



UNIVERSIDAD DE TALCA
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
ESCUELA DE KINESIOLOGÍA

**Efecto del entrenamiento HiBalance en el
equilibrio dinámico medido a través del test
TUG instrumentalizado mediante smartphone,
en usuarios con Parkinson estadio II y III**

Trabajo presentado para optar al Título Profesional de Kinesiólogo

AUTORES: GUSTAVO CHIRINO PADILLA

PATRICIO DIAZ MUÑOZ

M. IGNACIA GUZMÁN SPRÖHNLE

DIEGO ZAMORANO QUINTUPIL

PROFESOR GUÍA: KLGA. JESSICA ESPINOZA

Noviembre, 2019
Talca, Chile

CONSTANCIA

La Dirección del Sistema de Bibliotecas a través de su unidad de procesos técnicos certifica que el autor del siguiente trabajo de titulación ha firmado su autorización para la reproducción en forma total o parcial e ilimitada del mismo.



Talca, 2023

TABLA DE CONTENIDOS

1. INTRODUCCIÓN.....	10
2. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN.....	15
3. OBJETIVOS	16
4. HIPÓTESIS	18
5. REVISIÓN DE LA LITERATURA	19
6. METODOLOGÍA.....	28
7. RESULTADOS.....	39
8. DISCUSIÓN.....	47
9. CONCLUSIÓN	57
10. GLOSARIO.....	59
11. REFERENCIAS	61
12. ANEXOS	66

ÍNDICE DE TABLAS

7.1 Características de los participantes	33
--	----

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

7.1 Tiempo total TUG.....	34
7.2 Tiempo fase Sit to Stand	35
7.3 Velocidad media fase Sit to Stand	36
7.4 Peak de aceleración fase Sit to Stand	37
7.5 Tiempo fase Stand to Sit	38
7.6 Velocidad media fase Stand to Sit	39
7.7 Peak de aceleración fase Stand to Sit	40

AGRADECIMIENTOS

Queremos agradecer principalmente a nuestros familiares, por el esfuerzo, sustento y apoyo que requiere este proceso de formación, al igual que la colaboración y compromiso por parte de los pacientes durante el desarrollo de este estudio. Hay que destacar la constante presencia de nuestra Profesora Jessica Espinoza, por estar con nosotros en todo momento, y a los Klgos. Cristián Caparrós y Juan Pablo Peralta por asistirnos y apoyarnos en el proceso de construcción del presente trabajo de investigación.

Gustavo Chirino, Patricio Diaz, María Ignacia Guzmán, Diego Zamorano

Resumen

La Enfermedad de Parkinson (EP) es una patología neurodegenerativa en donde la inestabilidad postural afecta al 80% de las personas. El HiBalance es un tipo de entrenamiento diseñado específicamente para la mejora del equilibrio postural. Hasta ahora no hay estudios que valoren el efecto de este tipo de entrenamiento sobre el equilibrio instrumentalizado a través de smartphones.

Objetivo

Evaluar el efecto del HiBalance en parámetros témporo-espaciales del equilibrio dinámico, medido a través de la prueba TUG instrumentalizado a través de smartphone, en pacientes con Parkinson estadio II y III según la escala de Hoehn y Yarh.

Material y métodos

Estudio piloto cuasi experimental. Participaron 9 personas con EP estadio II y III en un programa de entrenamiento Hibalance de 8 semanas de duración, 3 veces por semana, durante una hora. Se midió tiempo, velocidad media y peak de aceleración de subetapas Sit to Stand y Stand to Sit del TUG instrumentalizado mediante Smartphone, previo y posterior al entrenamiento. Para análisis estadístico se utilizó una prueba T, con un nivel de significancia de $p < 0,05$.

Resultados

El tiempo total del TUG, tiempo y velocidad media de stand to sit disminuyeron, mientras que el peak de aceleración aumentó. Estos cambios fueron estadísticamente significativos ($p < 0,05$). En Sit to Stand, el tiempo y velocidad media disminuyeron, y el peak de aceleración aumentó. Estos cambios no fueron estadísticamente significativos.

Conclusión

El Hibalance tiene un efecto favorable en los parámetros témporo-espaciales y en el equilibrio dinámico en la prueba TUG instrumentalizado mediante smartphone en la muestra estudiada.

Palabras claves: Riesgo de caídas, Equilibrio, TUG, UMI, HiBalance

Abstract

Parkinson's disease (PD) is a neurodegenerative pathology where postural instability affects 80% of people. HiBalance is a type of training designed specifically for the improvement of postural balance. So far there are no studies that assess the effect of this type of training on instrumentalized balance through smartphones.

Objective

To assess the effect of HiBalance on temporal-spatial parameters of dynamic equilibrium, measured through the TUG test instrumentalized through a smartphone, in patients with Parkinson's stage II and III.

Material and methods

Quasi-experimental pilot study. 9 people with stage II and III PD participated in an 8-week Hibalance training program, 3 times a week, for one hour. Time, average speed and acceleration peak of Sit to Stand and Stand to Sit sub-stages of the TUG instrumentalized by Smartphone, before and after training were measured. For statistical analysis a T test was detected, with $p < 0.05$.

Results

The total time of the TUG, the time and the average speed of the stand to sit down, while the acceleration peak decreased. These changes were statistically significant ($p < 0.05$). In Sit to Stand, time and average speed decreased, and the acceleration peak decreased. These changes were not statistically significant.

Conclusion

The Hibalance has a favorable effect on the time-space parameters in the TUG test instrumentalized by smartphone in the sample studied.

Keywords

Risk of falls, Balance, Timed up and go, Inertial measurement unit, Hi Balance.

1. INTRODUCCIÓN

La enfermedad de Parkinson (EP) es la segunda patología neurodegenerativa más prevalente después del Alzheimer y su frecuencia de aparición aumenta cada día más debido al aumento de la población mayor¹. Se estima una prevalencia aproximada de 1 a 2% en la población mayor de 65 años, cifra que se eleva a 3%-5% en aquellos mayores de 85 años. La prevalencia en países europeos es entre 100 y 200 por cada 100.000 habitantes². En nuestro país, no existen datos precisos sobre la prevalencia de esta condición, pero basados en datos internacionales se puede estimar que existen cerca de 40 mil pacientes con EP en Chile³.

Los síntomas que caracterizan la EP son: bradicinesia, temblor de reposo, rigidez muscular e inestabilidad postural (IP)⁴, esta última se define como la alteración del equilibrio, de aparición gradual y tardía en la evolución de la EP⁵. Constituye un foco relevante dentro de las investigaciones científicas, dada su fuerte asociación con temor de caer, riesgo de caídas, discapacidad y dependencia, lo cual impacta fuertemente la calidad de vida de las personas⁶. Por lo tanto, es esencial contar con

estrategias de rehabilitación que permitan disminuir el riesgo de caída en esta población⁶.

El HiBalance (HB), es un programa de entrenamiento progresivo, altamente demandante, orientado a optimizar el control del equilibrio, a través de ejercicios que buscan estimular los cuatro componentes básicos del balance, como son: ajustes posturales anticipatorios, integración sensorial, habilidad motora y límites funcionales de estabilidad⁷. Evidencia ha demostrado que este tipo de entrenamiento tiene efectos beneficiosos sobre el equilibrio postural. Al respecto, en un ensayo clínico randomizado realizado en 100 participantes, Conradsson (2015) evidenció mejoras significativas en el control del equilibrio a través de mini-BESTest, rendimiento de la marcha en tarea normal y dual, y sensación de seguridad, en comparación a grupo control⁸. Otro estudio de factibilidad realizado por el mismo autor demostró que este tipo de entrenamiento genera una alta adherencia (93%), una baja tasa de eventos adversos (1,2%), en general los participantes lo consideraron un entrenamiento motivador y 4 de cada 5 participantes mejoraron su rendimiento en el equilibrio medido con mini-BESTest⁹. Si bien estos hallazgos respaldan la viabilidad de este tipo de entrenamiento, aún son insuficientes los estudios para evaluar la eficacia del programa.

El Timed Up and Go (TUG) es una prueba clínica ampliamente utilizada para valorar la movilidad, balance, habilidad de marcha y riesgo de caída en distintas poblaciones^{10,11}. Consiste en medir el tiempo en realizar la tarea de levantarse de una silla, caminar 3 metros, girar y volver a sentarse, las cuales son actividades funcionales de la vida diaria¹². La utilización del tiempo como variable de medición, permite contar con un dato objetivo, confiable, rápido y de fácil de ejecución para su administración. Sin embargo, la sola medición del tiempo no permite considerar aspectos relevantes relacionados con la calidad del movimiento de la tarea evaluada. En este sentido, la valoración de parámetros témporo-espaciales tales como aceleración, velocidad y tiempo en cada una de las subetapas del TUG permitiría mejorar el poder analítico de la prueba y con esto la prescripción del ejercicio orientado en mejorar la funcionalidad y calidad de vida de la población con EP.

Para la medición de parámetros témporo-espaciales de las distintas subetapas del TUG se ha utilizado la instrumentalización con unidades de medición inercial (UMI). Estas han demostrado su capacidad para determinar las características del movimiento humano en forma directa identificar adecuadamente patrones de marcha¹², registrar características del giro y transferencias en la prueba TUG^{11,12} y discriminar entre personas sanas y personas con algún nivel de discapacidad^{12,13}. La utilización de UMI para evaluar la prueba TUG ha sido validada recientemente¹⁴,

pero son costosas, por lo que su uso en la práctica clínica, aunque es eficaz, se ve limitado.

Los teléfonos móviles inteligentes o smartphones son dispositivos electrónicos ampliamente utilizado a nivel mundial, en donde se ha incorporado tecnología cada vez más avanzada, la cual incluye, entre otros, las UMI compuestas por acelerómetros, giroscopios y magnetómetros, para optimizar las distintas funciones del smartphone. Actualmente la presencia de estos sensores ha permitido la generación de diversas aplicaciones para información, valoración y estrategias de rehabilitación en distintas condiciones de salud. Al respecto, existen varios estudios que han demostrado una buena concordancia entre los datos obtenidos por las UMI de los smartphones y los obtenidos con sistemas de captura de movimiento de laboratorio¹⁶. Específicamente un estudio realizado en pacientes AM demostró una alta reproducibilidad de los tiempos de las subetapas del TUG registradas con UMI de un smartphone y permitió medir aceleración, velocidad lineal y angular, por lo que permitiría su uso para la práctica clínica, favoreciendo el proceso evaluativo¹⁷. Si bien se avanza en el conocimiento de la utilización de estos dispositivos, son escasos los estudios que han utilizado esta tecnología con el fin de evidenciar efectos de un programa de entrenamiento.

En este contexto, considerando la necesidad de valorar de forma más analítica el efecto del entrenamiento HB sobre el balance dinámico, cuya prueba estándar es el

TUG, el propósito del presente estudio es evaluar el efecto del HB en parámetros témporo-espaciales del equilibrio dinámico medido a través del test TUG instrumentalizado mediante smartphone en pacientes con Parkinson estadio II y II.

2. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Cuál es el efecto del entrenamiento HiBalance en el equilibrio dinámico medido a través de prueba TUG instrumentalizado mediante smartphone en usuarios con EP estadio II y III?

3. OBJETIVOS

Objetivo General:

- Evaluar el efecto del HiBalance en parámetros témporo-espaciales del equilibrio dinámico medido a través de la prueba TUG instrumentalizado a través de smartphone en pacientes con EP estadio II y III.

Objetivos específicos:

- Valorar el efecto del Hibalance en el tiempo total y el tiempo de las transiciones Sit to Stand y Stand to Sit en la prueba TUG, en pacientes con EP estadio II y III.
- Contrastar la velocidad media de las transiciones Sit to Stand y Stand to Sit en la prueba TUG antes y después del entrenamiento de HiBalance, en pacientes con EP estadio II y III.
- Comparar el peak de aceleración de las transiciones Sit to Stand y Stand to Sit en la prueba TUG antes y después del entrenamiento de HiBalance, en pacientes con EP estadio II y III

4. HIPÓTESIS

i. El Hibalance disminuye el tiempo total de la prueba TUG, y de cada una de las subetapas Sit to Stand, Stand to Sit.

ii. El Hibalance aumenta la velocidad media de ejecución de cada una de las subetapas Sit to Stand y Stand to Sit.

iii. El Hibalance aumenta el peak de aceleración de cada una de las subetapas Sit to Stand y Stand to Sit.

5. REVISIÓN DE LA LITERATURA

La EP es la segunda patología neurodegenerativa más prevalente después del Alzheimer. En el mundo cerca de 4 millones de personas son afectadas por esta condición¹⁸ y su frecuencia de aparición incrementa cada día más debido al aumento de la población AM¹. Se estima una prevalencia aproximada de 1 a 2% en la población mayor de 65 años, cifra que se eleva a 3%-5% en aquellos mayores de 85 años. La prevalencia en países europeos es entre 100 y 200 por cada 100.000 habitantes¹⁹. En nuestro país, no existen datos precisos sobre la prevalencia de esta condición, pero basados en datos internacionales se puede estimar que existen cerca de 40 mil pacientes con EP en Chile²⁰.

Actualmente la EP es considerada un desorden neurodegenerativo, crónico, progresivo y multisistémico, de etiología aún incierta, cuya base fisiopatológica es la depleción de neuronas dopaminérgicas de la sustancia nigra pars compacta, estructura perteneciente a los núcleos de la base²¹. Estos forman parte de una serie de circuitos paralelos que ligan el tálamo y la corteza cerebral. El modelo clásico propone dos vías principales relacionadas con el movimiento: la vía directa e

indirecta²². La vía directa fluye desde el putamen e inhibe la parte interna del globo pálido y la sustancia negra reticulada. Estos dos núcleos se proyectan en el tálamo. La vía indirecta, como su nombre lo indica es más larga, conecta el putamen y el segmento externo del globo pálido, a través del núcleo subtalámico, hasta el globo pálido interno y la sustancia negra reticulada. Las dos vías producen efectos opuestos en las señales de salida de los ganglios basales hacia el tálamo. En la EP, a medida que se reduce la dopamina disponible, se producen cambios compensadores en el circuito de los ganglios basales y estos cambios son responsables de la mayoría de las manifestaciones que observamos en la EP, tales como bradicinesia o enlentecimiento motor, temblor, rigidez e IP²³.

La bradicinesia se define como el enlentecimiento motor y es un síntoma característico en la EP. Se describe como una lentificación progresiva de los movimientos y tiene relación con la alteración en la planeación, iniciación y ejecución de tareas que requieran movimientos secuenciales y simultáneos¹. El temblor es un síntoma recurrente y reconocible en esta enfermedad, afectando al 70% de los pacientes. Suele afectar a las porciones distales de las extremidades, se produce en reposo, a una frecuencia de 4-6 Hz²⁴. Con respecto a la rigidez, esta se describe como un aumento en la resistencia a la movilización pasiva de un segmento articular afectando en mayor medida a músculos flexores y menor a extensores¹. En relación con la IP, se define como una pérdida del control del

equilibrio y que se relaciona con un trastorno de fijación postural, del enderezamiento, donde suelen adoptar una postura en flexión para mantener centro de gravedad más estable²⁴. Este es uno de los síntomas más prevalentes (87%) y de peor pronóstico funcional dada a su escasa respuesta al tratamiento farmacológico, lo cual aumenta el riesgo de caídas, lesiones y discapacidad²⁵.

Diversos estudios señalan una relación entre disfunción de los circuitos dopaminérgicos con la manifestación de diversos trastornos cognitivos, así como deficiencias colinérgicas y en otros neurotransmisores en pacientes con EP²⁶. Investigaciones actuales evidencian que los trastornos cognitivos forman parte de la sintomatología clínica de la enfermedad, principalmente en aquellos dominios ejecutivo, atencional, visoespacial y de memoria²⁷.

El diagnóstico de la EP es eminentemente clínico. La presencia de signos motores clínicos característicos, tales como: bradicinesia, temblor de reposo, rigidez musculoesquelética e IP, constituye sospecha clínica de EP. Además, la presencia de al menos dos de los siguientes criterios: respuesta a levodopa, sintomatología asimétrica, comienzo asimétrico, ausencia de síntomas clínicos que sugieran un diagnóstico alternativo y ausencia de una etiología que acuse hechos clínicos similares²⁸, son elementos que orientan al diagnóstico de la enfermedad. Para valorar la progresión y severidad de la enfermedad, la escala de Hoehn y Yarh ha

sido la más utilizada a nivel mundial y nacional dado a su simplicidad¹. Esta escala clasifica la progresión en cinco estadios. El estadio 0: sin signos de enfermedad; estadio I: afección unilateral; estadio II: afección bilateral, sin alteración del equilibrio; estadio III: afección bilateral leve a moderada con inestabilidad postural, pero físicamente independiente; estadio IV: incapacidad grave, capaz de permanecer de pie sin ayuda; estadio V: permanece en silla de rueda o encamado si no tiene ayuda¹.

Respecto al tratamiento de la EP, este comprende un abordaje farmacológico y no farmacológico. El tratamiento farmacológico es considerado la terapia de primera elección e incorpora agonistas dopaminérgicos y no dopaminérgicos, cuyo propósito es suplir el déficit de dopamina²⁸. La levodopa es el fármaco dopaminérgico más efectivo para el tratamiento de la EP y en algún momento de la enfermedad todos los pacientes precisarán tomarlo¹. Mejora la rigidez, bradicinesia y en menor medida el temblor. Síntomas como IP, disartria, disfunción autonómica y problemas neurosensoriales no tienen buena respuesta¹. Si bien los fármacos dopaminérgicos impactan positivamente en los síntomas como bradicinesia y temblor, su uso prolongado en el tiempo genera complicaciones motoras tales como discinesias o temblores que afectan de manera negativa los componentes del control del equilibrio²⁵. A pesar del tratamiento farmacológico, signos como la IP persisten, lo cual puede impactar en la calidad de vida del paciente. En este sentido, resulta

necesario el desarrollo e implementación de estrategias de rehabilitación que permitan abordar las deficiencias en el equilibrio y la marcha de este grupo de pacientes⁷. Una revisión sistemática con metaanálisis evidenció que el ejercicio y entrenamiento motor tiene efectos beneficiosos en tareas funcionales y equilibrio en personas con EP, sin embargo, es recomendable programas de entrenamiento específicos y altamente desafiantes, cercanos a los límites de capacidad del sujeto⁸. Estudios experimentales recientes han mostrado que el entrenamiento, particularmente cuando es altamente desafiante, induce la neuroplasticidad en los animales y seres humanos con EP⁸.

Desde las tareas más básicas hasta las más demandantes requieren del control de la postura. El control postural (CP) se define como la capacidad de controlar el cuerpo en el espacio con el doble propósito de brindar estabilidad y orientación. La orientación postural implica interpretar la información proveniente de los sistemas sensoriales (visual, vestibular y somatosensorial) para mantener una relación apropiada entre los diferentes segmentos del cuerpo y entre el cuerpo con el ambiente y la tarea²⁹. El equilibrio envuelve la capacidad de controlar el centro de masa en relación con la base de sustentación. En el pasado, los modelos del control motor asumían que el CP radicaba en una serie de reflejos jerárquicos de enderezamientos y equilibrio²⁹. Según Shumway-Cook sugiere que el movimiento emerge de la interacción entre el individuo, las demandas posturales inherentes de

la tarea y las restricciones del ambiente¹¹. Múltiples recursos se requieren para la estabilidad y orientación postural; los sistemas subyacentes al individuo que afectan al CP son: Limitaciones biomecánicas, los límites de estabilidad, la verticalidad, los ajustes posturales anticipatorios, respuestas posturales automáticas, estabilidad en la marcha, factores cognitivos y la integración sensorial³⁰.

El HB es un programa de entrenamiento del equilibrio diseñado específicamente para EP. Se define como un entrenamiento específico, progresivo, desafiante y de práctica variada, el cual se basa en el reaprendizaje de los sistemas fisiológicos importantes para el control del equilibrio tales como: integración sensorial, ajustes anticipatorios, agilidad motora y límites de estabilidad, respetando tres principios básicos, como son especificidad, sobrecarga progresiva y variabilidad. Implica rutinas de ejercicios estructuradas en el tiempo, que involucran tareas motoras simples orientadas a aspectos del balance de forma aislada hasta tareas duales (motora-motora y motora-cognitiva), que aumentan en intensidad y complejidad³¹. El programa de entrenamiento está protocolizado en base a 10 semanas de extensión, 3 veces por semanas, 60 minutos de duración por cada sesión. Para promover la sobrecarga progresiva y la variación del ejercicio, el periodo de 10 semanas se divide en 3 bloques (A, B, C). En el bloque A (semanas 1 y 2), se estimulan cada uno de los componentes del balance a través de ejercicios simples, enfatizando la calidad del movimiento. En el bloque B (semana 3-5) se introducen

los ejercicios básicos de doble tarea, ya sea motora-motora o motora-cognitiva. En el bloque C (semana 6-10) aumenta la intensidad y complejidad de cada uno de los ejercicios⁸.

Si bien es un programa de entrenamiento con potenciales beneficios para personas con EP, son pocas las investigaciones que han valorado el efecto de este tipo de entrenamiento. Al respecto, en un ensayo clínico en 100 participantes, se observó mejoras significativas en el rendimiento de la marcha y equilibrio, valorado a través de Mini-BESTest⁸. Otro estudio de factibilidad realizado por el mismo autor, demostró que este tipo de entrenamiento genera una alta adherencia (93%), una baja tasa de eventos adversos (1,2%), en general los participantes lo consideraron un entrenamiento motivador y 4 de cada 5 participantes mejoraron su rendimiento en el equilibrio medido con mini-BESTest⁹.

El *TUG* test es la prueba clínica de movilidad funcional más utilizada en poblaciones neurológicas y geriátricas. El TUG requiere que el sujeto se levante de una posición sentada en una silla, camine 3 metros, gire y vuelva a sentarse³². El *TUG* es válido y confiable para su aplicación en personas con EP. Tradicionalmente, el rendimiento se basa en el tiempo total para completar la tarea. Una limitación de esto es que colapsa el rendimiento total durante la prueba en una medida temporal y no permite realizar un análisis respecto de la calidad del movimiento con la que se ejecuta cada fase de esta prueba. La posibilidad de determinar el

comportamiento de otros parámetros como velocidad con la cual se realizan las transiciones, aceleración angular, permitirían optimizar los procesos de rehabilitación³³.

Las unidades de medición inercial (UMI) tienen la capacidad de poder determinar características del movimiento humano en forma directa como también identificar patrones de marcha³⁴. Es por esto, que toma una gran relevancia como opción para medir variables más específicas que clínicamente no pueden ser medidas, por lo que la instrumentalización del TUG mediante las UMI es de gran ayuda en el análisis de las subetapas³⁴. Permite, además, generar valoración y seguimiento más preciso de las intervenciones de los pacientes³⁵. La utilización de UMI para evaluar la prueba TUG ha sido validada recientemente¹⁴, pero son costosas, por lo que su uso en la práctica clínica, aunque es eficaz, se ve limitado³⁶.

Los teléfonos móviles inteligentes o smartphones son dispositivos electrónicos ampliamente utilizado a nivel mundial. En Chile existen aproximadamente 8 millones de estos dispositivos con acceso a internet según encuestas realizadas¹⁵. Su utilidad ha ido en aumento a lo largo de los años, incorporando tecnología cada vez más avanzada. Actualmente, todos los smartphones tienen incorporadas UMI, compuestas por acelerómetros, giroscopios y magnetómetros. Mellone et al.

determinó una alta concordancia entre los datos capturados por las UMI de los smartphones y los obtenidos con sistemas de captura de movimiento de laboratorio en la prueba TUG³², concluyendo que la utilización de las UMI de los smartphones puede constituir un instrumento de evaluación y seguimiento en la población, portátil y a un costo modesto. En el estudio de Guzmán et al. se validó el uso de smartphone para su utilización en la prueba TUG en población AM³². Otros estudios han demostrado una mayor sensibilidad para detectar diferencias entre población sana y personas con EP en relación a la medición del TUG con estos dispositivos. Salarian et al. (2010) observó cambios significativos en la cadencia, tiempo de giro y tiempo en la fase Stand to Sit en sujetos con EP, sin encontrar diferencias significativas en relación al tiempo total de ejecución del TUG con respecto a sujetos sanos³⁷.

En este contexto, considerando la necesidad de valorar de forma más analítica el efecto del entrenamiento HB sobre el balance dinámico, cuya prueba estándar es el TUG, el propósito del presente estudio es evaluar el efecto del HB en parámetros témporo-espaciales del equilibrio dinámico medido a través del test TUG instrumentalizado mediante smartphone en pacientes con Parkinson estadio II y III.

6. METODOLOGÍA

Diseño de estudio:

Piloto cuasi experimental

Muestra:

Muestra no probabilística por conveniencia, se seleccionaron 9 personas con EP pertenecientes a la clínica kinésica de la Universidad de Talca.

Conformación de la muestra:

Se invitó a participar a las personas con EP que asisten a la clínica kinésica de la Universidad de Talca. Los interesados en participar, para verificar los criterios de inclusión y exclusión, se aplicó un cuestionario breve de su condición de salud y el

minimental adaptado a la población chilena siguiendo el protocolo establecido por el Ministerio de Salud de Chile³⁸. Aquellos interesados en participar y que cumplieron con los criterios de selección realizaron el proceso de lectura, explicación y firma de consentimiento informado (ver anexo 1). Posteriormente, los pacientes fueron citados al laboratorio de análisis del movimiento humano de la Universidad de Talca.

Criterios de inclusión

- Adultos entre 50 y 70 años
- Diagnóstico de EP estadio II y III según escala de Hoehn y Yahr
- En control y tratamiento de EP.

Criterios de exclusión:

- Puntaje de mini mental menor o igual a 13 puntos
- Diagnósticos de enfermedades musculoesqueléticas de MMII
- Diagnóstico de patología vestibular
- Limitación visual que no corrige con ayuda técnica
- Secuelado de ACV
- Trastorno cerebeloso.

Variables dependientes:

- Tiempo total del TUG:

Definición conceptual: tiempo que demora el sujeto en completar un recorrido desde levantarse de una silla, caminar 3 metros a paso regular, girar y volver a sentarse.

Definición operacional: medida en segundos mediante un cronómetro implementado por el investigador a cargo. Se consideró desde el despegue del tronco del respaldo de la silla, hasta cuando su tronco contacta de forma completa con el respaldo de la silla.

- Tiempo de la transición sedente-bípedo (Sit to Stand):

Definición conceptual: Tiempo que demoró un sujeto en levantarse de una silla y ponerse de pie durante la realización TUG.

Definición operacional: medida en segundos mediante un cronómetro implementado por el investigador a cargo. Se consideró desde el despegue del tronco del respaldo de la silla, hasta el enderezamiento completo al llegar a bípedo.

- Velocidad media de la transición sedente-bípedo: (Sit to Stand):

Definición conceptual: Desplazamiento del sujeto en un tiempo determinado durante la transición sedente-bípedo.

Definición operacional: medida en metros por segundo (m/s) mediante la señal del acelerómetro implementado en un Smartphone. El registro de aceleración fue derivado a través de fórmula matemática para calcular la velocidad media.

- Peak de aceleración de la transición sedente-bípedo (Sit to Stand):

Definición conceptual: Peak en el cambio de velocidad del sujeto durante el tiempo de la transición sedente a bípedo.

Definición operacional: Medida en metros por segundo al cuadrado (m/s^2) mediante la señal de un acelerómetro implementado en un smartphone.

- Tiempo de la transición bípedo-sedente (Stand to Sit):

Definición conceptual: Tiempo que demoró un sujeto en pasar de la posición bípeda a sentarse en la silla durante el TUG.

Definición operacional: Medida en segundos mediante un cronómetro implementado por el investigador a cargo. Se delimitó desde cuando el sujeto termina el giro y se posiciona de espalda a la silla, hasta cuando su tronco contacta de forma completa con el respaldo de la silla.

- Velocidad media de la transición bípedo-sedente (Stand to Sit):

Definición conceptual: Desplazamiento del sujeto durante el tiempo de la transición bípedo-sedente.

Definición operacional: Medida en metros por segundo (m/s) mediante la señal del acelerómetro implementado en un smartphone. El registro de aceleración fue derivado a través de fórmula matemática para calcular la velocidad media.

- Peak de aceleración de la transición bípedo-sedente (Stand to Sit):

Definición conceptual: Peak en el cambio velocidad del sujeto durante el tiempo de la transición bípedo a sedente.

Definición operacional: Medida en metros por segundo al cuadrado (m/s²) mediante la señal de un acelerómetro implementado en un smartphone.

Variables independientes:

- HiBalance: programa de entrenamiento de 8 semanas de extensión, 3 veces por semana de una hora de duración. Se trabajó mediante circuitos de ejercicios orientados a estimular los 4 componentes básicos del equilibrio: integración sensorial, ajustes posturales anticipatorios, límites de estabilidad y agilidad motora. La intervención se estructuró en 3 etapas, las cuales fueron en progresión. La primera etapa, se trabajaron circuitos de ejercicios que contemplaban 2 componentes básicos del equilibrio a la vez. Luego, en la segunda etapa se incorporó la realización de ejercicios con una doble tarea, ya sea motor-cognitiva o motora-motora. Posteriormente, en la tercera etapa, se realizaron circuitos de ejercicios que contemplaban los 4 componentes básicos del balance, enfatizando mayor complejidad, intensidad y agilidad motora.

Descripción del procedimiento

Los sujetos fueron citados al laboratorio de Análisis de movimiento de la Universidad de Talca, donde se completó una ficha que incorporó datos personales y bio-demográficos, tales como: Nombre, edad, antecedentes de salud, fármacos y enfermedades (anexo 2). Para evitar la personalización de los sujetos, a cada registro se asignó un código. Posteriormente se realizó una evaluación antropométrica de peso y talla.

Para la valoración del TUG instrumentalizado, se instaló un smartphone marca Huawei Mate 10 lite, equipado con UMI, el que se ubicó en el tronco de los sujetos a la altura de L3, de acuerdo con el procedimiento descrito por Moe-Nilsen¹⁴. El dispositivo se fijó por medio de una cincha ajustable, con un velcro para adaptarse a las distintas dimensiones corporales de los sujetos.

Se instruyó a cada persona para realizar el test TUG siguiendo el protocolo descrito por el Ministerio de Salud de Chile (MINSAL)¹. Se solicitó que a la orden verbal del evaluador “ya”, se levante de la silla sin ayuda de sus manos y camine como lo hace habitualmente, hasta un cono ubicado a 3 metros, gire a su alrededor

y vuelva a sentarse ⁵. Antes de iniciar la prueba, se determinaron los valores de referencia para la UMI, para lo cual, se solicitó a cada persona mantenerse quieta, sentada en una silla, con su tronco recto durante 3 segundos. Con el propósito de calibrar el registro de la señal en el dispositivo, un evaluador garantizó la ausencia de movimiento a través de la presencia de un registro lineal, sin inflexiones en la pantalla del smartphone (ver anexo 3). Completada la calibración, se dio la señal de inicio para completar la prueba. El registro se detuvo en el momento en que la persona evaluada se sienta y toca el respaldo de la silla con su espalda, presionando el off del teléfono.

Luego de realizar las evaluaciones iniciales se prosiguió con el entrenamiento HB, el cual se ejecutó en la clínica kinesiológica de la Universidad de Talca. Para respaldar la seguridad de los pacientes, todas las sesiones de entrenamiento fueron dirigidas por un kinesiólogo y una kinesióloga con experiencia de trabajo en Parkinson y AM. El total de sesiones calendarizadas fueron 24 días, 3 días a la semana de una hora de duración. Cada sesión de entrenamiento comenzó con un calentamiento de 5 minutos, que consistió en diversas tareas, con el objetivo de estimular el sistema cardiovascular. Los siguientes 50 minutos (descansos cortos incluidos) se enfocaron en los bloques de ejercicios altamente desafiantes (aproximadamente 10 minutos por bloque). La sesión se finaliza con un enfriamiento de 5 minutos con caminatas lentas, estiramientos axiales y ejercicios de respiración. El número de bloques de ejercicios para cada ocasión de entrenamiento y la distribución entre los ejercicios de pie y caminar se ajustaron al

nivel de la habilidad de cada persona. La intervención fue de manera progresiva acorde a las 3 etapas de este entrenamiento. La asistencia se controló al inicio de cada sesión, permitiendo solamente una inasistencia total del 20%.

Una vez finalizado el programa de entrenamiento, se procedió a realizar la toma de registros post intervención del test TUG instrumentalizado, siguiendo los mismos procedimientos y protocolos efectuados previo al entrenamiento.

Los datos registrados por el smartphone con la aplicación Sensor monitor (ver anexo 4), donde las señales obtenidas en el celular corresponden a una línea de desplazamiento en los ejes X, Y, Z. El eje "X" corresponde al Antero-Posterior (AP), "Y" corresponde al eje Vertical y "Z" al eje transversal (ver anexo 5). Fueron guardados en un archivo tipo txt. Estos se traspasaron desde un smartphone a un ordenador personal. El análisis de datos se realizó por medio de un software, Igor pro. Se procedió a suavizar las señales obtenidas de aceleración de los tres ejes, utilizando la opción "smooth" en Igor pro, para luego realizar el análisis en el mismo programa, utilizando el eje AP en el eje X determinando las fases Stand to Sit, Sit to Stand y los peak de aceleración para cada una de estas transiciones (ver anexo 6). El inicio y término de estas transiciones lo determinaron 2 evaluadores mediante

un análisis independiente. La velocidad media se calculó mediante la fórmula matemática: (distancia final – distancia inicial) / (tiempo final – tiempo inicial).

Para el análisis estadístico, los datos fueron tabulados y revisados en una planilla Excel. Para la descripción de la muestra, aquellas variables cuantitativas, se calculó el promedio y desviación estándar. Para aquellas variables de carácter cualitativo, se determinó frecuencias. Para el análisis de las variables de interés se utilizó una prueba t de student con un nivel p de significancia < a 0,05. Los resultados se graficaron en el programa GraphPad Prism 5.

7. RESULTADOS

Este estudio fue realizado en muestra constituida por 9 sujetos que padecen EP estadio II y III, siendo 4 sujetos de sexo masculino y 5 de sexo femenino. El promedio de edad fue de $62,9 \pm 4,6$ años, presentaron un IMC promedio de $30,78 \pm 5,06$. El resto de las características que describen la muestra son mostradas en la tabla N°1.

Tabla N° 1: Características de los participantes

	$\bar{x} \pm DE$
Edad	62.89 ± 4.64
IMC	30.78 ± 5.06
Número de caídas	0.44 ± 1.01
Número de patologías	3.33 ± 1.87
Número de medicamentos	4.78 ± 2.22
MMSE	18.33 ± 2.32

Abreviaciones: \bar{x} , promedio ; DE, desviación estándar.

En el análisis de las variables de interés, el tiempo total del TUG pre-intervención fue de $12,84 \pm 2,63$ segundos y post intervención $9,66 \pm 1,37$ segundos, obteniendo una disminución de 3,18 segundos, correspondiendo a un cambio de 24,76%. Este cambio fue estadísticamente significativo ($p = 0,009$). Este resultado es mostrado en el Gráfico N°1.

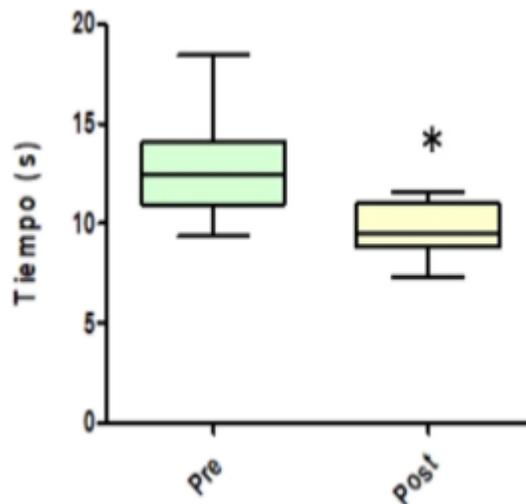


Gráfico N° 1: Tiempo total TUG (**Pre**) pre-intervención y (**Post**) post-intervención de Hi balance. * = $P < 0.05$

En relación con el tiempo de ejecución sit to stand durante la realización del TUG, pre-intervención fue de $1,6\pm 0,34$ segundos y post intervención fue de $1,35\pm 0,42$ segundos, alcanzando un cambio de 1,48 segundos, correspondiente a un 15,63% de reducción. Este cambio no fue estadísticamente significativo ($p=0,16$). Ver Gráfico N°2.

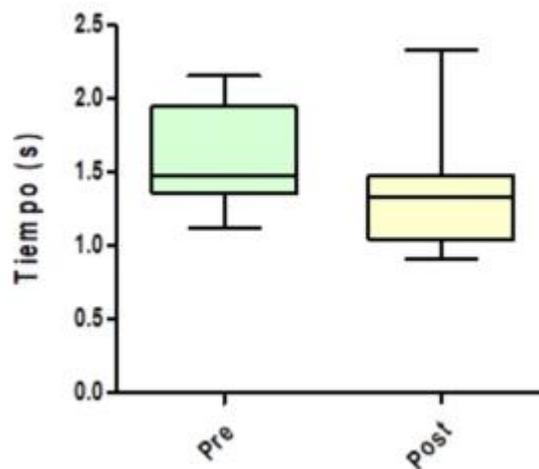


Gráfico N° 2 : Tiempo fase Sit to Stand (Pre) pre-intervención y (Post) post-intervención Hi balance.

Con respecto a la velocidad media obtenida en la fase sit to stand del TUG, pre-intervención el promedio fue de $1.68\pm 1,24$ m/seg y post intervención alcanzó un

promedio de $1,35 \pm 0,42$ m/seg. Esto refleja una reducción de la velocidad media de 1,51 m/seg, correspondiente al 15,63%. Este resultado no fue estadísticamente significativo ($p= 0,16$). El resultado es mostrado en el Gráfico N°3.

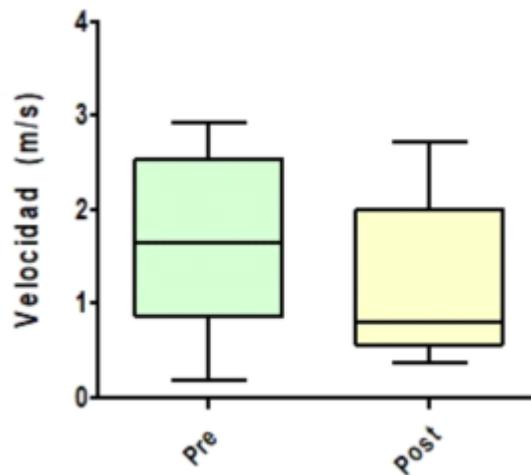


Gráfico N° 3 : Velocidad media fase Sit to Stand (**Pre**) pre-intervención y (**Post**) post-intervención Hi balance

El peak de aceleración promedio obtenido en la fase sit to stand pre-intervención fue de $5,41 \pm 1,37$ m/seg² y post intervención fue de $6,08 \pm 1,24$ m/seg². Esto evidencia un aumento de 12,28%. Este cambio no fue estadísticamente significativo ($p= 0,08$). El resultado es mostrado en el Gráfico N°4.

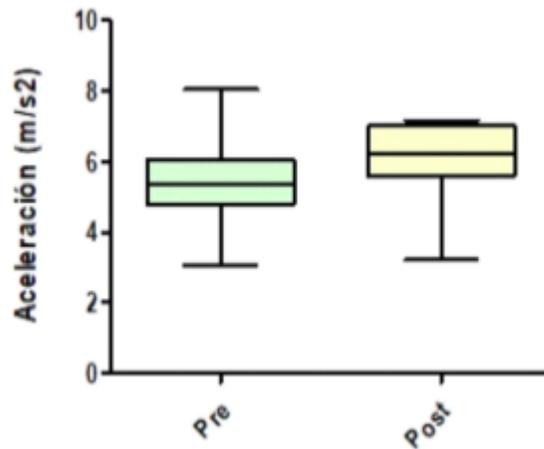


Gráfico N° 4 : Peak de aceleración fase Sit to Stand (**Pre**) pre-intervención y (**Post**) post-intervención Hi balance.

Respecto a la subetapa stand to sit del TUG, el tiempo de pre-intervención fue de $2,06 \pm 0,4$ segundos y post intervención $1,51 \pm 0,41$ segundos. La magnitud de este cambio fue de 1,78 segundos correspondiente a una reducción de 26,69%. Este cambio fue estadísticamente significativo ($p=0,02$). Resultados se muestran en Gráfico N°5.

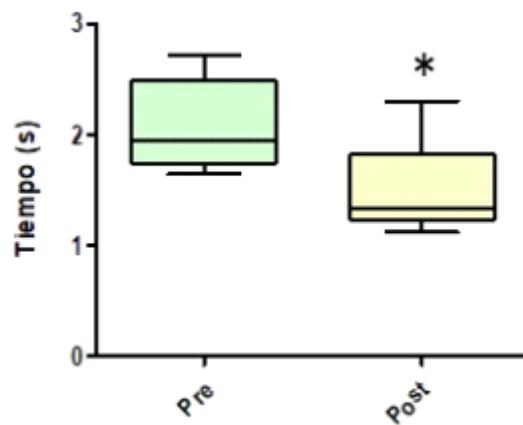


Gráfico N° 5 : Tiempo fase Stand to Sit (**Pre**) pre-intervención y (**Post**) post-intervención Hi balance.* = $P < 0.05$

La velocidad media obtenida en la subetapa stand to sit del TUG pre-intervención fue de $1,47 \pm 1,62$ m/seg y post intervención alcanzó un valor de $3,01 \pm 1,83$ m/seg, alcanzando un porcentaje de cambio de 51,16%, siendo estadísticamente significativo ($p=0,04$). Los resultados son mostrados en el Gráfico N°6.

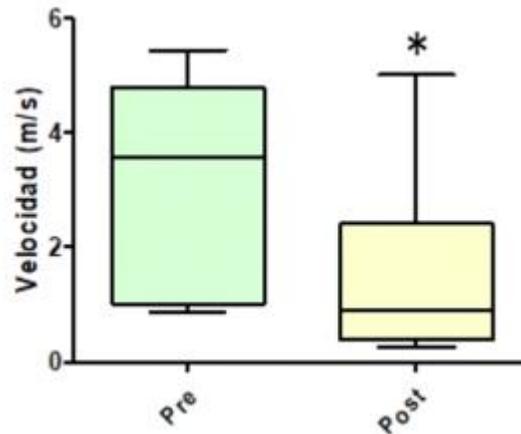


Gráfico N° 6 : Velocidad media fase Stand to Sit (**Pre**) pre-intervención y (**Post**) post-intervención Hi balance. * = $P < 0.05$

En relación al peak de aceleración en la subetapa stand to sit del TUG, pre-intervención se obtuvo un valor de $4,72 \pm 1,01$ m/seg² y post intervención alcanzó un valor de $5,89 \pm 2,07$ m/seg², que corresponde a un aumento del 24,78%. Este cambio fue estadísticamente significativo ($p=0,02$). El resultado es mostrado en el gráfico N°7.

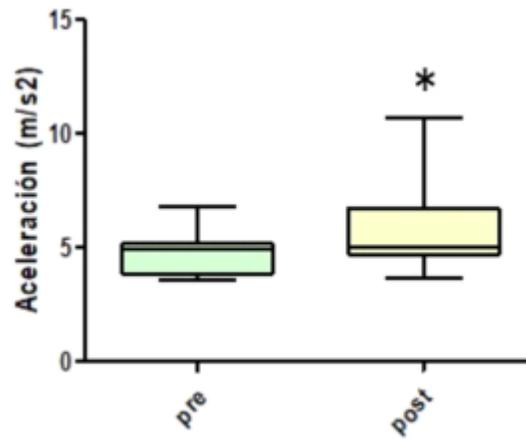


Gráfico N° 7 : Peak de aceleración fase Stand to Sit (**Pre**) pre-intervención y (**Post**) post-intervención Hi balance. * = $P < 0.05$

Los datos de todas las variables se pueden observar de manera individualizada en detalle para cada sujeto en sección de anexos (ver anexo 7).

8. DISCUSIÓN

Este estudio es un primer acercamiento que busca evidenciar el efecto de un programa de entrenamiento del equilibrio, altamente desafiante como es el HB, sobre parámetros témporo-espaciales de las subetapas del TUG, en pacientes con EP, medido a través de la utilización de smartphone.

La hipótesis de este estudio fue que el HB provoca cambios favorables en los tiempos de ejecución, en la velocidad media y peak de aceleración de las subetapas Sit to Stand y Stand to Sit del TUG. Los resultados obtenidos apoyan la hipótesis planteada mostrando una disminución en el tiempo total de ejecución del TUG, una disminución de la velocidad media y un aumento del peak de aceleración en las subetapas señaladas.

Con respecto del tiempo total del TUG es importante considerar que es una prueba clínica que valora la movilidad, balance, habilidad de marcha y riesgo de caídas y ha sido validado en diferentes poblaciones incluido la EP³⁹.

En nuestro estudio, el tiempo total del TUG pre-intervención disminuyó significativamente desde $12,84 \pm 2,63$ segundos a $9,66 \pm 1,37$ segundos post intervención, lo que implica una reducción de 3,18 segundos. Este resultado es relevante, ya que es un primer reporte del efecto de la terapia HB sobre el equilibrio dinámico medido con el TUG, prueba ampliamente utilizada en nuestro medio clínico. Por otro lado la comparación de estos resultados con los valores normativos de este test establecidos para pacientes con EP en estadios tempranos ($14,8 \pm 5,8$; IC: 12,3-17,3)³⁷, indicaría que el grupo de participantes está por bajo este valor, es decir, tiene un mejor desempeño funcional de base, quedando ubicado en una mejor condición post intervención. Los valores normativos establecidos para la población chilena establecen que el tiempo total de TUG mayor a 10 segundos indica un riesgo leve de caer y mayor o = a 15 segundos un alto riesgo de caídas³. Los resultados mostraron una reducción promedio menor a 10 segundos, por lo que la muestra estudiada disminuye el riesgo de caer. El cambio mínimo detectable (CMD) se define como la magnitud de la variación del valor por debajo de la que ese cambio puede ser interpretado como inherente a la variabilidad del propio método de valoración, sin que haya existido un verdadero cambio en la situación clínica del paciente. Dal Bello- Haas et al, en el año 2011 estableció un CMD de 4,85 segundos en el TUG para personas con EP⁴⁰. Huang et al, determinó un CMD

de 3,5 segundos para EP en estadio II⁴¹. En este estudio se obtuvo un cambio de 3,18 segundos, muy cercano al valor que indicaría un verdadero cambio en la situación clínica del paciente.

En relación con el tiempo en la fase Sit to Stand se observó una disminución de 1,48 segundos sin un cambio significativo. No existen estudios que evalúen esta fase como una subetapa del TUG; generalmente los estudios abordan el sit to stand como un gesto motor aislado (levantarse de una silla) sin una tarea secuencial. Cuando se evalúa el sit to stand en el contexto del TUG, corresponde a una tarea secuencial, levantarse e iniciar la marcha (sit to walk), cuyas demandas y requerimientos motores son distintos. En este sentido, este gesto motor ha sido estudiado en pacientes con EP, los cuales han demostrado una menor fluidez de la tarea⁴¹. Al respecto, las hipótesis que explican estas alteraciones se centran en las alteraciones neurofisiológicas y adicionalmente déficits en la programación del movimiento⁴², que pueden llevar a una falta de fluidez durante la fase sit to walk. Segundo, para completar exitosamente el objetivo necesitan adaptar su comportamiento motor. Finalmente, como lo describe Buckley 2008, sujetos con EP en lugar de realizar un solo movimiento combinado realizan el sit to walk en dos diferentes fases, ya que inician la marcha solo después de completar los componentes del Sit to Stand⁴³. Estos autores atribuyen esta adaptación motora a un comportamiento de precaución adoptado por personas con EP con el objetivo de

mejorar su estabilidad y así reducir un potencial riesgo de caídas. Por lo tanto, si bien los cambios no alcanzaron significancia estadística, la disminución del tiempo en esta subetapa indicaría mayor agilidad, que puede deberse a una mejora en los componentes del equilibrio los cuales brindan mayor seguridad y menor conducta precautoria en la realización de la tarea.

Con respecto a la velocidad media en esta subetapa, se observó una disminución de 1,51 m/seg sin un cambio significativo. Estos resultados no son contrastables con otros estudios, ya que no hay estudios que hayan evaluado la velocidad media en esta subetapa. Si analizamos la relación entre los factores que determinan la velocidad, distancia en razón de un tiempo determinado, al observarse una disminución del tiempo en esta subetapa, la única forma que disminuya la velocidad es que se reduzca también la distancia recorrida en la subetapa. La distancia recorrida en el gesto de levantarse de la silla se observa en la oscilación del registro del acelerómetro. Por lo tanto, es posible hipotetizar que la menor distancia en un menor tiempo refleja una menor oscilación del acelerómetro, lo que podría indicar un movimiento más suave en su trayectoria. Para corroborar esta hipótesis es necesario para futuros estudios incorporar el análisis cinemático de la prueba.

El peak de aceleración en esta fase pasó de $5,41 \pm 1,37$ m/seg² a $6,08 \pm 1,24$ m/seg² lo que denota un aumento de 12,28%, sin alcanzar significancia estadística. En la subetapa Sit to Stand la mayor parte de los estudios han valorado la aceleración media, lo cual indica la medida en que el sujeto se desplaza entre dos puntos y logra aumentar su velocidad en un parámetro de tiempo. Es relevante dado que en un estudio realizado por Mancini M. (2012) que compara un grupo con EP y un grupo control sano (AM), evidenció una disminución en la aceleración media en los sujetos con EP asociándolo a deficiencias fisiopatológicas compensatorias de esta enfermedad⁴⁵, tales como una disminución en la flexión de tronco en la transición Sit to Stand, existiendo una menor excursión del COM en el eje anteroposterior. No existe evidencia que haya evaluado el peak de aceleración en una población con EP durante esta subetapa, pero se puede deducir que esta variable se asocia al mayor punto de oscilación del acelerómetro utilizado mediante el smartphone en la transición de esta fase, el cual se correlaciona con el mayor punto de flexión de tronco durante la realización de estas subetapas.

Es relevante el estudio de la subetapa Stand to Sit en EP, considerando la baja disponibilidad de investigaciones que existen con acelerómetro y que esta es una tarea común en la vida de las personas. En el año 2013 Doheny E. expuso que esta fase cobra gran relevancia, prediciendo riesgo de caída, fuerza de extremidades inferiores y deterioro del balance⁴⁶.

El tiempo de la fase Stand to Sit, mostró una reducción significativa de 1,78 segundos. Según Weiss A, et al (2009) los pacientes con EP en comparación a un grupo control sano, muestran una disminución en el tiempo en esta fase, lo cual podría reflejar el efecto que genera la gravedad, realizando “caída libre” en esta fase de la tarea, ya que el sujeto se prepara para sentarse y luego cae por falta de control de sus extremidades inferiores y pélvico, teniendo un factor gravitacional y otro de contracción muscular excéntrica de cuádriceps y pélvica⁴⁷. En contraposición a lo propuesto por este autor, nuestros resultados muestran una reducción del tiempo post entrenamiento. Entendiendo que el entrenamiento HB va enfocado a mejorar cualidades propioceptivas, de fuerza, resistencia de EEII, equilibrio dinámico y agilidad motora, se espera que la reducción del tiempo sea el reflejo de mayor seguridad y control para lograr descender y obtener la posición sedente, sin que la fuerza de gravedad repercuta sobre este movimiento, por lo que el sujeto lo realiza con mayor agilidad motora. Al igual que en las fases anteriores, existe la necesidad de corroborar estas hipótesis con un estudio cinemático y de respuesta muscular a través de electromiografía.

En la velocidad media en esta subetapa, los resultados mostraron una disminución estadísticamente significativa alcanzando un porcentaje de cambio de 51,16%. Nuestros resultados no fueron comparables ya que no existen estudios que

hayan evaluado la velocidad media en esta subetapa, pero se puede inferir que el sujeto posee la capacidad de posicionarse de forma menos veloz en una determinada distancia, es decir logrando un movimiento más controlado y menos influido por la fuerza de gravedad.

El peak de aceleración en esta subetapa evidenció un aumento de 5,89 m/s², alcanzando significancia estadística. No existen estudios que evaluaran esta variable, por lo tanto, nuestros resultados no fueron comparables. En el año 2013 Doheny E. utilizando la acelerometría para analizar cada eje en el que el COM se desplaza en la fase stand to sit y observó que una excursión en el eje AP mostraba una mayor flexión de tronco al realizar esta acción, concluyendo además que el eje medio-lateral es particularmente útil para discriminar si un sujeto tiene o no riesgo de caer⁴⁶. Por lo tanto, se puede hipotetizar que el aumento de peak de aceleración se debe a una mayor disociación del cingulo pélvico, generando una mayor flexión de tronco debido a un mayor desplazamiento del COM en el eje AP. Esto sumado a un movimiento más controlado y una mayor seguridad durante la realización del gesto.

Si bien la mayor parte de los resultados son favorables, este estudio no está exento de limitaciones. En primer lugar, es importante considerar el pequeño

tamaño muestral y la falta de grupo control. Esto puede generar un sesgo en la interpretación, en el sentido de que los cambios observados sean producto estrictamente de la intervención y no por la influencia de otros factores. Por otro lado, al ser una muestra no probabilística, los resultados son sólo extrapolables a la muestra estudiada. Se requieren estudios con mayor calidad metodológica que permitan confirmar estos hallazgos y hacerlos extensibles a la población con EP.

Otro elemento difícil de controlar es la heterogeneidad en la respuesta a los fármacos en pacientes con EP. Es difícil coincidir con todos los participantes para que en el horario de intervención y evaluaciones estén en el máximo peak de acción de sus medicamentos. Esto provoca que algunos tuvieron algunos episodios off mientras se realizaba la terapia o mientras se evaluó, pese a que se intentó contar con una muestra más homogénea y favorecer horarios donde la mayoría está en una etapa de máxima acción del fármaco. Es necesario un mayor control en este sentido. También la existencia de variabilidad en los datos representados en los gráficos, que, pese a que en el procedimiento del trabajo se trató de tener una muestra lo más homogénea posible, hay sujetos que pueden haber sesgado los resultados producto de su respuesta al medicamento u otros factores desconocidos por lo tanto hay que mirar estos resultados con cautela.

Dentro de las proyecciones, hubo cambios en las variables témporo-espaciales, pero no está claro cuál es el factor que genera estos cambios. Esto justifica la realización de estudios futuros más grandes y con un diseño más riguroso, que, sumado a lo hecho en esta investigación, pueda utilizar herramientas que tengan la capacidad de complementar de buena manera los hallazgos encontrados, tal como un análisis cinemático y electromiografía, los cuales permitiría integrar información sobre la calidad del movimiento y la activación muscular de los sujetos durante el gesto, lo que en esta investigación no se pudo abordar.

Sería relevante incorporar la evaluación de la subetapa de giro del TUG, la cual se ve afectada de manera considerable, observando pasos más lentos, mayor número de pasos y retraso en el último paso antes de iniciar un giro en comparación con los controles sanos, lo cual deteriora la marcha anterior post giro, en las primeras etapas de la EP y afecta las AVD^{48, 49}. A medida que avanza la EP, la actividad asimétrica de los ganglios basales se ve más comprometida; por lo tanto, la actividad de giro, que requiere un movimiento asimétrico de las extremidades inferiores, puede ser una mejor medida métrica para demostrar las deficiencias motoras que ocurren a lo largo de la progresión de la enfermedad que sólo caminar hacia adelante¹⁹ y por tanto un foco relevante susceptible de cambio post intervención. De acuerdo con las investigaciones anteriores sería importante

evaluar u objetivar esta subetapa dado que no pudo ser evaluada porque la aplicación utilizada no lo permite. Por esta razón, se deben realizar más estudios en pacientes con EP, usando la señal de un giroscopio mediante un Smartphone en busca de un análisis de esta subetapa y también de características más discriminatorias⁵⁰.

Este estudio piloto contribuye al conocimiento y profundización de una terapia específica para el balance y que ha demostrado hasta ahora potenciales beneficios para el paciente con EP. La utilización del Smartphone para la valoración en tareas habituales de la vida diaria, sin duda abre infinitas posibilidades para comprender y determinar el efecto de distintas terapias de manera más objetiva, simple y a bajo costo. Sin duda se deben aumentar los esfuerzos para el diseño de programas o aplicaciones que permitan el análisis automatizado y con esto facilitar aún más su utilización en la práctica clínica.

9. CONCLUSIÓN

- El entrenamiento Hi balance disminuyó el tiempo total del TUG y en las subetapas Sit to Stand y Stand to Sit, lo que podría reflejar una mejor movilidad, equilibrio y menor riesgo de caída en población estudiada.
- Hi Balance tuvo un efecto positivo en la variable velocidad media, al disminuir en ambas subetapas en la realización del TUG, lo que podría indicar una menor oscilación del gesto motor frente a esta prueba.
- El entrenamiento tuvo un aumento en el peak de aceleración en las subetapas Sit to Stand y Stand to sit, lo que se podría asociar a un aumento del mayor punto de oscilación que se correlaciona con un mayor punto de flexión de tronco durante el gesto motor.

- Es necesario más estudios, con mayor calidad metodológica, que permitan un mayor nivel de evidencia para recomendar este tipo de entrenamiento

- El uso del smartphone podría extenderse a la práctica clínica, ya que permite realizar un análisis de calidad del movimiento más profundo y complementario de test clínicos de ejecución, de forma objetiva, rápida y a más bajo costo que la instrumentalización de laboratorio.

10.GLOSARIO

EP: Enfermedad de Parkinson

AM: Adulto mayor

TUG: Time up and go

IP: Inestabilidad Postural

UMI: Unidad de medida inercial

CP: Control Postural

COM: Centro de masa

CMD: Cambio mínimo detectable

AVD: Actividad de la vida diaria

AP: Antero-Posterior

HB: Hi balance

MINSAL: Ministerio de Salud de Chile.

11.REFERENCIAS

1. MINISTERIO DE SALUD. Guía Clínica ENFERMEDAD DE PARKINSON. SANTIAGO: MINSAL, 2010.
2. Dorsey E, Constantinescu R, Thompson J. (2007). Projected number of people with Parkinson disease in the most populous nations, 2005 through 2030. *Neurology*.
3. Hector A. Gonzalez-Usigli (2017). Enfermedad de Parkinson Centro Médico Nacional de Occidente. Manual MSD
4. Lang AE, Lozano AM (1998). Parkinson's disease. Second of two parts. *N Engl J Med* ; 339 (16): 1130-43.
5. MINSAL. Manual de Aplicación del Examen de Medicina Preventiva del Adulto Mayor. Disponible en: <http://www.minsal.gob.cl/portal/url/item/ab1f81f43ef0c2a6e04001011e011907.pdf> [consultado el 28 de noviembre de 2012].
6. Warburton, D. E., Nicol, C. W., & Bredin, S. S. (2006). Health benefits of physical activity: the evidence. *CMAJ : Canadian Medical Association journal = journal de l'Association medicale canadienne*, 174(6), 801–809. doi:10.1503/cmaj.051351
7. Leavy, B., Kwak, L., Hagströmer, M., & Franzén, E. (2017). Evaluation and implementation of highly challenging balance training in clinical practice for people with Parkinson's disease: protocol for the HiBalance effectiveness-implementation trial. *BMC neurology*, 17(1), 27. doi:10.1186/s12883-017-0809-2
8. Conradsson, D., Löfgren, N., Nero, H., Hagströmer, M., Ståhle, A., Lökk, J., & Franzén, E. (2015). The Effects of Highly Challenging Balance Training in

Elderly With Parkinson's Disease: A Randomized Controlled Trial. *Neurorehabilitation and neural repair*, 29(9), 827–836. doi:10.1177/1545968314567150

9. J. Nantel, J.C. McDonald, H. Bronte-Stewart (2012) Effect of medication and STN-DBS on postural control in subjects with Parkinson's disease *Parkinsonism Relat. Disord.*
10. Podsiadlo D, Richardson S. (1991) El "Up & Go" cronometrado: una prueba de movilidad funcional básica para personas mayores frágiles. *J Am Geriatr Soc.*; 39 (2): 142-8
11. Shumway-Cook, A. Brauer, S. y col. (2000). "Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed up & go Test" *Physical Therapy* 80(9): 896- 903.
12. Pickering, R. M., Grimbergen, Y. A., Rigney, U. , Ashburn, A. , Mazibrada, G. , Wood, B. , Gray, P. , Kerr, G. and Bloem, B. R. (2007), A meta-analysis of six prospective studies of falling in Parkinson's disease. *Mov. Disord.*, 22: 1892-1900. doi:10.1002/mds.21598
13. Godfrey A. Conway R, Meagher D, (2008). Direct Measurement of human movement by accelerometry. *Med eng Phys.*
14. Moe-Nilssen R, Helbostad JL. (2004) Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. *J Biomech.*
15. Subsecretariat of telecommunications of Chile (2017). Internet access and use survey, final report, Government of Chile. www.ciberseguridad.gob.cl
16. Mellone S, Tacconi C, Chiari L (2012). Validity of a smartphone-based instrumented timed up and go. Elsevier, *gate and posture.*
17. McGinley JL, Baker R, Wolfe R, Morris ME.(2009) The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait Posture.* Apr:29(3)360-9. PubMed PMID: 19013070
18. Dorsey E, Constantinescu R, Thompson J. (2007). Projected number of people with Parkinson disease in the most populous nations, 2005 through 2030. *Neurology.*

19. Van Emmerik RE, Wagenaar RC.(1996) Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. *J Biomech.*
20. Scott D, Stuart AL, Kay D, Ebeling PR, Nicholson G, Sanders KM.(2004) Investigatin the predictive ability of gait speed and quadriceps strength for incident falls in community-dwelling older women at high risk of frecture. *Arch Gerontol Geriatr.*
21. Torpy J. (2004) . *The Journal of the American Medical Association.* 291(3): 390.
22. Flaherty AW, Gabriel AM (1994) Anatomy of the basal ganglia. In: Marsden CD Fahn S, eds. *Movement Disorders 3.* New York: Butterworth- Heinemann.
23. Maria Stokes Emma Stack. (2013). *Fisioterapia en la rehabilitación neurológica 3rd Edition.* Elsevier.
24. Rodríguez Pupo, Jorge Michel, Díaz Rojas, Yuna Viviana, Rojas Rodríguez, Yesenia, Ricardo Rodríguez, Yuniel, & Aguilera Rodríguez, Raúl. (2013). Actualización en enfermedad de Parkinson idiopática. *Correo Científico Médico, 17(2), 163-177.*
25. Raúl Martínez-Fernández. , Carmen Gasca-Salas C., Álvaro Sánchez-Ferro, José Ángel Obeso. (Mayo, 2016). ACTUALIZACIÓN EN LA ENFERMEDAD DE PARKINSON. *Revista Médica de Clínica Las Condes, Vol. 27. Núm. 3., p.363-379.*
26. F. Ostrosky -Solis (2000) Características neuropsicologicas de la Enfermedad de Parkinson. *Revista de Neurología. Facultad de Psicología. División de estudios de Postgrado. Departamento de Psicofisiología. UNAM. México DF., México*
27. Levine CB, Fahrbach KR, Siderowf AD, et al. (2003) Diagnosis and Treatment of Parkinson´s Disease: A Systematic Review of the Literature. Evidence Report/Technology Assessment Number 57. Agency for Healthcare Research and Quality.
28. Horak, F. B., & Macpherson, J. M. (1996). Postural Orientation and Equilibrium. In L. B. Rowell, & J. T. Sheperd (Eds.), *Handbook of Physiology, Section 12. Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems* (pp. 255-292). New York: Oxford University Press.
29. Horak, FB., Wrisle D., Frank, J. (2009). The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to Differentiate Balance Deficits. *Phys Ther, 89, 484-498.*

30. Conradsson, D., Löfgren, N., Nero, H., Hagströmer, M., Ståhle, A., Lökk, J., & Franzén, E. (2012) A novel conceptual framework for balance training in Parkinson's disease-study protocol for a randomised controlled trial. *BMC Neurology*.
31. Campillay Guzmán, J., Guzmán Silva, R., & Guzmán-Venegas, R. (2017) . Reproducibilidad de los tiempos de ejecución de la prueba de Timed Up and Go, medidos con acelerómetros de smartphones en personas mayores residentes en la comunidad, España, Elsevier.
32. Calvo JJ. (1997) Caídas en la comunidad y en instituciones. En: Grupo de trabajo de caídas de la Sociedad Española de Geriatria y Gerontología, ed. Evaluación del anciano con caídas a repetición. Madrid: Editorial Fundación Mapfre Medicina; 3-11
33. Kelly, V. E., Eusterbrock, A. J., & Shumway-Cook, A. (2012). A review of dual-task walking deficits in people with Parkinson's disease: motor and cognitive contributions, mechanisms, and clinical implications. *Parkinson's disease*, 2012, 918719. doi:10.1155/2012/918719
34. Alves G, Wentzel-Larsen T, (2006) Progression of motor impairment and disability in Parkinson disease: a population-based study. *Neurology*.
35. Standaert DG, Young AB. . Bases Farmacológicas de la Terapéutica de Goodman y Gillman (1996). 9na Edición, Vol. 1. 542-549.
36. Salarian A., Horak FB, Zampieri C., Carlson-Kuhta P., Nutt JG, Aminian K. (2010) iTUG, una medida de movilidad sensible y confiable. *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabilitación Ing.*; 18 : 303–310 .
37. Sauerbier A, Jenner P, Todorova A, Chaudhuri KR. (2016) Non-motor subtypes and Parkinson's disease. *Relative parkinsonism disorder*; 22 (Supl. 1): S41 – S46.
38. Manual de Aplicación del Examen de Medicina Preventiva del Adulto Mayor [Internet]. Minsal.cl. 2019 [cited 29 November 2019]. Available from: <https://www.minsal.cl/portal/url/item/ab1f81f43ef0c2a6e04001011e011907.pdf>.

39. Tarsy D. (2006) Comorbid problems associated with Parkinson's disease. Waltham (MA: UpToDate).
40. Dal Bello-Haas, B., Klassen, L. et al. (2011) "Psychometric properties of activity, self-efficacy, and quality-of-life measures in individuals with Parkinson disease" *Physiother Can* 63(1): 47-57
41. Huang, S.L., Hsieh, C.L., et al. (2011). "Minimal detectable change of the timed up & go test and the dynamic gait index in people with Parkinson disease" *Physical Therapy* 91(1): 114-121.
42. Hall LM, et al. (2013) El efecto de la enfermedad de Parkinson y la levodopa en la adaptación de los ajustes posturales anticipatorios. *Neurociencia*; 250: 483–92
43. Thomas A. Buckley, Chris Pitsikoulis, Chris J. Hass. (2008). Dynamic postural stability during sit-to-walk transitions in Parkinson disease patients. *Mov Disord.*; 23(9): 1274–1280. doi: 10.1002/mds.22079
44. Li F, Peter H. (2015) Economic evaluation of a Tai Ji Quan intervention to reduce falls in people with Parkinson Disease, Oregon.
45. Mancini M., Horak FB. (2010) The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *EUR. J. Phys. Rehabilitación Medicina.*; 46: 239–248.
46. Doheny, E. P., Walsh, C., Foran, T., Greene, B. R., Fan, C. W., Cunningham, C., & Kenny, R. A. (2013). *Falls classification using tri-axial accelerometers during the five-times-sit-to-stand test. Gait & Posture, 38(4), 1021–1025.*
47. Weiss A, Herman T, Plotnik M, Brozgol M, Maidan I, Giladi N, Gurevich T, Hausdorff JM. (2010). Can an accelerometer enhance the utility of the timed up & go test when evaluating patients with Parkinson's disease? *Med Eng Phys.*; 32:119–125. doi: 10.1016/j.medengphy..10.015
48. Bartels, A. L. & Leenders, K. L. (2009). Parkinson's disease: the syndrome, the pathogenesis and pathophysiology. *Cortex*, 45, 915-921.
49. Peterson D, Pickett K, Duncan R, Perlmutter J, Earhart G. (2014) Actividad cerebral relacionada con la marcha en personas con enfermedad de Parkinson con congelación de la marcha. EE.UU: Biblioteca Nacional de Medicina de EE.UU.
50. Godfrey A. Conway R, Meagher D, (2008). Direct Measurement of human movement by accelerometry. *Med eng Phys.*

12. ANEXOS

Anexo 1

ACEPTACIÓN:	
He leído el documento, entiendo las declaraciones contenidas en él y la necesidad de hacer constar mi consentimiento, para lo cual lo firmo libre y voluntariamente, recibiendo en el acto copia de este documento ya firmado.	
Yo,,	
Cédula de identidad o pasaporte N°....., de nacionalidad....., mayor de edad, con domicilio en	
Consiento en participar en la investigación denominada: "Efecto del entrenamiento Hi balance en equilibrio dinámico medido a través de prueba TUG instrumentalizado a través de smartphone en pacientes con Parkinson estadio I y II", y autorizo al señor (Sra. Srta.) Jéssica Andrea Espinoza Araneda, investigador responsable del proyecto y/o a quienes éste designe como sus colaboradores directos y cuya identidad consta al pie del presente documento, para realizar el (los) procedimiento (s) requerido (s) por el proyecto de investigación descrito.	
Fecha:/...../.....	Hora:
Firma de la persona que consiente:	
Investigador responsable:	
Jéssica Andrea Espinoza Araneda Nombre Firma
Co-investigador 1:	
Gustavo Gabriel Chirino Padilla Nombre Firma
Co-investigador 2:	
Patricio Ignacio Díaz Muñoz

Nombre	Firma
Co-investigador 3: María Ignacia Guzmán Spröhnle Nombre Firma
Co- investigador 4: Diego Ignacio Zamorano Quintupil Nombre Firma

Anexo 2

Ficha Antecedentes Personales.

N° de ficha: _____

Código: _____

Nombre: _____ **Edad:** _____ años

Sexo: Masculino / Femenino

Estado civil: _____

Domicilio: _____ # _____

Realiza actividad física: Si. No. / Solo. En Grupo.

Alcohol: Si. / No. **Observaciones:** _____

Fuma: Si. / No. **Observaciones:** _____

N° de Caídas en el último año: _____ **Asiste a controles en el consultorio:** Si/No.

Fecha ultimo control: ___/___/___ **Recibe tto en su consultorio:** Si. / No.

Cuantas veces asiste al CCR en la semana: _____

Cuando fue la última vez que asistió al CCR: ___/___/___

Antecedentes Mórbidos:

Patologías:

Patologías Crónicas	Patologías Crónicas	Patologías Agudas
HTA	EPOC	Neumonía
DM	Depresión	Fractura de muñeca
Dislipidemia	Demencia	Fractura cadera
Obesidad	Secuela ACV	Fractura columna
Desnutrición	Parkinson	IAM
Hipotiroidismo	ASMA	Ataque cerebro vascular ACV
Artritis Reumatoidea	Hipoacusia	
LCFA	Enfermedad Renal crónica	
IC- Cardiopatía coronaria-	Constipación	
Incontinencia urinaria	D.H.C (Daño hepático crónico)	
Osteoporosis/	Alteración oral	
Ceguera, Baja Visión	Cáncer	
Otras	Artrosis	

Terapia Farmacológica

Solo marque con una **X** el fármaco respectivo cuando corresponda o agregue

Atenolol	Fluoxetina	Metformina
Anticoagulante	Genfibrozilo	Nifedipino
Alprazolam	Glibenclamida	Omeprazol
Amitriptilina	Hidroclorotiazida	Propranolol
Aspirina	Insulina	Paracetamol
Celecoxib	Imipramina	Sertralina
Clorfenamina	Saibutamol	Tolbutamida
Clordiazepóxido	Bromuro ipratropio	OTROS
Diazepam	Ibuprofeno	
Diclofenaco	Corticoides inhalados	
Enalapril	Losartan potásico	
Furosemida	Levodopa	

A qué hora toma su medicamento (1° dosis): _____

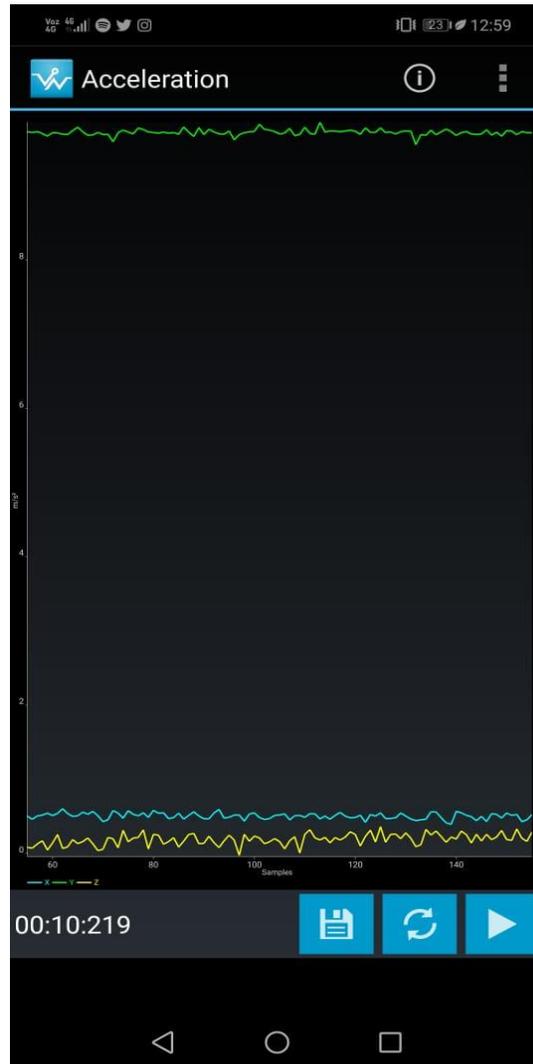
Cuánto dura el efecto del medicamento: _____

En la última semana ha estado estable: _____ *

Peso: _____ Talla: _____ IMC: _____ Timed Up and Go: _____

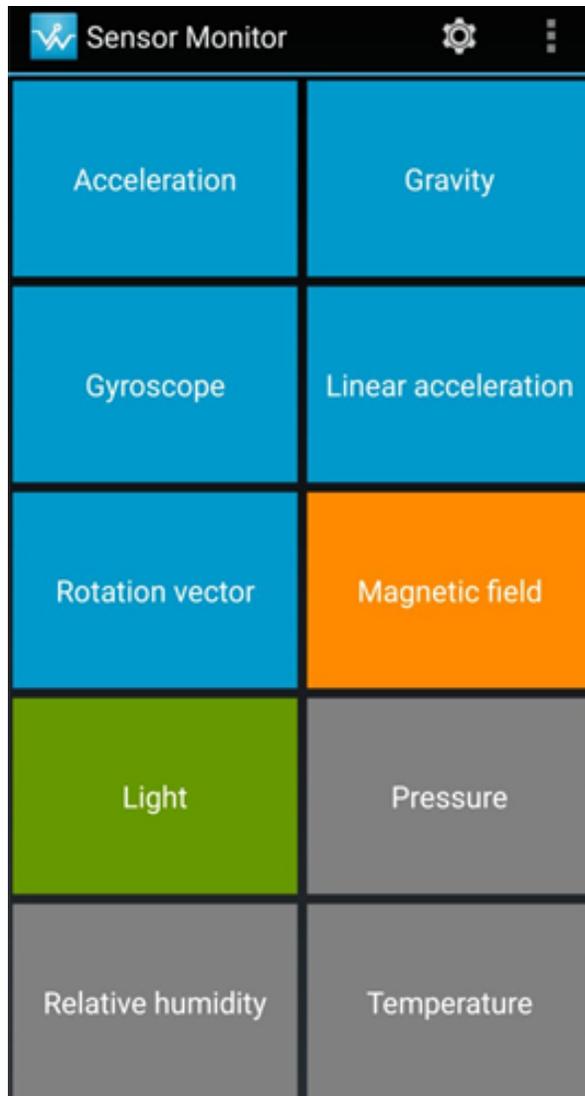
Fecha: ____/____/____.

Anexo 3



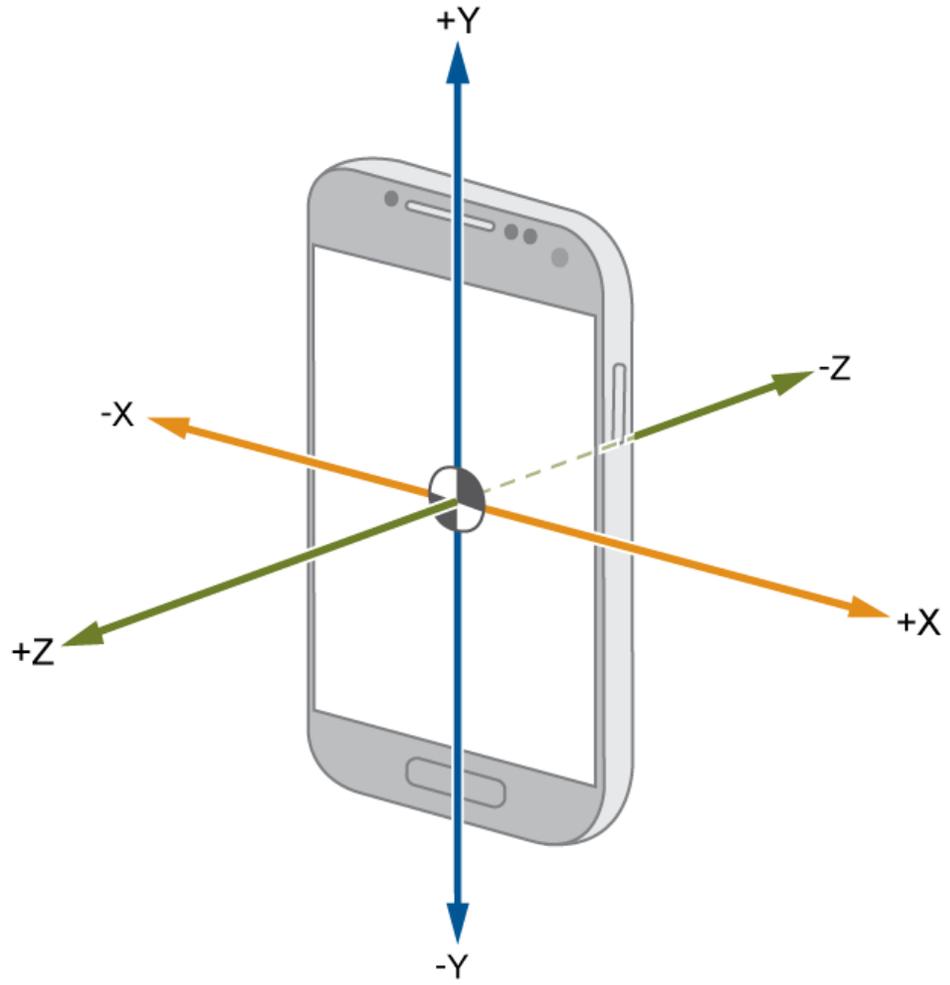
Señal de aceleración en aplicación SensorMonitor con sujeto en reposo

Anexo 4



Pantalla inicial de la aplicación SensorMonitor

Anexo 5



Ejes X, Y, Z proyectados en smartphone

Anexo 6

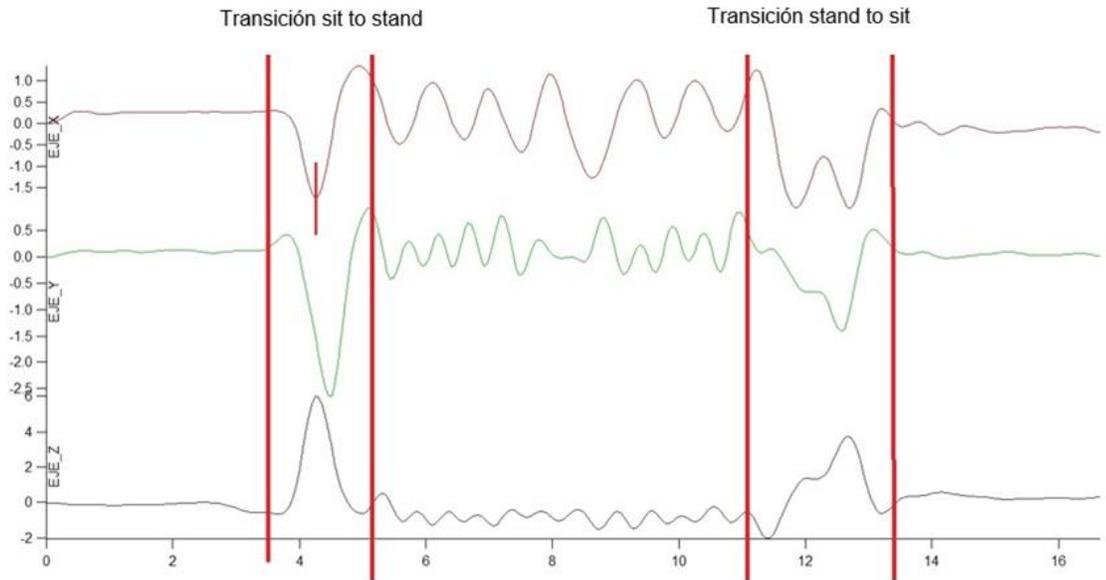


Gráfico aceleración en eje X, Y, Z. Muestra transiciones delimitadas con líneas rojas.

Línea roja en peak de eje X muestra peak de aceleración.

Anexo 7

Figura 7. Resúmen de datos de tiempo total de TUG pre y post intervención Hi Balance.

Nombres	PRE total	POST total
Sujeto 1	12	11,5
Sujeto 2	18,46	10,5
Sujeto 3	9,38	7,37
Sujeto 4	14,05	9,2
Sujeto 5	10,41	9,5
Sujeto 6	13,03	11,6
Sujeto 7	11,53	8,82
Sujeto 8	14,2	8,8
Sujeto 9	12,51	7,3

Figura 8. Resúmen de datos de sub-etapa stand. (t): tiempo, medido en s. (a): aceleración, medido en m/s^2 . (v): velocidad, medido en m/s .

Nombres	Pre(t) stand	Post(t) stand	Pre(a) stand	Post(a) stand	Pre (v) stand	Post (v) stand
Sujeto 1	1,43	1,45	1,57	0,41	1,23	0,69
Sujeto 2	2	1,28	0,65	1,14	2,25	0,59
Sujeto 3	1,23	3,16	1,52	0,21	1,3	1,46
Sujeto 4	1,89	2,33	0,87	0,35	1,64	0,81
Sujeto 5	1,33	1,34	0,38	1,44	0,51	1,93
Sujeto 6	1,48	0,91	1,82	0,41	2,69	0,37
Sujeto 7	1,38	1,08	0,13	0,5	0,18	0,54
Sujeto 8	2,15	1,33	1,36	2,05	2,92	2,72
Sujeto 9	1,64	1	1,46	2,08	2,39	2,08

28 Resumén de datos de sub-etapa sit. (t): tiempo, medido en s. (a): aceleración, medido en m/s^2 . (v): velocidad, medido en m/s .

Nombres	Pre(t) sit	Post(t) sit	Pre(a) sit	Post(a) sit	Pre (v) sit	Post (v) sit
Sujeto 1	1,64	1,3	0,64	-0,7	1,05	0,91
Sujeto 2	2,61	1,53	-0,38	-0,18	0,99	0,27
Sujeto 3	1,98	3,35	-1,9	0,8	3,76	2,68
Sujeto 4	1,79	1,12	-2,05	0,82	3,67	0,91
Sujeto 5	1,95	1,46	-0,45	-0,18	0,87	0,26
Sujeto 6	2,35	2,1	-2,04	0,47	4,79	0,57
Sujeto 7	2,71	1,23	-0,69	-1,33	1,87	1,63
Sujeto 8	2,05	1,33	-1,75	-2,4	3,58	3,19
Sujeto 9	1,79	1,23	-3,06	-0,4	5,44	0,49