



UNIVERSIDAD CATÓLICA
SILVA HENRÍQUEZ

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
ESCUELA DE KINESIOLOGÍA

**EVALUACION DEL RIESGO DE CAÍDA EN EL ADULTO
MAYOR DE LA COMUNA DE CERRO NAVIA CON DATOS
RECOLECTADOS POR LOS TEST TIMED UP AND GO,
ESTACION UNIPODAL Y TECNOLOGIA SENSORIAL DEL
IPHONE**

SEMINARIO DE TÍTULO PARA OPTAR AL GRADO
DE LICENCIADO EN KINESIOLOGÍA

Francisco Eduardo Bettancourt Lagos
Felipe Andrés Vergara Gajardo

PROFESOR GUÍA: Claudio Montejo Soler
Kinesiólogo, Mg. Medicina y ciencias aplicadas al ejercicio
Master en alto rendimiento deportivo

Santiago, Chile
2017

Autorización para fines académicos

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica que acredita al trabajo y a sus autores.

FECHA _____

FIRMA

Pasaje Romeo N° 5270, Pedro Aguirre Cerda, Santiago.
DIRECCION

9-75962687 / Bettancourt.h2@gmail.com
TELEFONO – E-MAIL

FIRMA

Pasaje Coirón N° 3834, Padre Hurtado, Santiago.
DIRECCION

9-53847019 / Vergara.felipe19@gmail.com
TELEFONO – E-MAIL



UNIVERSIDAD CATÓLICA
SILVA HENRÍQUEZ

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
ESCUELA DE KINESIOLOGÍA

EVALUACION DEL RIESGO DE CAÍDA EN EL ADULTO
MAYOR DE LA COMUNA DE CERRO NAVIA CON DATOS
RECOLECTADOS POR LOS TEST TIMED UP AND GO,
ESTACION UNIPODAL Y TECNOLOGIA SENSORIAL DEL
IPHONE

Francisco Eduardo Bettancourt Lagos
Felipe Andrés Vergara Gajardo

Profesor Guía: Claudio Montejo Soler

Profesor Corrector n°1: _____

Profesor Corrector n°2: _____

Nota

Firma

Santiago, Chile

2017

Dedicatoria

Dedico a mi madre Lidia Lagos Rodríguez por su resiliencia y perseverancia como ejemplo de madre y de vida. A mi tata Luis Lagos Mardóñez quien abrumadora y progresivamente pierde sus recuerdos, pero siempre brindo su apoyo y motivación a ser cada vez mejor y que seguramente estaría orgulloso. A mi mamita Ana Rodríguez Tapia por su paciencia y crianza entregada con dedicación y amor. A mi ahijada Isidora Lagos Valdivia para que sirva de ejemplo y en un futuro pueda dedicar su tesis al padrino. A mi pareja por casi 9 años Camila González Orellana quien ha sido mi gran apoyo y compañía, a quien amo y admiro.

Francisco Bettancourt Lagos

Dedico a mi hija Sofía, por darme ese amor puro, verdadero e incondicional, entregándome la fortaleza necesaria para concluir este camino con éxito y ser un buen ejemplo día a día. A mi pareja Lorena, por tener esa paciencia e infinita disposición para ayudarme mientras fue necesario en el desarrollo de esta investigación. A mi madre Ingrid, por guiarme cuando fue necesario y darme las herramientas necesarias para enfrentarme a este desafío permitiéndome llegar a esta etapa de mi vida. A mi abuela Sonia, por estar siempre ahí cuando necesite de su ayuda y dedicar muchos años de su vida a forjar en mí una persona con principios y valores. A mis hermanos Javiera y George, por hacer de esta instancia una situación agradable e incontables muestras de apoyo durante este proceso y por último a Eduardo por esas palabras de aliento cuando fueron necesarias”

Felipe Vergara Gajardo.

Agradecimientos

“Queremos expresar nuestro más sincero agradecimiento a las personas que nos brindaron su ayuda desinteresada para la elaboración de esta investigación.

Por lo que deseamos hacer llegar nuestro grato agradecimiento a nuestro profesor guía de seminario de grado, el Sr. Claudio Montejo, quien fue la base y guía para el desarrollo de esta investigación, en donde desinteresadamente nos brindó su ayuda y apoyo en todos los ámbitos necesarios.

En segundo lugar, queremos destacar la disposición e interés de guiar nuestra investigación, que siempre tubo hacia nuestro equipo, el docente Cristian Riveros, el cual nos brindó y entrego los conocimientos necesarios para la elaboración de esta investigación, quien adicionalmente, siempre tuvo la disposición de prestar ayuda y orientación en todos los temas relacionados.

En tercer lugar, destacar la disposición y colaboración en nuestro estudio a la Sra. Rossana Vergara, coordinadora del centro “3 de Julio” y Diego Valenzuela kinesiólogo del centro “Preciosa Sangre” de la “Corporación Cerro Navia joven” quienes nos facilitaron llevar a cabo nuestras evaluaciones.

Finalmente, pero no menos relevante, deseamos entregar nuestros más sinceros agradecimientos a nuestras familias y amigos, los cuales fueron un pilar importante en la elaboración de esta investigación, quienes nos brindaron su ayuda desinteresada y fueron la principal motivación para elaborar un estudio optimo y destacado.

Tabla de contenidos

| | |
|---|----|
| Dedicatoria..... | 1 |
| Agradecimientos | 2 |
| Tabla de contenidos..... | 3 |
| Índice de tablas y gráficos..... | 5 |
| Abreviaturas..... | 6 |
| Resumen | 7 |
| 1. Introducción | 7 |
| 1.1. Pregunta de Investigación..... | 10 |
| 1.2. Objetivos del estudio. | 10 |
| 1.2.1. Objetivo general..... | 10 |
| 1.2.2. Objetivo específicos | 10 |
| 2. Marco teórico..... | 12 |
| 2.1. El adulto mayor. | 12 |
| 2.1.1. Clasificación del Adulto mayor..... | 12 |
| 2.1.2. Actualidad presente en Chile. | 13 |
| 2.2. El envejecimiento y sus consecuencias..... | 14 |
| 2.2.1. Alteraciones físicas y fisiológicas. | 15 |
| 2.2.2. Alteraciones en el control postural y equilibrio..... | 17 |
| 2.2.3. Alteraciones en la marcha..... | 16 |
| 2.2.4. Alteraciones en el control postural..... | 18 |
| 2.3. Conceptos biomecánicos determinantes en el balance. | 19 |
| 2.3.1. Equilibrio/balance postural..... | 19 |
| 2.3.2. Centro de gravedad:..... | 19 |
| 2.3.3. Base de sustentación: | 20 |
| 2.4. la Caída..... | 21 |
| 2.4.1 Síndrome post caída..... | 21 |
| 2.4.2 Determinantes intrínsecas | 22 |

| | |
|--|----|
| 2.4.3. Determinantes extrínsecos | 24 |
| 2.5. Métodos de evaluación del balance | 26 |
| 2.5.1. Timed Up and Go | 26 |
| 2.5.2. Estación Unipodal | 26 |
| 2.5.3. Test de Marcha de 10 mt | 26 |
| 2.6. Descripción del software | 27 |
| 2.7. Sensores inerciales..... | 27 |
| 2.7.1. Ubicación de los sensores..... | 28 |
| 3. Metodología..... | 29 |
| 3.1. Tipo de investigación | 29 |
| 3.2. Tamaño de muestra..... | 29 |
| 3.3. Población y criterios de exclusión..... | 30 |
| 3.3. Materiales requeridos para la toma de muestra | 31 |
| 3.4. Lugar de evaluación. | 32 |
| 3.5. Descripción de variables | 32 |
| 3.5.1. Variables independientes | 32 |
| 3.5.2. Variable dependiente..... | 33 |
| 3.6. Procedimiento de evaluación. | 34 |
| 3.7. Recolección de datos | 36 |
| 3.8. Procesamiento de datos | 36 |
| 3.9. Análisis estadístico | 37 |
| 4. Resultados..... | 38 |
| 5. Análisis de datos. | 41 |
| 6. Discusión | 45 |
| 7. Conclusión..... | 48 |
| 8. Bibliografía | 50 |
| 9. Anexos..... | 56 |

Índice de tablas y gráficos

| | |
|--|----|
| Cuadro n.1 Encuesta calidad de vida sobre nivel de actividad física..... | 14 |
| Cuadro n.2 Cambios estructurales y sus consecuencias asociadas al envejecimiento.... | 15 |
| Tabla n.3 Criterios de inclusión..... | 31 |
| Tabla n.4 Criterios de exclusión..... | 31 |
| Tabla n.5 Resultados (promedios) del test EU en AM NC y AM C..... | 38 |
| Tabla n.6 Resultados (promedios) del test TUG en AM NC y AM C..... | 38 |
| Tabla n.7 Resultados (promedios) de variación del CG en el test EUP en AM NC Y AM C | 39 |
| Tabla n.8 Resultados (Promedios) de la variación real y esperada del CG en el TM 10mt en AM NC y AM C..... | 39 |
| Tabla n.9 Resultados (Promedios) de velocidad en el test TM 10 mt. En AM NC y AM C..... | 40 |
| Grafico n.1 Porcentaje de efectividad para los test EU y TUG..... | 42 |
| Grafico n.2 Análisis de variación del CG por ejes según los resultados reales y esperados..... | 43 |

Abreviaturas

| | |
|---------|---------------------------------------|
| AM | : Adulto mayor. |
| CG | : Centro de gravedad |
| EU | : Estación unipodal |
| EUP | : Estación unipodal con posturografía |
| TUG | : Timed up and go |
| TM 10mt | : Test de marcha de 10 metros. |
| MINSAL | : Ministerio de Salud. |
| ML | : Medio – Lateral |
| CC | : Céfaló – caudal |
| AP | : Antero – Posterior |
| CSV | : Control de Signos Vitales |
| EEII | : Extremidades inferiores |
| ROM | : Rango de movimiento (ingles) |
| ACV | : Accidente cerebro vascular |
| AM NC | : Adulto mayor no caedor |
| AM C | : Adulto mayor caedor |
| INE | : Instituto nacional de estadísticas. |

Resumen

Introducción: En nuestro país, la tendencia es hacia un aumento de la población adulto mayor (AM), con deterioros propios del envejecimiento asociado a alteración del balance, que es la causa de caídas y que llevan a la discapacidad y posterior mortalidad, por eso la relevancia de plantear una forma cuantificable y objetiva de evaluar el riesgo de caídas del AM.

Procedimiento: En el presente estudio de carácter observacional, se recopilaron los datos de 36 AM de Cerro Navia, caracterizando 18 caedores y 18 no caedores. Se utilizó un dispositivo iPhone con tecnología sensorial capaz de censar movimientos y desplazamientos del centro de gravedad (CG) en pruebas de balance estático y dinámico. Estación unipodal (EU), Estación unipodal con posturografía (EUP), timed up and go (TUG) y test de marcha 10 metros (TM 10mt).

Resultados: En TUG el tiempo promedio de AM no caedores fue 11,94 segundos(s), en los AM caedores fue 10,14s. En EU el tiempo promedio de AM no caedores en pierna derecha e izquierda fue 7,78s y 8,11s respectivamente. Mientras que los AM caedores en pierna derecha e izquierda fue 4,83s y 5s respectivamente. La información sensorial entregó los siguientes datos expresados en promedios, en EUP la variación del CG fue considerablemente mayor en relación a la variación del CG durante el balance dinámico, no obstante, estos datos no permiten un análisis concluyente en relación al riesgo de caída, en TM 10mt destaca la variación del CG real y esperado en el eje Medio-Lateral de los AM no caedores versus los caedores de 0,40 y 0,63 respectivamente.

Conclusión: Este estudio cuestiona la capacidad de los test del MINSAL para percibir y diagnosticar la población AM en riesgo de caída de manera correcta, si bien el test EU si logra con gran efectividad esta tarea, el test TUG es poco preciso al momento de diferenciar la población. Respecto a la posibilidad del estudio de extrapolar estos diagnósticos a datos recibidos de la información sensorial del IPHONE, se logra en el caso del balance dinámico con el TM 10mt donde se obtuvieron datos claros y concluyentes de balance dinámico alterado según la población correspondiente.

1. Introducción

En Chile, debido a que nos vemos enfrentados a una tendencia que se encuentra creciendo a números exponenciales en la población de AM, se vuelve esencial tener un buen control de los factores de riesgo amenazantes para la integridad de este grupo, por lo mismo es de gran importancia mencionar que, una gran cantidad de la población de AM ha sufrido una caída más de alguna vez durante su vejez, no obstante, existe poca información actualizada sobre la cantidad de caídas en esta población, dato que consideramos de gran importancia y necesario para identificar el riesgo real y fortalecer intervenciones que se encarguen de ésta problemática.

Un programa de geriatría de la PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DE CHILE, el 2001 estimó que un 35% de la población mayor de 65 años que vive en la comunidad, sufrirá una caída en el transcurso de un año (González C., et al. 2001), considerando que la población de AM hasta la fecha ha ido en aumento se espera que este porcentaje de caídas se vuelva mucho más significativo. Por lo tanto, es de gran importancia evaluar nuevos métodos diagnósticos para que, en un futuro no muy lejano, establecer herramientas que se ajusten a las nuevas necesidades de la población existente.

Por otra parte numerosos estudios y definiciones indican al equilibrio como un estado corporal, donde distintas fuerzas actúan sobre el cuerpo anulándose, lo cual estará influenciado por la propioceptividad, el desarrollo muscular y la integración de estímulos externos (Toledo y Varela 2010), la pérdida o la deficiencia de uno de estos factores conlleva a una alteración del balance dinámico y estático, lo cual aumentará la probabilidad de caída en el AM. Considerándose esta consecuencia como unas de las más importantes e influyentes en este índice y principal causa de limitación funcional por temor a una eventual caída (síndrome post caída) (Herrera, V., et al. 2010).

El concepto de estabilidad relacionada a la capacidad de no perder el equilibrio está

directamente influenciado por la posición del CG en la base de sustentación, siendo más inestable cuanto más cerca se encuentre al borde de esta base, por otro lado, cuando el CG esté a una altura mayor, presentará más inestabilidad (Winter, D., et al, 2003). Por lo mismo se consideró evaluar el comportamiento del CG dentro del balance estático y dinámico en sus tres ejes, Medio-Lateral, Cefalocaudal y anteroposterior a través, de la aplicación del test de marcha de 10 mt y estación unipodal con posturografía, lo que es fundamental para comprender de mejor manera, el riesgo de caída en el AM, ya que existe poca información que relacione el comportamiento del CG con la anormalidad de los test establecidos para su evaluación. (Timed up and go y estabilidad unipodal).

La capacidad de diagnóstico, cuantificar y evaluar el movimiento más allá de los límites generales de un entorno clínico en condiciones de eficacia, puede aliviar la tensión desenfrenada de los recursos médicos limitados, costosos y altamente especializados (Galán-Mercant, A., et al. 2014). Existe la necesidad de una herramienta válida, conveniente y rentable para medir objetivamente el equilibrio directamente relacionado a sus componentes como el CG (Patterson, J. A., et al. 2014).

Un dispositivo para cumplir esos criterios sería un avance importante en la tarea de identificar a las personas con inestabilidad postural (Patterson, J. A., et al. 2014), es así como el dispositivo celular iPhone, resultó ser fiable y válido para la identificación de patrones cinemáticos en la realización del test de marcha 10 mt., por sujetos sanos de edad avanzada (Galán-Mercant, A., et al. 2014). Se considera que posee un gran potencial como equipo de medición para la capacidad de equilibrio dinámico y estático, los teléfonos inteligentes están fácilmente disponibles y no tienen limitaciones temporales o espaciales sustanciales, por otro lado, los teléfonos inteligentes incorporan diversas tecnologías de sensores, que se pueden usar como equipo de medición para la capacidad de balance (Han, S. et al, 2016).

El Timed up and go es considerada una herramienta válida para la identificación del

riesgo de caída (Hofheinz, M. y M. Mibs 2016), se utilizó como un método de detección común para ayudar a los médicos a identificar a los pacientes en riesgo de caer (Barry, E., et al. 2014). No obstante se sugiere que una única herramienta de evaluación como Timed up and go, no debe utilizarse para identificar a los adultos mayores que viven en la comunidad con mayor riesgo de caídas (Barry, E., et al. 2014), es por esto que sumado a la evaluación de la Estación unipodal que parece ser un predictor significativo y fácil de administrar en caídas perjudiciales (Vellas, B. J., et al. 1997), se busca potenciar esta evaluación diagnóstica, posicionándola como la medida de equilibrio más utilizada en los estudios de entrenamiento físico involucrando al AM (Bohannon, R. W. 2006), es así como se intenta abarcar ambos aspectos, balance dinámico y estático en la evaluación del riesgo de caídas.

1.1. Pregunta de Investigación.

¿Es posible determinar la capacidad de identificar correctamente el riesgo de caída de los métodos de evaluación propuesta por el MINSAL Timed up and go y estación unipodal en grupos de adultos mayores previamente clasificados como caedores y no caedores?

1.2. Objetivos del estudio.

1.2.1. Objetivo general

Describir la eficacia de los métodos de evaluación del balance estático y dinámico propuestos por el MINSAL para la correcta clasificación de riesgo de caída, en la población AM de la comuna de Cerro Navia.

1.2.2. Objetivo específicos

- Caracterizar al grupo de adultos mayores con antecedentes de caídas y sin

antecedentes de caídas.

- Describir el balance estático de la población AM con y sin antecedentes de caída con “estación unipodal”, monitorizada con la tecnología sensorial del iPhone.
- Describir el balance dinámico de la población AM con y sin antecedentes de caída con “Timed up and go”.
- Describir balance dinámico de la población AM con y sin antecedentes de caída con “TM 10mt” monitorizado con la tecnología sensorial del iPhone.
- Comparar datos para establecer relación entre resultados y los dos grupos en evaluación, AM con antecedentes de caída y sin antecedentes de caída.

2. Marco teórico

2.1. El adulto mayor.

2.1.1. Clasificación del Adulto mayor.

La definición de AM y/o anciano son similares, ya que ambas apuntan y hacen referencia a una persona adulta en plenitud de su tercera edad, según esto podemos entender como AM a personas mayores de 60 años de edad (Instituto nacional de estadísticas 2007) así mismo, es importante mencionar que se utiliza como término actual para definir esta población “Adulto Mayor” y no; anciano o viejo, con el objetivo de dignificar esta etapa de la vida y no caer en prejuicios sobre su condición funcional y de salud (Espinoza A., et al 2005).

Existen diferentes clasificaciones, ya sea sociológicas o demográficas, pero el concepto de heterogeneidad y el constante cambio durante el progreso de la tercera edad, nos obliga a realizar una clasificación según su grado de dependencia, concepto que está directamente relacionado al impacto en la funcionalidad y por consiguiente en las actividades de la vida diaria, provocando un daño tanto psicológico como social en el AM. Esta clasificación se centra en 3 tipos de AM (Espinoza A., et al 2005):

Persona mayor autónoma: Adultos mayores de 65 años, sin comorbilidades con consecuencias funcionalmente incapacitantes. Los cuales comprende alrededor del 64-75% de la población evaluada, el cual requiere de un abordaje de carácter preventivo (Espinoza A., et al 2005).

Persona mayor frágil o de alto riesgo de dependencia: Esta clasificación engloba a todo adulto mayor con alteración funcional, que indique algún grado de dependencia y/o la posibilidad de padecerla en el futuro, este tipo de población requiere de un enfoque

dirigido a evitar la aparición o progreso de la dependencia (Espinoza A., et al 2005).

Persona mayor dependiente: Se considera al adulto mayor en situación de dependencia funcional importante, evidenciado en sus actividades básicas e instrumentales de la vida diaria, en donde existe poca probabilidad de revertir el estado de dependencia (Espinoza A., et al 2005).

2.1.2. Actualidad presente en Chile

Actualmente a nivel nacional, observamos que existe una transición al envejecimiento demográfico, lo que indica que la tasa de natalidad/mortalidad se encuentra invertida, esto causado por el rápido avance en la tecnología y un amplio espectro de estudios relacionados a la salud que han permitido tener un mejor control y tratamiento de enfermedades las cuales anteriormente eran causa de muerte, sumado a un aumento en el control de natalidad provocaron un índice de 58 adultos mayores por cada 100 menores de 15 años en el 2010, proyectándose a futuro con una estimación de 103 adultos mayores por cada 100 menores de 15 años para el año 2025 (Instituto nacional de estadísticas 2007). Esta situación evidencia la importancia de abarcar las distintas causas y consecuencias del envejecimiento, tomando en consideración el aumento de esta población y la necesidad de tener información detallada y actualizada, para abarcar de manera integral la salud del AM.

Uno de los factores que se considera importante dentro del envejecimiento y que permiten entender cómo viven y se devuelven los adultos mayores en su entorno personal, es la actividad física, para esto el ministerio de salud y el INE (Instituto Nacional de Estadística) realizaron una encuesta de calidad de vida en donde se considera este factor, aplicando preguntas como; ¿Pasa la mayor parte del tiempo sentado(a) y camina poco?, ¿Camina bastante, pero no realiza ningún esfuerzo vigoroso?, ¿Hace esfuerzos vigorosos frecuentemente?, ¿Su actividad es habitualmente vigorosa y de mucho esfuerzo?. Lo que

se tradujo en que el 55,8% de las personas entre 65 y 74 años camina bastante, pero no realiza ningún esfuerzo vigoroso (Instituto nacional de estadísticas 2007) (Tabla 1). Esto evidenció que la marcha es fundamental como determinante en la calidad de vida del AM capaz de generar un impacto positivo en ella.

Tabla 1. Encuesta calidad de vida sobre nivel de actividad física.

En relación con su actividad física ¿Con qué frase Ud. se siente más representado(a)? Según edad.

| Edad | Pasa la mayor parte del tiempo sentado(a) y camina poco | Camina bastante, pero no realiza ningún esfuerzo vigoroso | Hace esfuerzos vigorosos frecuentemente | Su actividad es habitualmente vigorosa y de mucho esfuerzo |
|----------|---|---|---|--|
| 15 a 19 | 321.019 (22,3%) | 702.417(48,8%)) | 232.413 (16,1%) | 183.615 (12,8%) |
| 20 a 44 | 1.089.013 (20,5%) | 2.554.934 (48,2%) | 795.343 (15,0%) | 865.872 (16,3%) |
| 45 a 64 | 817.018 (22,8%) | 1.769.813 (49,3%) | 535.186 (14,9%) | 467.104 (13,0%) |
| 65 a 74 | 817.018 (30,4%) | 529.038 (55,8%) | 67.262 (7,1%) | 63.298 (6,7%) |
| 75 y más | 367.606 (52,4%) | 279.714 (39,9%) | 26.605 (3,8%) | 27.710 (3,9%) |

Modificado Fuente: MINSAL - INE. II Encuesta de Calidad de Vida y Salud, Chile 2007. (Instituto nacional de estadísticas 2007)

2.2. El envejecimiento y sus consecuencias.

“El envejecimiento puede definirse como la suma de todos los cambios que se producen en el ser humano con el paso del tiempo y que conducen a un deterioro funcional y a la muerte.” (Alvarado y Salazar 2014)

“Se ha considerado que el envejecimiento es un proceso multifactorial, (biológico, psicoespiritual, social), pero fundamentalmente biológico” (Landinez S., et al. 2012).

El envejecimiento se considera una condición universal (para todo ser vivo), que genera cambios progresivos a nivel físico, biológico, mecánico y funcional de carácter irreversible, influenciado por un factor intrínseco de cada persona provocará una limitación a la adaptabilidad en el entorno del AM, aun así, es importante considerar esta etapa de la vida como un proceso normal (Landinez S., et al. 2012).

2.2.1. Alteraciones físicas y fisiológicas.

Durante esta etapa de la vida, la actividad de los órganos y tejidos disminuye considerablemente, provocando alteraciones sistémicas como, pérdida de la flexibilidad de los tejidos, pérdidas de células nerviosas, alteraciones en el tono corporal y alteraciones en la estructura de los vasos sanguíneos. A continuación, se evidencian los cambios estructurales más influyentes en el riesgo de caída del AM provocados por el envejecimiento y cómo repercuten en su función fisiológica y/o fisiopatológicas correspondiente (Tabla 2) (Landinez S., et al. 2012).

Tabla 2. Cambios estructurales y sus consecuencias asociadas al envejecimiento.

| Cambios estructurales | Consecuencias fisiológicas o fisiopatológicas |
|--|--|
| <ul style="list-style-type: none"> ● Sistema nervioso: <ul style="list-style-type: none"> ○ Pérdida neuronal variable. ○ Disminución de conexiones interdendríticas y de neurotransmisión colinérgica. ○ Disminución del flujo sanguíneo cerebral. ○ Disminución de la velocidad de conducción. ○ Alteración en los mecanismos de control de temperatura y de la sed. | <ul style="list-style-type: none"> ● Alteraciones intelectuales. ● Lentitud y escasez de movimientos. ● Hipotensión postural, mareos, caídas. ● Reaparición de reflejos primitivos. ● Hipo e hipertermia. ● Deshidratación |
| <ul style="list-style-type: none"> ● Sentidos ● Vista: | <ul style="list-style-type: none"> ● Disminución de agudeza visual, campos visuales y velocidad de |

| | |
|--|--|
| <ul style="list-style-type: none"> ○ Fisiología alterada del vítreo y retina. ○ Degeneración macular ○ Trastorno de coloración, rigidez y tamaño del cristalino. ● Oído: <ul style="list-style-type: none"> ○ Disminución de la función de células sensoriales en el aparato vestibular. | <p>adaptación a la oscuridad.</p> <ul style="list-style-type: none"> ● Trastorno en la acomodación y reflejos pupilares. ● Alta frecuencia de cataratas, astigmatismo y miopía. ● Disminución de la audición (altas frecuencias), discriminación de sonidos y alteraciones del equilibrio. |
| <ul style="list-style-type: none"> ● Aparato locomotor ● Estatura: <ul style="list-style-type: none"> ○ Acortamiento de la columna vertebral por estrechamiento del disco. ○ Cifosis. ● Huesos: <ul style="list-style-type: none"> ○ Los huesos largos conservan su longitud. ○ Pérdida universal de masa ósea. ● Articulaciones: <ul style="list-style-type: none"> ○ Disminución de la elasticidad articular. ○ Degeneración fibrilar del cartílago articular, con atrofia y denudación de la superficie. ● Músculos: <ul style="list-style-type: none"> ○ Disminución del número de células musculares. ○ Aumento del contenido de grasa muscular. | <ul style="list-style-type: none"> ● Descenso progresivo de altura. ● Osteoporosis. ● Colapso vertebral y fractura de huesos largos con traumas mínimos. ● Limitación articular. ● Pérdida de fuerza muscular progresiva. ● Disminución de la eficacia mecánica del músculo. |

Adaptado de Revista Cubana de Salud Pública; Proceso de envejecimiento, ejercicio y fisioterapia 2012; 562-580 (Landinez S., et al. 2012).

2.2.2 Alteraciones en la marcha

La marcha, durante esta etapa de la vida es uno de los mecanismos afectados más importantes en la funcionalidad del adulto mayor, influenciada por distintas patologías,

siendo considerada de origen multicausal, no obstante, las alteraciones neurológicas y musculoesqueléticas son las más determinantes. (Cerda, L. 2014)

Para evidenciar la importancia de esta alteración, Cerda L. (2014) indica que a los 60 años el 15% de los AM presenta alteraciones de la marcha, aumentando a 35% a los 70 años y así consecutivamente en aumento, lo que se vuelve un problema persistente, constituyéndose como uno de los síndromes geriátricos más importantes.

La marcha es una constante interacción entre movimientos alternantes y rítmicos del tronco como de extremidades además de considerar distintos aspectos que determinarán una buena ejecución de la marcha como; Longitud y altura del paso, amplitud de la base de sustentación, ritmo del paso, movimiento articular y velocidad. En el adulto mayor existen modificaciones posturales y mecanismos compensatorios como; aumentar la fase de apoyo de un 15-20%. (Cerda, L. 2014)

2.2.3. Alteraciones en equilibrio.

“La función del equilibrio permite el mantenimiento de la posición de pie, en reposo (control postural estático), y su conservación durante las actividades de la vida diaria, como la marcha, la carrera, el salto, etcétera (control posturolocomotor dinámico).” (Landinez S., et al. 2012)

Para que el equilibrio cumpla con esta función necesita la integración de información sensorial (visión, somestesia y sistema vestibular) el cual permite una retroalimentación propioceptiva, músculo articular y vestibular, provocando así mecanismos de control postural ya sea dinámico o estático. (Landinez S., et al. 2012)

En personas adultas sin alteraciones de las estructuras biológicas y por consiguiente su función, el control del equilibrio se realiza de manera casi automática en

donde interviene el sistema nervioso. El entorno ambiental también tomará un rol fundamental en la regulación del equilibrio al momento de escoger una estrategia conductual para la misma actividad, de igual manera, el conocimiento de las consecuencias de esa estrategia (anticipación) provocará la modificación de esa conducta preestablecida para mejorar la estrategia de equilibrio. (*Landinez S., et al. 2012*)

“El deterioro de la función del equilibrio con la edad se debe a cambios que afectan a estos distintos niveles, desde la periferia hacia los centros nerviosos y los efectores”. (*Landinez S., et al. 2012*)

En el AM se provocan cambios en la sensibilidad y en la capacidad discriminativa de los receptores sensoriales generando alteraciones en la integración de esta información. de esta forma la disminución de la fuerza muscular va a contribuir en estrategias de equilibrio ineficientes aumentando así el riesgo de caída dejando consecuencias tanto físicas como psicológicas y emocionales (*Landinez S., et al. 2012*).

La prevención de las caídas y la rehabilitación del equilibrio de las personas que las sufren son cuestiones importantes desde los puntos de vista individual y social, sobre todo para controlar el gasto sanitario. Se estima que el 30-40% de los ancianos se caen al menos una vez al año durante actividades deportivas, o simplemente al caminar, donde se ha demostrado que su probabilidad de caerse es un 90% superior a la de las personas jóvenes (*Landinez S., et al. 2012*).

2.2.4. Alteraciones en el control postural

Con el progreso de la vida, muchas capacidades disminuyen como parte de un proceso normal, lo que se traduce en un aumento en la dificultad para realizar un eficiente control postural en el AM, una estrategia motora eficiente requiere de una correcta interacción entre los sistemas sensoriales y motores, lo que implicaría la integración de estímulos del entorno, provocado por alteraciones sobre la orientación del cuerpo en el

espacio y efectuar una acción motora compensatoria para lograr mantener el CG dentro de la base de sustentación. (Seidler, R., et al. 2010)

2.3. Conceptos biomecánicos determinantes en el balance.

2.3.1. Equilibrio/balance postural

Desde el punto de vista de la cinética, el cual hace referencia al estudio de las fuerzas involucradas en el movimiento capaces de provocar, cambios de trayectoria o detener un movimiento, se puede hablar de equilibrio cuando la suma de las fuerzas tanto internas como externas que se ejercen sobre un cuerpo sean iguales a cero. Afirmación que no se aplica al ser humano, ya que si bien, existen fuerzas que actúan constantemente en el cuerpo estas difícilmente llegan a anularse de tal manera que expresen un resultado cero (lo que se explica con la teoría del péndulo invertido). Teniendo en cuenta esto, se define como balance postural a la capacidad de controlar y mantener el CG (el CG de un cuerpo es el punto respecto al cual, la fuerza que la gravedad ejerce sobre los diferentes puntos materiales que constituyen el cuerpo, producen un momento resultante nulo) estable ante la mínima inestabilidad durante el movimiento (balance dinámico) o en alguna posición determinada (balance estático) dentro de la base de sustentación en un entorno determinado (Shah, N., et al. 2016). Es común encontrar en diversos estudios este error de conceptos que lleva a un mal entendimiento el problema de las caídas, tanto en el abordaje preventivo como en el de tratamiento o entrenamiento de esta consecuencia.

2.3.2. Centro de gravedad:

En CG se define como el punto de aplicación resultante de toda la fuerza que la gravedad ejerce sobre los diferentes puntos materiales que constituyen el cuerpo.

Este CG posee la particularidad de situarse incluso fuera del cuerpo si las fuerzas aplicadas así lo permiten, tal es el caso en que un AM con aumento de la cifosis dorsal y

con una ayuda técnica tenga desplazado y anteriorizado el CG fuera de su cuerpo, también si existiese amputación de una de las extremidades inferiores el CG se desplazará hacia superior disminuyendo la estabilidad. (Marrero & Rull 2006).

“En el cuerpo humano el CG se ubica por delante de L5” (Marrero & Rull 2006).

La trayectoria normal del CG descrita durante el ciclo de la marcha corresponde con una doble curva suave y ondulante en dirección cráneo-caudal de 5 cm y medio-lateral de 4 cm de amplitud, lo que permite trasladar el cuerpo en línea recta con el menor gasto de energía posible (Gómez, M., et al. 2015).

2.3.3. Base de sustentación:

En el cuerpo humano la base de sustentación está delimitada por los márgenes del área de contacto entre la planta de los pies y la superficie del suelo. Si aumenta la base de soporte, aumenta la estabilidad, ya que ayuda a mantener el CG de la persona dentro de esta área (Peydro M., et al. 2005), lo que se vuelve posible modificando la posición de los pies, ya que cambia la forma y el tamaño de la base de sustentación, al igual que al apoyarse en objetos externos como ayudas técnicas, lo que incrementara la base de sustentación.

El concepto de balance postural integra también los sistemas involucrados para mantenerlo de forma ideal evitando así las precipitaciones abruptas e involuntarias al suelo.

“mediante la integración de las actividades del sistema vestibular, somatosensorial, y sistema visual” (Shah, N., et al. 2016).

De esta forma el balance postural se puede subdividir en estado de, equilibrio estático/dinámico, proactivo (anticipando una perturbación, también denominado feedforward), y reactiva (compensando una perturbación, también denominado feedback) (Rahal, M., et al. 2015). Está establecido que cuando se indaga en los principales déficits en el control postural estático y dinámico del CG asociados a aferencia sensorial en la realización de actividades de la vida diaria básica, concluyen que es de mayor frecuencia la alteración visual. (González, A., et al. 2008)

2.4. la Caída

La OMS define las caídas como “Consecuencia de cualquier acontecimiento que precipite al paciente al suelo en contra de su voluntad”. Esta definición parece insuficiente al momento de contextualizar las caídas en el AM como un problema recurrente en la sociedad del que cada vez más se pone énfasis científico y gubernamental al ser causa de morbilidad, mortalidad y dependencia, asociada a altos costos para los servicios de salud público y privado (Herrera, V. et al. 2010).

Se define a un AM con antecedente de caída a aquel que presente 2 o más eventos de precipitación al suelo durante los últimos 6 meses (caída frecuente), al mismo tiempo definiremos a un AM no caedor, quien no cumpla con esta condición. Se eligió el período de 6 meses y no de 12 meses utilizado en algunos estudios, por conllevar éste, un menor riesgo de olvidos e infravaloración en el caso de no poseer consecuencias graves para los adultos mayores (González, G., et al. 2001).

2.4.1 Síndrome post caída

Es frecuente encontrar que el AM que presenta una caída (independiente del origen

de ésta) desarrolle temor de volver a caer, lo que puede provocar limitaciones en la realización de las actividades de la vida diaria básicas o instrumentales como: levantarse, deambular al interior de la casa, salir fuera de casa, subir escaleras, entre otras (Herrera, V., et al. 2010).

La disminución de la capacidad para generar mecanismos de control del balance puede aumentar el miedo a caer, lo que repercute en la seguridad e intencionalidad del movimiento en el AM (AlAbdulwahab, S., 2013). Esta conducta influenciada por diversos sistemas intrínsecos puede llevar a que cada vez adquiere más importancia la relación:

“Persona mayor que se cae una vez, tiene mayor riesgo de volver a caerse en los próximos meses” (Herrera, V. et al. 2010).

2.4.2 Determinantes intrínsecas

2.4.2.1 Género

Existe la creencia que cuando se habla de equilibrio hay una diferencia entre género, se habla que las mujeres tienden a mostrar un mayor equilibrio (una menor desviación del centro de presión) en los test dinámicos en comparación con los varones. A pesar de no encontrar diferencias entre pierna dominante o no dominante (Vanmeerhaeghe, A., et al. 2009).

Entre las características sociales y demográficas, las mujeres están más expuestas a sufrir pérdida de equilibrio y por ende mayor riesgo de caídas en la comunidad, sin embargo, encontraron que los varones estaban más propensos a caer en el ámbito institucional. Este último hallazgo parece relacionarse con el hecho de que en las instituciones suelen estar los hombres más enfermos y debilitados (Gama y Gomez 2008).

2.4.2.2. Edad

Está establecido que el riesgo de caerse en el AM aumenta linealmente con los años de vida. Este factor es importante en términos de salud pública, ya que según el informe demográfico de las Naciones Unidas se está produciendo un evidente envejecimiento de las personas de más edad, siendo el colectivo de los AM uno de los que más aumenta en muchas partes del mundo (Gama y Gomez 2008)

2.4.2.3. Deterioro músculo esquelético

La disminución en la capacidad de ejercer torque o generar fuerza (debilidad muscular), llevarán a trastornos de la marcha e incapacidad funcional para realizar actividades de la vida diaria básicas o instrumentales, asimismo, características asociadas a las caídas (Gama y Gomez 2008). Son múltiples las patologías que pueden afectar el sistema músculo esquelético, de ellas las más frecuentes en el AM son disminución de la movilidad articular, sarcopenia o atrofia muscular, degeneración de las estructuras articulares, claudicación por dolor, entre otras (Herrera, V., et al. 2010).

2.4.2.4. Deterioro cognitivo

También se debe considerar cuando se habla de riesgo de caídas el deterioro cognitivo como una posible característica en el AM, principalmente enfermedades asociadas a demencia senil o Alzheimer, esa asociación que podría parecer evidente es una variable que actualmente parece estar infravalorada, ya que varios estudios excluyen a sujetos con deterioro cognitivo severo o que no entendían orientaciones u órdenes simples sin dar mayor énfasis al trastorno (Gama y Gomez 2008).

2.4.2.5. Dolor

El control postural y la mantención del balance mediante las distintas estrategias para mantener el CG dentro de la base de sustentación suele ser utilizado por los adultos mayores, sin embargo, los mecanismos descritos pueden cambiar cuando hay dolor de espalda (Kim, D., et al. 2014), lo mismo se puede aplicar a cualquier tipo de dolor cuyas compensaciones van a alterar el balance en la población del AM.

2.4.2.6. Índice de masa corporal (IMC)

Distintos estudios indican que la obesidad interfiere en el equilibrio de los pacientes ancianos con inestabilidad postural, poniéndolos en mayor riesgo de caídas (Rossi, M., et al. 2016). La obesidad tiene un impacto negativo en la capacidad del adulto mayor de utilizar adecuadamente la información propioceptiva para el control de la postura, la inestabilidad postural o los déficits de control del equilibrio se identifican como un factor de riesgo para la caída (Dutil, M., et al. 2013), la importancia del impacto del IMC y su cuantificación debe ser considerada como un factor potencial contribuyente para el riesgo de caídas en el Adulto Mayor.

2.4.3. Determinantes extrínsecos

2.4.3.1. Factores ambientales

Los llamados factores ambientales como iluminación inadecuada, objetos deslizantes en el suelo u obstrucciones en los pasillos de la casa, asumen un papel secundario y no tienen especial atención por parte de los investigadores (González, A., et al. 2008). En este estudio se considera pertinente la indagación profunda de estos factores como determinantes estructurales limitantes que afecten el desplazamiento expedito del AM en la comunidad e instituciones de larga estancia.

2.4.3.2. Uso de ayudas técnicas

Se considera el uso de bastón u otra ayuda técnica independiente de la ayuda entregada al desplazamiento del AM como un factor de riesgo extrínseco, incluso en algunos estudios es considerado como un indicador de fragilidad del anciano (Gama y Gomez 2008).

2.4.3.3. Institucionalización

Es posible establecer que existe una limitación al momento de extrapolar los distintos estudios realizados con adultos mayores en el ámbito institucional versus los que viven e interactúan de forma activa o pasiva en la comunidad, ya que los adultos mayores institucionalizados suelen presentar aspectos biopsicosociales más alterados.

2.4.3.4. Medicamentos

Existe una pequeña pero consistente asociación, entre las caídas y la mayoría de los fármacos psicotrópicos. Además, la polimedicación (consumo diario de cuatro o más fármacos) también se relaciona con las caídas, probablemente porque supone un mayor riesgo de utilización de medicaciones de manera inadecuadas, reacciones adversas e interacciones medicamentosas (benzodiacepinas, neurolépticos y antidepresivos) (Gama y Gomez 2008).

2.5. Métodos de evaluación del balance

2.5.1. Timed Up and Go

Es un método simple, sencillo y económico desarrollado para detectar componentes de la movilidad y funcionalidad básica y cotidiana del AM, dentro de esta prueba se solicita, una transición de sedente a bípedo sin apoyo de extremidades superiores, caminata de 3 metros, dar media vuelta, caminar 3 metros de vuelta y transición de bípedo a sedente, entregando un resultado en segundos y estratificando en normal- riesgo leve - alto riesgo, de gran utilización en el campo de la investigación para evaluar el balance dinámico recomendado por distintas sociedades de geriatría a nivel mundial.

2.5.2. Estación Unipodal

Método simple y que requiere una mayor exposición del evaluado tanto al lograr como mantener la postura evaluada, desarrollado para detectar los componentes del balance estático unipodal, manteniendo el peso del cuerpo sobre una extremidad inferior, entrega un resultado en segundos que estratifica en equilibrio normal o equilibrio alterado, basta con que una extremidad entregue como resultado un tiempo menor a 5 segundos para que se considere como un AM con riesgo de caída.

2.5.3. Test de Marcha de 10 mt

Es un método sencillo utilizado para evaluar el balance dinámico durante una trayectoria lineal de 10 metros, evitando considerar los mecanismos de aceleración y desaceleración evalúa los 6 metros mediales, lo cual entrega un resultado de velocidad (m/s).

2.6. Descripción del software

MATLAB es un software de cálculo técnico que permite crear, evaluar comandos y analizar datos que pueden ser adquiridos mediante sensores externos entregando una visualización de los mismos. Al crear una cuenta en MathWorks se puede conectar a un dispositivo móvil (para este estudio un IPHONE) la aplicación MATLAB Mobile™ previamente descargada en el celular a través del cual se obtuvieron los datos con una conexión a internet. MATLAB se utiliza en una amplia gama de aplicaciones, que en este caso se pondrá a disposición para entregar una cuantificación del riesgo de caídas en el AM, favoreciendo la investigación en el área de la salud.

2.7. Sensores inerciales.

Los acelerómetros son dispositivos pequeños, portátiles, livianos y no invasivos que miden el movimiento del cuerpo en términos de aceleración - cambio en la velocidad con respecto al tiempo en un plano (uniaxial) o más (los acelerómetros biaxiales y triaxiales registran movimiento en dos y tres planos respectivamente).

Estos dispositivos cuentan con un sensor piezoeléctrico que produce una señal eléctrica durante la aceleración, efecto descubierto por Pierre y Jacques Curie en 1880, quienes primero registraron que ciertos cristales cambian sus propiedades eléctricas bajo carga mecánica.

Tomando en cuenta que la aceleración es proporcional a la fuerza externa y refleja directamente el gasto de energía, la medición de la actividad física mediante aceleración, se prefiere la velocidad de cambio de posición con respecto al tiempo. La medida de la aceleración por el dispositivo proporciona información confiable sobre la movilidad y la medición objetiva de la actividad física en tiempo real.

A su vez el giroscopio posee un componente electrónico dotado de una superficie esférica con un disco en el centro que con ayuda del acelerómetro mide la conservación del momento angular, estima la posición y orientación en el espacio, principalmente en un plano horizontal con su respectivo eje céfalo caudal. (Varum y André 2011)

2.7.1. Ubicación de los sensores

Los acelerómetros y giroscopios son lo suficientemente pequeños para la medición durante la actividad, en este caso el iPhone posee características similares que le permiten censar de manera óptima a través de la unión a una parte del cuerpo con la ayuda de una sujeción, cinturón o banda. La parte baja de la espalda, incluyendo la pelvis, el sacro, y las vértebras comprendidas entre L3 a L5, es la ubicación del sensor más común y fue el único lugar que se señala en la mayoría de los estudios. Este sitio se aproxima a la posición del CG y es aceptable para su uso o evaluación (Howcroft, J., et al. 2013).

Los investigadores suelen adjuntar los monitores a la cintura por encima de los huesos de cadera, ya que está cerca del centro de masa y presumiblemente mejor capturar el movimiento (Varum y André 2011).

3. Metodología

3.1. Tipo de investigación

Estudio descriptivo, de carácter observacional y de corte transversal (sin seguimiento) cuantitativo, con un análisis de datos asociado al porcentaje de acierto (porcentaje de riesgo de caída).

Este estudio no tiene componentes experimentales, puesto que no se realizó ninguna modificación sobre las variables, partiendo por un análisis de manera analítico.

La línea temporal de este estudio se clasifica como transversal, esto debido a que la toma de muestras y sus respectivos datos se llevaron a cabo en solo una oportunidad y momento determinado.

La dirección del estudio es de carácter cuantitativo, ya que los datos obtenidos por los diferentes test aplicados entregan datos numéricos, que nos permiten establecer la directa relación de nuestras variables en estudio.

3.2. Tamaño de muestra

Para este estudio donde se realizó un piloto de 7 personas de los cuales se obtuvieron las variables dependientes, de donde se determinó la media de la desviación estándar. De esta manera se calculó de tamaño de muestra según la formula estimadora de la media tomando la desviación estándar más alta encontrada en el RMS de la prueba TM 10mt de 1,55 RMS en el eje céfalo-caudal, determinando un 95% de confianza, un margen de error deseado

de 5%.

La muestra se estableció bajo la siguiente formula:

$$n \geq \left(\frac{Z_{1-\alpha/2} \sigma}{d} \right)^2$$

Lo que arroja como resultado una muestra total de 37 Adultos mayores, completando el tamaño de muestra, de los cuales un AM se retiró de forma voluntaria de la evaluación por lo que se obtuvo un tamaño muestral de 36 AM.

3.3. Población y criterios de exclusión

En el procedimiento de selección de población, se recopilaron los datos de 36 AM con residencia en la comuna de Cerro Navia, los cuales se caracterizaron como 18 caedores y 18 no caedores, es decir se destinó un 50% de la muestra a cada variable evaluada. considerados en esta investigación por la facilidad para acceder a la obtención de datos y por la gran cantidad de adultos mayores según proyecciones para el año 2015 de 14.369 (Censo de Población y Vivienda INE 2002).

Con el objetivo de entregar resultados reales y homogéneos, los AM que participen en la investigación, deberán cumplir con criterios de inclusión y exclusión (Tabla 1), en donde los más significantes son; pertenecer al rango etario entre 65 y 80 años lo que se justifica por su nivel de actividad física necesaria para esta investigación (Instituto nacional de estadísticas 2007), además es de gran importancia que el control de signos vitales (CSV) estén dentro de los parámetros normales y que el AM en cuestión no presente patologías avanzadas sin control médico aparente, con el fin de evitar que esta condición afecte los resultados y la integridad del evaluado para así obtener valores reales

de la variable en cuestión.

Tabla 3. Criterios de inclusión

| Criterios de inclusión |
|---------------------------------------|
| Edad >65 años |
| Residente de la comuna de Cerro Navia |

Tabla 4. Criterios de exclusión.

| Criterios de exclusión | |
|-------------------------------|-------------------------------------|
| CSV no controlados | Alteración cognitiva |
| Comorbilidades no controladas | Obesidad grado III (IMC ≥ 40) |
| Alteraciones vestibulares | Parkinson |
| Alteraciones auditivas total | Síndrome vertiginoso |
| Cirugía reciente (2 semanas) | Prótesis u órtesis de EEI |
| ROM no compatible | Amputación de EEI Parcial o total |
| Dolor EVA > 5 | Cáncer en estado activo |
| Desnutrición | Secuelado ACV |

3.3. Materiales requeridos para la toma de muestra

Para la recolección de datos en esta investigación se utilizaron los siguientes materiales:

- Un lugar despejado, con buenas condiciones de iluminación, sin contaminación acústica en un ambiente tranquilo
- Los evaluados debieron estar con ropa cómoda
- Una cinta métrica

- Cinta adhesiva blanca
- Una silla sin apoyabrazos
- Un cono
- Oxímetro de pulso
- Esfigmomanómetro de mercurio
- Pesa con tallímetro
- Un computador con la aplicación MATLAB
- Un celular IPHONE con la aplicación MATLAB Mobile
- Un porta celular
- Una cincha

3.4. Lugar de evaluación.

Se realizaron las gestiones y permisos para realizar las evaluaciones en los Centros de adultos mayor de la fundación Cerro Navia joven (anexo 1), donde asisten AM autovalentes y con dependencia leve, insertos en la comunidad que participan generalmente a talleres de estimulación física, cognitiva y emocional.

3.5. Descripción de variables

3.5.1. Variables independientes

AM con riesgo de caída: se define este grupo, como cualquier AM que presenta 2 o más caídas en los últimos 6 meses (González C, G., et al 2001)

AM sin riesgo de caída: se define este grupo como cualquier AM que no presente caídas en los últimos 6 meses (González C, G., et al 2001)

Estas dos variables son independientes, ya que no sufrirán modificación durante la evaluación.

3.5.1.1 Descripción operacional

Se define la población por el rango etario (desde 65 años), en donde se aplicó una encuesta (anexo 3) con el objetivo de identificar estos dos grupos de AM; ya sea con antecedentes de caída (caedor) o sin antecedentes de caída (no caedor) (definido en marco teórico).

3.5.2. Variable dependiente

Balance estático: Capacidad y/o habilidad de permanecer estable ante la mínima inestabilidad en alguna posición determinada (Shah, N., et al. 2016), evaluados a través de los test estación unipodal (EU) y estación unipodal con posturografo (EUP)

Balance dinámico: Capacidad y/o habilidad de permanecer estable ante la mínima inestabilidad durante el movimiento (Shah, N., et al. 2016), evaluados a través de los test Timed up and go (TUG) y Test de marcha de 10 metros (TM 10mt.)

3.5.2.1 Descripción Operacional.

Los 4 métodos de evaluación que se utilizaron con el fin de determinar la correcta relación entre la clasificación y los resultados obtenidos respecto al riesgo de caídas según las variables dependientes son:

Estación unipodal: Test encargado de evaluar el balance estático, sometiendo al evaluado a una prueba de apoyo unipodal de ambas extremidades inferiores, valorando el

tiempo que logra permanecer en esta posición, estableciendo un tope de 5 segundos para considerarse como un sujeto sin riesgo de caída.

Estación unipodal con Posturografía: Esta evaluación permite cuantificar el comportamiento del CG durante el balance estático, siendo aplicado de manera simultánea con el test de EU, entregando resultados cuantificables sobre esta variación.

Test de marcha 10mt: Esta evaluación, requiere que el evaluado realice un circuito de marcha lineal de 10 metros, el cual permite valorar la velocidad de la marcha y el equilibrio dinámico, para efecto de esta investigación, se utilizó para medir en paralelo la variación del COG en sus 3 ejes corporales, siendo más variable mientras más cercano a 1 sea el valor expresado con decimales.

Timed up and go: Test encargado de evaluar el balance dinámico, sometiendo al evaluado a una prueba de marcha de 3 metros incluyendo el reintegro desde una silla ida y vuelta. Esta prueba arroja como resultado el tiempo que se demoró (segundos) el AM en realizar el circuito completo, estableciendo un tope de 10 segundos para sujeto sin riesgo de caída.

3.6. Procedimiento de evaluación.

Se seleccionó a AM que califiquen dentro de los criterios de inclusión y exclusión previamente establecidos. Antes de realizar cualquier tipo de intervención, quien desea ser evaluado y participar en este estudio debe firmar el consentimiento informado (Anexo 2), donde autoriza la evaluación, posterior análisis y publicación de los resultados.

Se realizó una encuesta previa a la evaluación (Anexo 3) donde se identifica al evaluado, controla signos vitales, realiza medición de peso y talla, antecedentes del estado actual y señalan patologías diagnosticadas. Luego, se realizan las pruebas previamente

explicadas y ejemplificadas por parte del evaluador como lo establece los protocolos (Anexo 4). El test de balance estático se evaluó en primera instancia y de forma simultánea con tiempo en segundos y adquisición de datos con el IPHONE sujeto con una cincha a nivel lumbar (L3-L5) procurando que el celular se encuentre adosado completamente al cuerpo del AM y que mantenga la posición vertical con la pantalla hacia posterior al iniciar la evaluación en el test EUP. Se realizó el test EU 3 veces con cada pierna, seleccionando los datos adquiridos de la mejor según tiempo en segundos como lo señala el MINSAL.

Posteriormente se realizan las prueba de balance dinámico, primero el TUG y después el TM 10mt también establecidos en el protocolo y demostrados previamente al AM con solo una evaluación cada una, se considera en el TUG solo el tiempo en segundos para realizar la prueba y después el TM 10mt recopilando datos con el IPHONE adosado a nivel lumbar y considerando el tiempo en segundos, velocidad y cantidad de pasos en el espacio evaluado (6 metros mediales de los 10 metros totales evitando recolección de datos durante el periodo de aceleración y desaceleración).

El tiempo total de la evaluación fue aproximadamente de 10 a 15 minutos por AM. Todos los tiempos en segundos fueron aproximados, evitando los milisegundos.

Se consideró la altura del IPHONE respecto al suelo para evitar datos que escapasen de la muestra, midiendo la altura en centímetros desde el suelo hasta la base del celular.

Antes de iniciar las evaluaciones se calibró el acelerómetro y giroscopio del IPHONE una vez por día de evaluación, para mantener la fidelidad de los datos recolectados.

3.7. Recolección de datos

Los sensores encargados de captar la variación del CG es el acelerómetro y giroscopio incluido en un dispositivo celular (IPHONE) el cual cumple con los requerimientos necesarios y cualidades técnicas para una correcta obtención de datos y por ser de fácil acceso en comparación a otras herramientas científicas creadas con este fin, evidenciando el potencial beneficio para detectar el riesgo de caída en la comunidad del AM. Según los grupos definidos por los criterios de inclusión y exclusión. Posterior a la aplicación de los protocolos establecidos para cada test, el software encargado para la interpretación de estas señales MATLAB adquirido de manera gratuita en su página web oficial (versión prueba) el cual permite traducir un comportamiento cualitativo en valores cuantitativos, necesarios para el posterior análisis y conclusión de la investigación. Para los test encargados de valorar el riesgo de caída según tiempo (TUG y EU), la obtención de datos se realizó con un cronometro el cual permitió identificar el tiempo que se demoró el AM en realizar cada test, lo cual evidencia la facilidad y alta reproducibilidad de estos métodos de evaluación.

3.8. Procesamiento de datos

La interpretación de datos relacionados a la valoración del comportamiento del CG durante el TM 10mt y la EUP, parten por la recepción de datos desde el dispositivo celular, iPhone, al computador, ambos conectados mediante una red Wi-Fi siendo recepcionados y procesados por el programa MATLAB el cual permite la obtención de datos reales y supuestos para su posterior análisis. Para los test establecidos por el MINSAL que consideran el tiempo como factor determinante, el procesamiento de datos se realizó ingresando los datos en una planilla preestablecida tipo Excel, con las variables; sujeto y tiempo para cada grupo en evaluación.

3.9. Análisis estadístico

Dado que el diseño de estudio es descriptivo, observacional y transversal se utilizó el análisis estadístico para medidas de tendencia central, tales como: medias, desviación estándar, raíz media cuadrática, frecuencias. De acuerdo con los datos obtenidos, se analizó la precisión de los métodos de evaluación de balance dinámico y estático valorado en tiempo (TUG y EU) a través de porcentaje, donde se evaluó la correcta relación del resultado obtenido y el grupo en cuestión. Este análisis es presentado en el Gráfico 1 con valores numéricos, que identifican cada test y grupo evaluado, los cuales entregan un porcentaje de efectividad, que busca comparar y evidenciar el test más efectivo para evaluar el riesgo de caída en el adulto mayor. También en el Gráfico 2 se realizó un análisis de la media de variación del centro de gravedad real y esperado en los tres ejes corporales, que buscan evidenciar la importancia de cada eje en la determinación del adulto mayor caedor y no caedor.

4. Resultados

TABLA 5. Resultados (promedios) del test EU en AM NC y AM C

| ESTACIÓN UNIPODAL | | | | |
|-------------------|----------------------|----------------------|--------------------------|--------|
| Grupo | Promedio de segundos | | Desviación estándar (SD) | |
| | Extremidad derecha | Extremidad izquierda | EEII D | EEII I |
| AM NC | 7,78 | 8,11 | 3,49 | 3,46 |
| AM C | 4,83 | 5 | 3,92 | 4,97 |

La tabla 5 muestra el promedio de los tiempos en segundos de ambos grupos de Adultos mayores no caedores (AM NC) y caedores (AM C) en el test estación unipodal (EU) diferenciando la extremidad inferior derecha e izquierda con sus respectivas desviaciones estándar.

TABLA 6. Resultados (promedios) del test TUG en AM NC y AM C

| TIMED UP AND GO | | |
|-----------------|---------------------|----------------------------------|
| Grupo | Promedio (segundos) | Desviación estándar (σ) |
| AM NC | 10,14 | 2,55 |
| AM C | 11,94 | 5,34 |

La tabla 6 muestra el promedio de los tiempos en segundos de ambos grupos de Adultos mayores no caedores (AM NC) y caedores (AM C) en el timed up and go (TUG). Se puede observar un promedio levemente mayor en el grupo de adultos mayores caedores vs el grupo no caedor.

TABLA 7. Resultados (promedios) de variación del CG en el test EUP en AM NC Y AM C

| ESTACION UNIPODAL CON POSTUROGRAFIA | | | | | | | | |
|-------------------------------------|--------------------------|---------|-------|---------|----------------------------|---------|-------|---------|
| Grupo | Extremidad derecha (RMS) | | | | Extremidad izquierda (RMS) | | | |
| | ML | (SD) ML | AP | (SD) AP | ML | (SD) ML | AP | (SD) AP |
| AM NC | 4,15 | 2,07 | 4,191 | 2,92 | 4,381 | 3,17 | 3,789 | 2,69 |
| AM C | 4,576 | 2,34 | 3,817 | 2,28 | 2,117 | 0,98 | 5,204 | 2,37 |

La Tabla 7 muestra el promedio de la variación expresado en RMS (raíz media cuadrática) del CG de ambos grupos de Adultos mayores no caedores (AM NC) y caedores (AM C) en el test estación unipodal con posturografía (EUP) diferenciando extremidad inferior derecha e izquierda con sus respectivos ejes medio-lateral (ML) y anteroposterior (AP).

Tabla 8. Resultados (Promedios) de la variación real y esperada del CG en el TM 10mt en AM NC y AM C

| TEST DE MARCHA DE 10 METROS | | | | | | |
|-----------------------------------|---------------------|-------------|--------------------|-------------|-----------------------|-------------|
| Promedio de variación de CG (RMS) | | | | | | |
| Grupo | Medio- Lateral (SD) | | Céfalo-Caudal (SD) | | Antero-Posterior (SD) | |
| | Real | Esperado | Real | Esperado | Real | Esperado |
| AM NC | 0,4 (0,61) | 0,28 (0,44) | 0,9 (1,55) | 0,64 (1,14) | 0,45 (1,32) | 0,32 (0,97) |
| AM C | 0,63 (1,17) | 0,47 (0,93) | 0,86 (0,80) | 0,62 (0,64) | 0,37 (0,72) | 0,27 (0,58) |

La Tabla 8 muestra los promedios de la variación expresada en RMS (raíz media cuadrática) del CG real y esperado en los 3 ejes corporales; Medio-lateral (ML), Céfalo-Caudal (CC) y Antero-posterior (AP) en el Test de marcha de 10 metros (TM 10 mt.) para los 2 grupos de Adultos mayores, no caedores y caedores. Con sus respectivas varianzas (SD)

Tabla 9. Promedios de velocidad para adultos mayores en el Test de marcha de 10 mt.

| TEST DE MARCHA DE 10 METROS | | |
|-----------------------------|-----------------------------|--------------------------|
| Grupo | Promedio de velocidad (m/s) | Desviación estándar (SD) |
| AM NC | 1,01 m/s | 0,25 |
| AM C | 0,96 m/s | 0,19 |

La Tabla 9 muestra los promedios de velocidad durante el TM 10mt para ambos grupos de AM no caedor y caedor.

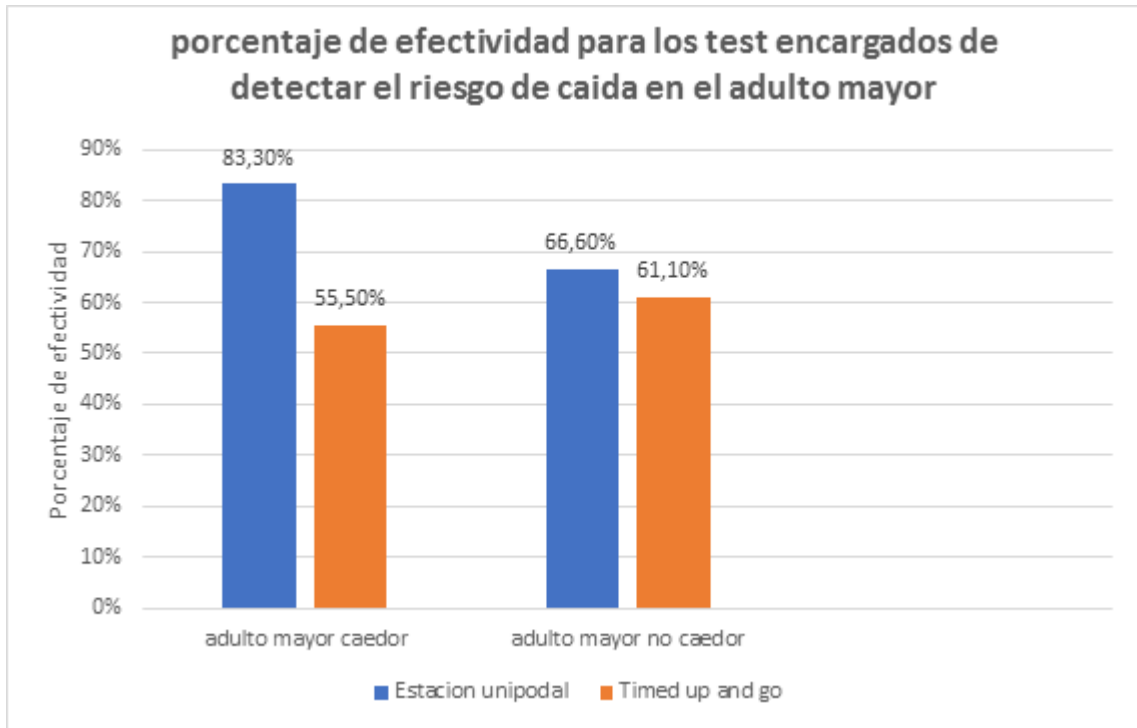
5. Análisis de datos.

Según los resultados de la Tabla 5 que muestra el promedio de tiempo en segundos para los grupos de adulto mayor no caedores y caedores en el test EU diferenciando cada extremidad inferior, los datos entregados por la prueba muestran relación respecto a la población evaluada con resultado de equilibrio normal a los no caedores y equilibrio alterado a los AM caedores.

Según los resultados de la Tabla 6 que muestra los promedios de tiempo en el test TUG, no existe una relación en el promedio de los tiempos de AM no caedores respecto a los resultados esperados de normalidad (10 segundos), posiciona a ambos grupos de AM dentro del rango de riesgo leve de sufrir caídas, lo que se debe tener en consideración ya que según la encuesta previa los AM caedores han sufrido 2 o más precipitaciones al suelo durante los últimos 6 meses para lo que sería necesario una intervención más exhaustiva.

Según los resultados de la Tabla 7 que muestra el promedio de la variación del CG de ambos grupos de AM no caedores y caedores en el test EUP diferenciando extremidad inferior derecha e izquierda con sus respectivos ejes, no muestran mayor diferencia entre pierna izquierda y derecha. Destaca un leve aumento de la variación del CG de la extremidad derecha en el eje ML en el grupo de AM caedor versus el grupo no caedor con una diferencia de 0,426, también en la extremidad derecha en el eje AP expresa mayor variación en el grupo no caedor respecto al grupo caedor con una diferencia de 0,374. En la extremidad inferior izquierda en el eje ML muestra mayor variación del CG en el grupo no caedor versus el grupo caedor con una diferencia de 2,264, mientras que en el eje AP presenta mayor variación del grupo AM caedor versus el no caedor con una diferencia de 1,415.

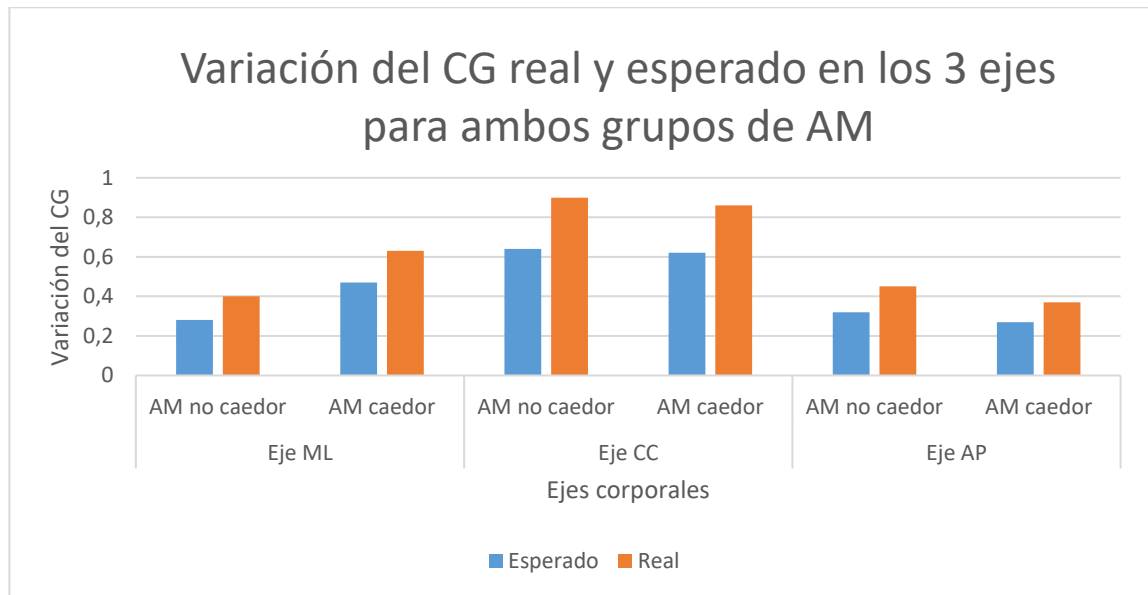
Grafico 1.



El Gráfico 1 muestra el porcentaje de efectividad para identificar el riesgo de caída en los test de balance estático y dinámico descritos por el MINSAL. según la cantidad de sujetos identificados correctamente como caedores y no caedores.

Según los resultados del Gráfico 1 que muestra el porcentaje que tienen los test de balance estático y balance dinámico descritos por el MINSAL para identificar con efectividad el riesgo de caída en ambos grupos de AM no caedores y caedores utilizando la manera descrita en el ítem 3.11. Análisis estadístico y los datos recolectados, destaca la capacidad del 83,3% del test EU para detectar la alteración del balance estático considerando mantenerse sobre una extremidad menos de 5 segundos para definir como caedores, al mismo tiempo posee un 66,6% de capacidad para detectar un balance estático normal. También se desglosa que el test TUG posee mayor capacidad de detectar a AM no caedores con un 61,1% versus un 55,5% para detectar un AM caedores.

Grafico 2.



El Gráfico 2 compara la variación real y esperada del CG en los 3 ejes corporales ML-CC- AP para los grupos de AM no caedor y caedor de acuerdo con los datos entregados en la Tabla 8. Se realizó el análisis correspondiente a cada eje en base a resultados reales y esperados.

Eje ML: según el Gráfico 2, los datos reales de variación del CG muestran una correcta relación con el grupo evaluado, ya que es mayor la variación en el grupo caedor vs el no caedor, con una diferencia real de 0,23 situándola como la más relevante en relación con los otros ejes. Al analizar los datos esperados, se mantiene la correlación entre los grupos y la variación del CG, ya que se observa una mayor variación en el AM caedor vs el no Caedor con una diferencia de 0,19. Por lo tanto, logra diferenciar e identificar de manera correcta las poblaciones de adultos mayores caedores y no caedores, demostrando la importancia del eje medio-lateral en el riesgo de caída.

Eje CC: según el Gráfico 2, el comportamiento del promedio tanto real como esperado muestra una alta variación del CG respecto a los otros 2 ejes (ML y AP), sin embargo, no presenta mayor diferencia para cada grupo, lo que indica que no es un eje

determinante en el riesgo de caída.

Eje AP: según el Gráfico 2, el comportamiento del promedio tanto real como esperado de la variación del CG, no muestra mayor diferencia entre ambos grupos y se observa una variación menor en comparación a sus dos ejes restantes (ML y AP), manifestando una baja relevancia en el riesgo de caída.

6. Discusión

Según lo señalado por Barry, E. y Hofheinz, el timed up and go, es una herramienta práctica y ampliamente utilizada por personal de la salud para investigar e identificar a paciente con riesgo de caída, así también concuerdan en que es un método válido para la identificación de esta condición. No obstante, según el Gráfico 1 que indica el porcentaje de efectividad para la identificación de esta población, queda en manifiesto que sólo el 55,5% de los AM clasificados previamente como caedores fueron identificados como tal, según este método evaluativo. Es importante mencionar que el promedio del tiempo para cada población de AM ya sea caedores como no caedores, según la Tabla 6 no logra diferenciar a la población AM no caedora de la caedora, situando a ambas en el parámetro de riesgo leve. Así mismo, el test TUG que considera el tiempo como único indicador determinante para cuantificar el riesgo de caídas en el AM, no considera los cambios en la velocidad de la marcha que según Cerda L. se generan por un aumento en la fase de apoyo como mecanismo compensatorio a la alteración del balance debido a modificaciones posturales y alteración de mecanismos aferentes, traducido en disminución de la velocidad de esta. Los datos expresados en la Tabla 9 del promedio de velocidades se correlaciona con lo señalado por Cerda L. sobre la velocidad de marcha menor a 1m/seg como un indicador de eventos adversos en el AM. Circunstancia por lo que se considera insuficiente un solo método de evaluación para cuantificar el balance en la población AM tal como lo señala Barry, E. quien sugiere que una única herramienta de evaluación como Timed up and go no debe utilizarse para identificar los adultos mayores que viven en la comunidad con riesgo de caídas.

Continuando con la sugerencia de Barry, E. la integración de un segundo método de evaluación, esta vez enfocado en el balance estático se considera como un acierto, ya que según Nirtal Shan define balance postural como las capacidad de controlar y mantener el CG estable ante la mínima inestabilidad durante el movimiento o alguna posición determinada dentro de la base de sustentación, lo que evidencia la importancia de evaluar

ambos balances para concluir un posible riesgo de caída en el AM, según los datos analizados en la Tabla 5 se muestra una real coherencia entre los AM que poseen un balance estático normal (no caedores) y los que poseen un balance estático alterado (caedores), validando la afirmación de Vellas B. J. que propone la evaluación de la Estación unipodal como un predictor significativo y fácil de administrar en caídas perjudiciales, datos que se relacionan con los presentado en el Gráfico 1 que destaca la capacidad del 83,3% del test EU para detectar la alteración del balance estático justificado por Bohannon que posiciona al test EU como la medida de equilibrio más utilizada en los estudios de entrenamiento físico involucrado al AM.

La evaluación del balance tanto dinámico como estático con sensores inerciales están descritas y avaladas por Galán-Mercant, A y Patterson, J. que resaltan la capacidad de diagnóstico, cuantificación y evaluación del movimiento relacionando al componente del CG por este medio, como una herramienta valida, conveniente y rentable. También dejan en manifiesto la importancia de identificar la inestabilidad postural con el test de EU y dinámica de patrones cinemáticos en la realización del test de marcha 10 mt por sujetos sanos de edad avanzada. Según los estudios realizados por Zhang T. se demostró la eficacia del uso de sensores inerciales en la detección de riesgo de caídas lo cual se condice con Han S, que señala a este método como un gran potencial de medición en el balance, afirmación se coincide con los datos reflejados en la Tabla 8 que entrega los promedio de variación del CG reales y esperados en el TM 10 mt, principalmente del eje ML con mayor diferencia entre ambos grupos (no caedores y caedores) y CC con mayor variación del CG de los AM, desviación que fue descrita anteriormente por Gomez Jiménez, M. que señala la trayectoria normal del CG durante el ciclo de la marcha se corresponde con una doble curva suave y ondulante en dirección cráneo-caudal de 5 cm y medio-lateral de 4 cm de amplitud, lo que permite trasladar el cuerpo en línea recta con el menor gasto de energía posible. En los datos entregados por la Tabla 7 sobre balance estático evaluado con sensores inerciales la EUP no entrega datos concluyentes ni diferenciadores de la población AM no caedora y la caedora, sin embargo, destaca una

mayor variación del CG respecto a los datos obtenidos en la Tabla 8 que representa al balance dinámico, lo que se explica en que durante el test EU se disminuye la BS sin mantener una tarea alternante y rítmica como la marcha, y como consecuencia de esto se expresa mayor variación del CG.

7. Conclusión

Con el avance de nuevas tecnologías y las necesidades sociodemográficas de resguardar la salud y vida de los AM es que se están proponiendo nuevas formas de evaluación que cuantifiquen de forma objetiva su riesgo de caídas. Estas nuevas herramientas dotadas de tecnología intentan competir con los test conservadores y tomar espacio en el campo de la investigación y el campo clínico. Si bien el MINSAL considera fiable y válida la evaluación del balance estático y dinámico con los test de EU y TUG, éste estudio cuestiona su capacidad de percibir y diagnosticar la población AM de manera correcta, si bien el test EU si logra con gran efectividad esta tarea, el test TUG es poco preciso al momento de diferenciar la población. Respecto a la posibilidad del estudio de extrapolar estos diagnósticos a datos recibidos de la información sensorial del IPHONE, se logra en el caso del balance dinámico con el TM 10mt donde se obtuvieron datos claros y concluyentes de balance dinámico alterado según la población correspondiente. Estas exploraciones precursoras con sensores inerciales en Chile levantan las primeras bases de datos para futuros estudios y acercamientos en el área, que pongan en boga los cuestionamientos a los test del MINSAL, que, si bien aún no se pueden comparar y competir, evidencian la poca precisión de los test nacionales.

Queda establecido que no se puede obviar la evidencia de una tecnología al alcance de todos, fácil de utilizar y fiable. Se deja instaurada la necesidad de profundizar, perseverar y avanzar en estudios relacionados a estas tecnologías para generar mayor evidencia, ampliar la muestra con nuevos estudios que indaguen la precisión del método, estableciendo parámetros de normalidad para un posible nuevo sistema de clasificación, posibilitando el ingreso del área tecnológica que según estos datos preliminares posee gran potencial para masificarse y ser consideradas en las políticas públicas, forjando nuevas herramientas de evaluación, que de ninguna forma serán competitivas entre sí, sino que sumando las ventajas de ambas sean complementarias a las ya establecidas y estandarizadas cumpliendo un rol importante en el área de la salud, tanto en la pesquisa,

prevención y tratamiento de trastornos del balance en la población con riesgo de caídas como lo señala Gama, Z. A., & Gómez-Conesa, A. Según lo descrito por la Revisión Cochrane sobre prevención de caídas, destaca los ejercicios físicos supervisados por un profesional sanitario especializado como uno de las pocas intervenciones útiles en la prevención de caídas, entregando un rol al kinesiólogo como el ente fundamental en los distintos componentes del movimiento, quien con íntegro conocimiento del movimiento humano relacionado al balance y los mecanismos involucrados en el control motor, plantea una nueva herramienta al quehacer kinesiológico en post de la salud.

8. Bibliografía

1. AlAbdulwahab, S. S. (2013). Physical Activity Associated with Prayer Regimes Improves Standing Dynamic. 25(12), 1565-1568. doi:10.1589/jpts.25.1565
2. Alvarado García, A. M., & Salazar Maya, Á. M. (2014). Análisis del concepto de envejecimiento. Gerokomos, 25, 57-62.
3. Barry, E., Galvin, R., Keogh, C., Horgan, F., & Fahey, T. (2014). Is the Timed Up and Go test a useful predictor of risk of falls in community dwelling older adults: a systematic review and meta- analysis. BMC Geriatric, 14, 14. doi:10.1186/1471-2318-14-14
4. Bohannon, R. W. (2006). Single Limb Stance Times: A Descriptive Meta-Analysis of Data From Individuals at Least 60 Years of Age.
5. Censo de Población y Vivienda INE (2002). Población por grupos de edad 2002 y 2015 accedido el 21 de mayo, 2017 desde: http://reportescomunales.bcn.cl/2015/index.php/Cerro_Navia#.C3.8Dndices_de_dependencia_demogr.C3.A1fica_y_adultos_mayores_INE
6. Dutil, M., Handrigan, G. A., Corbeil, P., Cantin, V., Simoneau, M., Teasdale, N., & Hue, O. (2013). The impact of obesity on balance control in community-dwelling older women. Age (Dordrecht, Netherlands), 35(3), 883-890. doi:10.1007/s11357-012-9386-x
7. Espinosa Almendro JM, M. C. F., Portillo Stempel J. (2005). Clasificando a las personas mayores. Una visión dinámica, Medicina de Familia, 6, 167-168.

8. Galán-Mercant, A., Barón-López, F. J., Labajos-Manzanares, M. T., & Cuesta-Vargas, A. I. (2014). Reliability and criterion-related validity with a smartphone used in timed-up-and-go test. *BioMedical Engineering OnLine*, 13(1), 156. doi:10.1186/1475-925x-13-156
9. Gama, Z. A., & Gomez-Conesa, A. (2008). [Risk factors for falls in the elderly: systematic review]. *Rev Saude Publica*, 42(5), 946-956.
10. Gomez Jiménez, M., López de Subijana Hernández, C., & Veiga Fernández, S. (2015). Comportamiento de la Pelvis, el Centro de Gravedad y la Cadera de Hombres y Mujeres Durante la Marcha Normal. / Pelvis, center of gravity and hip movement of men and women during normal gait. *Revista Kronos*, 14(2), 1-7.
11. González C, G., Marín L, P. P., & Pereira Z, G. (2001). Características de las caídas en el adulto mayor que vive en la comunidad. *Revista médica de Chile*, 129, 1021-1030.
12. González Ramírez, A., Lázaro del Nogal, M., & Ribera Casado, J. M. (2008). Valoración de los sistemas de control postural en ancianos con caídas de repetición. *Revista Española de Geriatria y Gerontología*, 43(2), 71-75. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0211-139X\(08\)71158-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0211-139X(08)71158-2)
13. Han, S., Lee, D., & Lee, S. (2016). A study on the reliability of measuring dynamic balance ability using a. *J Phys Ther Sci*, 28(9), 2515-2518. doi:10.1589/jpts.28.2515
14. Herrera V, P. López L, R. Mancilla S, E & Villalobos C, A. (2010). Manual de prevención de caídas en el AM. Accedido el 28 de mayo, 2017, desde <http://web.minsal.cl/portal/url/item/ab1f8c5957eb9d59e04001011e016ad7.pdf>

15. He, Y., Li, Y., & Bao, S. D. (2012, 5-7 Jan. 2012). Fall detection by built-in tri-accelerometer of smartphone. Paper presented at the Proceedings of 2012 IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics.
16. Hofheinz, M., & Mibs, M. (2016). The Prognostic Validity of the Timed Up 33 and Go Test With a Dual Task for Predicting the Risk of Falls in the Elderly. *Gerontol Geriatr Med*, 2. doi:10.1177/2333721416637798
17. Howcroft, J., Kofman, J., & Lemaire, E. D. (2013). Review of fall risk assessment in geriatric populations using inertial sensors. *J Neuroeng Rehabil*, 10, 91. doi:10.1186/1743-0003-10-91
18. Instituto nacional de estadísticas (INE)(2007) enfoque estadístico del AM en Chile accedido el 21 de Mayo,2017 desde: <http://www.ine.cl/docs/default-source/FAQ/enfoque-estad%C3%ADstico-adulto-mayor-en-chile.pdf?sfvrsn=2>
19. Kim, D. H., Park, J. K., & Jeong, M. K. (2014). Influences of posterior-located center of gravity on lumbar extension strength, balance, and lumbar lordosis in chronic low back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil*, 27(2), 231-237. doi:10.3233/bmr-130442
20. Lacour, M. (2016). Envejecimiento del control postural y del equilibrio. *EMC - Podología*, 18(1), 1-9. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S1762-827X\(15\)76065-7](http://dx.doi.org/10.1016/S1762-827X(15)76065-7)
21. Landinez Parra, N. S., Contreras Valencia, K., & Castro Villamil, Á. (2012). Proceso de envejecimiento, ejercicio y fisioterapia. *Revista Cubana de Salud Pública*, 38, 562-580.

22. Lorena Cerda, A. (2014). Manejo del trastorno de marcha del adulto mayor. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 25(2), 265-275.
doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0716-8640\(14\)70037-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0716-8640(14)70037-9)
23. Marrero, R. M., & Rull, I. M. (2006). *Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor*: Masson. recuperado de (versión digital):
<https://books.google.cl/books?id=bBZyst1al68C>
24. Menéndez-Colino, R., Sánchez-Castellano, C., de Tena-Fontaneda, A., Lázaro del Nogal, M., Cuesta-Triana, F., & Ribera-Casado, J. M. (2005). Utilidad de la estación unipodal en la valoración del riesgo de caídas. *Revista Española de Geriatria y Gerontología*, 40, 18-23. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0211-139X\(05\)75081-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0211-139X(05)75081-2)
25. Patterson, J. A., Amick, R. Z., Thummar, T., & Rogers, M. E. (2014). VALIDATION OF MEASURES FROM THE SMARTPHONE SWAY BALANCE APPLICATION: A PILOT STUDY. *Int J Sports Phys Ther*, 9(2), 135-139.
26. Pemberthy López, C., Jaramillo-Gómez, N., Velásquez Mejía, C. A., Cardona-Vélez, J., Contreras-Martínez, H., & Jaramillo-Restrepo, V. (2016). Conceptos actuales sobre el envejecimiento y la enfermedad cardiovascular. *Revista Colombiana de Cardiología*, 23(3), 210-217. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.rccar.2015.12.006>
27. Peydro de Moya, M. F., Baydal Bertomeu, J. M., & Vivas Broseta, M. J. (2005). Evaluación y rehabilitación del equilibrio mediante posturografía. *Rehabilitación*, 39(6), 315-323. doi:10.1016/S0048-7120(05)74365-6

28. Programa de salud del AM (2014) Manual de Aplicación del Examen de Medicina Preventiva del AM accedido el 20 de mayo,2017 desde:<http://www.minsal.cl/portal/url/item/ab1f81f43ef0c2a6e04001011e011907.pdf>
29. Rahal, M. A., Alonso, A. C., Andrusaitis, F. R., Rodrigues, T. S., Speciali, D. S., Greve, J. M. D. A., & Leme, L. E. G. (2015). Analysis of static and dynamic balance in healthy elderly practitioners of Tai Chi Chuan versus ballroom dancing. *Clinics*, 70(3), 157-161. doi:10.6061/clinics/2015(03)01
30. Rossi-Izquierdo, M., Santos-Pérez, S., Faraldo-García, A., Vaamonde-Sánchez-Andrade, I., Gayoso-Diz, P., Del-Río-Valeiras, M., . . . Soto-Varela, A. (2016). Impact of obesity in elderly patients with postural instability. *Aging Clinical And Experimental Research*, 28(3), 423-428. doi:10.1007/s40520-015-0414-4
31. Seidler, R. D., Bernard, J. A., Burutolu, T. B., Fling, B. W., Gordon, M. T., Gwin, J. T., Lipps, D. B. (2010). Motor Control and Aging: Links to Age-Related Brain Structural, Functional, and Biochemical Effects. *Neurosci Biobehav Rev*, 34(5), 721-733. doi: 10.1016/j.neubiorev.2009.10.005
32. Shah, N., Aleong, R., & So, I. (2016). Novel Use of a Smartphone to Measure Standing Balance. *JMIR Rehabil Assist Technol*, 3(1). doi:10.2196/rehab.4511
33. Toledo, D. R., & Barela, J. A. (2010). Diferenças sensoriais e motoras entre jovens e idosos: contribuição somatossensorial no controle postural. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 14, 267-275.
34. Vanmeerhaeghe, A. F., Rodriguez, D. R., Tutusaus, L. C., Calafat, C. B., Riera, M. L., & Vidal, A. M. (2009). Diferencias en la estabilidad postural estática y

dinámica según sexo y pierna dominante. *Apunts. Medicina de l'Esport*, 44(162), 74-81. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S1886-6581\(09\)70112-4](http://dx.doi.org/10.1016/S1886-6581(09)70112-4)

35. Varum, H., & André, S. r. d. B. (2011). *Accelerometers: Principles, Structure and Applications*. Hauppauge, New York: Nova Science Publishers, Inc.
36. Vellas, B. J., Wayne, S. J., Romero, L., Baumgartner, R. N., Rubenstein, L. Z., & Garry, P. J. (1997). One-leg balance is an important predictor of injurious falls in older persons. *J Am Geriatr Soc*, 45(6), 735-738.
37. Winter, D. A., Patla, A. E., Ishac, M., & Gage, W. H. (2003). Motor mechanisms of balance during quiet standing. *J Electromyogr Kinesiol*, 13(1), 49-56.

9. Anexos

Anexo 1.

**A la Dirección del Centro Comunitario del AM Preciosa Sangre
Fundación Cerro Navia Joven.
Presente.**

Estimado/a director:

Junto con saludar, a través de la presente carta, nosotros Felipe Vergara Gajardo y Francisco Bettancourt Lagos, estudiantes de Kinesiología de la Universidad Católica Cardenal Raúl Silva Henríquez, nos presentamos a usted con la finalidad de dar a conocer nuestro proyecto de tesis, el cual abordará la problemática sobre la correcta relación de los test ya establecidos por el MINSAL (timed up and go y estación unipodal) para detectar el riesgo de caída en el AM versus la herramienta evaluativa propuesta.

Nuestro proyecto busca evaluar a través del test llamado “marcha de 10 metros” y los test descritos por el MINSAL “Timed up and go” y “Estación unipodal” el riesgo de caída en el AM entre 65 y 80 años, los cuales se medirán en paralelo el comportamiento del CG con tecnología sensorial de un iPhone adosado al cuerpo del evaluado sincronizando datos con un programa de computador (Matlab). Esperamos tener la oportunidad de realizar nuestra investigación en dicho establecimiento, para que, posterior a los resultados obtenidos y nuestro análisis se puedan generar nuevas herramientas de evaluación sobre el riesgo de caída en el AM generando un impacto positivo en las estrategias y abordaje de la problemática.

Sin otro particular y esperando una buena acogida a nuestra solicitud, se despiden atentamente.

***Felipe Vergara Gajardo
Francisco Bettancourt Lagos***

Anexo 2.

CONSENTIMIENTO INFORMADO

A través del presente consentimiento, con fecha _____ en Santiago de Chile. Yo, _____, Cédula de identidad n° _____ declaro que he sido informado sobre mi participación en el proceso de investigación como paciente y/o usuario, en donde se me ha explicado los riesgos, beneficios y tiempo de la evaluación, además he tenido la oportunidad de manifestar mis dudas sobre ella y se me han aclarado satisfactoriamente en su totalidad, por lo cual consiento voluntariamente a participar en esta investigación, en donde permitiré el registro audiovisual por los investigadores **FELIPE VERGARA GAJARDO** Rut 18.538.545-0 y **FRANCISCO BETTANCOURT LAGOS** Rut 18.440.105-3 ambos guiados por el kinesiólogo **CLAUDIO MONTEJO SOLER** Rut 13.751.267-k, entendiendo que no recibiré incentivo económico y que tengo el derecho de retirarme de la investigación en cualquier momento sin que afecte en ninguna manera mi cuidado médico.

Firma: _____
Paciente/Usuario

Anexo 3.

Encuesta previa a evaluación del riesgo de caídas

Nombre:

Edad:

RUN:

Género: F/M

Sujeto:

Control de signos vitales

| | | |
|-------|--------|----------|
| PA: | FC: | Sat. O2: |
| Peso: | Talla: | IMC: |

Antecedentes

Caídas (2 o más últimos 6 meses): caedores frecuente/no caedores

Realiza actividad física de forma regular (2 o 3 veces por semana):

Polifarmacia (4 o más fármacos diarios):

Uso de ayuda técnica:

Dolor (dónde y EVA):

| Patologías: | | | | |
|----------------|--|----------------------------|--|---|
| HTA | | Asma | | Depresión |
| DM | | EPOC | | Alteración cognitiva (demencia, Alzheimer) |
| Dislipidemia | | LCFA | | Parkinson |
| Hipotiroidismo | | Prótesis cadera/rodilla | | Hipoacusia |
| Obesidad | | Secuelado ACV | | Alt. visual (parcial/total) |

| | | | | | |
|--------------------------|--|---------------------|--|------------------------|--|
| Desnutrición | | Osteoporosis | | Incontinencia urinaria | |
| Enfermedad renal crónica | | Artritis reumatoide | | Síndrome Vertiginoso | |
| Daño hepático crónico | | Artrosis | | Alteración vestibular | |
| Cáncer (Tto actual) | | Fracturas recientes | | Cirugías recientes | |
| Otro: | | | | | |

(Encuesta modificada del examen de medicina preventiva del AM EMPAM)

Anexo 4.

Protocolo en la realización de pruebas

Las pruebas deben ser realizadas en un lugar despejado, con buenas condiciones de iluminación y sin contaminación acústica en un ambiente tranquilo y con ropa cómoda

a) Estación Unipodal

La prueba consiste en mantener el equilibrio corporal el mayor tiempo posible apoyado en una extremidad inferior.

La persona por evaluar deberá estar con:

- Calzado cómodo (zapatilla, zapato cerrado, zapato c/tacón de altura fisiológica 2 a 3 cm.de altura máxima).
- En posición de pie.
- Los brazos cruzados delante del tórax y apoyados en los hombros.
- Sin usar ningún tipo de ayuda técnica (criterio de exclusión).

El evaluador deberá:

- Demostrar previamente al AM la ejecución de la prueba.
- Ubicarse a un costado de ella y estar atento a posibles pérdidas de equilibrio.
- Registrar el mejor tiempo de ejecución de la prueba con un cronómetro.

Registro de la prueba:

A la orden del evaluador, la persona deberá levantar una extremidad inferior hasta lograr una posición de 90° en cadera y rodilla. En ese momento se inicia el registro del tiempo en segundos (cronómetro) en que la persona es capaz de mantener esta posición. Es necesario que la persona repita la prueba tres veces en cada lado, registrando el mejor tiempo obtenido. Luego, se debe repetir en el lado contrario.

Obtención de resultados:

Equilibrio normal, aquella persona que es capaz de mantener la posición descrita por más de 5 segundos.

Equilibrio alterado: persona que registra menos de 4 segundos sobre la extremidad de apoyo.

Criterios de suspensión de la prueba con resultado de equilibrio alterado:

- No lograr la posición de evaluación descrita
- perder posición inicial y buscar apoyo.
- Las extremidades inferiores se tocan entre sí.
- Cuando el pie elevado toca el suelo.
- Pierde el equilibrio.

(Unificación de criterios en protocolos del manual de aplicación del EMPAM y manual de prevención de caídas del AM)

b) Timed Up and Go (Levántate y camina)

La prueba consiste en caminar, lo más rápido que pueda, sobre una pista horizontal previamente trazada entre las patas de una silla (sin apoyabrazos) y un cono ubicado en línea recta a tres metros de distancia.

Al inicio de la prueba la persona deberá usar calzado cómodo (zapatilla, zapato cerrado, zapato c/tacón de altura fisiológica 2 a 3 cm.de altura máxima) y estar sentada, con la espalda apoyada contra el respaldo de la silla, con los brazos colgando a ambos costados sin tocar los muslos, y con ambos pies apoyados en el piso colocados justo detrás de la línea de partida.

El evaluador deberá:

Demostrar previamente a la persona mayor como se realiza la prueba, ubicarse de pie, a un costado de la trayectoria de la persona, a media distancia entre la línea de partida y la marcación a tres metros de ésta.

Registro de la prueba:

A la orden de partida, se solicita al evaluado que se levante de la silla sin apoyarse y camine lo más rápido posible (camine como lo hace habitualmente) en dirección al cono, dé la vuelta por fuera del cono y regrese a la silla, volviendo a retomar la posición sentado. El evaluador cronometra el tiempo en segundos desde que se da la orden de partida y despega la espalda de la silla, hasta que el sujeto tras caminar los seis metros y retornar, apoya su espalda contra el respaldo de la silla.

Obtención de resultados:

Si la persona requiere algún tipo de ayuda para ponerse de pie, se suspende la prueba y se clasifica con alto riesgo de caída.

Normal 10 seg.

Riesgo leve de caída 11 a 20 seg.

Alto riesgo de caída > 20 seg)

(Unificación de criterios en protocolos del manual de aplicación del EMPAM y manual de prevención de caídas del AM, 2 y 13)

c) Test de marcha de 10 metros (TM 10mt)

es considerado un test simple y confiable, el cual consiste en recorrer una distancia de 10 metros, la cual presenta las siguientes características:

- caminata individual
- sin asistencia
- tiempo considerado, 6 metros intermedios

La persona evaluada deberá estar con:

- Calzado cómodo (zapatilla, zapato cerrado, zapato c/tacón de altura fisiológica 2 a 3 cm.de altura máxima).
- En posición de pie.
- No se permite el uso de ayuda técnica (criterio de exclusión).

El evaluador deberá:

- Demostrar previamente a la persona mayor como se realiza la prueba.
- ubicarse a un costado de la trayectoria de la persona y acompañar durante el trayecto de la evaluación.

Entorno

- Superficie lisa, sin irregularidades.
- Medir y marcar una distancia de 10 metros
- Añadir una marca a los 2 metros
- Añadir una marca a los 8 metros

Instrucciones al evaluado

- “camine de manera normal a una velocidad normal, como usted camina habitualmente”

- “voy a decir! ¡listo! y usted tiene que caminar”.
- “cuando diga pare, usted tiene detenerse”.
- importante dejar muy claro que el ritmo al caminar tiene que ser de manera habitual.
- Pruebas de velocidad máxima: "Voy a decir listo y usted tiene que caminar tan rápido como usted pueda con seguridad hasta que yo diga la para "(para efecto de nuestro estudio esta parte de la evaluación no se aplicará.

Registro de datos

- Se comienza la sincronización de datos cuando los dedos del pie delantero cruzan la marca de 2 metros
- Detener el tiempo cuando los dedos del pie delantero cruzan la marca de 8 metros
- Si se requiere asistencia física para caminar, esto no debe realizarse
- Debe realizarse a la velocidad normal para cada evaluado.