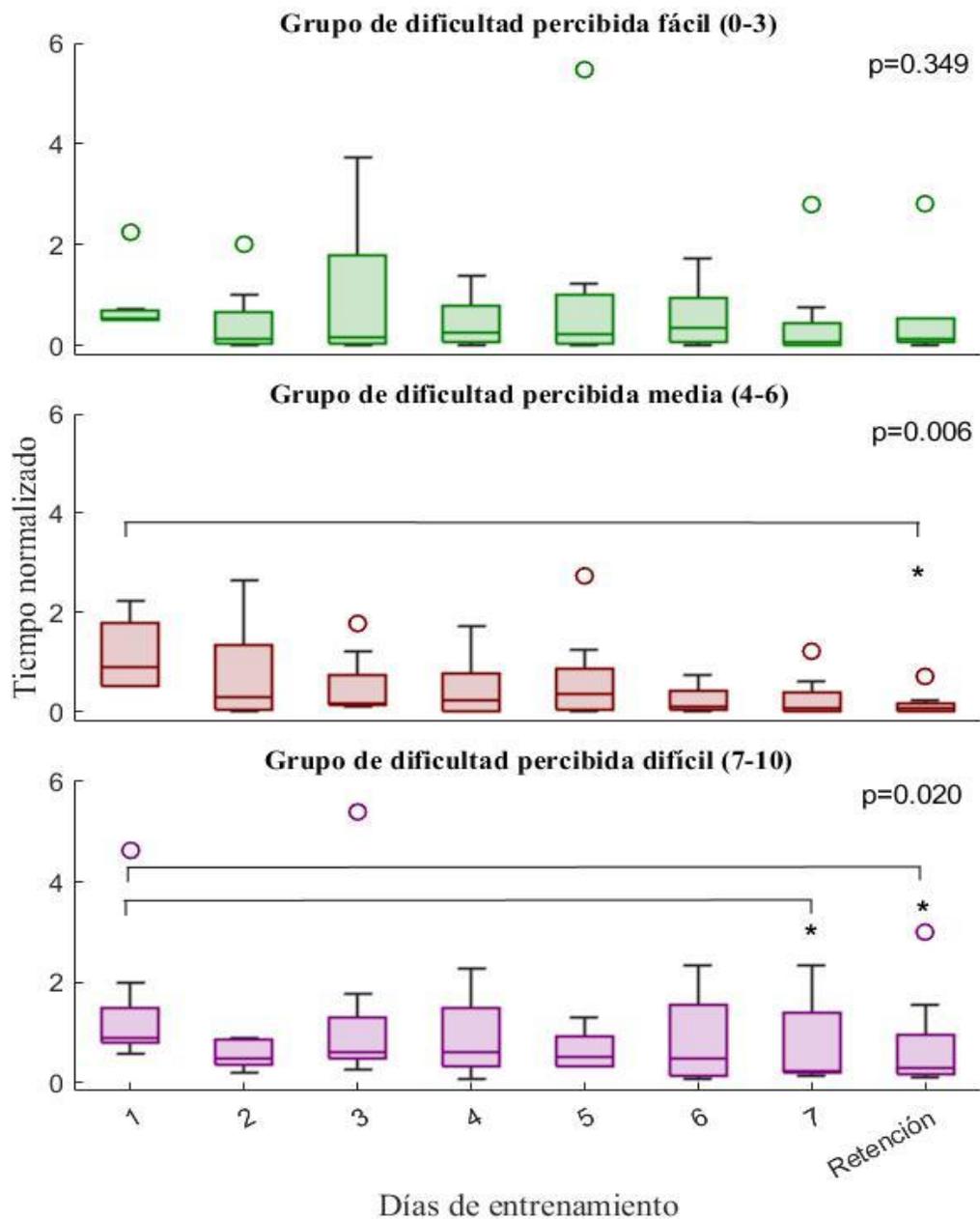


Figura 12: Gráfico de variable tiempo fuera del umbral normalizada, durante los días de entrenamiento y retención. Se eliminan datos considerados outliers, quedando: Fácil (n= 8), Medio (n= 7) y Difícil (n= 7). *muestra valores significativos (5%) al comparar el día 1 de entrenamiento con los días 2-7 de entrenamiento y día de retención en la prueba post hoc.

Finalmente, se analiza la percepción reportada por los sujetos. Se utiliza el test de Friedman para determinar diferencias entre los días para cada grupo, obteniéndose diferencias significativas para el grupo de dificultad percibida fácil $X^2(7) = 15.04$ $p=0.035$; medio $X^2(7) = 21.61$ $p=0.003$; difícil $X^2(7) = 40.59$ $p=0.000$ y grupo control $X^2(7) = 16.96$ $p=0.017$. Sin embargo, en el análisis *post hoc* se reportan diferencias significativas entre el día 1 y día 7 de entrenamiento; y el día 1 y el día de retención en el grupo de dificultad percibida difícil. El grupo de dificultad media en tanto presenta diferencias entre el día 2 de entrenamiento y la retención. El grupo de dificultad percibida fácil y control no presenta diferencias significativas en el análisis *post hoc* (Figura 13).

Dificultad percibida durante el entrenamiento y retención

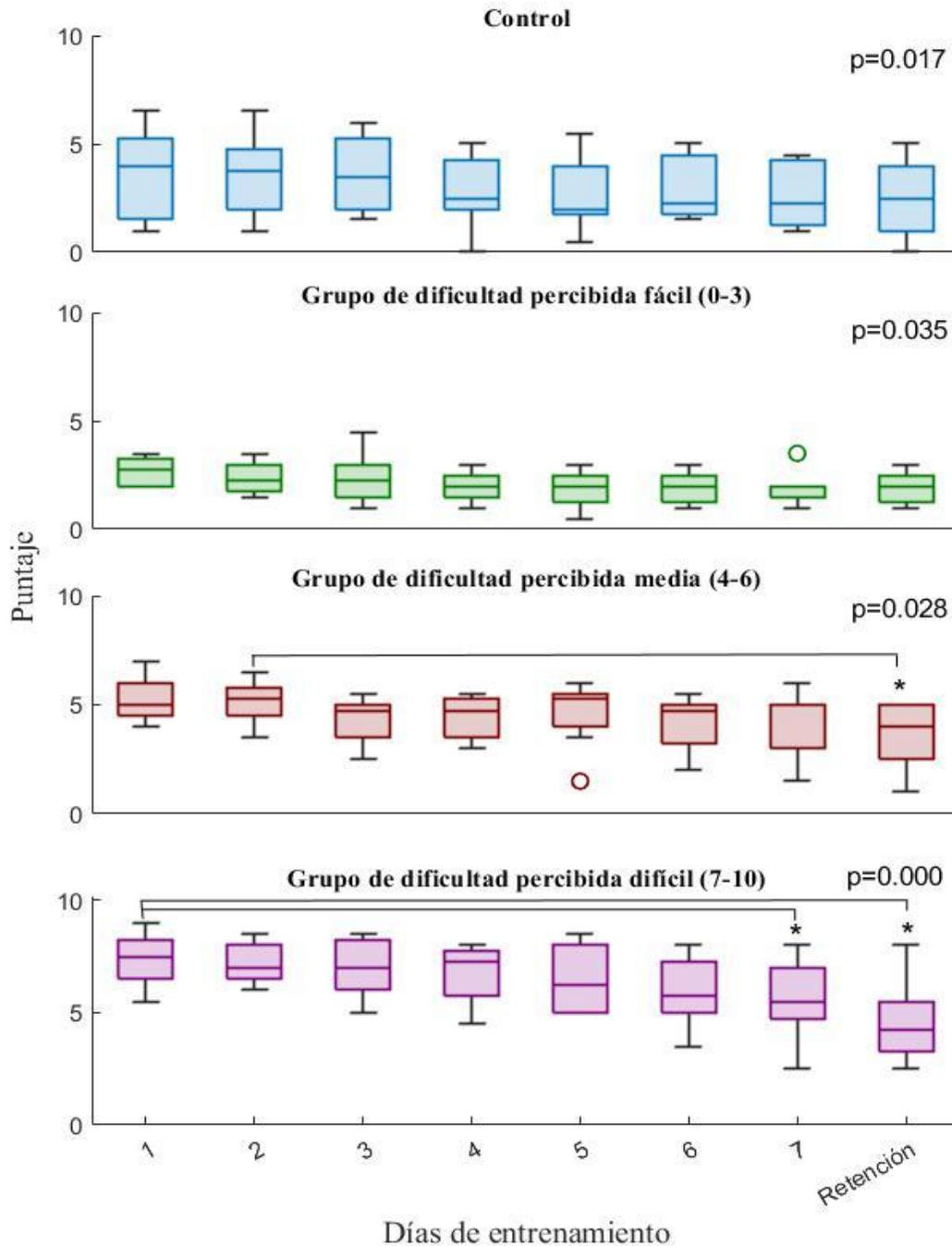


Figura 13: Gráfico de variable percepción, durante los días de entrenamiento y retención, *muestra valores significativos (5%) al comparar el día 1 de entrenamiento con los días 2-7 de entrenamiento y día de retención en la prueba post hoc.

7. Discusión

Los principales resultados de la presente tesis son:

- I. En el grupo de dificultad percibida fácil no se observaron cambios en el aprendizaje motor.
- II. En el grupo de dificultad percibida media, se encontraron diferencias significativas tanto para la variable *jerk*, como en la variable número de veces fuera del umbral y tiempo fuera del umbral al comparar el primer día de entrenamiento y la prueba de retención. Lo que indica un aprendizaje motor a través de los días y mejor control postural.
- III. En el grupo de dificultad percibida difícil se encuentran resultados significativos entre la sesión 1 y de retención en la variable tiempo fuera del umbral. No obstante, no se observaron cambios en el *jerk*, lo que indicaría que el aprendizaje logrado no se transfirió a un mejor control postural.

Estos resultados indican que la dificultad percibida durante el entrenamiento de balance mediante *feedback* aumentando tiene influencia en el aprendizaje motor y el control postural en sujetos sanos, es decir en su rendimiento (disminución del error y *jerk*).

Aplicación creada en MIT App Inventor

En cuanto a la aplicación realizada para esta tesis, se obtienen buenos resultados en relación a la frecuencia de muestreo promedio alcanzada (48 Hz). Además, la frecuencia de muestreo se mantiene sin cambios significativos a lo largo de las sesiones evaluadas para las diferentes gamas de *smartphone* utilizados (gama baja $p=0.184$, media $p=0.963$ y alta $p=0.694$), por lo que se puede considerar que estas fueron similares en todas las sesiones.

De acuerdo a lo anterior, la frecuencia de muestreo alcanzada por la aplicación es suficiente para la evaluación del apoyo unipodal, pues se ha reportado que esta tarea va desde los 2.5 Hz hasta los 4.5 Hz (Cruz-Montecinos et al., 2020). Por otro lado, en la literatura se han

encontrado trabajos en los que se ha reportado una gran variedad de frecuencias de muestreo siendo 10 Hz lo mínimo utilizado (Ghislieri et al., 2019).

Igualmente, es importante destacar que el sampleo de la aplicación no es homogéneo, por lo que existen instantes en donde el tiempo entre un dato y otro puede ser mayor, lo cual puede ser una limitante para la adquisición más precisa de movimientos. Este comportamiento se observa tanto en los equipos considerados de gama alta, como en los de gama media y baja. Stisen reporta un comportamiento similar y concluye que es un fenómeno propio de cada dispositivo, y puede darse por pequeños retrasos al momento del registro de una medición y la comunicación con distintas aplicaciones (2015).

También es importante destacar que se ha encontrado antecedentes en la literatura de otro trabajo en el cual se ha utilizado App Inventor para estudiar la inestabilidad de tobillo, en donde pudieron identificar diferencias significativas entre la extremidad inferior sana y la afectada utilizando, *Single Leg Stance (SLS)*, por tanto, indican que la utilización de los acelerómetros de los *smartphone* son una alternativa factible de utilizar en estos casos (Chiu, 2017).

Según lo encontrado en esta tesis, la aplicación es capaz de entregar resultados que permiten observar cambios en el balance de los sujetos a lo largo de las sesiones mediante la utilización del *jerk*.

Desde el punto de vista de la usabilidad de la aplicación, si bien no se preguntó de forma directa la percepción de los usuarios, se puede inferir de acuerdo a los datos obtenidos algunos puntos importantes: en términos generales, la mayoría de los usuarios que participaron en la tesis pudieron usar de forma correcta la aplicación, sin embargo, 3 usuarios presentaron dificultad al momento de utilizar la aplicación pues movían la barra que ajusta el *jerk* al momento de realizar la prueba de apoyo unipodal modificando el feedback entregado durante los entrenamientos; por lo cual, es un aspecto a modificar en las siguientes versiones de la aplicación, es importante notar que estos datos no se utilizaron en el análisis presentado para esta tesis. Otro aspecto importante, es que actualmente la aplicación no permite al usuario ver y elegir los archivos generados por la aplicación, por lo que es engorroso recuperarlos en caso

de necesitar enviarlos posterior al entrenamiento, por lo tanto este aspecto representa una mejora a futuro.

Dificultad percibida y cambios en la variable jerk en el entrenamiento y retención

El grupo de dificultad percibida fácil no obtuvo cambios significativos en relación al *jerk* en ninguno de los días de entrenamiento, por lo que no se puede interpretar como una mejora en cuanto a la suavidad del movimiento. Resulta interesante destacar que en este grupo se obtuvieron resultados similares al grupo control, esto podría deberse a que la cantidad de *feedback* entregado no haya sido suficiente como para potenciar el aprendizaje, ya que esta es una de las herramientas que permiten aumentar la autoeficacia de los sujetos (Wulf y Lewthwaite, 2016).

También resulta interesante destacar que, en términos generales, se identifican variaciones significativas de la percepción a lo largo de las sesiones; sin embargo, en el análisis *post hoc* no se encuentran diferencias al comparar entre los días tanto en el grupo control y el grupo de dificultad percibida fácil. En la literatura se habla de que la dificultad percibida de una tarea, tiende a favorecer el aprendizaje a quienes interpretan una tarea como alcanzable o fácil, de todas formas, en el contexto de este trabajo no mostraron un mejor desempeño (Wulf y Lewthwaite, 2016).

Por lo que, en este caso, puede que ambas variables, tanto el *feedback* como la percepción de la dificultad de la tarea, no hayan sido suficientes para lograr una mejora considerable en los sujetos de este grupo.

En cuanto al grupo de dificultad percibida media, se encontraron diferencias significativas para la variable *jerk* al comparar el primer día de entrenamiento y la prueba de retención, lo cual es un indicador de mejora del rendimiento en los sujetos de este grupo y que este cambio permanece luego de 24 horas. Además, se observó una disminución del *jerk* a lo largo de los días de entrenamiento, lo cual se puede interpretar como una mejora del control postural, al ser un indicador de movimientos mucho más suaves al momento de realizar una corrección postural (Mancini, Salarian, et al., 2012). La disminución del *jerk* a través de las

sesiones de entrenamiento se puede asociar a un mejor control de los grados de libertad y, por ende, de aprendizaje según lo postulado por Bernstein (Wulf y Lewthwaite, 2016).

En cuanto a la percepción general obtenida por este grupo, solamente se obtienen diferencias significativas (1.5 puntos) al comparar entre el día 2 de entrenamiento y el día de retención. En este caso la percepción de la tarea pudo haber sido adecuada para considerarse desafiante y en conjunto con el *feedback* promovieron el aprendizaje de los sujetos de este grupo.

En cuanto al grupo de dificultad percibida difícil, podemos observar que, si bien existen diferencias significativas durante el entrenamiento, en el caso del *jerk*, estas se presentan sólo en el último día, pero no en el día de retención, por lo que esto puede deberse a que los cambios obtenidos durante las diferentes sesiones no hayan sido permanentes luego de 24 horas. Es importante destacar que estas mejoras pueden deberse en parte al tipo de *feedback* utilizado, puesto que se ha visto en la literatura que el *feedback* que privilegia el foco externo, produce la disminución del *jerk*, es decir, mejora la fluidez del movimiento. Además, se ha observado que reduce el tiempo de reacción a través de la práctica y facilita la automatización del aprendizaje (Wulf y Lewthwaite, 2016). Sin embargo, en este grupo, la disminución del *jerk* no es capaz de mantenerse luego de 24 horas.

Percepción y errores de ejecución durante el entrenamiento y retención

En el grupo fácil, al igual que en lo descrito para la variable *jerk*, no se obtienen diferencias significativas a pesar de que la percepción general de los participantes indica una disminución de la dificultad, esta no es significativa al ser comparada entre los días, por lo que puede ser considerada como un falso positivo.

En relación a lo observado en el grupo de dificultad percibida media, en cuanto al número de veces fuera del umbral, su disminución a lo largo de las sesiones indica que los sujetos sobrepasan una menor cantidad de veces el umbral de entrenamiento y por ende se puede interpretar esto como un mayor control para la mantención del centro de masa dentro de los límites asignados a cada participante (umbral de entrenamiento). Además, la disminución en el tiempo fuera del umbral también disminuye a lo largo del entrenamiento, siendo

significativo entre el día 1 y la sesión de retención; esto puede interpretarse asociado a la menor cantidad de veces que sobrepasa el umbral.

En el grupo de dificultad percibida difícil, por un lado, la variable número de veces fuera del umbral, presentó diferencias significativas en el día 7 de entrenamiento, pero no en la retención; mientras que la variable tiempo fuera del umbral, también presentó diferencias significativas, pero se presentan al comparar el día 1 de entrenamiento y el día de retención, siendo esta última la que permanece luego de 24 horas.

Esto podría explicarse por el uso de una estrategia diferente para lograr mantenerse dentro de los límites del umbral de entrenamiento, en este caso los datos podrían indicar que se privilegia una corrección rápida cuando se detecta un error.

En base a estos resultados, se debe considerar que en esta tesis se realizó un ajuste en el ejercicio asignado por medio del uso de diferentes esponjas de equilibrio, con el fin de adecuar la percepción inicial del sujeto a su grupo asignado; esto podría considerarse un sesgo debido que a mayor perturbación provocada por la esponja se ha visto que genera diferentes estrategias para afrontar esta perturbación (estrategias de tobillo, estrategias de contra movimiento de cadera) y promueve el aprendizaje (Silva et al., 2018). Esto podría explicar los resultados que se observan en el tiempo de respuesta a la corrección postural (tiempo fuera del umbral) y que esta haya sido la única variable con resultados significativos luego de 24 horas. Es decir, parte de los resultados observados, especialmente en el grupo de dificultad percibida difícil, puede deberse a que la estrategia utilizada para la corrección postural haya sido por el uso de la superficie inestable. Sin embargo, es importante destacar que no todos los participantes utilizaron la superficie inestable y esta se ocupó en al menos un sujeto en todos los grupos estudiados en esta tesis; por lo que no se puede atribuir enteramente los resultados a este aspecto; por ende, no se puede descartar que la dificultad no haya tenido influencia en ellos. Para evitar este sesgo, se podría implementar una medición que solo considere la dificultad de la tarea con base en el umbral de entrenamiento en superficie estable o bien que todos los sujetos utilicen la misma superficie inestable.

En relación a la percepción obtenida por el grupo difícil a lo largo del entrenamiento, se puede observar una disminución a lo largo de los días, especialmente entre los días 1 y de retención (2 puntos). En este caso, podríamos interpretar que la percepción de la dificultad fue la adecuada para considerarse un desafío, pero la utilización de la superficie inestable propicia la utilización de otras estrategias para superar el desafío. Se debe considerar además, que el *feedback* entregado es del tipo “conocimiento de resultados” y se entregaba cada vez que los participantes sobrepasaron el umbral de entrenamiento, por lo tanto enfatiza el error. Esto es diferente a lo reportado por Abbas quien encontró que el *feedback* visual generaba una mejora en el aprendizaje cuando era entregado luego de una buena *performance* en tareas difíciles (2018); esto puede indicar que puede estar ocurriendo un fenómeno similar en relación al *feedback* auditivo, pero, en el caso de esta tesis, al destacar el error.

Dado lo anterior, se puede aceptar de forma parcial la hipótesis propuesta en esta tesis, “El entrenamiento del equilibrio mediante *feedback* aumentado auditivo con una dificultad percibida media presenta un mejor rendimiento (disminución del error y *jerk*), pues la percepción en este nivel marca el desafío óptimo de entrenamiento del individuo, mientras que no tiene efecto en el rendimiento para los niveles de percepción dificultad fácil, difícil o grupo control”, ya que se observa un efecto por día durante los entrenamientos, tanto en el grupo de dificultad percibida media como dificultad percibida difícil, observándose en el grupo de dificultad media una disminución significativa tanto del *jerk* como de los errores de ejecución en concordancia con lo planteado por la hipótesis, sin embargo se observan cambios también en el grupo de dificultad difícil en cuanto a la corrección de errores de ejecución de tiempo, pero no el *jerk*. Esto puede deberse a la utilización de la superficie inestable para acomodar los diferentes grupos de percepción de dificultad, en donde fueron mayoritariamente utilizadas por el grupo de dificultad percibida difícil y que pudo propiciar el uso de estrategias posturales diferentes donde se privilegian movimientos de corrección rápidos. Lo anterior podría corregirse mediante la utilización de las mismas condiciones para todos los participantes, es decir, el uso de superficie inestable para todos o prescindir del uso de esta en su totalidad y solo realizar la modificación del umbral de entrenamiento de cada sujeto. Finalmente, es importante notar que el bajo número muestral alcanzado puede

Fortalezas y proyecciones

Dentro de las fortalezas se puede destacar la creación de la aplicación para la medición del *jerk*, ya que no hay otras aplicaciones que evalúen en forma conjunta tanto *jerk* como la percepción de los sujetos. Esta característica permite obtener de forma sencilla tanto resultados objetivos como subjetivos del proceso del entrenamiento.

Potencialmente esto permite hacer seguimiento a distancia del progreso de los participantes, ya que la aplicación es efectiva para diferenciar cambios en el *jerk* entre días de entrenamiento, por lo que sería una herramienta útil en contextos de rehabilitación y deporte. Dado el buen rango de frecuencia de muestreo que alcanza, a pesar de la variada gama de equipos en que fue utilizada esta aplicación, y que cada vez los *smartphones* cuentan con mejores características, esta herramienta podría ser probada para otro tipo de habilidades, no solamente el equilibrio, y de esa forma ampliar su utilización siendo 40Hz lo recomendado para el análisis del movimiento humano.

Es importante destacar que a pesar de los diferentes modelos de *smartphone* utilizados, no se obtuvieron diferencias significativas entre las mediciones tomadas por las distintas gamas de teléfono. Por otro lado, si bien no fueron usados para el desarrollo de esta tesis, la aplicación creada también es capaz de entregar la aceleración en los diferentes ejes de movimiento, por lo que estos datos pueden ser utilizados para evaluar otras variables de interés.

También es importante considerar que, desde el punto de vista del entrenamiento del balance, el punto de partida de una tarea con *feedback* auditivo, según los resultados obtenidos, debiese comenzar en dificultades superiores a 4 en la escala de Alsubaie en adultos sanos para generar cambios significativos en el balance. Es decir, en dificultad media y difícil, ya que el *feedback* podría no generar cambios cuando la tarea es muy fácil.

Dentro de esta misma línea de estudio, futuros trabajos pueden ir orientados a determinar si posterior a las 24 horas de retención se mantienen los resultados tanto en las variables cuantitativas (*jerk*, tiempo fuera del umbral, etc.) como cualitativas (percepción de dificultad) para determinar la permanencia de la mejora en el tiempo, o bien incluir pruebas de

transferencias para determinar si el aprendizaje es el suficiente para adaptarse a otros contextos dadas diferentes dificultades.

Sería interesante investigar si en otras poblaciones o patologías, como adulto mayor (con o sin riesgo de caída) o pacientes con secuelas de accidente cerebrovascular, la dificultad de la tarea puede ser una variable a considerar para detectar cambios de manera sencilla en la habilidad que se está entrenando.

Por otro lado, esta herramienta podría adaptarse y transformarse en un juego incorporando la percepción de la dificultad de la tarea y el *feedback* a elementos como sistema de puntajes, interacción con otros jugadores, recompensas, etc., con el fin de potenciar aún más el aprendizaje de habilidades motoras en entornos tanto clínicos como de telerrehabilitación.

Limitaciones

Se debe considerar que esta tesis presenta algunas limitaciones en su metodología. Dentro de estos se encuentra el número de sujetos medidos, ya que inicialmente se calculó utilizando datos previamente publicados por Cruz-Montecinos et al. (2020) y considerando el efecto entre el primer y segundo día. Sin embargo, dicha investigación tiene diferencias importantes ya que solamente realiza la comparación entre dos grupos (control y *feedback*), por lo que esto ocasiona una subestimación del número total de sujetos necesarios, puesto que la presente tesis cuenta con cuatro grupos de comparación (Pascual et al., 1996).

Por otro lado, puede existir sesgo del sensor del equipo pues se utilizan los *smartphones* de cada participante lo que implica capacidades tecnológicas diferentes en cada equipo. De acuerdo a lo descrito por Stisen, esto puede deberse al uso de sensores de bajo costo para equipos móviles, especialmente en aquellos que son clasificados como gama baja; los cuales pueden estar calibrados pobremente y ser menos precisos por errores de manufacturación, caídas, etc. en comparación a otro tipo de sensores, tales como los IMU. Según lo encontrado por este autor, estas diferencias pueden existir entre dispositivos de diferente marca y modelos, y también entre dispositivos del mismo modelo (Stisen et al., 2015). En el presente trabajo la gran parte de los dispositivos eran gama alta/media (78.1%). Por lo tanto, se sugiere la utilización de modelos de *smartphone* de estas gamas para evitar errores o retrasos en la captura de datos y contar con sensores de mejor calidad.

Otro punto a observar es la utilización de App Inventor para la creación de la aplicación, ya que una vez instalada en el celular esta actúa como una aplicación nativa, por lo que hay que considerar que en este caso los valores provenientes del acelerómetro no son tomados de forma directa desde el sensor, si no que a través de *software sensors*, lo que permite la estimación de los valores de aceleración y ser combinadas con otras lecturas provenientes de otros sensores (Kuhlmann et al., 2021). Es decir, el uso de otras aplicaciones de forma simultánea podría interferir en la velocidad de este proceso, incluso esto puede variar entre diferentes modelos de *smartphone*, aunque estén utilizando las mismas aplicaciones de forma simultánea tal y como lo reporta Stisen et al. (2015). Este fenómeno se podría disminuir si no se mantienen otras aplicaciones funcionando en conjunto.

8. Conclusión

Dados los resultados obtenidos, se respalda parcialmente la hipótesis planteada, al observarse cambios significativos en el rendimiento (disminución error y *jerk*) solo en el grupo con dificultad media, pero no entre los grupos a través de los días.

Desde el punto de vista clínico, según los resultados de esta tesis, pueden considerarse para el entrenamiento del equilibrio utilizando apoyo unipodal tanto la dificultad percibida media, como la difícil en personas sanas y jóvenes, teniendo en consideración que en la dificultad percibida difícil podría no garantizar la transferencia de las variables estudiadas; puesto que ambas pueden implicar estrategias diferentes para el logro del objetivo del ejercicio. Por lo que se hace necesario explorar estos resultados en poblaciones con patologías o grupos poblacionales diferentes.

Así mismo, la aplicación creada para esta tesis puede ser una herramienta de uso simple que permite cuantificar de forma sencilla la percepción del paciente y que podría permitir un aprendizaje eficiente en el tiempo, pues ayudaría a escoger con mayor sustento cuándo cambiar una tarea, o bien, cuándo aumentar o disminuir la complejidad de esta.

Finalmente, es necesario destacar que, desde un punto de vista económico, la utilización de equipos móviles diferentes puede traer ventajas, ya que se evita la compra de *smartphones* por parte del sistema de salud. Además, se podría realizar el seguimiento de personas con patologías de menor complejidad obteniendo datos subjetivos y objetivos a lo largo del entrenamiento de forma sencilla y económica.

9. Bibliografía

- Abbas, Z. A., & North, J. S. (2018). Good-vs. poor-trial feedback in motor learning: The role of self-efficacy and intrinsic motivation across levels of task difficulty. *Learning and Instruction, 55*, 105–112. <https://doi.org/10.1016/j.learninstruc.2017.09.009>
- Allart, T., Levieux, G., Pierfitte, M., Guilloux, A., y Natkin, S. (2017). *Difficulty influence on motivation over time in video games using survival analysis*. ACM Digital Library. <https://doi.org/10.1145/3102071.3102085>
- Alsubaie, S. F., Whitney, S. L., Furman, J. M., Marchetti, G. F., Sienko, K. H., Klatt, B. N., y Sparto, P. J. (2019). Reliability and Validity of Ratings of Perceived Difficulty During Performance of Static Standing Balance Exercises. *Physical Therapy, 99*(10), 1381–1393. <https://doi.org/10.1093/ptj/pzz091>
- Anderson, D. I., Lohse, K. R., Costa Videira Lopes, T., y Williams, A. M. (2021). Individual differences in motor skill learning: Past, present and future. *Human Movement Science, 78*, 102818. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2021.102818>
- Aponte, M.-V., Levieux, G., y Natkin, S. (2009). Scaling the Level of Difficulty in Single Player Video Games. *Entertainment Computing-ICEC 2009*, 24–35. https://doi.org/10.1007/978-3-642-04052-8_3
- Cafiso, S., Di Graziano, A., y Pappalardo, G. (2013). Using the Delphi method to evaluate opinions of public transport managers on bus safety. *Safety Science, 57*, 254–263. <https://doi.org/10.1016/J.SSCI.2013.03.001>
- Chiu, Y.-L., Tsai, Y.-J., Lin, C.-H., Hou, Y.-R., & Sung, W.-H. (2017). Evaluation of a

smartphone-based assessment system in subjects with chronic ankle instability. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 139, 191–195.

<https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2016.11.005>

Cruz-Montecinos, C., Cuesta-Vargas, A., Muñoz, C., Flores, D., Ellsworth, J., Fuente, C. D. la, Calatayud, J., Rivera-Lillo, G., Soto-Arellano, V., Tapia, C., y García-Massó, X. (2020).

Impact of Visual Biofeedback of Trunk Sway Smoothness on Motor Learning during Unipedal Stance. *Sensors*, 20(9). <https://doi.org/10.3390/s20092585>

Cruz-Montecinos, C., Rivera-Lillo, G., Burgos, P. I., Torres-Elgueta, J., Pérez-Alenda, S., y

Querol, F. (2016). Joint damage and motor learning during Unipedal stance in haemophilia arthropathy: Report of two cases. *Haemophilia*, 22(5).

<https://doi.org/10.1111/hae.13060>.

Eager, D., Pendrill, A.-M., y Reistad, N. (2016). Beyond velocity and acceleration: jerk, snap and higher derivatives. *European Journal of Physics*, 37(6), 065008 (11pp).

<https://doi.org/10.1088/0143-0807%2F37%2F6%2F065008>

Edwards, W. H. (2010). *Motor Learning and Control: From Theory to Practice*. Cengage Learning.

Essery, R., Geraghty, A. W. A., Kirby, S., y Yardley, L. (2017). Predictors of adherence to home-based physical therapies: a systematic review. *Disability and Rehabilitation*, 39(6),

519–534. <https://doi.org/10.3109/09638288.2016.1153160>

Farlie, M. K., Robins, L., Keating, J. L., Molloy, E., y Haines, T. P. (2013). Intensity of challenge to the balance system is not reported in the prescription of balance exercises in randomised trials: a systematic review. In *Journal of Physiotherapy* 59(4), pp. 227–235.

[https://doi.org/10.1016/s1836-9553\(13\)70199-1](https://doi.org/10.1016/s1836-9553(13)70199-1)

Fisher, B. E., Morton, S. M., y Lang, C. E. (2014). From motor learning to Physical Therapy

- and Back Again: The State of the Art and Science of Motor Learning Rehabilitation Research. *Journal of Neurologic Physical Therapy: JNPT*, 38(3), 149–150.
- Forbes, P. A., Chen, A., y Blouin, J.-S. (2018). Sensorimotor control of standing balance. En *Handbook of Clinical Neurology* (pp. 61–83).
<https://doi.org/10.1016/b978-0-444-63916-5.00004-5>
- Gebel, A., Lesinski, M., Behm, D. G., y Granacher, U. (2018). Effects and Dose-Response Relationship of Balance Training on Balance Performance in Youth: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine*, 48(9), 2067–2089.
<https://doi.org/10.1007/s40279-018-0926-0>
- Gebel, A., Lüder, B., & Granacher, U. (2019). Effects of Increasing Balance Task Difficulty on Postural Sway and Muscle Activity in Healthy Adolescents. *Frontiers in Physiology*, 10, 1135. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.01135>
- Gera, G., Fling, B. W., & Horak, F. B. (2020). Cerebellar white matter damage is associated with postural sway deficits in people with multiple sclerosis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 101(2), 258–264.
<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2019.07.011>
- Ghislieri, M., Gastaldi, L., Pastorelli, S., Tadano, S., y Agostini, V. (2019). Wearable Inertial Sensors to Assess Standing Balance: A Systematic Review. *Sensors*, 19(19).
<https://doi.org/10.3390/s19194075>
- Gribble, P. A., Tucker, W. S., y White, P. A. (2007). Time-of-Day Influences on Static and Dynamic Postural Control. *Journal of Athletic Training*, 42(1), 35-41.
- Kandel, E., Schwartz, J., Jessell, T., Siegelbaum, S., y Hudspeth, A. J. (2012). *Principles of Neural Science, Fifth Edition*. McGraw Hill Professional.
- Kuhlmann, T., Garaizar, P., y Reips, U.-D. (2021). Smartphone sensor accuracy varies from

- device to device in mobile research: The case of spatial orientation. *Behavior Research Methods*, 53(1), 22–33. <https://doi.org/10.3758%2Fs13428-020-01404-5>
- Lesinski, M., Hortobágyi, T., Muehlbauer, T., Gollhofer, A., y Granacher, U. (2015). Dose-response relationships of balance training in healthy young adults: a systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, 45(4), 557–576. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0284-5>
- Mancini, M., Carlson-Kuhta, P., Zampieri, C., Nutt, J. G., Chiari, L., y Horak, F. B. (2012). Postural sway as a marker of progression in Parkinson's disease: A pilot longitudinal study. *Gait & Posture*, 36(3), 471–476.
- Mancini, M., Salarian, A., Carlson-Kuhta, P., Zampieri, C., King, L., Chiari, L., y Horak, F. B. (2012). ISway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 9(1), 1–8.
- Mantilla Toloza, S. C., y Gómez-Conesa, A. (2007). El Cuestionario Internacional de Actividad Física. Un instrumento adecuado en el seguimiento de la actividad física poblacional. *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología*, 10(1), 48–52. [https://doi.org/10.1016/S1138-6045\(07\)73665-1](https://doi.org/10.1016/S1138-6045(07)73665-1)
- Martín, A. M. (2004). *Bases Neurofisiológicas del Equilibrio Postural* [Tesis de doctorado, Universidad de Salamanca]. Repositorio científico-Universidad de Salamanca. Recuperado Enero 10, 2023, de <http://hdl.handle.net/10366/115263>.
- Orvis, K. A., Horn, D. B., y Belanich, J. (2008). The roles of task difficulty and prior videogame experience on performance and motivation in instructional videogames. *Computers in Human Behavior*, 24, 2415–2433.
- Palazzo, C., Klinger, E., Dorner, V., Kadri, A., Thierry, O., Boumenir, Y., Martin, W., Poiraudau, S., y Ville, I. (2016). Barriers to home-based exercise program adherence

- with chronic low back pain: Patient expectations regarding new technologies. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 59(2), 107–113.
<https://doi.org/10.1016/j.rehab.2016.01.009>
- Pascual, J., Frías, D., Navarro, M. D. F., & García, F. (1996). *Manual de psicología experimental: metodología de investigación*.
- Patel, M., Fransson, P. A., Lush, D., y Gomez, S. (2008). The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. *Gait & Posture*, 28(4), 649–656.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.04.018>
- Pereira, D. G., Afonso, A., & Medeiros, F. M. (2014). Overview of Friedman’s test and post-hoc analysis. *Communications in Statistics - Simulation and Computation*, 44(10), 2636–2653. <https://doi.org/10.1080/03610918.2014.931971>
- Peterka, R. J. (2018). Sensory integration for human balance control. En *Handbook of Clinical Neurology*, 159, pp. 27–42. <https://doi.org/10.1016/b978-0-444-63916-5.00002-1>
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., y Paul, J. P. (2016). What is balance? *Clinical Rehabilitation* 14(4), pp. 402–406. <https://doi.org/10.1191/0269215500cr342oa>
- Ronsse, R., Puttemans, V., Coxon, J. P., Goble, D. J., Wagemans, J., Wenderoth, N., y Swinnen, S. P. (2011). Motor learning with augmented feedback: modality-dependent behavioral and neural consequences. *Cerebral Cortex*, 21(6), 1283–1294.
<https://doi.org/10.1093/cercor/bhq209>
- Sánchez-Tormo, A., Marco-Ahulló, A., Estevan, I., Monfort-Torres, G., y García-Massó, X. (2020). Rate of concurrent augmented auditory feedback in postural control learning in adolescents. *Movement & Sport Sciences - Science & Motricité*, 109, 15–21.
<https://doi.org/10.1051/sm/2020003>
- Schlesinger, A., Redfern, M. S., Dahl, R. E., y Jennings, J. R. (1998). Postural control,

attention and sleep deprivation. *Neuroreport*, 9(1), 49–52.

<https://doi.org/10.1097/00001756-199801050-00010>

Schmidt. (1988). *Motor Control and Learning 5th Edition*. Human Kinetics.

Schmidt, R. A., y Lee, T. D. (2011). *Motor Control and Learning: A Behavioral Emphasis*. Human Kinetics Publishers.

Schmidt, R. A., y Wrisberg, C. A. (2008). *Motor Learning and Performance: A Situation-based Learning Approach*. Human Kinetics.

Semak, M. R., Schwartz, J., y Heise, G. (2020). Examining Human Unipedal Quiet Stance: Characterizing Control through Jerk. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2020. <https://doi.org/10.1155/2020/5658321>

Shmuelof, L., Krakauer, J. W., y Mazzoni, P. (2012). How is a motor skill learned? Change and invariance at the levels of task success and trajectory control. *Journal of Neurophysiology*, 108(2), pp. 578–594. <https://doi.org/10.1152/jn.00856.2011>

Sigrist, R., Rauter, G., Riener, R., y Wolf, P. (2013). Augmented visual, auditory, haptic, and multimodal feedback in motor learning: a review. *Psychonomic Bulletin & Review*, 20(1), 21–53. <https://doi.org/10.3758/s13423-012-0333-8>

Silva, P. de B., Mrachacz-Kersting, N., Oliveira, A. S., y Kersting, U. G. (2018). Effect of wobble board training on movement strategies to maintain equilibrium on unstable surfaces. *Human Movement Science*, 58, 231–238. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.02.006>

Stisen, A., Blunck, H., Bhattacharya, S., Prentow, T. S., Kjærgaard, M. B., Dey, A., Sonne, T., y Jensen, M. M. (2015). Smart Devices are Different: Assessing and Mitigating Mobile Sensing Heterogeneities for Activity Recognition. *Proceedings of the 13th ACM Conference on Embedded Networked Sensor Systems*, 127–140.

<https://doi.org/10.1145/2809695.2809718>

Tabachnick, B. G., y Fidell, L. S. (2013). *Using Multivariate Statistics*. Pearson Education.

Winter, D. A., Patla, A. E., Ishac, M., y Gage, W. H. (2003). Motor mechanisms of balance during quiet standing. En *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), pp. 49–56). [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(02\)00085-8](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(02)00085-8)

Wolpert, D. M., Diedrichsen, J., y Randall Flanagan, J. (2011). Principles of sensorimotor learning. *Nature Reviews Neuroscience*, 12(12), pp. 739–751. <https://doi.org/10.1038/nrn3112>

Wulf, G., y Lewthwaite, R. (2016). Optimizing performance through intrinsic motivation and attention for learning: The OPTIMAL theory of motor learning. *Psychonomic Bulletin & Review*, 23(5), 1382–1414. <https://doi.org/10.3758/s13423-015-0999-9>

Yang, C.-C., and Hsu, Y.-L. (2010). A review of accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring. *Sensors*, 10(8), 7772–7788. <https://doi.org/10.3390/s100807772>

10. Anexo

10.1. Dificultad asignada y tipo de esponja utilizada por sujeto

ID sujeto	Esponja utilizada	Dificultad
MC	azul	control
IL	No	control

ID sujeto	Esponja utilizada	Dificultad
MP	No	control
PC	No	control
JP	Azul	control
CS	No	control
Coca	No	control
MB	No	control
VB	No	difícil
GD	Verde	difícil
OC	No	difícil
MC2	Verde	difícil
JM	Azul	difícil
SD	negra	difícil
EA	Negra	difícil
DS	No	difícil
CC	No	fácil
FA	No	fácil
JPA	No	fácil
LR	Verde	fácil
PL	No	fácil
CF	No	fácil
VQ	No	fácil
BRA	verde	fácil
PQ	Azul	medio
PV	No	medio

ID sujeto	Esponja utilizada	Dificultad
ATC	Negra	medio
JO	No	medio
AM	No	medio
BR	Azul	medio
RD	No	medio
BA	No	medio

10.2. Muestreo promedio obtenido por día de entrenamiento según modelo y gama de *smartphone*

Marca y modelo	Gama	Día 1 (Hz)	Día 2 (Hz)	Día 3 (Hz)	Día 4 (Hz)	Día 5 (Hz)	Día 6 (Hz)	Día 7 (Hz)	Retención
Samsung Galaxy M31	Media	48,73	41,99	48,79	47,68	48,08	50,93	47,06	47,48
Huawei nova5T	Media	46,05	46,28	45,43	45,63	45,34	45,6	45,75	45,56
Samsung A30	Media	49,29	49,47	49,41	48,7	48,52	51,06	48,91	48,78
Xiaomi Redmi Note 10	Media	43,12	42,12	43,66	44,28	43,22	42,94	43	42,54
Nokia 9 TA-1082	Alta	45,41	46,06	45,79	44,02	44,89	44,86	45,27	46,45
Motorola G20	Media	59,95	65,51	65,16	65,31	59,96	57,74	64,59	65,69
Samsung Galaxy S20 FE	Alta	56,47	56,21	56,06	55,82	56,02	56,54	55,9	55,7
Samsung Galaxy S20 (SM-G980F)	Alta	55,89	58,41	56,82	56,56	58,53	56,76	56,39	56,86
Nokia 8 (TA-1012)	Alta	34,27	41,14	36,62	40,73	41,85	41,26	42,68	41,71
Motorola G7 Power	Media	44,09	45,38	44,23	44,6	44,7	44,42	44,75	43,81
Samsung Galaxy A51	Media	50,63	48,07	48,28	48,77	48,6	48,24	48,63	48,6
Motorola Moto G30	Baja	68,28	68	67,41	67,82	66,23	66,42	67,59	68,04
Xiaomi Mi 11 lite	Media	60,26	60,24	58	59,67	60,12	60,24	59,99	46,05

Marca y modelo	Gama	Día 1 (Hz)	Día 2 (Hz)	Día 3 (Hz)	Día 4 (Hz)	Día 5 (Hz)	Día 6 (Hz)	Día 7 (Hz)	Retención
Huawei P20 Lite ANE-LX3	Media	52,09	53,9	53,4	53,4	54,15	53,76	53,74	54,54
Samsung Galaxy S9	Alta	50,63	45,29	43,89	43,85	45,25	45,35	44,24	43,92
Huawei Y5 J (AMN-LX9)	Baja	40,41	39,86	40,18	40,02	40,3	38,93	40,61	40,89
Samsung Galaxy A7	Media	46,97	44,83	45	45,27	45,67	45,34	45,17	44,8
Xiaomi Mi 10T Pro	Alta	44,38	44,61	44,65	46,25	44,71	44,33	45,28	45,15
Oppo Reno 6 Lite	Media	40,46	41,63	41,36	42,19	42,32	41,93	41,56	44,79
Samsung Galaxy A01 (SM-A015M)	Baja	38,97	38,58	38,05	39,39	39,35	38,19	38,27	38,41
Samsung Galaxy A10 (SM A105M)	Baja	51,95	49,26	48,93	48,25	50,1	51,91	49,25	51,05
Xiaomi Redmi Note 10 Pro	Media	42,82	43,51	44,07	43,39	43,39	43,72	43,42	43,96
Samsung Galaxy A52s	Media	62,27	61,49	60,66	62,55	61,13	61,51	61,68	61,31
Huawei P20 Lite ANE-LX3	Media	52,22	51,12	52,04	52,37	51,98	50,68	50,94	52,56
Samsung A12 (SM-A125M)	Baja	41,99	41,83	41,91	43,62	40,55	43,42	30,82	42,8
Samsung Galaxy A31 (SM-A315G)	Media	44,16	50,46	45,91	44,79	45,08	46,1	45,2	44,86
samsung A52 5G	Media	59,92	57,41	59,32	63,32	57,89	58,12	58,3	61,03
Motorola G7 Power	Media	42,52	44,05	43,26	47,65	45,23	47,1	42,57	42,17
Huawei Y6 MRD-LX3	Baja	38,41	38,22	37,86	37,95	37,63	37,82	37,82	37,56
Samsung A70	Media	43,2	44,62	43,63	43,44	44,02	43,39	44,63	43,54

Marca y modelo	Gama	Día 1 (Hz)	Día 2 (Hz)	Día 3 (Hz)	Día 4 (Hz)	Día 5 (Hz)	Día 6 (Hz)	Día 7 (Hz)	Retención
LG K51S	Baja	38,18	38,7	38,23	39,1	38,5	38,77	38,67	39,64
Xiaomi Mi 11 lite	Media	44,19	45,1	43,48	43,25	46,66	45,29	43,81	43,7

10.3. Tasa de muestreo promedio, mínimo y máximo alcanzado según modelo y gama de *smartphone*

Marca y modelo	Gama	Tiempo promedio de sampleo	Tiempo mínimo de sampleo	Tiempo máximo de sampleo
Nokia 9 TA-1082	Alta	0,022	0,012	0,046
Samsung Galaxy S20 FE	Alta	0,017	0,011	0,036
Samsung Galaxy S20 (SM-G980F)	Alta	0,017	0,011	0,09
Nokia 8 (TA-1012)	Alta	0,029	0,013	0,09
Samsung Galaxy S9	Alta	0,019	0,013	0,144
Xiaomi Mi 10T Pro	Alta	0,022	0,011	0,056
Motorola Moto G30	Baja	0,014	0,012	0,037
Huawei Y5 J (AMN-LX9)	Baja	0,024	0,018	0,064
Samsung Galaxy A01 (SM-A015M)	Baja	0,025	0,015	0,088
Samsung Galaxy A10 (SM A105M)	Baja	0,019	0,013	0,055
Samsung A12 (SM-A125M)	Baja	0,023	0,017	0,053
Huawei Y6 MRD-LX3	Baja	0,026	0,016	0,071
LG K51S	Baja	0,026	0,015	0,09

Marca y modelo	Gama	Tiempo promedio de sampleo	Tiempo mínimo de sampleo	Tiempo máximo de sampleo
Samsung Galaxy M31	Media	0,02	0,013	0,111
Huawei nova5T	Media	0,02	0,013	0,147
Samsung A30	Media	0,02	0,013	0,044
Xiaomi Redmi Note 10	Media	0,02	0,012	0,252
Motorola G20	Media	0,016	0,013	0,029
Motorola G7 Power	Media	0,022	0,013	0,058
Samsung Galaxy A51	Media	0,019	0,013	0,144
Xiaomi Mi 11 lite	Media	0,016	0,011	0,242
Huawei P20 Lite ANE-LX3	Media	0,019	0,015	0,086
Samsung Galaxy A7	Media	0,019	0,013	0,074
Oppo Reno 6 Lite	Media	0,024	0,013	0,091
Xiaomi Redmi Note 10 Pro	Media	0,023	0,012	0,043
Samsung Galaxy A52s	Media	0,016	0,011	0,027
Huawei P20 Lite ANE-LX3	Media	0,019	0,015	0,101
Samsung Galaxy A31 (SM-A315G)	Media	0,022	0,014	0,159
samsung A52 5G	Media	0,016	0,011	0,167
Motorola G7 Power	Media	0,023	0,013	0,099
Samsung A70	Media	0,023	0,012	0,093
Xiaomi Mi 11 lite	Media	0,022	0,012	0,25